

(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2014-506822

(P2014-506822A)

(43) 公表日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(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 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2013-555951 (P2013-555951)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年2月3日 (2012.2.3)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成25年9月30日 (2013.9.30)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/050504		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開番号	W02012/117303		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開日	平成24年9月7日 (2012.9.7)	(74) 代理人	100107766
(31) 優先権主張番号	61/447, 732		弁理士 伊東 忠重
(32) 優先日	平成23年3月1日 (2011.3.1)	(74) 代理人	100070150
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介

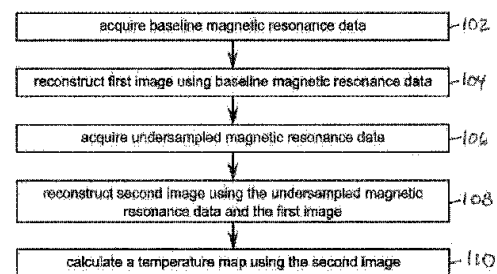
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像比率制約的な再構成を伴う加速されたMR温度測定マッピング

## (57) 【要約】

磁気共鳴撮像システム(301)を具備した医療装置(300、400、500、600)が開示される。当該医療装置は、プロセッサ(324)により実行するための命令コード(350、352、354、456、458、460)を含んでいるメモリをさらに具備する。当該命令コードの実行により、当該プロセッサは、ベースライン磁気共鳴データ(332)を獲得し(102、202)、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して第1の画像(334)を再構成する(104、204)。当該命令コードの実行により、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データと比較して、k-空間内においてアンダー・サンプリングされているアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ(336)を獲得する(106、212)。当該命令コードの実行により、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと当該第1の画像とを使用して、第2の画像(338)を再構成する(108、214)。当該第2の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズム(354)を使用して再構成され、当該第2

FIG. 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医療装置であって：

磁気共鳴データを獲得するための磁気共鳴撮像システムと、

当該医療装置を制御するためのプロセッサと、

前記プロセッサによる実行のための機械読み取り可能な命令コードを含むメモリであって、前記命令コードは、

ベースライン磁気共鳴データを獲得する動作；

前記ベースライン磁気共鳴データを使用して第 1 の画像を再構成する動作；

アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する動作であって、前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、前記ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$  - 空間内においてアンダー・サンプリングされている、動作；

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび前記第 1 の画像を使用して、第 2 の画像を再構成する動作であって、前記第 2 の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される、動作；および、

前記第 2 の画像を使用して、温度マップを算出する動作；

を前記プロセッサに実行させる、メモリと、

を具備する医療装置。

**【請求項 2】**

被験者の対象となるボリュームを治療するための温度治療システムをさらに具備し、

前記命令コードの実行により、前記プロセッサは、前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを前記獲得する動作の実行期間中に、前記対象となるボリュームを治療することを特徴とする、請求項 1 記載の医療装置。

**【請求項 3】**

前記命令コードの実行により、前記プロセッサは、前記対象となるボリュームの位置に応じて前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために、 $k$  - 空間内における複数のサンプリングされたポイントを選択することを特徴とする、請求項 2 記載の医療装置。

**【請求項 4】**

前記命令コードの実行により、前記プロセッサは：

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する動作；

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび前記第 1 の画像を使用して、第 2 の画像を再構成する動作；

前記第 2 の画像を使用して、温度マップを算出する動作；

前記温度マップに従って、前記温度治療システムへの制御コマンドを生成する動作；および、

前記温度治療システムへの前記制御コマンドを前記温度治療システムに対して送信する動作；

を反復的に実行することを特徴とする、請求項 2 または請求項 3 記載の医療装置。

**【請求項 5】**

前記温度治療システムは、高密度焦点式超音波システム、高周波生体組織治療システム、マイクロ波照射装置、冷凍アプレータまたはレーザの中のいずれか一つ以上を含む、請求項 2 乃至請求項 4 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

**【請求項 6】**

前記第 2 の画像の再構成動作の実行期間中において、前記対象となるボリュームの前記位置は、制約条件の中において使用されることを特徴とする、請求項 2 乃至請求項 5 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

**【請求項 7】**

前記第 1 の画像は位相画像であり、前記第 2 の画像は位相画像であり、前記温度マップは、前記第 1 の画像のボクセルと前記第 2 の画像のボクセルとの間における位相シフトを

10

20

30

40

50

決定することにより、算出されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 6 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 8】

プロトン密度、水分のプロトンについての T 1 緩和時間、水分のプロトンについての T 2 緩和時間、水分のプロトンについての T 2 スター緩和時間の中のいずれか一つにおける変化および拡散定数の変化を計算することにより、前記温度マップを構成するために、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像は使用される、請求項 1 乃至請求項 7 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 9】

前記画像比率制約的な再構成アルゴリズムは、制約条件を具備し、前記制約条件は、振幅画像、位相画像、複素数値画像、およびこれらを組み合わせた画像の中のいずれか一つの上において計算されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 8 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 10】

前記ベースライン磁気共鳴データおよび前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、並列画像生成技法を使用して獲得され、および / または再構成されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 9 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 11】

前記ベースライン磁気共鳴データおよび前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、2次元または3次元の傾斜エコー・パルス系列を使用して獲得されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 9 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 12】

前記ベースライン磁気共鳴データおよび前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、2次元または3次元の傾斜エコー EPI パルス系列を使用して獲得され、

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび前記ベースライン磁気共鳴データを獲得するための k - 空間内における複数のサンプリングされたポイントは、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像とが同様のエコー時間を使用して獲得される結果となるように選ばれることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 9 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 13】

前記ベースライン磁気共鳴データおよび前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、2次元または3次元のスピン・エコー・パルス系列またはターボ・スピン・エコー・パルス系列を使用して獲得されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 9 の中のいずれか一項に記載された医療装置。

【請求項 14】

医療装置を動作させるための方法であって、前記医療装置は、磁気共鳴データを獲得するための磁気共鳴撮像システムを具備し：

ベースライン磁気共鳴データを獲得する動作；

前記ベースライン磁気共鳴データを使用して第 1 の画像を再構成する動作；

アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する動作であって、前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、前記ベースライン磁気共鳴データと比較して、k - 空間内においてアンダー・サンプリングされている、動作；

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび前記第 1 の画像を使用して、第 2 の画像を再構成する動作であって、前記第 2 の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される、動作；および、

前記第 2 の画像を使用して、温度マップを算出する動作；  
を具備する方法。

【請求項 15】

医療装置内のプロセッサによって実行するための機械実行可能な命令コードを具備するコンピュータ・プログラムであって、前記医療装置は、磁気共鳴データを獲得するための

10

20

30

40

50

磁気共鳴撮像システムを具備し、前記命令コードの実行により、前記プロセッサは：

ベースライン磁気共鳴データを獲得する動作；

前記ベースライン磁気共鳴データを使用して第１の画像を再構成する動作；

アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する動作であって、前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、前記ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$  - 空間内においてアンダー・サンプリングされている、動作；

前記アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび前記第１の画像を使用して、第２の画像を再構成する動作であって、前記第２の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される、動作；および、

前記第２の画像を使用して、温度マップを算出する動作；

を実行する、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、磁気共鳴温度測定法と関係し、より具体的には、以前に獲得された磁気共鳴データを使用してアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを再構築することによって温度マッピングを速める手段と関係している。

【背景技術】

【０００２】

近年、磁気共鳴温度測定は、治療のために生体組織を加熱したり冷却したりする手段と結合されてきた。生体組織に対する加熱や冷却の効果を測定することは、治療の方向性を導くことを可能にし、さらには、治療対象の上での治療効果を評価する手段を実現可能にする。

【０００３】

高密度焦点式超音波（HIFU: High Intensity Focused Ultrasound）療法においては、熱による照射対象の壊死が充分であることを保証する一方で、周辺の健康な生体組織に対する過剰な過熱とダメージを回避するために、（例えば、MRIを使用するなどして）高い信頼性を有するリアルタイムな温度モニタリングが必要となる。時間的および空間的に十分な解像度を達成するために、好適には高い空間解像度を伴った高速な画像生成が必要とされ、同時に、高い信頼性を有する温度測定結果の再構成のために、十分なSNRを維持する必要が有る。

【０００４】

以下の先行技術文献、Wlodarczyk他著、「Three-Dimensional Monitoring of Small Temperature Changes for Therapeutic Hyperthermia Using MRI」、Journal of Magnetic Resonance Imaging、第８巻、１６５ページ～１７４ページにおいては、パルス状拡散傾斜スピン・エコー・パルス系列を使用して、磁気共鳴温度を速めるために、鍵穴技法が使用される。

【発明の概要】

【０００５】

本発明は、本明細書に添付した特許請求の範囲における独立請求項が規定するところに従い、医療装置、当該医療装置の動作方法および当該医療装置を制御するコンピュータ・プログラム製品を提供する。本発明に係る複数の実施例は、従属請求項において与えられる。

【０００６】

MRI（磁気共鳴映像法）は、その他の温熱療法と併せて、HIFUの動作をプランニングし誘導するために、しばしば使用される。MR（磁気共鳴）は、幾つかのパラメータが温度に依存するため、高品質の温度画像を生成することができると言う点において、他の画像診断方法よりも優位性がある。最も一般的に採用されているアプローチは、水のプロトン共鳴周波数（PRF）シフトを使用するものであり、これは温度に対して線形の依存関係にある。温度測定のためのその他の代替的な手法は、プロトン密度または $T_1$ 、 $T_2$

10

20

30

40

50

2 または T2 スターの緩和時間の温度依存関係に依拠している。しかしながら、温度依存性の程度は小さく、生体組織に依存するものであり、この事は、PRF 温度測定法が今までで最も良く使用されてきた主たる理由である。他の温度測定技法は振幅映像に依拠しているけれども、PRF 温度測定法は、位相映像の測定に依拠している。

【0007】

最近になってリリースされた子宮筋腫の焼灼のためのフィリップス社製「Sonalleve MR-HIFU (磁気共鳴型高密度焦点式超音波: Magnetic Resonance -High Intensity Focused Ultrasound)」製品においては、傾斜エコー・マルチショット EPI パルス系列が使用され、この場合、TE = 20 ms であり、6 スライス分の動的画像生成時間が約 3 秒 (冠状の照射対象領域について 3 スライス分、ビーム伝搬経路の矢状方向のモニタリングのために 1 スライス分、皮膚や結腸のような敏感な生体組織の近傍に位置する 2 つの冠状スライス) であり、1 枚の冠状スライスは、 $2.5 \times 2.5 \times 7 \text{ mm}^3$  の空間解像度を有している。上述した機能仕様は受け入れ可能なものではあるが、理想的には、より高い空間解像度を有するより大きな空間カバレッジを達成することが好適であり、最適なものとしては等方性の 3 次元映像が考えられる。しかし、安全な焼灼手順を保証するために、SNR (信号対雑音比) に関して妥協すること無しに、時間解像度を好適には数秒のオーダーに維持すべきであり、その理由は、これが温度測定の正確性と直接的に比例するからである。従って、より高速な位相画像生成を実現する必要性が存在する。本発明に係る実施例は、従来よりも高速な位相画像生成に加えて、その他の技術的優位性を提供することが可能である。

10

20

【0008】

MR-HIFU においては、(送受波機から照射対象までの)音響学的ビーム伝搬経路は、途中で障害物となるものが無いようにすることが好適である。この事は、施術者が超音波で切除しようと望む領域内に従来型のコイル部材が配置されるべきではないことを意味している。この事は、患者の体の前面に位置するコイルの設計を著しく制限する。何故なら、数多くの子宮筋腫治療用プラットフォームにおいては、患者はうつ伏せに横たわっており、超音波は患者の腹壁を介して体内に入射するからである。従って、MR-HIFU に関する位相配列型コイルは、部分的に並列な画像生成に関して限られた能力しか発揮できず、高い加速係数は、画像の品質を低下させる。

