

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号
特表2014-523310
(P2014-523310A)

(43) 公表日 平成26年9月11日 (2014. 9. 11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 1 1	4 C 0 8 2
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
	A 6 1 N 5/10	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2014-517992 (P2014-517992)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(86) (22) 出願日	平成24年6月18日 (2012. 6. 18)		
(85) 翻訳文提出日	平成26年1月7日 (2014. 1. 7)		
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/053050		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開番号	W02013/001399		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開日	平成25年1月3日 (2013. 1. 3)	(74) 代理人	110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
(31) 優先権主張番号	11171444.0	(72) 発明者	フランク ヨヘン フレデリク
(32) 優先日	平成23年6月27日 (2011. 6. 27)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		ドーフエン ハイ テック キャンパス
(31) 優先権主張番号	61/636, 103		4 4 フィリップス アイピー アンド
(32) 優先日	平成24年4月20日 (2012. 4. 20)		エスーエヌエル
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨組織の磁気共鳴イメージング

(57) 【要約】

医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムと、医用装置を制御するプロセッサと、機械実行可能命令及びパルスシーケンスを含むメモリとを含む。パルスシーケンスを使用して収集された磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む。命令の実行は、プロセッサに、パルスシーケンスに従って磁気共鳴イメージングシステムを使用して磁気共鳴データを収集させ、磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成させる。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。

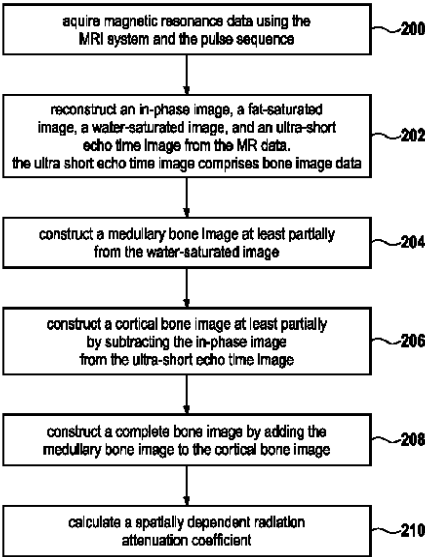


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムと、

医用装置を制御するプロセッサと、

機械実行可能命令及びパルスシーケンスを含むメモリと、

を含み、

前記パルスシーケンスを使用して収集された前記磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含み、前記命令の実行は、前記プロセッサに、

前記パルスシーケンスに従って前記磁気共鳴イメージングシステムを使用して前記磁気共鳴データを収集させ、

前記磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成させ、

前記超短エコー時間画像は、骨画像データを含む、医用装置。

10

【請求項 2】

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、

前記水飽和画像から髄様骨画像を構成させ、

前記超短エコー時間画像から前記同位相画像を減算することによって皮質骨画像を構成させ、

前記髄様骨画像を前記皮質骨画像に加算することによって完全骨画像を構成させる、請求項 1 に記載の医用装置。

20

【請求項 3】

前記命令の実行は、前記プロセッサに、前記完全骨画像、前記脂肪飽和画像、前記同位相画像及び前記超短エコー時間画像を使用して空間依存する放射線減衰係数を計算させる、請求項 2 に記載の医用装置。

【請求項 4】

前記超短エコー時間画像は、骨と空気とを区別するために使用され、前記同位相画像は、画像分割に使用され、前記脂肪飽和画像は、画像分割に使用される、請求項 3 に記載の医用装置。

【請求項 5】

30

前記命令の更なる実行は、前記プロセッサに、

前記脂肪飽和画像、前記同位相画像、前記完全骨画像及び前記超短エコー時間画像を、グラフィカルユーザインターフェース上に表示させ、

前記グラフィカルユーザインターフェースから放射線治療計画データを受信させる、請求項 3 に記載の医用装置。

【請求項 6】

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、放射線治療計画プログラムモジュールを用いた治療計画、前記脂肪飽和画像、前記同位相画像、前記超短エコー時間画像、前記完全骨画像、及び前記空間依存する放射線減衰係数を使用して放射線治療計画データを生成させる、請求項 3 に記載の医用装置。

40

【請求項 7】

放射線治療システムを更に含み、前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、

前記放射線治療計画データを使用して放射線治療制御コマンドを生成させ、

前記放射線治療制御コマンドを実行することによって前記放射線治療システムを用いて被験者を治療させる、請求項 6 に記載の医用装置。

【請求項 8】

前記放射線治療システムは、線形加速器、ガンマナイフ、荷電粒子治療システム、陽子線治療システム、X線治療システム、外部ビーム放射システム及び小線源治療システムの何れか 1 つである、請求項 7 に記載の医用装置。

【請求項 9】

50

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、
ラジオアイソトープイメージングデータを受信させ、
前記ラジオアイソトープイメージングデータ及び前記空間依存する放射線減衰係数を使用して医用画像を計算させる、請求項 3 に記載の医用装置。

【請求項 10】

前記ラジオアイソトープイメージングデータを収集するラジオアイソトープイメージングシステムを更に含み、前記ラジオアイソトープイメージングシステムは、陽電子放出断層撮影システム及び単光子放出コンピュータ断層撮影システムの何れか 1 つであり、前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、前記ラジオアイソトープイメージングシステムを使用して前記ラジオアイソトープイメージングデータを収集させる、請求項 9 に記載の医用装置。

10

【請求項 11】

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、前記磁気共鳴データから逆位相画像を再構成させる、請求項 1 に記載の医用装置。

【請求項 12】

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、複数のエコー画像を再構成させ、前記同位相画像、前記脂肪飽和画像、前記水飽和画像及び前記超短エコー時間画像は、ディクソン信号モデルを使用して、前記複数のエコー画像から再構成される、請求項 1 に記載の医用装置。

20

【請求項 13】

前記命令の実行は更に、前記プロセッサに、前記皮質骨画像に基づいてデジタル再構成された放射線写真画像を構成させる、請求項 2 に記載の医用装置。

【請求項 14】

前記デジタル再構成された放射線写真画像は、支持体位置決めシステムを用いた 2 次元患者マッチングに使用される、請求項 13 に記載の医用装置。

【請求項 15】

医用装置を動作させる方法であって、前記医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含み、前記方法は、

前記磁気共鳴イメージングシステムを使用して前記磁気共鳴データを収集するステップであって、収集された前記磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む、ステップと、

30

前記磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成するステップであって、前記超短エコー時間画像は、骨画像データを含む、ステップと、

を含む方法。

【請求項 16】

前記超短エコー時間画像の 2 次元投影に基づいてデジタル再構成された放射線写真画像を構成するステップを更に含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記デジタル再構成された放射線写真画像に基づいて、放射線治療システム内の支持体位置決めシステムを用いて患者位置を 2 次元でマッチングするステップを更に含む、請求項 16 に記載の方法。

40

【請求項 18】

前記超短エコー時間画像から前記同位相画像を減算することによって皮質骨画像を構成するステップを更に含み、前記皮質骨画像は、前記画像を位置合わせするために使用される、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 19】

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可読命令を含む持続性コンピュータ可読記憶媒体であって、前記医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含み、前記持続性コンピュータ可読記憶媒

50

体は更に、前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するためのパルスシーケンスを含み、前記パルスシーケンスを使用して収集された前記磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含み、前記命令の実行は、前記プロセッサに、

前記磁気共鳴イメージングシステムを使用して前記磁気共鳴データを収集させ、

前記磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成させ、

前記超短エコー時間画像は、骨画像データを含む、持続性コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 20】

医用装置用のコントローラであって、前記医用装置はイメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含み、前記コントローラは、

前記磁気共鳴イメージングシステムを使用して前記磁気共鳴データを収集し、前記コントローラは、前記磁気共鳴データの収集時に、前記磁気共鳴イメージングシステムの動作を制御するためにパルスシーケンスを使用し、前記パルスシーケンスを使用して収集された前記磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含み、

前記磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成し、前記超短エコー時間画像は、骨画像データを含む、コントローラ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング、特に放射線治療計画のための磁気共鳴イメージングの使用に関する。

【背景技術】

【0002】

組織、骨、及び空気を分離できる磁気共鳴 (MR) 画像は、MR が陽電子放出断層撮影 (PET) 及び単光子放出コンピュータ断層撮影 (SPECT) といった放射イメージング技術、及び、磁気共鳴 - 放射線治療シミュレーションといった放射治療技術計画と組み合わせ使用されるあらゆる用途に有益である。CT に使用されるハウズフィールド (Hounsfield) ユニットとは異なり、MR 画像強度と組織密度との関係は単純ではない。例えば従来の MR シーケンスを使用する場合、皮質骨と、空気が満たされた窩洞とは共に信号強度を示さないが、これらの密度は実質的に異なる。最終的に、MR 収集時間を最小限に抑えながら MR 画像における追加の組織型を信頼高く特定する能力が有益である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージングを使用して被験者内の様々な組織型を特定する手段を提供する。実施形態では、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーを収集するコマンドを含むパルスシーケンスを使用することによって、上記が達成される。自由誘導減衰データは、数ミリ秒の時間規模で収集される。これは、骨組織からの自由誘導減衰データの収集を可能にする。複数の勾配エコーからのデータも収集される。自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを収集する推薦 (commendation) によって、様々な画像：同位相画像、脂肪 - 飽和画像、水 - 飽和画像、及び超短エコー時間画像が構成される。このような様々な画像を再構成するために使用されるパルスシーケンスを使用することは有益である。というのは、放射線治療計画のために、及び / 又は、ラジオアイソトープイメージングシステムからの画像の再構成のために必要なすべての画像データが提供されているからである。このようなパルスシーケンスを使用することは、画像を収集するために必要な時間を短縮させることでも、有益である。

【0004】

本発明の実施形態は、超短エコー時間 (UTE) パルスシーケンスの特徴をディクソン (DIXON) 収集と組み合わせる磁気共鳴イメージング用のパルスシーケンスを提供する。