【0009】

現在用いられている典型的な手法である準リアルタイム MR モニタリング方法における限られたカバレッジは、以下のような幾つかの欠点を有している。(i) 温度情報は、限られたボリュームの上でのみ利用可能である。(ii) 加熱焦点の大きさと形状は、部分的にしか視認することが出来ず、その結果、熱的な照射線量についての情報が不完全となり、照射対象に対してダメージを与えるのみならず、健康な生体組織に対してもダメージを与えてしまう可能性がある。(iii) 動きは、温度モニタリング画像内において位相誤差と振幅誤差を容易に誘発する。破損していない真の 3 次元情報を使用することが出来れば、それらの誤差は、動き補正ソフトウェアを使用してより簡単に補正することができる。

30

【0010】

画像生成時間は、従来型の手法における技術的制限である。本発明において、高められた画像生成スピードは、安全性とモニタリング能力とを改善する。例えば、動きの多い照射対象を扱うような将来の応用用途に関して、改善された画像生成スピードは極めて重要となる可能性がある。

40

【0011】

本発明に係る幾つかの実施例においては、画像品質の顕著な低下を引き起こすこと無しに、高い加速係数を実現し、その結果、上述した従来型の手法が持つ技術的欠点に直接対処することが可能な方法が提案される。これら複数の方法に共通する特徴は、これらの方法の全てが以下の点に依拠していることである。即ち、続けて獲得される複数のモニタリング画像同士の間には殆ど相対的な変化が無く、動的振る舞いの各々において k - 空間の一

50

部だけを獲得するという点である。つまり、データ又はデータの一部の中には、以前の動的フレームから引き継ぐことが可能な多くの冗長性が存在するということである。

【0012】

温度マッピングに関する複数の画像は、非常に良く似た振幅を持っている。実際、動きが全く無いならば、全ての時間フレームの振幅は、緩和時間の変化に起因して信号強度が変化する加熱された領域を除いて、同一となるはずである。当該加熱された領域は、緩和時間内における温度に関連した変化が信号の強度に影響を与えるのに十分な程度に温度が変化した領域であると看做することが可能である。幾つかの場合において、温度の変化は、超音波が照射される焦点位置の変化によって引き起こされる可能性がある（すなわち、この場合、温度は摂氏20以上も増加し得る）。しかしながら、加熱されている領域は、必ずしも直接的に加熱されている領域だけに限定される訳ではなく、それ以外の領域を指して言う場合もあり得る。例えば、観測可能な（しかし、典型的にはもっと小さい）温度変化を（より小さい信号変化によって）他の場所で観測することもまた可能である。

10

【0013】

さらに、1ボクセル内において大きな温度差が存在するならば、スピン間において誘導された位相差は、信号の部分的な相殺を引き起こし、信号の強度に影響を与える可能性がある。これは脂肪組織に関するスピンと水分に関するスピンとの間のアウト・フェーズ（out-phase）状態と同様のものである。信号振幅の維持は、本発明において提案された解決法において利用されることが可能である。

20

【0014】

本発明に係る一実施例においては、本発明において提案される第1の方法について、以下の2つの本質的な特徴が存在する。

【0015】

（1）ベースライン画像および再構成されるべき画像の低解像度バージョンを使用して、再構成されるべき画像を近似するために、画像比率制約的な再構成技法（IRCR：Image Ratio Constrained Reconstruction）が使用される。本発明に係る実施例は、IRCRの結果から得られた振幅と位相を制約条件として使用し、さらに当該IRCRの結果（振幅と位相の両者）を初期化条件として使用することにより、獲得済みの低い周波数の情報に基づいて、未獲得の高い周波数の情報を近似する。当該ベースライン画像は、k-空間内において低解像度の再構成されるべき画像よりも完全な形でサンプリングされる。

30

【0016】

（a）一つのバージョンにおいては、加熱された領域は制約条件から取り除くことが可能である。

【0017】

（b）その他のバージョンにおいては、以前に再構成された位相画像についてのベースラインのドリフトに基づいて、現在の再構成されるべき画像のベースラインのドリフトがモデル化される。

【0018】

（2）獲得スピードを向上させるため、部分的に並列な画像生成（PPI：Partially Parallel Imaging）および/または部分的なフーリエ再構成が使用され得る。

40

【0019】

第2の実施例においては、データの冗長性が利用され、当該実施例は、圧縮されたセンシング・アプローチに基づいている。PRFのみならず、温度測定に関する全ての方法は、温度に関連した変化をパラメータとして（直接的に又は間接的に）測定する。その結果として得られるものは、位相差の画像（PRF温度測定技法の場合）または振幅差の画像（緩和定数またはPD温度測定技法の場合）または代替的に、MRパラメータ・マップ差分画像（例えば、2つの異なる時刻において取得されたロック・ロッカー（Look-Locker）に基づく2つのT1緩和定数マップ）などである。動きが全く無い場合、これらの差分画像は、画像空間内において疎らである。実際、（少なくとも理論上は）加熱された領域

50

だけが非ゼロの値を有する。従って、部分的に獲得されたデータだけを使用して高解像度の画像を再構成するために、上述したような「疎らさ」による制約条件が使用されることが可能である。

【0020】

好適には、HIFUシステムは、コイルによる解決法を利用して、部分的な画像生成方法の実現を可能にすべきである。この事は一般的に、着目しているボリューム内において本質的に異なる空間的感度を有する幾つかのコイル部材が存在することを意味している。これらの部分的な画像生成方法は、以下の説明において後述する方法と組み合わせて使用され、その結果、画像生成動作の高速化をさらに増進する。

【0021】

本発明に係る複数の実施例は、時間的および空間的な解像度を改善し、HIFU、RF、マイクロ波療法、凍結療法、およびレーザー療法などを含む任意の温熱療法モダリティについての温度マッピングの空間カバレッジを改善する。温熱療法の具体例としては、焼灼、加温療法および低温療法などがある。加温療法は、例えば、薬剤の局所化された伝達または遺伝子療法などのために使用されることが可能である。

【0022】

本明細書中で使用される用語「コンピュータ読み出し可能記録媒体」は、コンピューティング装置内のプロセッサによって実行可能な命令コードを格納することが可能なあらゆる有形的記録媒体を包含する。「コンピュータ読み出し可能記録媒体」は、コンピュータにより読み出すことが可能な非伝搬的な記録媒体を指して言うことが可能である。さらに、「コンピュータ読み出し可能記録媒体」は、コンピュータにより読み出すことが可能な有形の記録媒体を指して言うことも可能である。本発明に係る幾つかの実施例においては、コンピュータ読み出し可能記録媒体は、コンピューティング装置内のプロセッサによってアクセスすることが可能なデータを格納することもまた可能である。コンピュータ読み出し可能記録媒体の具体例には、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、半導体ハードディスク、フラッシュ・メモリ、USB型のサム・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）、光学ディスク、光磁気ディスク、およびプロセッサ内のレジスタ・ファイル等がある。光学ディスクの具体例には、コンパクト・ディスク（CD）やデジタル多用途ディスク（DVD）等があり、これらのより具体的な例は、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、およびDVD-Rディスクなどである。さらに、用語「コンピュータ読み出し可能記録媒体」は、ネットワークや通信回線を経由してコンピュータ装置によってアクセスされることが可能な多種多様なタイプの記録媒体を指して言うことも可能である。例えば、データはモデムを経由してインターネット上から又はローカル・エリア網上から取り出すことが可能である。

【0023】

「コンピュータ・メモリ」または「メモリ」は、コンピュータ読み出し可能記録媒体の一例である。「コンピュータ・メモリ」は、プロセッサによって直接的に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」の具体例には、RAMメモリ、レジスタ、およびレジスタ・ファイル等が含まれるが、これらだけに限定はされない。

【0024】

「コンピュータ記憶装置」または「記憶装置」は、コンピュータ読み出し可能記録媒体の一例である。「コンピュータ記憶装置」は、任意の不揮発性のコンピュータ読み出し可能記録媒体である。「コンピュータ記憶装置」の具体例には、ハードディスク・ドライブ、USB型のサム・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、および半導体ハード・ドライブ等が含まれるが、これらだけに限定はされない。

【0025】

本明細書中で使用される用語「プロセッサ」は、プログラム、即ち、機械実行可能な命令コードを実行することが可能な電子部品を包含する。「プロセッサ」を具備するコンピ

10

20

30

40

50

ューティング装置に対する言及は、場合によっては、2つ以上のプロセッサ又はプロセッサ・コアを含んでいると解釈される。当該プロセッサは、例えば、マルチコア・プロセッサとすることも可能である。さらに、プロセッサは、単一のコンピュータ・システム内の複数のプロセッサの集合体であっても良く、多数のコンピュータ・システムに跨って分散されたものであっても良い。用語「コンピューティング装置」は、場合によっては、各々がプロセッサを具備する複数のコンピューティング装置から成る集合体またはネットワークを指して言っていると解釈されるべきである。数多くのプログラムは、自身の命令コードを有しており、当該命令コードは、同一のコンピューティング装置内にあっても良く、多数のコンピューティング装置に跨って分散されていても良い多数のプロセッサによって実行される。

10

#### 【0026】

本明細書中で使用される用語「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・システムと対話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」を指して「ヒューマン・インターフェース装置」と呼ぶこともまた可能である。ユーザ・インターフェースは、情報やデータを操作者に対して提供し、当該操作者から情報やデータを受け取ることが可能である。「ユーザ・インターフェース」は、コンピュータによって受け取られるべき操作者からの入力操作を可能にし、コンピュータからユーザに対して出力を提供することを可能にする。言い換えれば、「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したり操作したりすることを可能にすると同時に、当該コンピュータが当該操作者による操作や制御の効果を表示することを可能にすることができる。データや情報をディスプレイ装置やグラフィカル・ユーザ・インターフェースの上に画面表示することは、情報を操作者に対して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、指示スティック、グラフィック・タブレット、ジョイスティック、ゲーム・パッド、Webカメラ、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、有線接続グローブ、ダンス・パッド、リモコン装置、および加速度センサなどを介したデータ受信の全ては、操作者から情報やデータを受信することを可能にするユーザ・インターフェース構成要素の具体例である。

20

#### 【0027】

本明細書中で使用される用語「ハードウェア・インターフェース」は、コンピュータ・システム内のプロセッサが、外部のコンピューティング・デバイスや外部の装置と対話したりこれらを制御したりすること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、外部のコンピューティング・デバイスや外部の装置に対して制御信号や指令を送信することを可能にしても良い。「ハードウェア・インターフェース」はさらに、プロセッサが、外部のコンピューティング・デバイスや外部の装置との間でデータを交換することを可能にしても良い。「ハードウェア・インターフェース」の具体例には、ユニバーサル・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-232Cポート、IEEE-488ポート、Bluetooth（登録商標）接続、無線ローカル・エリア網接続、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、およびデジタル入力インターフェース等が含まれるがこれらだけに限定はされない。

30

40

#### 【0028】

本明細書中で使用される用語「ディスプレイ」または「ディスプレイ装置」は、画像やデータを画面表示するために適合された出力装置またはユーザ・インターフェースを包含する。「ディスプレイ」は、視覚的データ、聴覚的データおよび/または触覚的なデータを出力することが可能である。「ディスプレイ」の具体例には、コンピュータ・モニタ、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、双安定性ディスプレイ、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（VF）ディスプレイ、発光ダイオード

50



(LED)ディスプレイ、電子発光ディスプレイ(LED)、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ELディスプレイ(OLED)、プロジェクタ装置、および頭部取り付け型のディスプレイなどが含まれるが、これらだけに限定はされない。

#### 【0029】

本明細書中において、用語「磁気共鳴(MR)データ」は、磁気共鳴撮像走査の期間内において原子スピンによって放出される無線周波数信号を磁気共鳴装置のアンテナによって測定した測定結果を記録したものと定義される。本明細書中において、MRI(磁気共鳴映像法)画像とは、磁気共鳴撮像データの中に含まれている解剖学的データの2次元または3次元的に視覚化するように再構成した画像である。この視覚化の処理は、コンピュータを使用して実行することが可能である。