例えばパルスシーケンスは、UTEとディクソン収集とを単一の収集に組み合わせるUTEトリプルエコー(UTILE)MRシーケンスである。この例は、短エコー時(時間TE1)において高速誘導減衰(FID)をサンプリングし、続いて、TE2及びTE3において2つの勾配エコーをサンプリングするパルスシーケンスを使用して実施される。エコー時間TE2及びTE3は、任意選択的に、水と脂肪とがそれぞれほぼ逆位相及び同位相であるところまで調節されてもよい。

【0005】

皮質骨は、潜在的に閾値化によって空域をマスクした後、経験的に決定される大域閾値によってエコー1(M1)とエコー3(M3)との大きさ情報の計算相対的差異から、分割される。軟組織及び脂肪組織の分解は、3つのエコーすべての大きさ及びアンラップ(unwrapped)位相情報を使用して3点ディクソン信号モデリング技法を適用することによって達成される。この1回の収集で、最大で5つの画像セットが提供される。

1. 骨の画像
2. 水のための画像(即ち、脂肪飽和画像)
3. 脂肪のための画像(即ち、水飽和画像)
4. 同位相画像
5. 逆位相画像

【0006】

本明細書において使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピュータデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を記憶する任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読持続性記憶媒体とも称される。コンピュータ可読記憶媒体は、有形コンピュータ可読媒体とも称される。一部の実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータデバイスのプロセッサがアクセス可能なデータを記憶することもできる。コンピュータ可読記憶媒体の例としては、次に限定されないが、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)、読み出し専用メモリ(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。光ディスクの例としては、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクであるコンパクトディスク(CD)及びデジタル多用途ディスク(DVD)が挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体との用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスがアクセス可能な様々なタイプの記録媒体も指す。例えばデータは、モデム、インターネット、又はローカルエリアネットワークを介して検索される。コンピュータ可読記憶媒体への参照は、場合により、複数のコンピュータ可読記憶媒体への参照と解釈されるべきである。1つ以上のプログラムの様々な実行可能なコンポーネントは、様々なロケーションに記憶される。コンピュータ可読記憶媒体は、例えば同じコンピュータシステム内の複数のコンピュータ可読記憶媒体である。コンピュータ可読記憶媒体は更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置されたコンピュータ可読記憶媒体である。

【0007】

「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、プロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。コンピュータメモリの例としては、次に限定されないが、RAMメモリ、レジスタ、及びレジスタファイルが挙げられる。「コンピュータメモリ」又は「メモリ」への参照は、場合により、複数のメモリへの参照と解釈されるべきである。メモリは、例えば同じコンピュータシステム内の複数のメモリである。メモリは更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置された複数のメモリである。

【0008】

「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータストレージは、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。コンピュータストレージの例としては、次に限定されないが、ハードディスクドライブ、

10

20

30

40

50

USBサムドライブ、フロッピー（登録商標）ドライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM、及び固体ハードドライブが挙げられる。一部の実施形態では、コンピュータストレージはコンピュータメモリでもある。またその逆でもよい。「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」への参照は、場合により、複数のストレージへの参照と解釈されるべきである。ストレージは、例えば同じコンピュータシステム又はコンピュータデバイス内の複数のストレージデバイスである。ストレージは更に、複数のコンピュータシステム又はコンピュータデバイス間で分散配置された複数のストレージである。

【0009】

本明細書において使用される「プロセッサ」は、プログラム又は機械実行可能命令を実行できる電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピュータデバイスへの参照は、場合により、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むものと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る。プロセッサとは、単一のコンピュータシステム内の、又は、複数のコンピュータシステム間で分散配置された一群のプロセッサを指す。コンピュータデバイスとの用語も、場合により、それぞれが1つ以上のプロセッサを含む一群のコンピュータデバイス又はネットワークを指すものと解釈されるべきである。多くのプログラムの命令は、同じコンピュータデバイス内の、又は、複数のコンピュータデバイス間で分散配置されてもよい複数のプロセッサによって実行される。

10

【0010】

本明細書において使用される「ユーザインターフェース」は、ユーザ又は操作者がコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすること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」は更に、「ヒューマンインターフェースデバイス」を指す。ユーザインターフェースは、操作者に情報又はデータを提供する、及び/又は、操作者から情報又はデータを受け取る。ユーザインターフェースは、操作者からの入力がコンピュータによって受信され、コンピュータからの出力をユーザに提供できるようにする。つまり、ユーザインターフェースは、操作者がコンピュータを制御又は操作できるようにし、また、インターフェースは、コンピュータが操作者の制御又は操作による効果を示せるようにする。データ又は情報を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に表示することは、操作者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、グラフィクステーブル、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、有線グローブ、ダンスパッド、リモートコントローラ、及び加速度計を介するデータの受信はすべて、操作者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コンポーネントの例である。

20

30

【0011】

本明細書において使用される「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、外部コンピュータデバイス及び/又は装置とインタラクトする及び/又は制御できるよう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、外部コンピュータデバイス及び/又は装置に制御信号又は命令を送信できるようにする。ハードウェアインターフェースは更に、プロセッサが、外部コンピュータデバイス及び/又は装置とデータを交換できるようにする。ハードウェアインターフェースの例として、次に限定されないが、汎用シリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、ブルートゥース接続、ワイヤレスローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（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。

40

【0012】

本明細書において使用される「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

50

イは、視覚、音声、及び／又は触知データを出力する。ディスプレイの例としては、次に限定されないが、コンピュータモニタ、テレビジョンスクリーン、タッチスクリーン、触知電子ディスプレイ、点字（Braille）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、真空蛍光ディスプレイ（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スディスプレイ（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、及び頭部取付け式ディスプレイが挙げられる。

【0013】

ラジオアイソトープイメージングデータは、本明細書において、放射性同位元素の放射性減衰を検出する医用イメージングスキャナを使用して収集された2又は3次元データと定義される。ラジオアイソトープイメージングシステムは、本明細書において、患者の身体構造に関する情報を収集し、患者内の放射性マーカー又はトレースによって放射された放射線を検出することによって2次元又は3次元の医用画像データのセットを構成する装置と定義される。ラジオアイソトープイメージングデータは、医師による診断に有用な視覚化を構成するために使用される。この視覚化は、コンピュータを使用して行われる。

10

【0014】

磁気共鳴（MR）データは、本明細書において、磁気共鳴イメージングスキャン時に磁気共鳴装置のアンテナによって記録された原子スピンによって放射された無線信号の測定結果と定義される。磁気共鳴イメージング（MRI）画像は、本明細書において、磁気共鳴イメージングデータ内に含まれる解剖学的データの再構成された2又は3次元視覚化と定義される。この視覚化は、コンピュータを使用して行われる。

20

【課題を解決するための手段】

【0015】

1つの態様において、本発明は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含む医用装置が提供される。医用装置は更に、当該医用装置を制御するプロセッサを含む。当該プロセッサは、コントローラ又はコントロールシステムに置換されてもよい。医用装置は更に、機械実行可能命令及びパルスシーケンスを含むメモリを含む。機械実行可能命令は、プロセッサに、磁気共鳴イメージングシステムを制御させる。本明細書において使用されるパルスシーケンスは、時間に応じて実行される一組の命令又は演算を包含し、これらの命令又は演算は、磁気共鳴データを収集するように磁気共鳴イメージングシステムを制御する又は当該システムを制御するためのコマンドを生成するように併せて使用される。パルスシーケンスは、機械実行可能形式か、又は、人間の操作者によってグラフィカルユーザインターフェース上で操作又は変更できるようにグラフィカル形式にある。グラフィカル形式の場合、パルスシーケンスは、適切なプログラム又はプログラムモジュールによって機械実行可能形式に変換される。

30

【0016】

パルスシーケンスを使用して収集された磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む。本明細書において使用される自由誘導減衰データは、磁気共鳴データの収集時に測定された自由誘導減衰曲線の測定結果を包含する。自由誘導減衰データは、例えば特性時間定数 T_2 又は T_2^* において減衰する自由誘導減衰である。エコー信号は、パイポラスイッチ磁場勾配を使用して、自由誘導減衰から生成される信号である。磁場勾配が反対にされたときに生成されるエコーがある。本明細書において使用される勾配エコーデータは、そのようなエコー信号の測定記録を包含する。本明細書において使用される複数の勾配エコーのデータは、複数のエコー信号の記録を包含する。

40

【0017】

命令の実行は、プロセッサに、パルスシーケンスに従って磁気共鳴イメージングシステムを使用して磁気共鳴データを収集させる。つまり、パルスシーケンスコマンド又は制御シーケンスが使用されて磁気共鳴イメージングシステムが制御され、これにより磁気共鳴データが収集された。命令の実行は、プロセッサに、磁気共鳴データから、同位相画像、

50

脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成させる。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。本明細書において使用される同位相画像は、T1及び標準的な陽子重み付け画像を含む磁気共鳴データから再構成される画像を包含する。

【0018】

本明細書において使用される脂肪飽和画像は、脂肪の陽子からはほんの少量の核磁気共鳴信号がもたらされるように、画像収集前に脂肪の陽子が飽和された画像を包含する。脂肪飽和画像は、通常、脂肪の陽子が除去された状態で水の陽子の濃度又は場所を示すために使用される。同様に、本明細書において使用される水飽和画像は、磁気共鳴データから再構成され、水の陽子又は水素の陽子が少量の核磁気共鳴信号を生成するように、データ収集前に水の陽子が飽和された画像を包含する。水飽和画像は、通常、脂肪又は脂肪組織の場所を示すために使用される。本明細書において使用される超短エコー時間画像は、自由誘導減衰データから再構成される画像であって、当該自由誘導減衰は、非常に短い時間規模で生じる。自由誘導減衰は、数ミリ秒のオーダーの時定数を有する。超短エコー時間は、腱又は骨といった組織を、非常に小さい自由誘導減衰値でイメージングすることを可能にする。本明細書において使用される骨画像データは、被験者体内の骨の位置及び場所を表す自由誘導減衰データを含む磁気共鳴データを包含する。

10

【0019】

本実施形態は、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像が単一のパルスシーケンスを使用して収集されたという利点を有する。このことは、これらの画像はすべて同じ位置関係を有し、被験者の幾何学的構造又は内部生体構造をより正確に再構成するために使用可能であることを意味する。更に、これらの画像はすべて同時に収集されるので収集時間が短縮される。