10

#### 【0030】

「磁気共鳴データ」は、磁気共鳴撮像走査の期間内において原子スピンによって放出される無線周波数信号を磁気共鳴装置のアンテナによって測定した測定結果を具備することが可能であり、磁気共鳴温度測定のために使用することが可能な情報を含んでいる。磁気共鳴温度測定は、温度に敏感なパラメータの変化を測定することにより、機能する。磁気共鳴温度測定の期間内において測定されることが可能なパラメータの具体例としては、プロトン共鳴周波数シフトや拡散係数などがあり、あるいは、磁気共鳴を使用して温度を測定するために、T1緩和時間および/またはT2緩和時間の変化を使用することが可能である。プロトン共鳴周波数シフトは、温度に依存している。何故なら、個々のプロトン(水素原子)が経験する磁場は、周囲を取り巻く分子構造に依存しているからである。温度の上昇分は、当該温度が水素原子間の結合に影響を与えることに起因して、分子スクリーニングを減少させる。この事は、プロトン共鳴周波数の温度依存性を結果としてもたらす。

20

#### 【0031】

プロトン密度は、平衡磁化に対して線形に依存している。従って、プロトン密度により重み付けされた画像を使用して、温度変化を判定することが可能である。

#### 【0032】

緩和時間T1、T2およびT2スター(しばしば、T2\*とも表記する)もまた温度に依存している。従って、T1、T2およびT2スターの重み付け画像の再構成は、熱マップまたは温度マップを構成するために使用されることが可能である。

30

#### 【0033】

さらに温度は、水溶液内の分子のブラウン運動に対しても影響を与える。従って、パルス状拡散傾斜スピン・エコー等のような拡散係数を測定することが出来るパルス系列が温度を測定するために使用されることが可能である。

#### 【0034】

磁気共鳴を使用して温度を測定するための最も有用な手法の一つは、水のプロトンについてのプロトン共鳴周波数(PRF)シフトを測定することによるものである。プロトンの共鳴周波数は温度に依存している。1ボクセル内での温度が変化するにつれて、周波数シフトは、水のプロトンの測定された位相を変化させる。これにより、2枚の位相画像の間の温度変化が決定されることが可能である。温度を決定するためのこの方法は、他の方法と比較して相対的に高速であるという優位性を持っている。本明細書中において、PRF法は、他の方法よりも遥かに詳細に検討される。しかしながら、本明細書中で検討されている方法と技術内容は、磁気共鳴映像法による温度測定を実行するための他の方法に対しても適用可能である。

40

#### 【0035】

本明細書中において使用される用語「超音波ウィンドウ」は、超音波の波またはエネルギーを伝送することが可能なウィンドウを包含する。典型的には薄いフィルム材または薄膜が超音波ウィンドウとして使用される。例えば、超音波ウィンドウは、2軸延伸ポリエチレン-テレフタル酸エステル(BOPET: Biaxially-oriented polyethylene tere

50

phthalate)製の薄い薄膜で作られることが可能である。

【0036】

一実施態様において、本発明は、磁気共鳴データを獲得するための磁気共鳴撮像システムを具備した医療装置を提供する。当該医療装置は、当該医療装置を制御するためのプロセッサをさらに具備している。当該装置は、当該プロセッサによる実行のために機械読み取り可能な命令コードを含んでいるメモリをさらに具備する。

【0037】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサは、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該プロセッサは、指令または制御信号を磁気共鳴撮像システムに送信し、その結果として、当該プロセッサが磁気共鳴データを獲得できるようにすることにより、磁気共鳴データを獲得することが可能である。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、ベースライン磁気共鳴データを使用して第1の画像を再構成する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内においてアンダー・サンプリングされる。言い換えると、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該ベースライン磁気共鳴データについてサンプリングされた $k$ -空間内のポイントの数ほど多くのポイントをサンプリングしない。さらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、疎らにサンプリングされた磁気共鳴データと呼ぶこともまた可能である。

【0038】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ、および当該第1の画像を使用して第2の画像を再構成する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、 $k$ -空間内においてより少ないポイント数しかサンプリングしていないので、当該第1の画像は、少なくとも部分的に当該第2の画像を再構成するために使用される。当該第1の画像からのデータを使用することは、当該第2の画像が当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを使用して再構成されるという理由から、この事は技術的に優位である。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する際には、 $k$ -空間内においてより少ない数のポイントしかサンプリングされないので、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するのに要する時間は当該ベースライン磁気共鳴データを獲得するのに要する時間よりも短い。

【0039】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを算出する。本発明に係る幾つかの実施例においては、温度マップは、当該第2の画像と当該第1の画像の両者を使用して算出される。当該第2の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される。例えば、当該第1の画像は、キャリブレーション用の画像またはベースライン画像である。続いて、温度マップは、当該第2の画像と当該第1の画像が何時獲得されたかに関して温度変化をマッピングするために構成される。本発明に係る幾つかの実施例においては、磁気共鳴データは磁気共鳴撮像システムの撮像領域内に位置する被験体から獲得される。

【0040】

本明細書中において用いられているとおり、画像比率制約的な再構成 (IRCR) アルゴリズムは、再構成のために画像比率を使用し、さらには、振幅および/または位相の制約条件を使用するアルゴリズムのことを指して言う。

【0041】

IRCRアルゴリズムがどのように構成されることが可能かについての具体例を以下の説明において概説する：

< 1 > 獲得処理

(a) HIFU超音波処理に先立って、一つ又は2つの完全な $k$ -空間ベースライン・

10

20

30

40

50

データの組が獲得される。

【 0 0 4 2 】

( b ) H I F U 超音波処理の期間内において、完全な形で獲得された中心領域を有する部分的な k - 空間のデータが位相画像の生成のために獲得される。本発明に係る全ての実施例が H I F U 超音波処理を使用するわけではない。

【 0 0 4 3 】

< 2 > 再構成モデル

( a ) 画像比率制約的な再構成 ( I R C R )

完全な形で獲得された k - 空間のデータ R K ( 通常は、最初の時間フレーム ) は、基準データの組として使用される。 P K は、時間フレーム t についての部分的に獲得された k - 空間のデータの組である。 P K についてのアンダー・サンプリング方式と同一のアンダー・サンプリング方式を使用して、 R K から部分的な k - 空間のデータの一組である P R K を生成することが可能である。 I<sub>P K</sub>、I<sub>R K</sub> および I<sub>P R K</sub> を、それぞれ P K、R K および P R K を使用して生成された画像であるとする。すると、再構成された画像は、

【 0 0 4 4 】

【 数 1 】

$$I_{Rec} = I_{PK} \div I_{PRK} \times I_{RK}$$

と表され、演算子「×」と「÷」はそれぞれ画素単位での乗算演算と除算演算を表す。特異点を回避するために、除算演算に先立って特定の閾値を選択することが可能である。

【 0 0 4 5 】

( b ) 振幅と位相について制約された再構成処理

再構成のモデルは以下の式で表される。

【 0 0 4 6 】

【 数 2 】

$$\min_I E[I] = \min_I \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j I) - k_j\|_2^2 + \alpha^2 \|I - \bar{I}\|_2^2, \quad [1],$$

ここで、I は、再構成されようとしている画像であり、

【 0 0 4 7 】

【 数 3 】

$\bar{I}$

は、I R C R により再構成された画像であり、j はコイルの番号であり、N c h はコイル部材の個数であり、k<sub>j</sub> は、部分的に獲得された k - 空間のデータであり、S<sub>j</sub> は j 番目のコイル部材の感度マップであり、α はこれら 2 つの項の間のバランスをとるための正値パラメータであり、| \* | は、絶対値記号であり、\*<sub>2</sub> は、L<sub>2</sub> ノルムを表す。

【 0 0 4 8 】

( c ) 完全な形で獲得された中心部の k - 空間データは、S E N S E 係数 > 1 として、例えば、k - 空間内において非対称的に又は均等に間隔を空ける等して、部分的に獲得され、部分的に未獲得であるデータを近似するために、部分的なフーリエ技法 [ 5 ] や P P I [ 1 , 2 ] が適用されることが可能である。

【 0 0 4 9 】

( d ) 代替的な再構成モデルは、再構成のために、画像サポート縮減または疎らさの制約条件を使用することが可能である。最初に、部分的に獲得済みのデータは、k - 空間内における I R C R の結果を減算して、残余の部分的に獲得済みのデータを生成することが可能であり、これは、疎らな画像サポート ( 理想的には、変化した位相を有する領域のみ

）を有する画像に対応する。そして、再構成モデルは以下の式により表される。

【 0 0 5 0 】

【 数 4 】

$$\min_{\bar{I}} E[\bar{I}] = \min_{\bar{I}} \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j \bar{I}) - \bar{k}_j\|_2^2 + \alpha^2 \|\bar{I}\|_{L1}, \quad [2],$$

ここで、

【 0 0 5 1 】

【 数 5 】

$\bar{I}$

10

は、再構成されようとしている画像であり、 $j$  はコイルの番号であり、 $Nch$  はコイル部材の個数であり、

【 0 0 5 2 】

【 数 6 】

$\bar{k}_j$

20

は、残余の部分的に獲得済みの  $k$  - 空間データである。 $k$  - 空間内において、各時間フレームは、獲得された位置においてベースライン・データを減算して、残余の  $k$  - 空間データの一組を生成する。

【 0 0 5 3 】

( e ) 代替的に、上記の式 [ 1 ] の中の振幅 / 位相に関する制約条件から加熱されている領域が取り除かれる。何故ならば、位相と振幅はこの領域内において変化することが知られているからである ( 振幅はごく少数のボクセルの中で僅かに変化するだけであるもの )。

【 0 0 5 4 】

( f ) 位相に関する制約条件が使用されるならば、以前の画像の位相ドリフト率と中心部に位置する  $k$  - 空間の取得済みデータについての位相ドリフトに基づいて現在の画像内における位相のベースライン・ドリフトを推定する。

30

【 0 0 5 5 】

< 3 > 数値的なアルゴリズム

( a ) 上記の式 [ 1 ] は、凸集合上への射影を使用して数値的に解くことが可能である。この数値的な解法は、高速であり、パラメータ を必要としない。

【 0 0 5 6 】

( b ) 上記の式 [ 1 ] はさらに、共役勾配に基づく方法を使用して解くことも可能である。この数値的な解法は、僅かながらより正確である一方で、再構成のためにより長い時間を要し、幾つかのパラメータを注意深く選ぶことを要する。

40

【 0 0 5 7 】

本発明に係る他の実施例においては、当該医療装置は、被験者の対象となるボリュームを治療するための温度治療システムをさらに具備する。本発明に係る幾つかの実施例においては、当該対象となるボリュームは、磁気共鳴撮像システムの撮像領域内にある。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得している最中に、当該対象となるボリュームを治療する。例えば、当該プロセッサは、温度マップに従って、温度治療システムへの制御コマンドを生成することによって、当該対象となるボリュームを治療することが可能である。当該プロセッサはさらに、温度治療システムへの制御コマンドを当該温度治療システムに対して送信することにより、当該対象となるボリュームが治療されるようにすることが可能である

50

。本明細書中で用いられているとおり、温度治療システムへの制御コマンドは、当該プロセッサが当該温度治療システムを制御するために使用する指令や制御信号を具備する。本明細書中で用いられている「温度治療システム」は、被験者の内部の対象となるボリュームの温度を制御可能な態様で上昇させたり低下させたりするシステムを具備する。

【0058】

アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、非常に高速に獲得することが可能なので、本発明に係るこの実施例は、技術的に優位である。この事は第2の画像を使用した温度マップの高速な算出を実現可能にする。当該温度マップは、当該温度治療システムを制御するためのフィードバック情報として使用されることが可能である。