20

【0020】

同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像は、例えばディクソン(Dixon)方法を使用して再構成される。例えば画像は、2点ディクソン方法を使用して再構成される。

【0021】

別の実施形態では、命令の実行は、プロセッサに、水飽和画像から髄様骨画像を構成させる。一部の実施形態では、水飽和画像内に撮像された脂肪は、適切な解剖学モデルによって髄様骨画像から除去される。例えば変形可能な形状モデルが、髄様骨画像内に特定された髄様骨にフィットされ、脂肪又は脂肪組織を除去するように使用される。命令の実行は更に、プロセッサに、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することによって皮質骨画像を構成させる。本明細書において使用される髄様骨画像は、髄様骨の場所を示す画像を指す。髄様骨は、骨梁又は海綿骨と同義である。皮質骨は、骨の堅い外側の層であり、緻密骨組織とも称される。命令の実行は更に、プロセッサに、髄様骨画像を皮質骨画像に加算することによって完全骨画像を構成させる。本発明の本実施形態は、被験者体内の骨組織の画像を構成するために、磁気共鳴イメージングシステムが使用されたという利点を有する。これは、骨組織の調査に使用されるか、又は、治療計画に使用される。

30

【0022】

別の実施形態では、命令の実行は、プロセッサに、完全骨画像、脂肪飽和画像、同位相画像及び超短エコー時間画像を使用して、空間依存する放射線減衰係数を計算させる。例えば超短エコー時間画像は、骨及び空洞部分の場所を特定するために使用され、例えば超短エコー時間画像は、被験者の腔といった空洞部分の場所を特定するために使用される。完全骨画像は、様々な骨密度に関する情報を含む。皮質骨及び髄様骨は、異なる密度を有する。空間依存する放射線減衰係数の計算に様々な骨密度に関する情報を使用することによって、空間依存する放射線減衰係数をより正確に求めることができる。

40

【0023】

本実施形態は、収集又は構成された様々なタイプの画像が、空間依存する放射線減衰係数を正確に計算するために使用されるという利点も有する。空間依存する放射線減衰係数は、例えば放射線治療計画、又は、陽電子放射断層撮影におけるようにイメージングのた

50

めに放射線の吸収が正確に予測されなくてはならない診断放射線医学に使用される。これらの画像は、体内の様々なタイプの組織又は領域の特定を可能にする。この解剖学的情報が、被験者の様々な部分による放射線の吸収を正確にモデル化するために使用される。具体的には、同位相画像が、分割モデルを画像にフィットするために使用される。このことは、空間依存する放射線減衰係数の計算を更に精緻化するのに非常に有益である。

【 0 0 2 4 】

別の実施形態では、超短エコー時間画像は、骨と空気とを区別するために使用される。同位相画像は、画像分割に使用される。脂肪飽和画像も、画像分割に使用される。

【 0 0 2 5 】

命令の実行は更に、プロセッサに、脂肪飽和画像、同位相画像、完全骨画像及び超短エコー時間画像を、グラフィカルユーザインターフェース上に表示させる。命令の実行は更に、プロセッサに、グラフィカルユーザインターフェースから放射線治療計画データを受信させる。一部の実施形態では、空間依存する放射線減衰係数は、グラフィカルユーザインターフェースからの入力と共に使用されて、放射線治療計画データが計算される。本実施形態は、放射セッション又は治療を計画するために操作者又は医師が必要とするデータが、グラフィカルユーザインターフェース上に表示されるので特に有益である。ユーザ又は操作者は、画像を検討し、次にマウス又は人間による他の入力デバイスを使用して、グラフィカルユーザインターフェース上で形状又は制御部を操作する。次に、ユーザの入力は、放射線治療計画データに変換される。本実施形態は、放射線治療を行うために必要なデータが同時に提示かつ収集されるため、特に有益である。これにより放射線治療計画が行われる速度の増加がもたらされる。

【 0 0 2 6 】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、放射線治療計画プログラムモジュールを用いた治療計画、脂肪飽和画像、同位相画像、超短エコー時間画像、完全骨画像、及び空間依存する放射線減衰係数を使用して放射線治療計画データを生成させる。本明細書において使用される治療計画は、放射線治療を行うための計画を表すデータファイルを包含する。例えば治療計画は、患者又は被験者の治療されるべき領域と共に被験者を表す解剖学的データを含む。放射線治療計画プログラムモジュールは、治療計画を解釈可能であり、それを脂肪飽和画像、同位相画像及び超短エコー時間画像のうちの少なくとも1つに合せることができる実行可能コードを含む。本実施形態は、医用装置が、磁気共鳴データを収集し、次に、患者又は被験者の放射線治療の計画及び実行に進むことができる点で有利である。

【 0 0 2 7 】

別の実施形態では、医用装置は更に、放射線治療システムを含む。命令の実行は更に、プロセッサに、放射線治療計画データを使用して放射線治療制御コマンドを生成させる。命令の実行は更に、プロセッサに、放射線治療制御コマンドを実行することによって放射線治療システムを用いて被験者を治療させる。本明細書において使用される放射線治療制御コマンドは、放射線治療システムを制御する機械実行可能コマンドを包含する。

【 0 0 2 8 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、線形加速器である。

【 0 0 2 9 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、ガンマナイフである。

【 0 0 3 0 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、荷電粒子治療システムである。本明細書において使用される荷電粒子治療システムは、荷電原子核又は分子といった荷電粒子を被験者のターゲット領域に向けるシステムである。例えば炭素原子核又は陽子が、被験者のターゲットゾーンに向けられる。

【 0 0 3 1 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、陽子線治療システムである。本明細書において使用される陽子線治療システムは、被験者のターゲットゾーンに水素原子核といった

陽子を向ける治療システムである。

【 0 0 3 2 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、X線治療システムである。本明細書において使用されるX線治療システムは、放射線治療を行うために被験者のターゲットゾーンにX線を向けるシステムを包含する。

【 0 0 3 3 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、外部ビーム放射システムである。本明細書において使用される外部ビーム放射システムは、被験者のターゲットゾーンに外部放射ビームを向ける放射線治療システムを包含する。

【 0 0 3 4 】

別の実施形態では、放射線治療システムは、小線源治療システムである。

【 0 0 3 5 】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、ラジオアイソトープイメージングデータを受信させる。本明細書において使用されるラジオアイソトープイメージングデータは、同位元素の放射性減衰の検出によって生成されるデータを包含する。ラジオアイソトープイメージングデータは、被験者又は患者の診断イメージングにおいて生成される。

【 0 0 3 6 】

命令の実行は更に、プロセッサに、ラジオアイソトープイメージングデータ及び空間依存する放射線減衰係数を使用して医用画像を計算させる。ラジオアイソトープイメージングデータは、被験者体内の検出された放射性同位元素の減衰の記録によって生成される。空間依存する放射線減衰係数が放射性同位元素の場所をより正確に決定可能にすることは既知である。検出された放射線の減衰は、この放射線が被験者内でどのように減衰されたのかについての知識を使用することによってより良好に予測可能である。

【 0 0 3 7 】

別の実施形態では、医用装置は更に、ラジオアイソトープイメージングデータを収集するラジオアイソトープイメージングシステムを含む。

【 0 0 3 8 】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、ラジオアイソトープイメージングシステムを使用してラジオアイソトープイメージングデータを収集させる。

【 0 0 3 9 】

別の実施形態では、ラジオアイソトープイメージングシステムは、陽電子放出断層撮影システムである。

【 0 0 4 0 】

別の実施形態では、ラジオアイソトープイメージングシステムは、単光子放出コンピュータ断層撮影システムである。

【 0 0 4 1 】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、磁気共鳴データから逆位相画像を再構成させる。本明細書において使用される逆位相画像は、脂肪信号及び水信号といった2つの別個の成分からの信号が、180度位相がずれており、これは、特定のボクセルにおいて核磁気共鳴信号の相殺的干渉を引き起こす画像を包含する。本実施形態は、特定の組織型に放射線治療計画を行う場合に有益である。例えば本実施形態は、肝臓又は副腎における病変を特定するのに有益である。本実施形態は更に、脳内の病的領域を特定するのに有益である。逆位相画像は、例えば放射線治療計画の間にグラフィカルユーザインターフェース上に表示されても、又は、例えば放射線治療計画プログラムモジュールの入力として使用されてもよい。

【 0 0 4 2 】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、複数のエコー画像を再構成させる。エコー画像は、勾配エコーの記録磁気共鳴データから再構成された画像である。複数のエコー画像は、それぞれ、複数の勾配エコーの磁気共鳴データから再構成された複数の

10

20

30

40

50

画像である。同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像は、ディクソン信号モデルを使用して、磁気共鳴データから構成される。例えばディクソン信号モデルは、2点ディクソン信号モデル、3点ディクソン信号モデル又は4点ディクソン信号モデルである。本実施形態は、これらの画像を構成する有効かつ正確な手段が提供されるので有利である。3点ディクソン信号モデルは、一部の実施形態では、他の画像も再構成される時と同時に磁気共鳴データから逆位相画像を再構成するために使用される。

【0043】

別の態様では、本発明は、医用装置を動作させる方法を提供する。医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含む。当該方法は、磁気共鳴イメージングシステムを使用して磁気共鳴データを収集するステップを含む。収集された磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む。当該方法は更に、磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成するステップを含む。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。

10

【0044】

別の実施形態では、当該方法は更に、水飽和画像から髄様骨画像を構成するステップを含む。当該方法は更に、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することにより皮質骨画像を構成するステップを含む。当該方法は更に、髄様骨画像を皮質骨画像に加算することにより、完全骨画像を構成するステップを含む。

20

【0045】

別の実施形態では、当該方法は更に、完全骨画像、脂肪飽和画像、同位相画像及び超短エコー時間画像を使用して、空間依存する放射線減衰係数を計算するステップを含む。

【0046】

別の実施形態では、超短エコー時間画像は、骨と空気とを区別するために使用される。同位相画像は、画像分割に使用される。脂肪飽和画像も、画像分割に使用される。

【0047】

別の態様では、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可読命令を含む有形コンピュータ可読記憶媒体を提供する。医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含む。コンピュータ可読記憶媒体は更に、磁気共鳴イメージングシステムを制御するためのパルスシーケンスを含む。パルスシーケンスを使用して収集された磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む。命令の実行は、プロセッサに、磁気共鳴イメージングシステムを使用して磁気共鳴データを収集させる。命令の実行は更に、プロセッサに、磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超短エコー時間画像を再構成させる。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。

30

【0048】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、水飽和画像から髄様骨画像を構成させる。命令の実行は更に、プロセッサに、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することによって皮質骨画像を構成させる。命令の実行は更に、プロセッサに、髄様骨画像を皮質骨画像に加算することによって完全骨画像を構成させる。

40

【0049】

別の態様では、本発明は、医用装置用のコントローラを提供する。本明細書において使用されるコントローラは、他のシステム又は装置を制御する電子装置を包含する。プロセッサ又はマイクロコントローラは、コントローラの2つの非限定的な例である。医用装置は、イメージングボリュームから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴イメージングシステムを含む。コントローラは、磁気共鳴イメージングシステムを使用して磁気共鳴データを収集する。コントローラは、磁気共鳴データの収集時に、磁気共鳴イメージングシステムの動作を制御するためにパルスシーケンスを使用する。パルスシーケンスを使用して収集された磁気共鳴データは、自由誘導減衰データ及び複数の勾配エコーのデータを含む。コントローラは更に、磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像及び超

50

短エコー時間画像を再構成する。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。

【 0 0 5 0 】

別の実施形態では、コントローラは更に、水飽和画像から髄様骨画像を構成する。コントローラは更に、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することによって皮質骨画像を構成する。コントローラは更に、髄様骨画像を皮質骨画像に加算することによって完全骨画像を構成する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

以下において、本発明の好適な実施形態がほんの一例として図面を参照して説明される。

10

【 0 0 5 2 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態による方法を説明するフローチャートを示す。

【図 2】図 2 は、本発明の更なる実施形態による方法を説明するフローチャートを示す。

【図 3】図 3 は、本発明の一実施形態によるパルスシーケンスを、タイミングチャートの形式で示す。

【図 4】図 4 は、皮質骨画像を示す。

【図 5】図 5 は、髄様骨画像を示す。

【図 6】図 6 は、完全骨画像を示す。

【図 7】図 7 は、脂肪飽和画像を示す。

【図 8】図 8 は、同位相画像を示す。

20

【図 9】図 9 は、超短エコー時間位相画像を示す。

【図 10】図 10 は、本発明の一実施形態による医用装置を示すブロック図を示す。

【図 11】図 11 は、本発明の更なる実施形態による医用装置を示すブロック図を示す。

【図 12】図 12 は、本発明の更なる実施形態による医用装置を示すブロック図を示す。

【図 13】図 13 は、デジタル再構成された放射線写真 (D R R) を含む 4 人の被験者の画像を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 3 】

これらの図面において同様の番号が付された要素は、同等の要素であるか又は同じ機能を行う。先に説明された要素は、機能が同等であるならば後の図面において必ずしも説明されない。

30

【 0 0 5 4 】

図 1 は、本発明の一実施形態による方法を説明するフロー図を示す。ステップ 100 において、磁気共鳴データが、MRI システム及びパルスシーケンスを使用して収集される。パルスシーケンスは、例えば図 3 に示されるようなパルスシーケンスである。次に、ステップ 102 において、磁気共鳴データから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像、及び超短エコー時間画像が再構成される。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。

【 0 0 5 5 】

図 2 は、当該方法の更なる実施形態を説明するブロック図を示す。ステップ 200 において、磁気共鳴データが、MRI システム及びパルスシーケンスを使用して収集される。ステップ 202 において、磁気共鳴イメージングデータから、同位相画像、脂肪飽和画像、水飽和画像、及び超短エコー時間画像が再構成される。超短エコー時間画像は、骨画像データを含む。骨画像データは、患者又は被験者内の骨組織の生体構造を表す画像データである。ステップ 204 において、髄様骨画像が、水飽和画像から構成される。一部の実施形態では、このステップは、モデルを使用して画像から情報を除去すること、例えば画像から脂肪組織を除去することで構成される。次に、ステップ 206 において、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することによって、皮質骨画像が構成される。次に、ステップ 208 において、髄様骨画像を皮質骨画像に加算することによって完全骨画像が構成される。最後に、ステップ 210 において、空間依存する放射線減衰係数が計算される。ステップ 210 において、計算には、完全骨画像、脂肪飽和画像、同位相画像、及び /

40

50

又は超短エコー時間画像を使用することが含まれる。

【0056】

図3は、タイミングチャートの形式でパルスシーケンス300を示す。このパルスシーケンス300において、4つの時間軸があり、時間軸302は、無線周波数エネルギーが印加される時を示す。時間軸304は、読出し勾配を示す。時間軸306は、データ収集用のゲートを示す。時間軸308は、核磁気共鳴信号を示す。時間軸302では、無線周波数パルス310が時間T_{rf}の間に印加される。時間軸308では、自由誘導減衰314、第1の勾配エコー316及び第2の勾配エコー318が示される。時間軸308には、3つの勾配パルスがある。時間軸304は、第1の勾配パルス320、第2の勾配パルス322及び第3の勾配パルス324が印加される時を示す。第1の勾配パルス320は、自由誘導減衰314の間に印加される。第2の勾配パルス322は、第1の勾配エコー316を引き起こす。第3の勾配パルス324は、第2の勾配エコー318を引き起こす。時定数T₁、T₂又はT₂^{*}といった自由誘導減衰314が減衰する特性時間速度は、T_{E1} 326として示される。第1の勾配エコー316は、T_{E2} 328において最大値を有する。第2の勾配エコー318は、T_{E3} 330において最大値を有する。

【0057】

時間軸306は、磁気共鳴データが収集される時を示す。自由誘導減衰データは、時間間隔T_{aq1} 332の間に収集される。第1の勾配エコーデータは、時間間隔334の間に収集される。第2の勾配エコーデータは、時間間隔336の間に収集される。図3に示されるパルスシーケンスは代表的なものである。パルスシーケンスに変更を加えてもよい。例えば自由誘導減衰データが収集される時刻は、338とマーク付けされる時刻まで遅らせてもよい。

【0058】

図3に示される例では、エコー時間は、エコー時間が同位相時及び逆位相時に収集されるように選択される。しかし、エコー時間は同位相又は逆位相エコー時間である必要はない。勾配エコーが特定されないエコー時間において収集されるように、適切なディクソン(Dixon)モデルが使用される。例えば様々なディクソンモデルが、2、3又は4つの特定されないエコー時間に有効である。

【0059】

図4は、皮質骨画像400の一例を示す。画像400内には、皮質骨402が示される。皮質骨画像400は、超短エコー時間画像から同位相画像を減算することによって構成された。

【0060】

図5は、髄様骨画像を示す。髄様骨502が、髄様骨画像500内にはっきりと示される。

【0061】

図6は、画像400及び500を加算することによって構成された完全骨画像600を示す。領域602では、皮質骨及び髄様骨が示される。

【0062】

図7は、脂肪飽和画像700を示す。

【0063】

図8は、同位相画像800を示す。

【0064】

図9は、位相用の超短エコー時間画像900を示す。この画像では、空気腔902が可視である。

【0065】

図10は、本発明の一実施形態による医用装置1000を示すブロック図を示す。医用装置1000は、磁気共鳴イメージングシステム1002を含む。磁気共鳴イメージングシステム1002は、磁石1004を含むものとして示される。図10に示される磁石1004は、円筒型の超電導磁石である。磁石1004は、超電導コイルを有する液体ヘリ

10

20

30

40

50

ウム冷却クライオスタットを有する。永久磁石又は常伝導磁石を使用することも可能である。様々なタイプの磁石を使用することが可能であり、例えば分割円筒磁石及びいわゆるオープン磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒磁石は、磁石のアイソプレーン (iso-plane) へのアクセスを可能とするためにクライオスタットが2つのセクションに分割されている点を除き、標準的な円筒磁石と同様であり、このような磁石は、例えば荷電粒子ビーム治療と併せて使用される。オープン磁石は2つの磁石セクションを有し、被験者を受け入れるのに十分に大きい空間を挟んで互いに重ね合わされる。この2つのセクションの配置は、ヘルムホルツ (Helmholtz) コイルの配置と同様である。被験者の閉塞度が少ないため、オープン磁石は評判が良い。円筒磁石のクライオスタット内には、一群の超電導コイルがある。円筒磁石1004のボア1006内には、磁気共鳴イメージングを行うのに磁場が十分に強くかつ均一であるイメージングゾーン1008がある。

10

【0066】

磁石1004のボア1006内には更に、磁石1004のイメージングゾーン1008内の磁気スピンを空間的に符号化するために、磁気共鳴データの収集に使用される磁場勾配コイル1010がある。磁場勾配コイル1010は、磁場勾配コイル電源1012に接続される。磁場勾配コイル1010は代表的なものであることを意図している。通常、磁場勾配コイル1010は、3つの直交する空間方向に空間的に符号化するための3つの別個のコイルセットを含む。磁場勾配電源が、磁場勾配コイルに電流を供給する。磁場コイルに供給された電流は、時間に応じて制御され、また、傾斜又はパルス状にされる。

20

【0067】

イメージングゾーン1008に隣接して、イメージングゾーン1008内の磁気スピンの方向を操作し、イメージングゾーン1008内のスピンからの無線伝送を受け取る無線周波数コイル1014がある。無線周波数コイルは、複数のコイル素子を含む。無線周波数コイル又は複数のコイル素子のそれぞれは、チャンネルとも呼ばれる。無線周波数コイルは、アンテナとも呼ばれる。無線周波数コイル1014は、無線周波数送受信器1016に接続される。無線周波数コイル1014及び無線周波数送受信器1016は、別々の送信コイル及び受信コイルと、別々の送信器及び受信器とに置換されてもよい。無線周波数コイル1014及び無線周波数送受信器1016は代表的なものであると理解される。無線周波数コイル1014は、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナも表すことを意図している。同様に、送受信器1016も別々の送信器及び受信器を表す。