【0059】

本発明に係るその他の実施例においては、命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該対象となるボリュームの位置に従って当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために、 $k$ -空間のサンプリングされたポイントを選択する。例えば、当該 $k$ -空間のサンプリングされたポイントは、当該対象となるボリュームの位置との間に最も強い相関を有する位置であり、さらに第2の画像が選択されることが可能である。もしも当該対象となるボリュームが加熱されるか又は冷却されるならば、温度マップを生成するのに使用される画像データは当該対象となるボリュームの中で最も大きく変化するのであることが予測されるので、この事は、技術的に優位である。

【0060】

$k$ -空間のサンプリングされたポイント又は領域を選択することは、 $k$ -空間の軌跡を決定するために着目する領域についての情報を使用して着目する領域を選択し、その結果として、動的な画像生成処理の期間中に冗長な情報の獲得を回避する技法として先行技術文献中において周知である。同様に、 $k$ -空間のサンプリング軌跡を選択することにおいて、着目する領域を使用することは、磁気共鳴撮像において着目する領域の外部の信号を抑制するための技法としても知られている。周知技術を使用して、当該第2の画像内において当該対象となるボリュームと最も強い相関を有する当該 $k$ -空間のサンプリングされたポイントが選択されることが可能である。

【0061】

一つの従来方式は、着目する領域あるいは、この場合には、当該対象と成るボリュームに対応する $k$ -空間に対して特異値分解(SVD)解析法を使用することである。当該対象となるボリュームに対応する当該第2の画像中の領域が当該第2の画像中の周辺を取り巻く部分または残りの部分よりも良好に再構成されるような態様で $k$ -空間のサンプリングされたポイントが選択されるので、この実施例は特に技術的優位性がある。この事は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データの獲得処理を高速化することを助けることが可能である。

【0062】

本発明に係るその他の実施例においては、命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを反復的に獲得する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ、および当該第1の画像を使用して第2の画像を反復的に再構成する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを反復的に算出する。本発明に係る幾つかの実施例においては、温度マップを算出するために、さらに第1の画像もまた使用される。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度マップに従って、温度治療システムへの制御コマンドを反復的に生成する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度治療システムへの制御コマンドを当該温度治療システムに対して反復的に送信する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該温度治療システムをフィードバック制御するための情報として使用される温度マップを生成するために使用されるので、この実施例が技術的に優位である。

【0063】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高密度焦点式超音波システムとすることが可能である。

【0064】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高周波生体組織治療システムとすることが可能である。例えば、高周波アンテナは、高周波エネルギーを使用して当該対象となるボリュームを加熱するために使用することが可能である。典型的には、対象となる領域を加熱する高周波エネルギーを生成するために、追加のアンテナが被験者の近傍において使用または配置される。

【0065】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、マイクロ波照射装置とすることが可能である。マイクロ波照射装置は、対象となる領域に対してマイクロ波エネルギーを向けるように適合されている。この事は、対象となる領域における温度を増加させることが可能である。

【0066】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、冷凍アブレータとすることが可能である。冷凍アブレータは、生体組織の焼灼を引き起こす温度になるまで、対象となる領域またはその一部を冷却するように適合されている。

【0067】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、レーザとすることが可能である。レーザは生体組織を選択的に切除するために使用することが可能である。

【0068】

本発明に係るその他の実施例においては、当該対象となるボリュームの位置は、当該第2の画像の再構成処理中において制約条件として使用されることが可能である。

【0069】

本発明に係るその他の実施例においては、当該第1の画像は位相画像である。当該第2の画像は、位相画像である。温度マップは、第1の画像のボクセルと第2の画像のボクセルとの間の位相シフトを判定することによって算出される。この実施例においては、第1の画像と第2の画像との間の温度変化の結果として生じる位相変化を測定するために、温度マップは、GRE (Gradient Recalled Echo) 撮像シーケンスを使用して構成される。当該位相の変化は、共鳴周波数の温度に依存した変化に起因して発生する。

【0070】

本発明に係るその他の実施例においては、第1の画像と第2の画像は、プロトン密度の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0071】

本発明に係るその他の実施例においては、第1の画像と第2の画像は、水のプロトンについてのT1緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0072】

本発明に係るその他の実施例においては、第1の画像と第2の画像は、水のプロトンについてのT2緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0073】

本発明に係るその他の実施例においては、第1の画像と第2の画像は、水のプロトンについてのT2スター緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0074】

本発明に係るその他の実施例においては、第1の画像と第2の画像は、拡散定数変化量の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0075】

10

20

30

40

50

本発明に係るその他の実施例においては、当該変化は、第2の画像の各ボクセル毎に算出される。

【0076】

本発明に係るその他の実施例においては、画像比率制約的な再構成アルゴリズムは、制約条件を算出する動作を具備し、当該制約条件は、振幅画像、位相画像、複素数値画像、およびこれらを組み合わせた画像の中の任意の一つの上で算出される。振幅画像、位相画像、および複素数値画像は、第1の画像および/または第2の画像のことを指して言うことが可能である。

【0077】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、並列画像生成技術を使用して獲得され、および/または再構成される。例えば、SENSE技法またはGRAPPA技法を使用することが可能である。

【0078】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2次元または3次元の傾斜エコー・パルス系列を使用して獲得されることが可能である。

【0079】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2次元または3次元の傾斜エコーEPIパルス系列を使用して獲得されることが可能である。ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データの獲得のためのk-空間のサンプリングされたポイントは、第1の画像と第2の画像とが同様のエコー時間を使用して獲得されるように選択される。言い換えると、第1の画像と第2の画像とを獲得するために使用されるエコー時間は、同一の持続時間に対して所定の時間量を加算または減算した時間である。別々のエコー時間を使用して位相画像からスピン周波数画像を算出することが可能である。温度変化を決定するものは、周波数の相違である。

【0080】

ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2次元または3次元のスピン・エコー・パルス系列またはターボ・スピン・エコー・パルス系列を使用して獲得されることが可能である。

【0081】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置を動作させる方法を提供する。同様に、本発明はさらに、コンピュータにより実装された方法を提供する。当該医療装置は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している。当該方法は、ベースライン磁気共鳴データを獲得するステップを具備している。当該磁気共鳴撮像システムは、ベースライン磁気共鳴データを獲得するために使用されることが可能である。当該方法はさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、第1の画像を再構成するステップを具備している。当該第1の画像を再構成するために、標準的な画像再構成技法を使用することが可能である。

【0082】

当該方法は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するステップを具備している。上記説明と同様に、当該磁気共鳴撮像システムは、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために使用されることが可能である。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、k-空間内において、アンダー・サンプリングされている。当該方法はさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと第1の画像とを使用して第2の画像を再構成するステップを具備している。当該第2の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される。当該方法はさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを算出するステップを具備する。

10

20

30

40

50

## 【0083】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置のプロセッサによる実行のための機械実行可能な命令コードを具備するコンピュータ・プログラム製品を提供する。例えば、当該コンピュータ・プログラム製品は、コンピュータ読み出し可能記録媒体の上に格納されることが可能である。当該医療装置は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、第1の画像を再構成する。

## 【0084】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内において、アンダー・サンプリングされている。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと第1の画像とを使用して第2の画像を再構成する。当該第2の画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを算出する。

## 【0085】

本発明の一側面において、本発明は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している医療装置を提供する。当該医療装置は、当該医療装置を制御するためのプロセッサをさらに具備している。当該装置は、当該プロセッサによる実行のための機械読み取り可能な命令コードを含んでいるメモリをさらに具備している。

## 【0086】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサは、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該プロセッサは、指令または制御信号を磁気共鳴撮像システムに送信し、その結果として、当該プロセッサが磁気共鳴データを獲得できるようにすることにより、磁気共鳴データを獲得することが可能である。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、第1の画像を再構成する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内において、アンダー・サンプリングされている。言い換えると、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該ベースライン磁気共鳴データについてサンプリングされた $k$ -空間内のポイントの数ほど多くのポイントをサンプリングしない。さらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、疎らにサンプリングされた磁気共鳴データと呼ぶこともまた可能である。

## 【0087】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと第1の画像とを使用して第2の画像を再構成する。当該第2の画像は、圧縮された検知動作を使用して再構成される。本発明に係る実施例は、当該第1の画像と当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとをアルゴリズムに対する入力として、圧縮された検知動作のアルゴリズムを使用することが可能である。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データが $k$ -空間内においてサンプリングするポイントの個数が少なくなると、当該第1の画像は、当該第2の画像を少なくとも部分的に再構成するために使用される。当該第1の画像データを使用することは、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを使用して当該第2の画像が再構成されることを可能にするので、この事は技術的に優位である。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する際には、 $k$ -空間内においてサンプリングされるポイントの個数が少なくなると、ベースライン磁気共鳴データと比べて当該アンダー・サンプリングされた

10

20

30

40

50



磁気共鳴データを獲得するのに要する時間はより短い時間で済む。

【 0 0 8 8 】

圧縮された検知動作のアルゴリズムの具体例を以下のとおりに概説する。

【 0 0 8 9 】

( 1 ) 獲得動作

( a ) ダイナミック・レベルの各々が均一な量のランダムに分布するサンプルを有することとなるような態様で、ダイナミック・レベルの各々を可変密度の擬似ランダム・パターンを使用してサブ・サンプリングする。

【 0 0 9 0 】

( i ) 当該複数のサンプルはさらに、図 3 において説明するとおり、エイリアシングを一層低減させるために制約されることが可能である。

10

【 0 0 9 1 】

( 2 ) 再構成モデル

( a ) 画像空間内の「疎らさ」は、正則化のための項として使用することが可能である。使用可能な正則化の具体例としては、バラツきの合計、ウェーブレット変換、非凸型有限差分、学習済みの辞書、非局所的な平均、およびその他のものが含まれる。

【 0 0 9 2 】

( b ) 一つの使用可能な再構成モデルは以下の式で表される。

【 0 0 9 3 】

【 数 7 】

20

$$\min_{\bar{I}} E[\bar{I}] = \min_{\bar{I}} \sum_{j=1}^{Nch} \|F_p(S_j \bar{I}) - \bar{k}_j\|_2^2 + \lambda \Psi(\bar{I}),$$

ここで、

【 0 0 9 4 】

【 数 8 】

$\bar{I}$

は、再構成されようとしている画像であり、j はコイルの番号であり、N c h はコイル部材の個数であり、

30

【 0 0 9 5 】

【 数 9 】

$\bar{k}_j$

は、残余の部分的に獲得済みの k - 空間データである。

【 0 0 9 6 】

【 数 1 0 】

40

$\Psi(\bullet)$

は、上記 ( a ) において説明した「疎らさ」についての制約オペレータであり、 $\lambda$  は、これら 2 つの項の間のバランスをとるための非負値パラメータである。

【 0 0 9 7 】

( 3 ) 数値的な方法

( a ) 例えば、直交マッチング追跡法や分割ブレグマン法およびその他の手法などのように、ランダムにアンダー・サンプリングされたデータから完全な画像を復元するための幾つかの手法を使用することが可能である。

50

## 【 0 0 9 8 】

圧縮された検知動作のアルゴリズムと比較した場合の I R C R 法の利点は、計算負荷量が遥かに少ないことである。

## 【 0 0 9 9 】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第 2 の画像を使用して温度マップを算出する。本発明に係る幾つかの実施例においては、温度マップは、当該第 2 の画像と当該第 1 の画像の両者を使用して算出される。例えば、当該第 1 の画像は、キャリブレーション用の画像またはベースライン画像である。続いて、温度マップは、当該第 2 の画像と当該第 1 の画像が何時獲得されたかに関して温度変化をマッピングするために構成される。本発明に係る幾つかの実施例においては、磁気共鳴データは磁気共鳴撮像システムの撮像領域内に位置する被験体から獲得される。