30

【0068】

送受信器1016と磁場勾配コイル電源1012とは、コンピュータシステム1022のハードウェアインターフェース1024に接続される。コンピュータシステム1022は更に、プロセッサ1026を含む。プロセッサは、プロセッサ1026が医用装置1000の動作及び機能を制御できるようにするハードウェアインターフェース1024に接続される。プロセッサ1026は更に、ユーザインターフェース1028に接続される。プロセッサ1026は更に、コンピュータストレージ1030及びコンピュータメモリ1032に接続される。

【0069】

コンピュータストレージ1030は、パルスシーケンス1034を含むものとして示される。パルスシーケンス1034は、磁気共鳴イメージングシステム1002を制御するために使用される。コンピュータストレージ1030は、パルスシーケンス1034を使用して磁気共鳴イメージングシステム1002によって収集された磁気共鳴データ1036を更に含むものとして示される。コンピュータストレージ1030は更に、磁気共鳴データ1036から再構成された、同位相画像1038、脂肪飽和画像1040、水飽和画像1042及び超短エコー時間画像1044を含むものとして示される。コンピュータストレージ1030は更に、磁気共鳴データ1036から再構成された逆位相画像1046を含むものとして示される。逆位相画像1046は、すべての実施形態において計算される又は再構成されるわけではない。

40

【0070】

50

コンピュータストレージ 1030 は更に、水飽和画像 1042 から再構成された髄様骨画像を含むものとして示される。コンピュータストレージ 1030 は更に、超短エコー時間画像 1044 から同位相画像 1038 を減算することによって再構成される皮質骨画像 1050 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 1030 は更に、髄様骨画像 1048 を皮質骨画像 1050 に加算することによって構成された完全骨画像 1052 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 1030 は、すべての実施形態にあるわけではない空間依存する放射線減衰係数 1054 を含むものとして示される。コンピュータストレージ 1030 は更に、放射線治療計画データ 1056 を含むものとして示される。放射線治療計画データ 1056 は任意選択的であり、すべての実施形態にあるわけではない。コンピュータストレージ 1030 は更に、こちらも任意選択的である治療計画 1058 を含むものとして示される。

10

【0071】

コンピュータメモリ 1032 は、医用装置 1000 の動作及び機能を制御するためのコンピュータ実行可能命令を含む。コンピュータメモリ 1032 は、制御モジュール 1060 を含むものとして示される。制御モジュール 1060 は、プロセッサ 1026 が、医用装置 1000 の動作及び機能を制御できるようにするコンピュータ実行可能コードを含む。コンピュータメモリ 1032 は更に、画像再構成モジュール 1062 を含むものとして示される。画像再構成モジュール 1062 は、コンピュータストレージ 1030 内に含まれる画像 1038、1040、1042、1044、1046 を再構成するためのコンピュータ実行可能コードを含む。コンピュータメモリ 1032 は更に、プロセッサ 1026 が画像の加算及び減算といった操作ができるようにする画像操作モジュール 1064 を含む。

20

【0072】

コンピュータメモリ 1032 は、画像再構成モジュール 1062 によって使用される 3 点ディクソン信号モデルを任意選択的に含むものとして示される。コンピュータメモリ 1032 は更に、画像分割モジュール 1068 を含むものとして示される。一部の実施形態では、画像分割モジュールは、コンピュータストレージ 1030 内に含まれる任意の画像を分割するために使用される。コンピュータメモリ 1032 は更に、放射線減衰係数計算モジュール 1070 を含むものとして示される。放射線減衰係数計算モジュール 1070 は、一部の実施形態では、完全骨画像 1052、脂肪飽和画像 1040、同位相画像 1038、及び超短エコー時間画像 1044 から、空間依存する放射減衰係数 1054 を計算するために使用される。

30

【0073】

一部の実施形態では、コンピュータメモリ 1032 内に放射線治療計画データ生成モジュール 1072 がある。放射線治療計画データ生成モジュール 1072 は、治療計画 1058 及び空間依存する放射減衰係数 1054 を使用して放射線治療計画データ 1056 を自動的に生成する。一部の実施形態は、コンピュータメモリ 1032 内にあり、グラフィカルユーザインターフェース 1076 の動作及び機能を制御するためのグラフィカルユーザインターフェース制御モジュール 1074 を更に有する。任意選択的なグラフィカルユーザインターフェース 1076 は、完全骨画像 600、脂肪飽和画像 700、同位相画像 800 及び超短エコー時間画像 900 を表示しているものとして示される。グラフィカルユーザインターフェース 1076 は更に、操作者又は医師が放射線治療計画データ 1056 を入力する放射線治療計画インターフェース 1078 を含む。

40

【0074】

図 11 は、図 10 に示された実施形態と同様の実施形態を示す。図 11 に示される医用装置は、放射線治療システム 1122 を含む。磁石 1004 は、超電導磁石であり、幾つかの超電導コイル 1126 を有するクライオスタット 1124 を含む。磁石 1004 の周りには更に、減磁場領域 1130 を作成する補償コイル 1128 がある。本実施形態における放射線治療システム 1122 は、放射線治療システム全般の代表的なものであることを意図している。ここに示される構成要素は、LINAC 及び X 線治療システムに典型的

50

なものである。しかし、分割磁石の使用といった小さい変更をすることによって、荷電粒子又はベータ粒子放射線治療システムも本図を使用して説明することができる。放射線治療源 1 1 3 4 を磁石 1 0 0 4 周りに回転させるために使用されるガントリ 1 1 3 2 がある。ガントリ 1 1 3 2 は、回転アクチュエータ 1 1 3 5 によって、回転軸 1 1 3 3 の周りを回転させられる。ガントリ 1 1 3 2 によって回転される放射線治療源 1 1 3 4 がある。放射線治療源 1 1 3 4 は、コリメータ 1 1 3 6 を通過する放射線ビーム 1 1 3 8 を発生させる。図 1 1 では、放射線ビーム 1 1 3 8 によって照射されるターゲットゾーン 1 1 4 2 が示される。放射線源 1 1 3 4 が回転軸 1 1 3 3 の周りを回転するにつれて、ターゲットゾーン 1 1 4 2 が照射される。更に、放射線治療システム 1 1 2 2 に対するターゲットゾーン 1 1 4 2 の位置を最適化するように、支持体 1 0 2 0 を位置決めするための支持体位置決めシステム 1 1 4 0 がある。

10

【 0 0 7 5 】

ハードウェアインターフェース 1 0 2 4 は、送受信器 1 0 1 6、電源 1 0 1 2、回転アクチュエータ 1 1 3 5、及び支持体位置決めシステム 1 1 4 0 に接続されているものとして示される。ハードウェアインターフェース 1 0 2 4 は、プロセッサ 1 0 2 6 が、これらの構成要素 1 0 1 2、1 0 1 6、1 1 3 5、1 1 4 0 のすべてに制御信号を送信する又はこれらから制御信号を受信できるようにする。

【 0 0 7 6 】

コンピュータストレージ 1 0 3 0 は、放射線治療制御コマンド 1 1 5 0 を含むものとして示される。放射線治療制御コマンド 1 1 5 0 は、放射線治療システム 1 1 2 2 によって実行されると、放射線治療システム 1 1 2 2 にターゲットゾーン 1 1 4 2 を治療させる命令を含む。コンピュータメモリ 1 0 3 2 は、放射線治療制御コマンド生成モジュール 1 1 5 2 を含むものとして示される。放射線治療制御コマンド生成モジュール 1 1 5 2 は、プロセッサ 1 0 2 6 が、放射線治療計画データ 1 0 5 6 から放射線治療制御コマンド 1 1 5 0 を生成できるようにする命令を含む。

20

【 0 0 7 7 】

図 1 2 は、図 1 0 に示される医用装置と同様の医用装置 1 2 0 0 を示す。この実施形態では、ラジオアイソトープイメージングシステム 1 2 0 2 が、医用装置 1 2 0 0 に組み込まれている。ラジオアイソトープイメージングシステム 1 2 0 2 は、イオン化放射線を検出するシンチレータリング 1 2 0 4 を含む。シンチレータリングを構成する個々のシンチレータは、磁石 1 0 0 4 から一連の光検出器 1 2 0 8 に導出されるライトパイプ又は光ファイバのセット 1 2 0 6 に接続される。被験者 1 0 1 8 の体内に、放射性同位元素が集中した部分 1 2 1 0 が示される。イオン化放射線が放射され (1 2 1 2)、シンチレータリング 1 2 0 4 内で吸収される。コンピュータストレージ 1 0 3 0 内に、ラジオアイソトープイメージングデータ 1 2 2 0 が示される。ラジオアイソトープイメージングデータ 1 2 2 0 は、光検出器 1 2 0 8 によって収集された記録データである。コンピュータストレージ 1 0 3 0 は更に、医用画像 1 2 2 2 を含むものとして示される。医用画像は、被験者体内の放射性同位元素の場所 1 2 1 0 を表すラジオアイソトープイメージングデータの画像、再構成、又はレンダリングである。

30

【 0 0 7 8 】

医用画像 1 2 2 2 は、ラジオアイソトープイメージングデータ 1 2 2 0 から再構成された。ラジオアイソトープイメージングシステム 1 2 0 2 は、例えば陽電子放出断層撮影システム又は単光子放出コンピュータ断層撮影システムである。コンピュータメモリ 1 0 3 2 は、医用画像再構成モジュール 1 2 3 0 を含むものとして示される。医用画像再構成モジュール 1 2 3 0 は、ラジオアイソトープイメージングデータ 1 2 2 0 から医用画像 1 2 2 2 を再構成するためにプロセッサ 1 0 2 6 が使用するコンピュータ実行可能コードを含む。図 1 0、図 1 1 及び図 1 2 の実施形態に示されるコンピュータ 1 0 2 2 は、同等であり、同様にコンピュータメモリ 1 0 3 2 及びコンピュータストレージ 1 0 3 0 にそれぞれ記憶されるソフトウェア及びデータも同等である。

40

【 0 0 7 9 】

50

図13は、4人の被験者の画像を示す。各行は、1回のイメージングシーケンスによって生成された一人の被験者の画像を含む。画像の列は、左から右に、骨強調画像400、水の水みの画像700、同位相画像800、逆位相画像1046、脂肪の水みの画像500及びデジタル再構成された放射線写真(DRR)を含む。骨強調画像400は、図4に対応する皮質骨の対照をなし、図9に対応する超短エコー時間画像から同位相画像800を減算することによって構成される。図4の画像と骨強調画像の列の画像との違いは、脳の存在を減少させる同位相画像の重み付けを含む。水の水みの画像700は、図7に対応する脂肪飽和を有するT1w画像である。同位相画像800は、図8に対応する。脂肪の水みの画像500は、図5に対応し、髄様骨を含む。最後の列は、DRR1240を含む。DRRは、骨強調画像400の3次元ボリュームの2次元投影として作成される。或いは、DRRは、超短エコー時間画像から減算された重み付けされた同位相画像の2次元投影として構成される。或いは、DRRは、超短エコー時間画像から減算された重み付けされた同位相画像の2次元投影として構成される。投影は、サジタル透視像として示される。DRRは、2次元患者マッチングに使用されるのに十分な品質を有する。患者マッチングは、被験者1018を放射線治療内に位置決めするように使用される。被験者1018の位置の調節は、支持体位置決めシステム1140によって行われる。DRR画像は、従来のCT画像に取って代わるものである。

10

【0080】

別の実施形態では、骨強調画像又は皮質骨画像は、画像を、PET、SPECT、CT等の他のイメージング様式を含む他の画像と位置合わせするために使用される。パルスシーケンス300から生成された画像は、本質的に位置合わせされている。骨強調画像は、位置合わせ及び減衰のための密度情報の両方を提供する。更に、パルスシーケンスから生成されたMR画像は、減衰を更に高める軟組織画像を含む。

20

【0081】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示かつ説明されたが、このような例示及び説明は、例示であって限定と考えられるべきではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【0082】

開示された実施形態への他の変更は、図面、開示内容及び添付の特許請求の範囲の検討から、クレームされた発明を実施する際に、当業者によって理解かつ実現される。特許請求の範囲において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、不定冠詞「a」又は「an」は複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、特許請求の範囲に記載される幾つかのアイテムの機能を発揮する。特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるからと言って、それらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記録媒体又は固体媒体といった適切な媒体に格納/分散配置されるが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介してといったように他の形式で分散配置されてもよい。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定しているものと解釈すべきではない。

30

【0083】

参照符号のリスト

- 300 パルスシーケンス
- 302 RF
- 304 読出し勾配
- 306 データ収集ゲート
- 308 核磁気共鳴信号
- 310 無線周波数パルス
- 312 時間 T_{RF}
- 314 自由誘導減衰
- 316 第1の勾配エコー

40

50

3 1 8	第 2 の勾配エコー	
3 2 0	第 1 の勾配パルス	
3 2 2	第 2 の勾配パルス	
3 2 4	第 3 の勾配パルス	
3 2 6	T E ₁	
3 2 8	T E ₂	
3 3 0	T E ₃	
3 3 2	T A Q 1	
3 3 4	T A Q 2	
3 3 6	T A Q 3	10
4 0 0	皮質骨画像	
4 0 2	皮質骨	
5 0 0	髄様骨画像	
5 0 2	髄様骨	
6 0 0	完全骨画像	
6 0 2	皮質骨及び髄様骨	
7 0 0	脂肪飽和画像	
8 0 0	同位相画像	
9 0 0	超短エコー時間画像 (位相)	
9 0 2	空気	20
1 0 0 0	医用装置	
1 0 0 2	磁気共鳴イメージングシステム	
1 0 0 4	磁石	
1 0 0 6	磁石のボア	
1 0 0 8	イメージングゾーン	
1 0 1 0	磁場勾配コイル	
1 0 1 2	磁場勾配コイル電源	
1 0 1 4	無線周波数コイル	
1 0 1 6	送受信器	
1 0 1 8	被験者	30
1 0 2 0	被験者支持体	
1 0 2 2	コンピュータ	
1 0 2 4	ハードウェアインターフェース	
1 0 2 6	プロセッサ	
1 0 2 8	ユーザインターフェース	
1 0 3 0	コンピュータストレージ	
1 0 3 2	コンピュータメモリ	
1 0 3 4	パルスシーケンス	
1 0 3 6	磁気共鳴データ	
1 0 3 8	同位相画像	40
1 0 4 0	脂肪飽和画像	
1 0 4 2	水飽和画像	
1 0 4 4	超短エコー時間画像	
1 0 4 6	逆位相画像	
1 0 4 8	髄様骨画像	
1 0 5 0	皮質骨画像	
1 0 5 2	完全骨画像	
1 0 5 4	空間依存する放射減衰係数	
1 0 5 6	放射線治療計画データ	
1 0 5 8	治療計画	50

1 0 6 0	制御モジュール	
1 0 6 2	画像再構成モジュール	
1 0 6 4	画像操作モジュール	
1 0 6 6	3点ディクソン信号モデル	
1 0 6 8	画像分割モジュール	
1 0 7 0	放射線減衰係数計算モジュール	
1 0 7 2	放射線治療計画データ生成モジュール	
1 0 7 4	グラフィカルユーザインターフェース制御モジュール	
1 0 7 6	グラフィカルユーザインターフェース	
1 0 7 8	放射線治療計画インターフェース	10
1 1 2 2	放射線治療システム	
1 1 2 4	クライオスタット	
1 1 2 6	超伝導コイル	
1 1 2 8	補償コイル	
1 1 3 0	減磁場領域	
1 1 3 2	ガントリ	
1 1 3 3	回転軸	
1 1 3 4	放射線治療源	
1 1 3 5	回転アクチュエータ	
1 1 3 8	放射ビーム	20
1 1 4 0	支持体位置決めシステム	
1 1 4 2	ターゲットゾーン	
1 1 5 0	放射線治療制御コマンド	
1 1 5 2	放射線治療制御コマンド生成モジュール	
1 2 0 0	医用装置	
1 2 0 2	ラジオアイソトープイメージングシステム	
1 2 0 4	シンチレータリング	
1 2 0 6	ライトパイプ	
1 2 0 8	光検出器	
1 2 1 0	放射性同位元素の集中した部分	30
1 2 1 2	放射線	
1 2 2 0	ラジオアイソトープイメージングデータ	
1 2 2 2	医用画像	
1 2 3 0	医用画像再構成モジュール	
1 2 4 0	デジタル再構成された放射線写真 (D R R)	

【 図 6 】

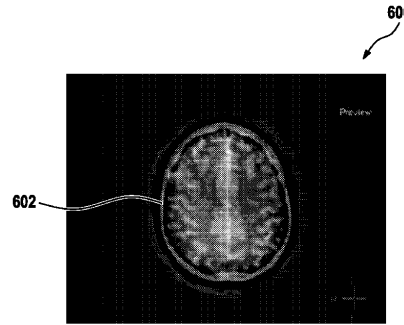


FIG. 6

【圖 7】

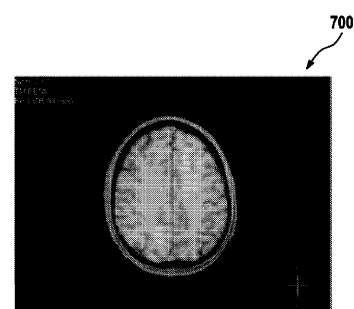


FIG. 7

【 図 1 0 】

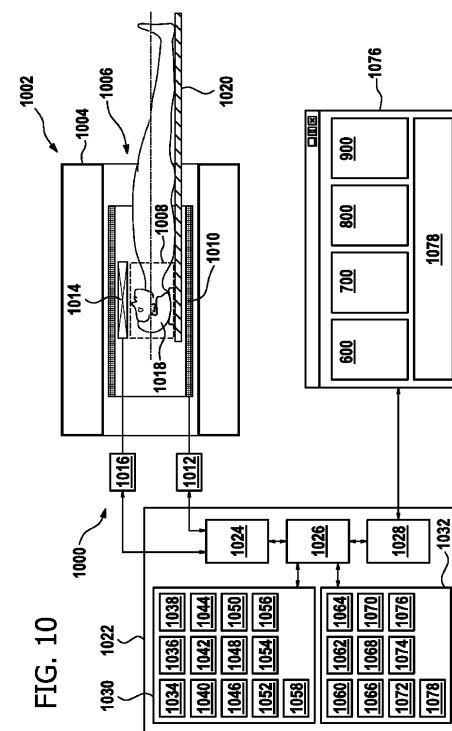
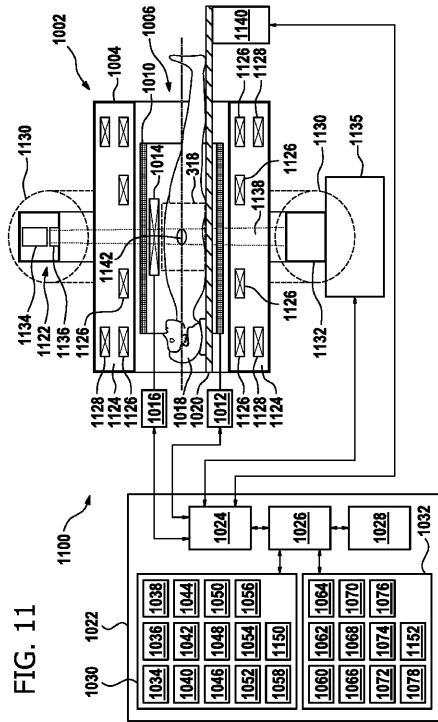