10

## 【 0 1 0 0 】

本発明に係る他の実施例においては、当該医療装置は、被験者の対象となるボリュームを治療するための温度治療システムをさらに具備する。本発明に係る幾つかの実施例においては、当該対象となるボリュームは、磁気共鳴撮像システムの撮像領域内にある。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得している最中に、当該対象となるボリュームを治療する。例えば、当該プロセッサは、温度マップに従って、温度治療システムへの制御コマンドを生成することによって、当該対象となるボリュームを治療することが可能である。当該プロセッサはさらに、温度治療システムへの制御コマンドを当該温度治療システムに対して送信することにより、当該対象となるボリュームが治療されるようにすることが可能である。本明細書中で用いられているとおり、温度治療システムへの制御コマンドは、当該プロセッサが当該温度治療システムを制御するために使用する指令や制御信号を具備する。本明細書中で用いられている「温度治療システム」は、被験者の内部の対象となるボリュームの温度を制御可能な態様で上昇させたり低下させたりするシステムを具備する。

20

## 【 0 1 0 1 】

アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、非常に高速に獲得することが可能なので、本発明に係るこの実施例は、技術的に優位である。この事は第 2 の画像を使用した温度マップの高速な算出を実現可能にする。当該温度マップは、当該温度治療システムを制御するためのフィードバック情報として使用されることが可能である。

30

## 【 0 1 0 2 】

本発明に係るその他の実施例においては、命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該対象となるボリュームの位置に従って当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために、 $k$  - 空間のサンプリングされたポイントを選択する。例えば、当該  $k$  - 空間のサンプリングされたポイントは、当該対象となるボリュームの位置との間に最も強い相関を有する位置であり、さらに第 2 の画像が選択されることが可能である。もしも当該対象となるボリュームが加熱されるか又は冷却されるならば、温度マップを生成するのに使用される画像データは当該対象となるボリュームの中で最も大きく変化するであろうことが予測されるので、この事は、技術的に優位である。

40

## 【 0 1 0 3 】

$k$  - 空間のサンプリングされたポイント又は領域を選択することは、 $k$  - 空間の軌跡を決定するために着目する領域についての情報を使用して着目する領域を選択し、その結果として、動的な画像生成処理の期間中に冗長な情報の獲得を回避する技法として先行技術文献中において周知である。同様に、 $k$  - 空間のサンプリング軌跡を選択することにおいて、着目する領域を使用することは、磁気共鳴撮像において着目する領域の外部の信号を抑制するための技法としても知られている。周知技術を使用して、当該第 2 の画像内において当該対象となるボリュームと最も強い相関を有する当該  $k$  - 空間のサンプリングされたポイントが選択されることが可能である。

## 【 0 1 0 4 】

一つの従来方式は、着目する領域あるいは、この場合には、当該対象と成るボリューム

50

に対応する  $k$  - 空間に対して特異値分解 (SVD) 解析法を使用することである。当該対象となるボリュームに対応する当該第 2 の画像中の領域が当該第 2 の画像中の周辺を取り巻く部分または残りの部分よりも良好に再構成されるような態様で  $k$  - 空間のサンプリングされたポイントが選択されるので、この実施例は特に技術的優位性がある。この事は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データの獲得処理を高速化することを助けることが可能である。

【0105】

本発明に係るその他の実施例においては、命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを反復的に獲得する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ、および当該第 1 の画像を使用して第 2 の画像を反復的に再構成する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第 2 の画像を使用して温度マップを反復的に算出する。本発明に係る幾つかの実施例においては、温度マップを算出するために、さらに第 1 の画像もまた使用される。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度マップに従って、温度治療システムへの制御コマンドを反復的に生成する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度治療システムへの制御コマンドを当該温度治療システムに対して反復的に送信する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該温度治療システムをフィードバック制御するための情報として使用される温度マップを生成するために使用されるので、この実施例が技術的に優位である。

10

20

【0106】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高密度焦点式超音波システムとすることが可能である。

【0107】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高周波生体組織治療システムとすることが可能である。例えば、高周波アンテナは、高周波エネルギーを使用して当該対象となるボリュームを加熱するために使用することが可能である。典型的には、対象となる領域を加熱する高周波エネルギーを生成するために、追加のアンテナが被験者の近傍において使用または配置される。

30

【0108】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、マイクロ波照射装置とすることが可能である。マイクロ波照射装置は、対象となる領域に対してマイクロ波エネルギーを向けるように適合されている。この事は、対象となる領域における温度を増加させることが可能である。

【0109】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、冷凍アブレータとすることが可能である。冷凍アブレータは、生体組織の焼灼を引き起こす温度になるまで、対象となる領域またはその一部を冷却するように適合されている。

【0110】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、レーザとすることが可能である。レーザは生体組織を選択的に切除するために使用することが可能である。

40

【0111】

本発明に係るその他の実施例においては、圧縮された検知動作の手法を使用した当該第 2 の画像の再構成のための「種となる画像」が、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して算出される。この実施例は、圧縮された検知動作のアルゴリズムが解に向かってより高速に収束することを可能にするので、この実施例は技術的に優位である。この事は、圧縮された検知動作の手法を使用する際に、当該第 2 の画像の全体的な構成処理を高速化する。

【0112】

50

本発明に係るその他の実施例においては、当該第 1 の画像は位相画像である。当該第 2 の画像は、位相画像である。温度マップは、第 1 の画像のボクセルと第 2 の画像のボクセルとの間の位相シフトを判定することによって算出される。この実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像との間の温度変化の結果として生じる位相変化を測定するために、温度マップは、GRE (Gradient Recalled Echo) 撮像シーケンスを使用して構成される。当該位相の変化は、共鳴周波数の温度に依存した変化に起因して発生する。

【0113】

本発明に係るその他の実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像は、プロトン密度の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0114】

本発明に係るその他の実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像は、水のプロトンについての T1 緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0115】

本発明に係るその他の実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像は、水のプロトンについての T2 緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0116】

本発明に係るその他の実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像は、水のプロトンについての T2 スター緩和時間の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0117】

本発明に係るその他の実施例においては、第 1 の画像と第 2 の画像は、拡散定数変化量の変化を算出することにより温度マップを生成するために使用される。

【0118】

本発明に係るその他の実施例においては、当該変化は、第 2 の画像の各ボクセル毎に算出される。

【0119】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、並列画像生成技術を使用して獲得され、および / または再構成される。例えば、SENSE 技法または GRAPPA 技法を使用することが可能である。

【0120】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2 次元または 3 次元の傾斜エコー・パルス系列を使用して獲得されることが可能である。

【0121】

本発明に係るその他の実施例においては、ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2 次元または 3 次元の傾斜エコー EPI パルス系列を使用して獲得されることが可能である。ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データの獲得のための k - 空間のサンプリングされたポイントは、第 1 の画像と第 2 の画像とが同様のエコー時間を使用して獲得されるように選択される。言い換えると、第 1 の画像と第 2 の画像とを獲得するために使用されるエコー時間は、同一の持続時間に対して所定の時間量を加算または減算した時間である。幾つかの実施例においては、当該第 1 の画像のエコー時間と当該第 2 の画像のエコー時間とは、完全に同一である。互いに異なるエコー時間を使用して位相画像からスピン周波数画像を算出することが可能である。温度変化を決定するものは、周波数の相違である。幾つかの実施例においては、当該第 1 の画像のエコー時間と当該第 2 の画像のエコー時間とは、完全に同一である。互いに異なるエコー時間を使用して位相画像からスピン周波数画像を算出することが可能である。温度変化を決定するものは、周波数の相違である。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 2 】

ベースライン磁気共鳴データとアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データとは、2次元または3次元のスピン・エコー・パルス系列またはターボ・スピン・エコー・パルス系列を使用して獲得されることが可能である。

## 【 0 1 2 3 】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置を動作させる方法を提供する。同様に、本発明はさらに、コンピュータにより実装された方法を提供する。当該医療装置は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している。当該方法は、ベースライン磁気共鳴データを獲得するステップを具備している。当該磁気共鳴撮像システムは、ベースライン磁気共鳴データを獲得するために使用されることが可能である。当該方法はさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、第1の画像を再構成するステップを具備している。当該第1の画像を再構成するために、標準的な画像再構成技法を使用することが可能である。

10

## 【 0 1 2 4 】

当該方法は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するステップを具備している。上記説明と同様に、当該磁気共鳴撮像システムは、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために使用されることが可能である。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内において、アンダー・サンプリングされている。当該方法はさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと第1の画像とを使用して第2の画像を再構成するステップを具備している。当該第2の画像は、圧縮された検知動作のアルゴリズムを使用して再構成される。当該方法はさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを算出するステップを具備する。

20

## 【 0 1 2 5 】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置のプロセッサによる実行のための機械実行可能な命令コードを具備するコンピュータ・プログラム製品を提供する。例えば、当該コンピュータ・プログラム製品は、コンピュータ読み出し可能記録媒体の上に格納されることが可能である。当該医療装置は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、第1の画像を再構成する。

30

## 【 0 1 2 6 】

当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内において、アンダー・サンプリングされている。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと第1の画像とを使用して第2の画像を再構成する。当該第2の画像は、圧縮された検知動作のアルゴリズムを使用して再構成される。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該第2の画像を使用して温度マップを算出する。

40

## 【 0 1 2 7 】

本発明の一側面において、本発明は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している医療装置を提供する。これまでの説明において上述した医療装置の実施例は、ここで説明する医療装置についても同様に当てはまる。当該医療装置は、当該医療装置を制御するためのプロセッサをさらに具備している。当該装置は、当該プロセッサによる実行のための機械読み取り可能な命令コードを含んでいるメモリをさらに具備している。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサは、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、ベースライン位相画像を再構成する。

50

当該ベースライン位相画像は、以前の説明において既に述べた医療装置における第１の画像に対応するものである。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内においてアンダー・サンプリングされている。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび当該ベースライン位相画像を使用して位相画像を再構成する。本明細書中において記述されている位相画像は、以前の説明において既に述べた医療装置における第２の画像と均等なものである。位相画像は素早く獲得することが可能であり、温度マップを生成する目的に使用したり、当該医療装置を制御するためのフィードバック・ループに関するデータとして使用したりすることが可能である。

10

【０１２８】

本発明に係るその他の実施例においては、当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該位相画像を使用して温度マップを算出する。本発明に係る幾つかの実施例においては、当該ベースライン位相画像もまた、温度マップを少なくとも部分的に算出するために使用される。例えば、当該ベースライン位相画像と当該位相画像との間における位相の変化は、温度マップを計算するために使用されることが可能である。

【０１２９】

本発明に係る他の実施例においては、当該医療装置は、被験者の対象となるボリュームを治療するための温度治療システムをさらに具備する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得している最中に当該対象となるボリュームを治療する。

20

【０１３０】

本発明に係るその他の実施例においては、当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該対象となるボリュームの位置に応じて当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために、 $k$ -空間内の複数のサンプリングされたポイントを選択する。

【０１３１】

本発明に係るその他の実施例においては、命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを反復的に獲得する。命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび当該ベースライン位相画像を使用して位相画像を再構成する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該位相画像を使用して温度マップを反復的に算出する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度マップに従って、温度治療システムへの制御コマンドを反復的に生成する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、温度治療システムへの制御コマンドを、温度治療システムに向けて反復的に送信する。

30

【０１３２】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高密度焦点式超音波システムとすることが可能である。

40

【０１３３】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、高周波生体組織治療システムとすることが可能である。

【０１３４】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、マイクロ波照射装置とすることが可能である。

【０１３５】

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、冷凍アブレータとすることが可能である。

【０１３６】

50

本発明に係るその他の実施例においては、上述した温度治療システムは、レーザとすることが可能である。

【0137】

本発明に係るその他の実施例においては、当該位相画像は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して再構成される。

【0138】

本発明に係るその他の実施例においては、当該位相画像は、圧縮された検知動作のアルゴリズムを使用して再構成される。

【0139】

本発明に係るその他の実施例においては、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを使用して、圧縮された検知動作のための「種となる位相画像」が算出される。

【0140】

本発明に係るその他の実施例においては、鍵穴アルゴリズムを使用して温度マップが再構成される。

【0141】

本発明に係るその他の実施例においては、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは反復的に獲得される。当該反復的に獲得されたアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを使用することにより、当該位相画像は反復的に獲得される。

【0142】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置を動作させる方法を提供する。当該医療装置は、磁気共鳴データを獲得するために磁気共鳴撮像システムを具備している。当該方法は、ベースライン磁気共鳴データを獲得するステップを具備している。当該方法は、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、ベースライン位相画像を再構成するステップをさらに具備している。当該方法は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するステップをさらに具備している。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内においてアンダー・サンプリングされている。当該方法は、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび当該ベースライン位相画像を使用して、位相画像を再構成するステップをさらに具備している。この方法はさらに、コンピュータによって実行される方法として実装することも可能である。

【0143】

本発明の別の側面においては、本発明は、医療装置を制御するために、プロセッサにより実行される機械実行可能な命令コードを具備するコンピュータ・プログラム製品を提供する。当該コンピュータ・プログラム製品は、例えば、コンピュータ読み出し可能記録媒体の上に記録される。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサは、ベースライン磁気共鳴データを獲得する。当該ベースライン磁気共鳴データを獲得するために、磁気共鳴撮像システムを使用することが可能である。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して、ベースライン位相画像を再構成する。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データは、当該ベースライン磁気共鳴データと比較して、 $k$ -空間内においてアンダー・サンプリングされている。当該命令コードが実行されることにより、当該プロセッサはさらに、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データおよび当該ベースライン位相画像を使用して、位相画像を再構成する。

【図面の簡単な説明】

【0144】

【図1】本発明に従って実施される方法の実施例を示すフローチャート

【図2】本発明に従って実施される方法のさらに別の実施例を示すフローチャート

【図3】本発明に係る実施例に従って実施される医療装置を示す図

【図4】本発明に係る実施例に従って実施されるさらに別の医療装置を示す図

10

20

30

40

50

【図 5】本発明に係る実施例に従って実施されるさらに別の医療装置を示す図

【図 6】本発明に係る実施例に従って実施されるさらに別の医療装置を示す図

【図 7】本発明に係る方法の有効性を例示するための 2 種類のプロットを示す図

【発明を実施するための形態】

【0145】

本発明に係る以下の好適な実施例においては、本明細書に添付した図面を参照しながら、単に例示的な方法に従って、本発明の実施例の説明がされる。これらの図面の中に記載された同一または類似の参照符号は、均等物を表すか又は同様の処理機能が実行されることを表す。本明細書中の以前の説明において既に説明してきた事項は、機能的に等価である場合には、それ以降の図面およびこれらを参照した説明においては必ずしも検討される必要が無い。

10

【0146】

図 1 は、本発明に従って実施される方法の一実施例を説明するフローチャートを図示する。ステップ 102 において、ベースライン磁気共鳴データが獲得される。ステップ 104 において、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して第 1 の画像が再構成される。ステップ 106 において、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データが獲得される。ステップ 108 において、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと当該第 1 の画像とを使用して第 2 の画像が再構成される。ステップ 110 において、当該第 2 の画像を使用して温度マップが算出される。本発明に係る幾つかの実施例においては、当該温度マップは、当該第 2 の画像と当該第 1 の画像の両者を使用して算出される。

20

【0147】

図 2 は、本発明に従って実施される方法のさらに別の実施例を説明するフローチャートを図示する。ステップ 200 において当該方法が開始される。続いて、ステップ 202 において、ベースライン磁気共鳴データが獲得される。ステップ 204 において、当該ベースライン磁気共鳴データを使用して第 1 の画像が再構成される。続いて、ステップ 206 において、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得するために、 $k$ -空間内における複数のサンプリングされたポイントが選択される。ステップ 208 においては、温度治療システムへの制御コマンドが生成される。ステップ 210 において、温度治療システムへの制御コマンドが温度治療システムに対して送信される。これにより、当該温度治療システムは、対象となる領域に対する温度治療を開始する。ステップ 212 において、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データが獲得される。続いて、ステップ 214 において、当該アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データと当該第 1 の画像とを使用して第 2 の画像が再構成される。さらに、ステップ 216 において、当該第 2 の画像を使用して、そして場合によってはさらに当該第 1 の画像をも使用して温度マップが算出される。ステップ 218 においては、温度治療システムへの制御コマンドが生成される。

30

【0148】

続いて、ステップ 220 において、温度治療システムへの制御コマンドが温度治療システムに対して送信される。温度治療システムへの制御コマンドは、ステップ 210 において温度治療システムに対して最初に送信されているが、今回においては、温度治療システムへの制御コマンドは、当該温度マップに応じて又は当該温度マップを使用して修正されている。続いて、システムの動作は、ステップ 212 へと戻り、さらに新たなアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データを獲得する。続いて、システムの動作はそれ以降のステップに進み、第 2 の画像を使用して既存の温度マップを置換する内容が算出される。ステップ 212 からステップ 220 までの一連の処理は、温度マップを使用して温度治療システムへの制御コマンドを修正するためのフィードバック制御ループを形成する。例えば、温度治療システムへの制御コマンドは、温度マップと治療プランの両者に従って修正されることが可能である。温度治療または温度療法が終了した際には、当該方法は、ステップ 222 において終了する。

40

【0149】

図 3 は、本発明に係る実施例に従って実施される医療装置を示す。当該医療装置は、磁

50



気共鳴撮像システム 301 を具備している。当該磁気共鳴撮像システムは、円筒状の磁石 302 を具備している。磁石 302 は、内部を貫通する内腔部 304 を有している。図 3 に図示された磁石 302 は、円筒形状タイプの超伝導磁石である。当該磁石は、超伝導コイルと共に、液体ヘリウムを冷却材として使用した低温保持装置を有している。さらには、永久磁石や常伝導磁石を使用することもまた可能である。さらには、異なる形状タイプの磁石を使用することもまた可能であり、例えば、分割円筒型の磁石といわゆる開放型の磁石の両者を使用することもまた可能である。分割円筒型の磁石は、磁石のイソ平面へのアクセスを可能にするために低温保持装置が 2 つの区画に分割されている点を除いては、標準的な円筒形状の磁石と同様であり、そのような磁石は、例えば、荷電粒子ビーム療法との関連において使用されることが可能である。開放型の磁石は、被験者を受容するのに十分な大きさの空間を間に挟んで上下に配置された 2 つの磁石区画を有する。すなわち、ヘルムホルツ型コイルの配置構成と同様の 2 つの区画エリアから成る磁石配置構成である。開放型の磁石は、被験者にとってより閉塞感が無いので多くの人々に受け入れられている。円筒形状の磁石の低温保持装置の内部には、超伝導コイルの集合体が存在する。円筒形状の磁石の内腔部 304 には、撮像領域 310 が存在し、当該領域内においては、磁気共鳴撮像を実行するのに十分な程度に磁場が強かつ磁場が均一である。

10

20

30

40

50

#### 【0150】

内腔部 304 の内部には、複数の磁場傾斜コイル 306 から成る一組が存在する。当該磁石の内腔部 304 の内部には、当該磁石の撮像領域内における磁気スピンを空間的に符号化している磁気共鳴データを獲得するために使用される複数の磁場傾斜コイル 306 が存在する。複数の磁場傾斜コイル 306 は、磁場傾斜コイルの電源 308 に接続されている。本明細書中においては、磁場傾斜コイル 306 は代表的な構成部材であると意図されている。典型的には、複数の磁場傾斜コイル 306 は、互いに直交する 3 つの空間方向に沿って空間的な符号化を行うために、それぞれが複数のコイルから成る 3 つの別々の組を含んでいる。磁場傾斜コイルの電源 308 は、複数の磁場傾斜コイル 306 に電流を供給する。複数の磁場傾斜コイル 306 に供給される電流の大きさは、時間の関数の形で制御され、電流の時間変化は、傾斜をつけられたり、パルス化されたりすることが可能である。

#### 【0151】

被験者 312 の体の一部は、撮像領域 310 の内部に位置している。被験者 312 は、被験者の体を支持する支持台 314 の上に横たえられている。撮像領域 310 に隣接して、高周波コイル 316 が存在する。撮像領域 310 内部の磁気スピンの方向を操作するため、さらには、これも撮像領域 310 の内部にあるスピンからの無線伝搬波を受信するために、撮像領域 310 に隣接して、高周波コイル 316 が存在する。高周波コイル 316 は、複数のコイル部材を含むことが可能である。高周波コイル 316 のことを、「チャンネル」または「高周波アンテナ」と呼ぶこともまた可能である。高周波コイル 316 は、高周波送受信機 318 に接続されている。高周波コイル 316 と高周波送受信機 318 は、送信用と受信用に分離された別々のコイルおよび別々に分離された送信機と受信器によって置き換えられることも可能である。高周波コイル 316 と高周波送受信機 318 とは、単に代表的な構成部材として示されているに過ぎないことが理解されよう。高周波コイル 316 は、専用の送信用アンテナと専用の受信用アンテナを表す代表的な部材であると意図されている。同様に高周波送受信機 318 は、別々に分離された送信機と受信器を表す代表的な部材であっても良い。

#### 【0152】

高周波送受信機 318 および磁場傾斜コイルの電源 308 は、コンピュータ・システム 320 のハードウェア・インターフェース 322 に接続されている。ハードウェア・インターフェース 322 はさらに、プロセッサ 324 に接続されている。プロセッサ 324 はさらに、ユーザ・インターフェース 326、コンピュータ記憶装置 328 およびコンピュータ・メモリ 330 に接続されている。

#### 【0153】

コンピュータ記憶装置 318 は、ベースライン磁気共鳴データ 332 を含んでいるものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 318 はさらに、ベースライン磁気共鳴データ 332 から再構成される第 1 の画像 334 を含んでいるものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 318 はさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ 336 を含んでいるものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 318 はさらに、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ 336 と第 1 の画像 334 とから再構成される第 2 の画像 338 を含んでいるものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 318 はさらに、第 2 の画像 338 から再構成され、場合によっては、少なくとも部分的に第 1 の画像 334 をさらに使用して再構成される温度マップ 340 を含んでいるものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 318 はさらに、パルス系列 342 を含んでいるものとして図示されている。パルス系列 342 は、複数のコマンドとタイミング関係性を含んでおり、これらは、プロセッサ 324 が磁気共鳴撮像システム 301 を制御することにより、ベースライン磁気共鳴データ 332 とアンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ 336 を獲得するために使用されることが可能である。コンピュータ・メモリ 330 は、制御モジュール 350 を含んでいるものとして図示されている。制御モジュール 350 は、プロセッサ 324 が医療装置 300 の動作と機能を制御することを可能にするコンピュータ実行可能な命令コードを含んでいる。

10

#### 【0154】

コンピュータ・メモリ 330 はさらに、再構成モジュール 352 を含んでいるものとして図示されている。再構成モジュール 352 は、ベースライン磁気共鳴データ 332 を第 1 の画像 334 へと再構成するためのコンピュータ実行可能な命令コードを含んでいる。コンピュータ・メモリ 330 はさらに、アンダー・サンプリング再構成モジュール 354 を含んでいるものとして図示されている。アンダー・サンプリング再構成モジュール 354 は、アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ 336 と第 1 の画像 334 とを使用して、第 2 の画像 338 を再構成するためのコンピュータ実行可能な命令コードを含んでいる。本発明に係る幾つかの実施例においては、アンダー・サンプリング再構成モジュール 354 は、画像比率制約的な再構成アルゴリズムを実装するためのコンピュータ実行可能な命令コードを具備している。本発明に係るその他の幾つかの実施例においては、アンダー・サンプリング再構成モジュール 354 は、圧縮された検知動作のアルゴリズムを実装するためのコンピュータ実行可能な命令コードを具備している。