FIG. 10

FIG. 9

【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

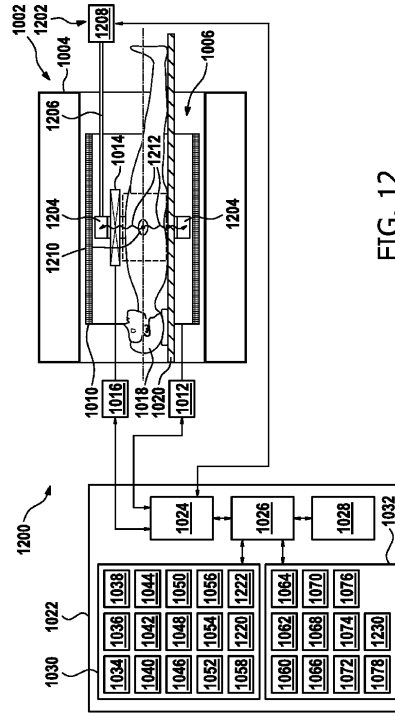


FIG. 12

【 図 1 3 】

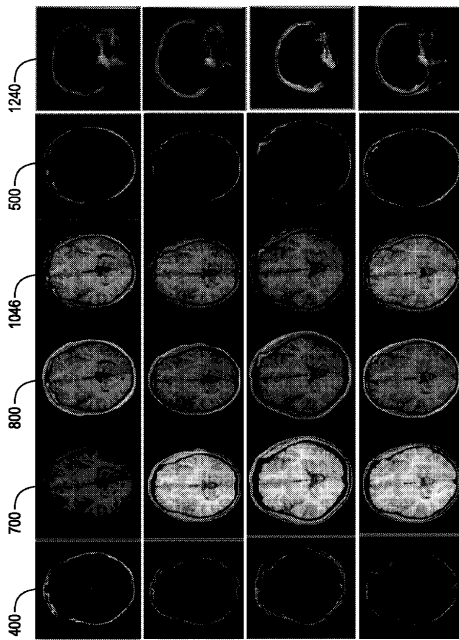
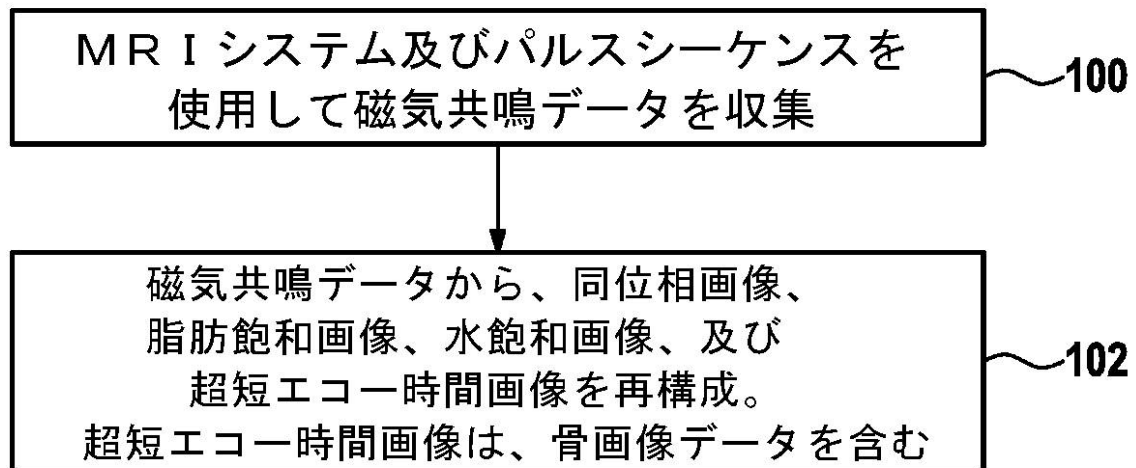
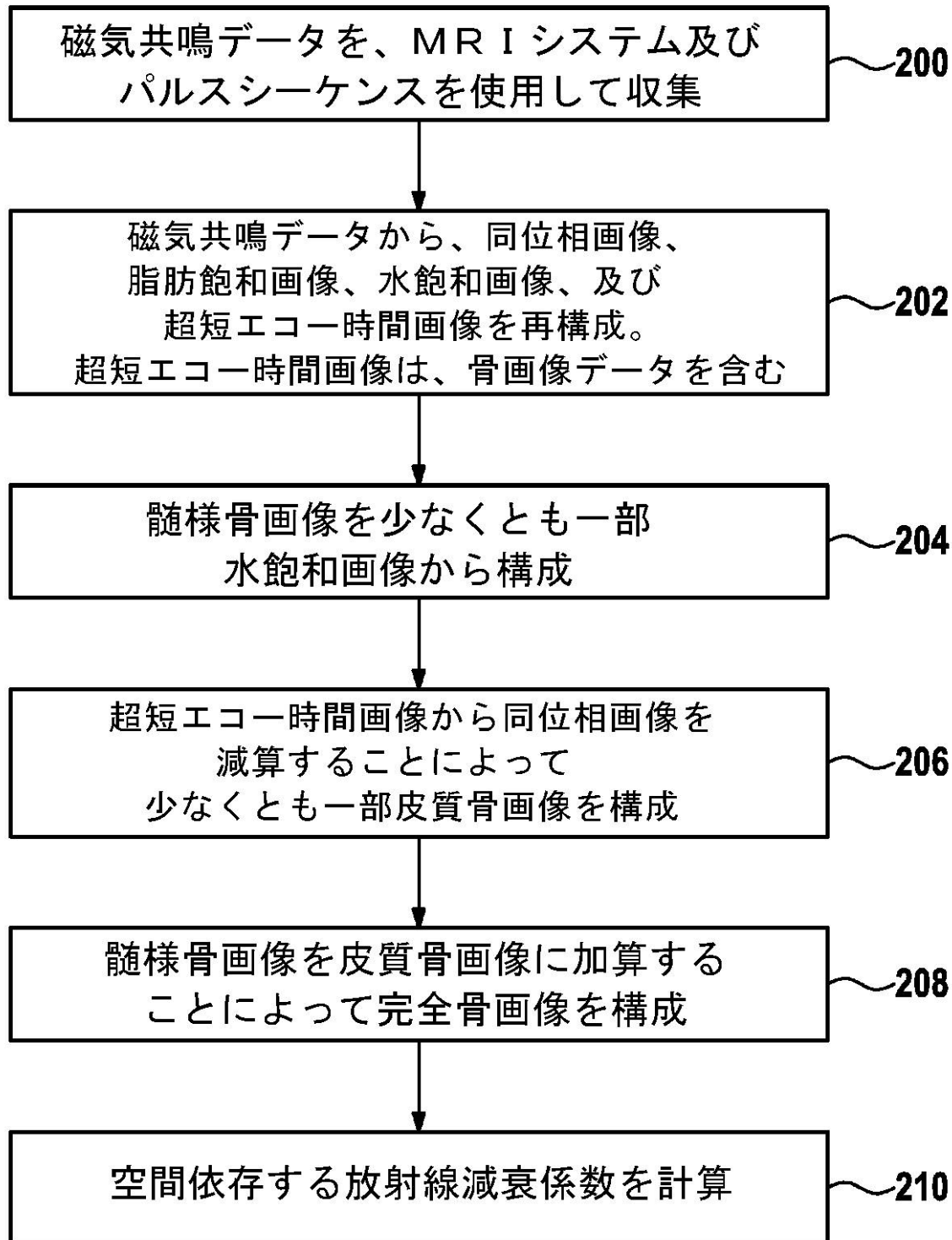


FIG. 13

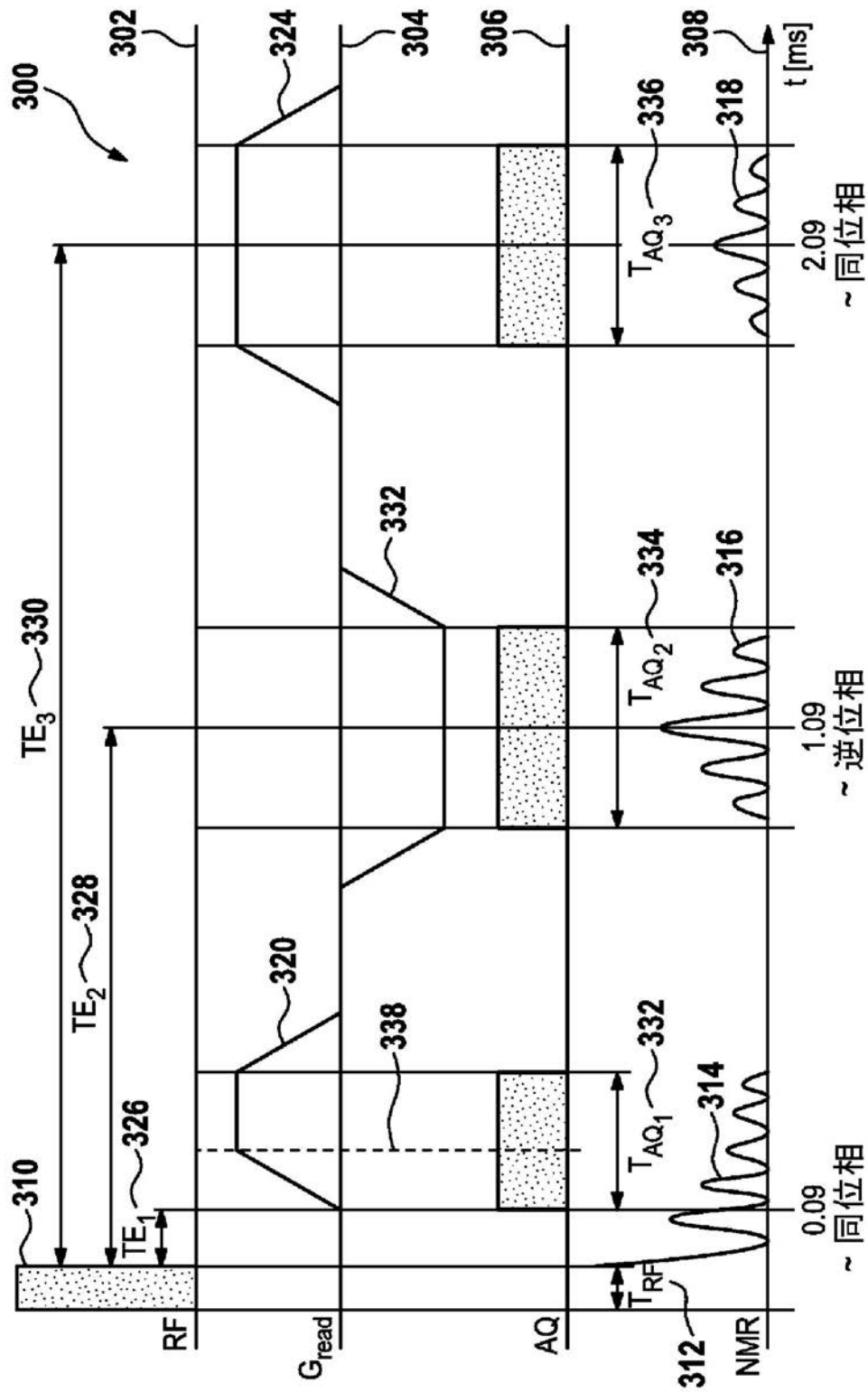
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2012/053050