20

30

#### 【0155】

コンピュータ・メモリ 330 はさらに、温度マッピング・モジュール 356 を含んでいるものとして図示されている。温度マッピング・モジュール 356 は、第 2 の画像 338 を使用して、場合によっては、第 1 の画像 334 もさらに使用して温度マップ 340 を構成し又は算出するために使用されるコンピュータ実行可能な命令コードを含んでいる。

#### 【0156】

図 4 は、本発明に係るさらに別の実施例に従って実施される医療装置 400 を示している。図 4 に示される医療装置の実施例は、高密度焦点式超音波システム 402 である温度治療システムを具備している。高密度焦点式超音波システム 402 は、流体充填室 404 を具備している。流体充填室 404 の内部には、超音波振動子 406 が存在する。図 4 には示されていないが、超音波振動子 406 は、各々が超音波のビームをそれぞれ個別に生成する機能を持った複数の超音波振動子部材を具備することが可能である。このような装置構成は、上述した複数の超音波振動子部材の各々に対して供給される交流電流の位相および/または振幅を制御することにより、超音波処理の対象となる箇所 418 の位置を電氣的にステアリング操作するために使用することが可能である。

40

#### 【0157】

超音波振動子 406 は、超音波振動子 406 が機械的に再配置されることを可能にする機構 408 と接続されている。機構 408 は、機構 408 を機械的に駆動するように適合された機械式アクチュエータ 410 と接続されている。機械式アクチュエータ 410 は、超音波振動子 406 に電力を供給するための電源をさらに表している。本発明に係る幾つ

50

かの実施例においては、当該電源は、個々の超音波振動子部材への供給電力の位相および／または振幅を制御することが可能である。本発明に係る幾つかの実施例においては、機械式アクチュエータ／電源 410 は、磁石 302 の内腔部 304 の外側に配置することが可能である。

#### 【0158】

超音波振動子 406 は、図 4 の伝搬経路 412 に沿って伝搬するとして図示される超音波を生成する。経路 412 上の超音波は、流体充填室 404 を通過し、さらに超音波ウィンドウ 414 を通過して伝搬する。この実施例においては、上述した超音波はさらに、ジェル・パッド 416 を通過する。ジェル・パッド 416 は、必ずしも全ての実施例において存在している必要は無いものの、この実施例においては、被験者を支持する支持台 314 にはジェル・パッド 416 を受容する窪み部分が存在する。ジェル・パッド 416 は、超音波振動子 406 と被験者 312 との間における超音波のエネルギーのカップリングを補助する。ジェル・パッド 416 を通過した後に、経路 412 上の超音波は、被験者 312 の体内を通過して超音波処理の対象となる箇所 418 において焦点を結ばされる。超音波処理の対象となる箇所 418 として焦点を合わされる位置は、治療対象となる領域 420 の内部にある。治療対象となる領域 420 の全体にわたって治療を行うために、超音波振動子 406 の機械式による位置決めと電気的ステアリング操作による超音波処理の対象となる箇所 418 の位置決めを組み合わせた操作を介して、超音波処理の対象となる箇所 418 は移動させられることが可能である。

#### 【0159】

高密度焦点式超音波システム 402 もまた、コンピュータ・システム 320 のハードウェア・インターフェース 322 に対して接続されているものとして図示されている。コンピュータ・システム 320 および記憶装置 328 やメモリ 330 中の情報内容は、図 3 に図示した情報内容と均等なものである。

#### 【0160】

コンピュータ記憶装置 328 は、治療プラン 444 を含んでいるものとして図示されている。治療プラン 444 は、温度治療システム 402 によって治療対象となる領域 420 を治療することに関する記述および／または指令を含んでいる。幾つかの実施例においては、磁気共鳴撮像システム 301 によって生成された磁気共鳴画像に対して、プロセッサ 344 が治療対象となる領域 420 を登録することを可能にする解剖学的なデータを治療プラン 444 が含むようにすることが可能である。コンピュータ記憶装置 328 はさらに、k - 空間内における複数のサンプリングされたポイントを含んでいるとして図示されている。コンピュータ記憶装置 328 はさらに、温度治療システムへの制御コマンド 448 を含んでいるとして図示されている。温度治療システムへの制御コマンド 448 が、プロセッサ 324 によって高密度焦点式超音波システム 402 に対して送信されることにより、システム 402 は、超音波処理の対象となる領域 418 を超音波切除し、さらには、超音波処理の対象となるポイントを、治療対象となる領域 420 の全体にわたって移動させる。

#### 【0161】

コンピュータ・メモリ 330 は、パルス系列生成モジュール 456 および k - 空間の選択モジュール 458 を含んでいるとして図示されている。k - 空間の選択モジュール 458 は、k - 空間内における複数のサンプリング・ポイント 446 を選択するためのコンピュータ実行可能な命令コードを含んでいる。k - 空間内における複数のサンプリング・ポイント 446 は、治療対象となる領域 420 が良好に表現され、k - 空間内におけるこれらのサンプリング・ポイントによって再構成されるような態様で選択される。パルス系列生成モジュール 456 は、k - 空間内における複数のサンプリング・ポイントを使用してパルス系列 342 を生成するように適合されている。コンピュータ・メモリ 330 はさらに、温度治療システムの制御モジュール 460 を含んでいるとして図示されている。温度治療システムの制御モジュール 460 は、温度治療システムへの制御コマンド 448 を生成するように適合されている。温度治療システムへの制御コマンド 448 は、治療プラン

4 4 4 および / または温度マップ 3 4 0 を使用して生成されることが可能である。

【 0 1 6 2 】

図 5 は、本発明に係るさらに別の実施例に従って実施される医療装置 5 0 0 を示している。図 5 に示される医療装置の実施例は、図 3 および図 4 に示した実施例と同様の実施例である。図 5 に示すコンピュータ・システム 3 2 0 は、図 3 および図 4 に示すコンピュータ・システム 3 2 0 と均等である。コンピュータ記憶装置 3 2 8 およびコンピュータ・メモリ 3 3 0 の中の情報内容もまた、図 3 および図 4 に示すコンピュータ記憶装置 3 2 8 およびコンピュータ・メモリ 3 3 0 の情報内容と均等である。図 5 に示す実施例においては、温度治療システムとして、高周波生体組織加熱システム 5 0 1 が使用されている。高周波生体組織加熱システム 5 0 1 は、アンテナ 5 0 2 および高周波発信機 5 0 4 を具備している。アンテナ 5 0 2 は、治療対象となる領域 4 2 0 の近傍に位置している。発信機 5 0 4 によって生成され、アンテナ 5 0 2 によって放射される高周波エネルギーは、治療対象となる領域 4 2 0 を選択的に加熱するために使用される。この実施例においては、高周波発信機 5 0 4 は、ハードウェア・インターフェース 3 2 2 と接続されているものとして図示されている。プロセッサ 3 2 4 およびコンピュータ記憶装置 3 2 8 やコンピュータ・メモリ 3 3 0 の中の情報内容は、図 4 においてプロセッサ 3 2 4 によって高密度焦点式超音波システム 4 0 2 が制御される方法と等価な方法に従って高周波発信機 5 0 4 を制御するのに使用される。

10

【 0 1 6 3 】

図 6 は、本発明に係るさらに別の実施例に従って実施される医療装置 6 0 0 を示している。この実施例においては、温度治療システム 6 0 1 が図示されている。被験者 3 1 2 の体内には、照射装置 6 0 2 が挿入されている。治療対象となる領域 4 2 0 は、照射装置 6 0 2 の端部の近傍に位置している。ここで説明する温度治療システム 6 0 2 は、代表的な構成部材であり、マイクロ波照射装置、冷凍アプレータまたはレーザのうちの何れかを含むことが可能である。照射装置 6 0 2 は、被験者 3 1 2 の体内に低温物質を配送するためのマイクロ波を供給したり、治療対象となる領域 4 2 0 へとレーザー光の焦点を合わせたりするように適合されることが可能である。同様に、供給システム 6 0 4 は、マイクロ波の電源、低温物質や冷却液を供給するシステム、又はレーザーの電源とすることも可能である。温度治療システム 6 0 1 は、コンピュータ・システム 3 2 0 のハードウェア・インターフェース 3 2 2 と接続されているものとして図示されている。コンピュータ記憶装置 3 2 8 およびコンピュータ・メモリ 3 3 0 の中の情報内容は、図 3、図 4 および図 5 に示すコンピュータ記憶装置 3 2 8 およびコンピュータ・メモリ 3 3 0 の情報内容と均等である。これらの中に含まれているコンピュータ実行可能な命令コードは、プロセッサ 3 2 4 が、図 4 および図 5 に示す実施例と均等な方法に従って、温度治療システム 6 0 1 を制御することを可能にする。

20

30

【 0 1 6 4 】

図 7 は、本発明に係る方法の有効性を例示するための 2 種類のプロットを示している。図 7 に示す実験においては、豚の体内における治療対象となる領域（即ち、着目する領域）を加熱するために、高密度焦点式超音波システムが使用されている。治療対象となる領域（即ち、着目する領域）の温度は、磁気共鳴撮像データの複数のスライスが連続したものととして画像化されている。プロット 7 0 0 は、スライス（ 2 ）からのデータを示し、プロット 7 0 2 は、スライス（ 4 ）からのデータを示している。上記 2 種類のプロット 7 0 0、7 0 2 の x 軸は、秒単位の時間 7 0 4 である。y 軸上には、健康な状態の体温を上回る摂氏の単位で表された温度 7 0 6 が示されている。上記 2 種類のプロット 7 0 0、7 0 2 における温度 7 0 6 は、該当するスライス内において着目する領域全体にわたって平均された温度である。3 種類の異なる方法を使用してデータが獲得されている。上記 2 種類のプロットにおいて、完全な k - 空間を使用して獲得されたデータは、7 0 8 とラベル付けされている。上記 2 種類のプロットにおいて、I R C R 法に基づく再構成アルゴリズムを使用して獲得されたデータは 7 1 0 とラベル付けされている。上記 2 種類のプロットにおいて、第 2 の画像を再構成するために鍵穴アルゴリズムを使用して獲得されたデータは

40

50

、 7 1 2 とラベル付けされている。スライス ( 2 ) に関するプロット 7 0 0 とスライス ( 4 ) に関するプロット 7 0 2 を調べることにより、完全な k - 空間のデータ 7 0 8 を獲得するのに比べて、I R C R 法に基づくデータ獲得 7 1 0 は、非常に良好な性能を示していることが観察できる。

【 0 1 6 5 】

図 7 に示す事例においては、治療対象となる加熱された領域における温度は、I R C R 法と鍵穴法とを比較するために使用されている。この例においては、単一チャネルのデータだけが利用可能である。t = 0 および t - 1 において獲得された完全な k - 空間のデータはベースライン・データとして使用されている。正味の加速倍率は 1 0 倍である。

【 0 1 6 6 】

本明細書に添付した図面および上述した説明において本発明の詳細な内容が例示され、記述されてきたけれども、そのような例示や記述は単に例示的であって発明の範囲を制限的に解釈すべきではなく、本発明の技術的範囲は、本明細書中において開示された実施例の内容だけに制限されることはない。

【 0 1 6 7 】

図面の記載、本明細書中の記載、および本明細書に添付した請求項の記載を検討することにより、本願において特許請求されている発明を実施する際に、本明細書中において開示された実施例に対するその他の変形例は、当該技術分野における当業者によって理解され実施されることが可能である。本明細書に添付した請求項の記載において、用語「具備する」は、他の構成要素や処理ステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」および「an」は、複数個存在する場合を除外するものではない。単一のプロセッサ又はその他の処理ユニットは、本願の請求項に記載されている幾つかの部材の機能を充足することが可能である。複数の特定の対処方針が相互に異なる従属請求項に記載されているという事実は、これら複数の対処方針を組み合わせたものが有益に使用されることが出来ないと言うことを意味するものではない。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提供される光学的記憶媒体や半導体記憶媒体のような適切な媒体の上に格納され / 配布されるが、インターネットやその他の有線または無線の通信システムを介する等して、他の形態で配布されることもまた可能である。本願の請求項中に記載された如何なる参照符号も本発明の技術的範囲を限定するものと解釈すべきではない。

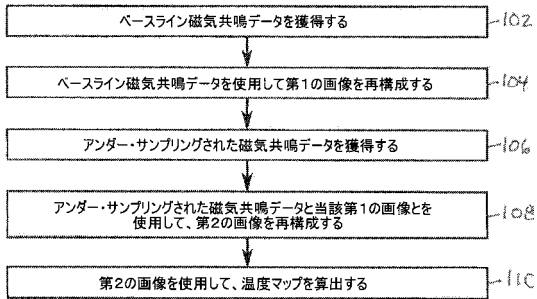
【 符号の説明 】

【 0 1 6 8 】

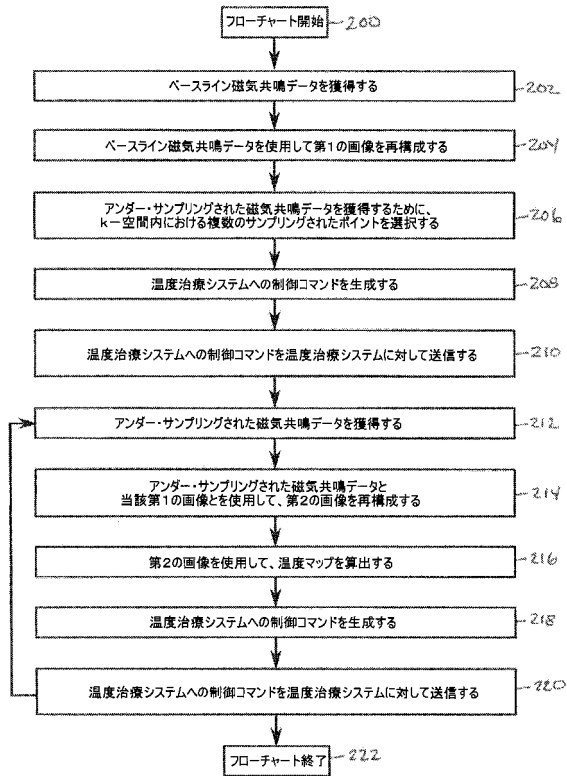
- 3 0 0 医療装置
- 3 0 1 磁気共鳴撮像システム
- 3 0 2 磁石
- 3 0 4 磁石の内腔部
- 3 0 6 磁場傾斜コイル
- 3 0 8 磁場傾斜コイルの電源
- 3 1 0 撮像領域
- 3 1 2 被験者
- 3 1 4 被験者を載せる支持台
- 3 1 6 高周波コイル
- 3 1 8 送受信機
- 3 2 0 コンピュータ・システム
- 3 2 2 ハードウェア・インターフェース
- 3 2 4 プロセッサ
- 3 2 6 ユーザ・インターフェース
- 3 2 8 コンピュータ記憶装置
- 3 3 0 コンピュータ・メモリ
- 3 3 2 ベースライン磁気共鳴データ
- 3 3 4 第 1 の画像

3 3 6	アンダー・サンプリングされた磁気共鳴データ	
3 3 8	第 2 の画像	
3 4 0	温度マップ	
3 4 2	パルス系列	
3 5 0	制御モジュール	
3 5 2	再構成モジュール	
3 5 4	アンダー・サンプリング再構成モジュール	
3 5 6	温度マッピング・モジュール	
4 0 0	医療装置	
4 0 2	高密度焦点式超音波システム	10
4 0 4	流体充填室	
4 0 6	超音波振動子	
4 0 8	機構	
4 1 0	機械的アクチュエータ / 電源	
4 1 2	超音波の伝搬経路	
4 1 4	超音波ウィンドウ	
4 1 6	ジェル・パッド	
4 1 8	超音波処理の対象となる箇所	
4 2 0	対象となる領域	
4 4 4	治療プラン	20
4 4 6	k - 空間のサンプリング・ポイント	
4 4 8	温度治療システムへの制御コマンド	
4 5 6	パルス系列生成モジュール	
4 5 8	k - 空間選択モジュール	
4 6 0	温度治療システム制御モジュール	
5 0 0	医療装置	
5 0 1	高周波生体組織加熱システム	
5 0 2	アンテナ	
5 0 4	高周波発信機	
6 0 0	医療装置	30
6 0 1	温度治療システム	
6 0 2	照射装置	
6 0 4	供給システム	
7 0 0	スライス ( 2 )	
7 0 2	スライス ( 4 )	
7 0 4	秒単位の時間	
7 0 6	健康な豚の体温を上回る温度 ( 摂氏 )	
7 0 8	完全な k - 空間のサンプリングを使用して獲得されたデータ	
7 1 0	I R C R アルゴリズムを使用して再構成された第 2 の画像	
7 1 2	鍵穴アルゴリズムを使用して再構成された第 2 の画像	40

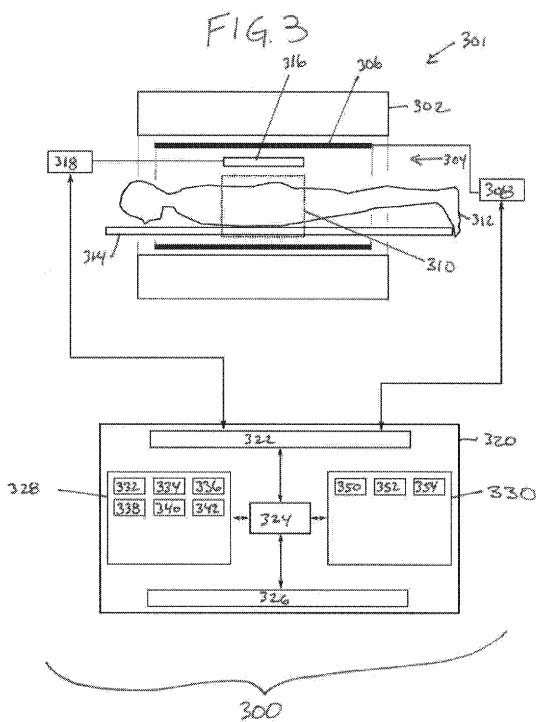
【図 1】



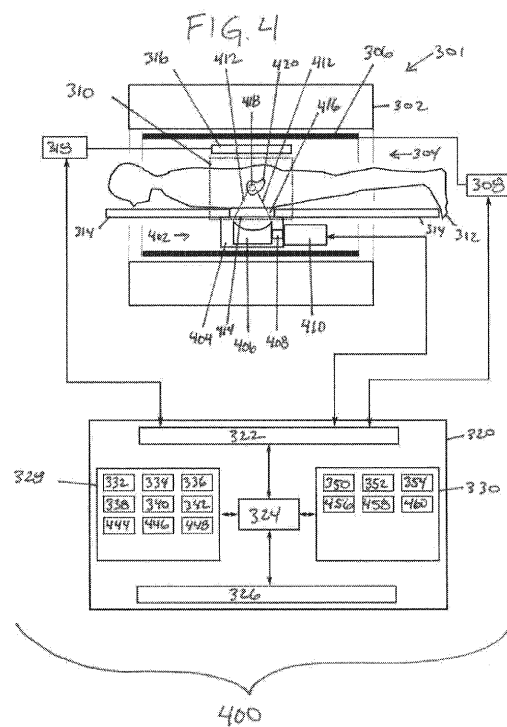
【図 2】



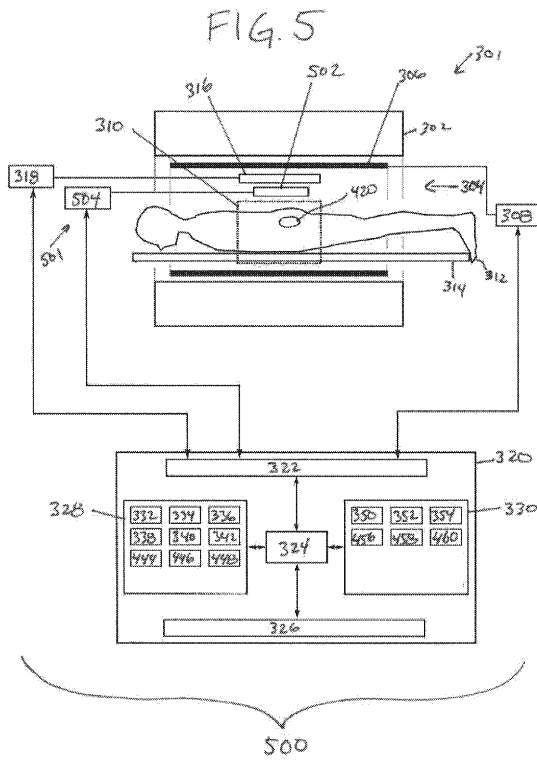
【図 3】



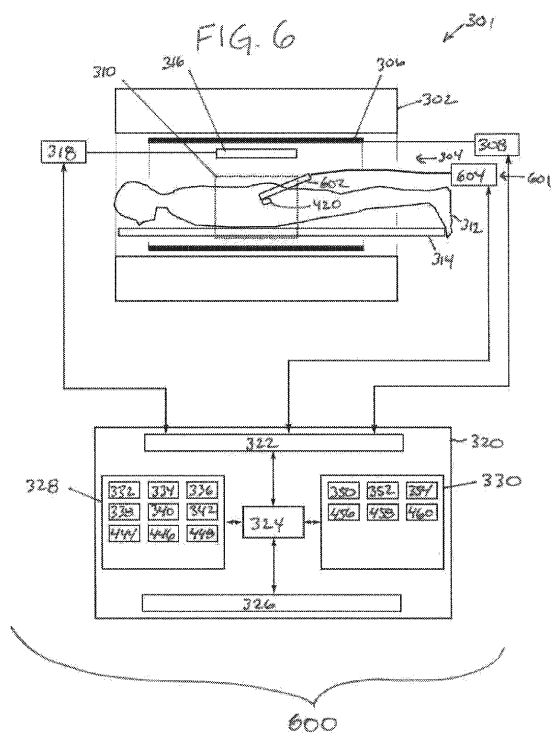
【図 4】



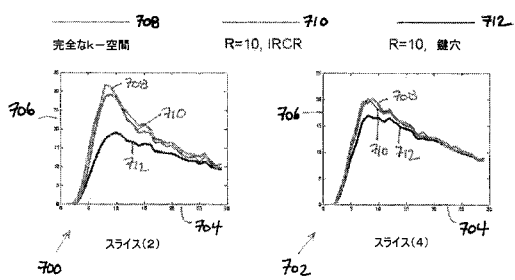
【図5】



【図6】



【図7】





## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050504

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01R33/48  
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

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, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, IBM-TDB, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/292167 A1 (TODD NICK [US] ET AL) 27 November 2008 (2008-11-27) paragraph [0002] paragraph [0010] - paragraph [0012] paragraph [0029] - paragraph [0050] figures 1, 2 -----	1-15
A	WO 2008/137783 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; HUANG FENG [US]) 13 November 2008 (2008-11-13) page 12, lines 14-29 page 16, line 27 - page 17, line 24 -----	1-15

☐ 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

9 May 2012

Date of mailing of the international search report

18/05/2012

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

Streif, Jörg Ulrich

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/050504

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008292167	A1	27-11-2008	NONE
-----			
WO 2008137783	A2	13-11-2008	US 2008298661 A1 04-12-2008
			WO 2008137783 A2 13-11-2008
-----			

## 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, MD, 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

(72)発明者 ホアン, 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 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 コーラー, マックス オスカル

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 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 タントウ, ユッカ イルマリ

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 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 リン, ウェイ

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 4 4, フィリップス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

F ターム(参考) 4C096 AA17 AA18 AA20 AD06 AD14 BA06 BA10 BA42 DC33

## 【要約の続き】

の画像を使用して、温度マップ(340)を算出する(110、216)。