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01R33/48 G01R33/561 G01R33/56 A61B6/00 A61B6/04
A61N5/00

ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01R A61B A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	J RAHMER ET AL: "Merging UTE Imaging, Water-Fat Separation, and T2 * Mapping in a Single 3D MSK Scan", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 18TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, STOCKHOLM, SWEDEN, 1-7 MAY 2010, vol. 18, 17 April 2010 (2010-04-17), page 3224, XP55039026,	1,2,11, 12,15, 18-20
Y	paragraph [0002] - paragraph [0005]; figures 1-3 ----- -/--	3-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

6 February 2013

Date of mailing of the international search report

18/02/2013

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Raguin, Guy

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053050

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
L	<p>JÜRGEN RAHMER ET AL: "Selective 3D ultrashort TE imaging: comparison of dual-echo acquisition and magnetization preparation for improving short-T 2 contrast", MAGNETIC RESONANCE MATERIALS IN PHYSICS, BIOLOGY AND MEDICINE, CHAPMAN AND HALL, LONDON, GB, vol. 20, no. 2, 13 March 2007 (2007-03-13), pages 83-92, XP019496211, ISSN: 1352-8661, DOI: 10.1007/S10334-007-0070-6 page 89, column 1, paragraph 1; figure 6 This document completes the disclosure of the method and apparatus of document XP55039026, which explicitly makes reference to XP019496211 as reference [5]. -----</p>	2
X	<p>DU J ET AL: "Orientational analysis of the Achilles tendon and enthesis using an ultrashort echo time spectroscopic imaging sequence", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, vol. 28, no. 2, 1 February 2010 (2010-02-01), pages 178-184, XP026905884, ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/J.MRI.2009.06.002 [retrieved on 2009-08-19] page 179, column 2, paragraph 2 - page 182, column 2, paragraph 1; figures 1,2,4 -----</p>	1,2,11, 12,15, 18-20
X	<p>KANG WANG ET AL: "k -space water-fat decomposition with T2* estimation and multifrequency fat spectrum modeling for ultrashort echo time imaging", JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, vol. 31, no. 4, 29 March 2010 (2010-03-29), pages 1027-1034, XP55030613, ISSN: 1053-1807, DOI: 10.1002/jmri.22121 abstract page 1028, column 1, paragraph 2 - page 1030, column 2, paragraph 1; figures 1,4-5 ----- -/--</p>	1,2,11, 12,15, 18-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053050

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	A J VAN DER KOUWE ET AL: "FLUSTER: A combined multiecho radial/Cartesian encoded gradient echo sequence for bone and soft tissue segmentation", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 17TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, HONOLULU, HAWAII, USA, 18-24 APRIL 2009, vol. 17, 4 April 2009 (2009-04-04), page 2685, XP55039023, paragraph [0002] - paragraph [0007]; figure 1 -----	1,2,11, 12,15, 18-20
Y	JOHANSSON ADAM ET AL: "CT substitute derived from MRI sequences with ultrashort echo time", MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 38, no. 5, 9 May 2011 (2011-05-09), pages 2708-2714, XP012145272, ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1118/1.3578928 ISBN: 978-0-9823843-3-6 page 2708 - page 2710, column 2, paragraph 1 page 2711, column 2, paragraph 3 - page 2713, column 2, paragraph 2 -----	3-10
Y	KEEREMAN V ET AL: "Estimation of attenuation maps from UTE derived R2 images", INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE. SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION. PROCEEDINGS, INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, US, vol. 17, 18 April 2009 (2009-04-18), page 2774,sup, XP007912889, ISSN: 1524-6965 the whole document -----	3-10
L	VINCENT KEEREMAN ET AL: "MR-based attenuation correction for PET using an Ultrashort Echo Time (UTE) sequence", NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM CONFERENCE RECORD, 2008. NSS '08. IEEE (19-25 OCT. 2008), IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 19 October 2008 (2008-10-19), pages 4656-4661, XP031418730, ISBN: 978-1-4244-2714-7 the whole document This document completes the disclosure of the system of document XP007912889, which explicitly makes reference to XP031418730 as reference [2]. ----- -/--	3-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053050

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 2 221 627 A1 (IBBT VZW [BE]; GHENT UNIVERSITY [BE]) 25 August 2010 (2010-08-25) paragraph [0014] - paragraph [0042]; figure 1	3-10
Y	----- MATTHIAS HOFMANN ET AL: "Towards quantitative PET/MRI: a review of MR-based attenuation correction techniques", EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, SPRINGER, BERLIN, DE, vol. 36, no. 1, 23 December 2008 (2008-12-23), pages 93-104, XP019706053, ISSN: 1619-7089 page S94, column 1, paragraph 2 - page S95, column 1 page S99, column 2, paragraph 1 page S102, column 2, paragraph 2 - page S103, column 1	3-10
X,P	----- BERKER Y ET AL: "MRI-based attenuation correction for hybrid PET/MRI Systems: A 4-class tissue segmentation technique using a combined ultrashort-echo-time/Dixon MRI sequence", JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, RESTON, VA, US, vol. 53, no. 5, 1 May 2012 (2012-05-01), pages 796-804, XP009163023, ISSN: 0161-5505, DOI: 10.2967/JNUMED.111.092577 the whole document	1-12,15, 19,20
A	----- US 2009/009167 A1 (DU JIANG [US]) 8 January 2009 (2009-01-08) the whole document	1,2,11, 12,15, 18-20
A	----- ETHAN K. BRODSKY ET AL: "Generalized k-space decomposition with chemical shift correction for non-Cartesian water-fat imaging", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, vol. 59, no. 5, 1 January 2008 (2008-01-01), pages 1151-1164, XP55039010, ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.21580 the whole document ----- -/--	1,2,11, 12,15, 18-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/053050

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	HUANZHOU YU ET AL: "Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T2* estimation", JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, vol. 26, no. 4, 1 January 2007 (2007-01-01), pages 1153-1161, XP55030621, ISSN: 1053-1807, DOI: 10.1002/jmri.21090 the whole document -----	1,2,11, 12,15, 18-20
A	REICHERT I L H ET AL: "Magnetic resonance imaging of cortical bone with ultrashort TE pulse sequences", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, vol. 23, no. 5, 1 June 2005 (2005-06-01), pages 611-618, XP027718399, ISSN: 0730-725X [retrieved on 2005-06-01] the whole document -----	1,2,11, 12,15, 18-20
A	ROBSON M D ET AL: "MAGNETIC RESONANCE: AN INTRODUCTION TO ULTRASHORT TE(UTE) IMAGING", JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED TOMOGRAPHY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 6, 1 November 2003 (2003-11-01), pages 825-846, XP009033561, DOI: 10.1097/00004728-200311000-00001 the whole document -----	1,2,11, 12,15, 18-20
A	WU Y ET AL: "Density of Organic Matrix of Native Mineralized Bone Measured by Water- and Fat-Suppressed Proton Projection MRI", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US, vol. 50, 1 January 2003 (2003-01-01), pages 59-68, XP002418915, ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/MRM.10512 the whole document -----	2
A,P	KRISHNAN BHARATH NAVALPAKKAM ET AL: "SIMULTANEOUS PET/MR HYBRID IMAGING: MR BASED CONTINUOUS VALUED ATTENUATION MAP GENERATION AND ITS EFFECT ON QUANTITATIVE PET IMAGING", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 20TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, MELBOURNE, AUSTRALIA, 5-11 MAY 2012, vol. 20, 21 April 2012 (2012-04-21), page 2717, XP55039021, the whole document -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/053050

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2221627	A1	25-08-2010	EP 2221627 A1 25-08-2010
			EP 2399144 A1 28-12-2011
			US 2012076378 A1 29-03-2012
			WO 2010094655 A1 26-08-2010

US 2009009167	A1	08-01-2009	NONE

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2012/053050**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☒ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

1-12, 15, 18-20

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ IB2012/ 053050

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1, 2, 11, 12, 15, 18-20

Apparatus, method, non-transitory computer-readable storage medium and controller for a medical apparatus, wherein a magnetic resonance imaging system is used to acquire free induction decay data and multiple gradient echo data, from which an in-phase image, a fat-saturated image, a water-saturated image, and an ultra-short echo time image comprising bone image data, are reconstructed, and wherein a cortical bone image is further constructed.

2. claims: 3-10

Medical apparatus comprising a magnetic resonance imaging system used to acquire free induction decay data and multiple gradient echo data, from which an in-phase image, a fat-saturated image, a water-saturated image, and an ultra-short echo time image comprising bone image data, are reconstructed, a cortical bone image is constructed, and wherein a spatially dependent radiation attenuation coefficient is further calculated.

3. claims: 13, 14, 16, 17

Medical apparatus and method, wherein a magnetic resonance imaging system is used to acquire free induction decay data and multiple gradient echo data, from which an in-phase image, a fat-saturated image, a water-saturated image, and an ultra-short echo time image comprising bone image data, are reconstructed, a cortical bone image is constructed, and wherein a digitally-reconstructed radiograph image is further constructed.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(72)発明者 メルトスナー ミカエル アダム

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリップス アイピー アンド エス - エヌエル

(72)発明者 シュルツ ヴォルクマー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリップス アイピー アンド エス - エヌエル

(72)発明者 コトイス メラニー スザンヌ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリップス アイピー アンド エス - エヌエル

(72)発明者 ワーナー リゼッテ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 4 4 フィリップス アイピー アンド エス - エヌエル

F ターム(参考) 4C082 AC02 AC03 AC04 AC05 AJ14 MA01

4C096 AA07 AA18 AB25 AD06 AD24 BA03 BA06 DC33 DC35 DC40