

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6076904号
(P6076904)

(45) 発行日 平成29年2月8日(2017.2.8)

(24) 登録日 平成29年1月20日(2017.1.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-525413 (P2013-525413)
 (86) (22) 出願日 平成23年8月26日 (2011.8.26)
 (65) 公表番号 特表2013-536702 (P2013-536702A)
 (43) 公表日 平成25年9月26日 (2013.9.26)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2011/053752
 (87) 國際公開番号 WO2012/029006
 (87) 國際公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)
 審査請求日 平成26年7月30日 (2014.7.30)
 (31) 優先権主張番号 10174485.2
 (32) 優先日 平成22年8月30日 (2010.8.30)
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】横断方向のリラクソメトリデータ及び陽子共鳴周波数シフトデータを用いる水組織及び脂肪組織のMR 1 熱撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴撮像システムを有する装置であって、前記磁気共鳴撮像システムが、撮像ボリューム内に配置される対象物の核の磁気スピンを方向付ける磁場を生成する磁石と、

無線周波数コイルを用いて磁気共鳴データを取得する無線周波数トランシーバと、

前記撮像ボリューム内の核の前記磁気スピンを空間的にエンコードする傾斜磁場コイルと、

前記傾斜磁場コイルに電流を供給する傾斜磁場コイル電源と、

前記装置を制御するよう構成され、プロセッサを有するコンピュータシステムと、

前記プロセッサにより実行される機械読み出し可能な命令を含むメモリと、
を有し、

前記命令の実行が、プロセッサに、

前記磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを取得するステップであって、前記磁気共鳴データが、横断方向のリラクソメトリ T 2 データと陽子共鳴周波数シフトデータとを有する、ステップと、

前記陽子共鳴周波数シフトデータに基づき、温度測定ボリュームにおける前記対象物の温度を計算することと組み合わせて、前記横断方向のリラクソメトリ T 2 データに基づき、前記温度測定ボリュームにおける前記対象物の温度を計算するステップであって、前記温度測定ボリュームが、前記撮像ボリュームに含まれる、ステップとを実行させ、

10

20

前記メモリが、前記磁気共鳴撮像システムの処理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が、反転回復T2加重ターボスピニエコーチークエンス又は反転回復T2加重スピニエコーチークエンスであり、前記パルスシーケンスが、長手方向T1緩和時間と比較して短い反転時間を用いることにより、少なくとも前記横断方向のリラクソメトリT2データを取得するよう構成される、装置。

【請求項2】

前記機械読み出し可能な命令が、前記陽子共鳴周波数シフトデータの取得と前記横断方向のリラクソメトリT2データの取得とをインターリープするステップを含む、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記機械読み出し可能な命令が、前記温度を反復的に測定又は監視し、及び横断方向のリラクソメトリT2データより頻繁に前記陽子共鳴周波数シフトデータを更新するステップを含む、請求項2に記載の装置。

【請求項4】

前記横断方向のリラクソメトリT2データの取得が、脂肪選択励起を含み、前記陽子共鳴周波数シフトデータに基づく温度測定が、水選択励起を含む、請求項1に記載の装置。

【請求項5】

前記装置が更に、前記対象物のターゲットボリュームを加熱する組織加熱システムを有し、前記ターゲットボリュームは、前記撮像ボリュームに含まれ、及び前記コンピュータシステムが更に、前記組織加熱システムを制御するよう構成される、請求項1に記載の装置。

【請求項6】

前記組織加熱システムが、前記ターゲットボリュームに超音波を照射する高強度焦束超音波システム、無線周波数エネルギーを用いて前記ターゲットボリュームを加熱する無線周波数組織加熱システム、及び前記ターゲットボリュームに含まれる組織を切除するレーザー切除システムの任意の1つである、請求項5に記載の装置。

【請求項7】

前記命令が更に、前記プロセッサに、
前記撮像ボリュームに含まれる前記ターゲットボリュームを特定する治療計画を受信するステップであって、前記治療計画が、前記組織加熱システムの処理を制御する命令を含む、ステップと、

前記治療計画を実行することにより前記組織加熱システムを用いて前記ターゲットボリュームを加熱するステップと、

前記治療計画の実行中に前記磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを反復的に取得するステップと、

前記温度測定ボリュームに含まれる前記対象物の温度を反復的に計算するステップと、
前記温度測定ボリュームに含まれる前記対象物の温度に基づき前記治療の実行中に前記治療計画を修正するステップとを実行させる、請求項5又は6に記載の装置。

【請求項8】

前記横断方向のリラクソメトリT2データ及び前記陽子共鳴周波数シフトデータにそれぞれ関連付けられる前記温度測定ボリュームの各々の温度が、前記横断方向のリラクソメトリT2又はT2スターデータ及び前記陽子共鳴周波数シフトデータの任意の1つに基づき、個別に決定される、請求項5に記載の装置。

【請求項9】

前記命令の実行が更に、前記プロセッサに、
前記温度測定ボリュームに基づき温度マップを構築するステップと、
前記磁気共鳴データに基づき、磁気共鳴画像を再構成するステップと、
前記磁気共鳴画像上に前記温度マップを重畳することにより、熱磁気共鳴画像をディスプレイに表示するステップとを実行させる、請求項1又は5に記載の装置。

【請求項10】

10

20

30

40

50

磁気共鳴温度測定データを取得するコンピュータ実現による方法において、
ターボスピニエコーチケンスを実現するため、磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共
鳴データを取得するステップであって、前記磁気共鳴データが、横断方向のリラクソメト
リ T 2 データと陽子共鳴周波数シフトデータとを有する、ステップと、

前記陽子共鳴周波数シフトデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度
を計算することと組み合わせて、前記横断方向のリラクソメトリ T 2 データに基づき、前
記温度測定ボリュームにおける前記対象物の温度を計算するステップであって、前記温度
測定ボリュームが、前記磁気共鳴撮像システムの撮像ボリュームに含まれる、ステップと
を有し、

前記ターボスピニエコーチケンスが、反転回復 T 2 加重ターボスピニエコーチケン
スであり、前記ターボスピニエコーチケンスが、長手方向 T 1 緩和時間と比較して短い
反転時間を用いることにより、少なくとも前記横断方向のリラクソメトリ T 2 データを取
得するよう構成される、方法。 10

【請求項 1 1】

磁気共鳴撮像システムを含む装置のコンピュータシステムのプロセッサにより実行され
る機械実行可能な命令を有するコンピュータプログラムであって、

前記命令の実行が、前記プロセッサに、

ターボスピニエコーチケンスを実現するため、前記磁気共鳴撮像システムを用いて磁
気共鳴データを取得するステップであって、前記磁気共鳴データが、横断方向のリラクソ
メトリ T 2 データと陽子共鳴周波数シフトデータとを有する、ステップと、 20

前記陽子共鳴周波数シフトデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度
を計算することと組み合わせて、前記横断方向のリラクソメトリ T 2 データに基づき、前
記温度測定ボリュームにおける前記対象物の温度を計算するステップであって、前記温度
測定ボリュームが、前記磁気共鳴撮像システムの撮像ボリュームに含まれる、ステップと
を実行させ、

前記ターボスピニエコーチケンスが、反転回復 T 2 加重ターボスピニエコーチケン
スであり、前記ターボスピニエコーチケンスが、長手方向 T 1 緩和時間と比較して短い
反転時間を用いることにより、少なくとも前記横断方向のリラクソメトリ T 2 データを取
得するよう構成される、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】 30

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴撮像に関し、より詳細には横断方向のリラクソメトリデータを用い
る温度の計算に関する。

【背景技術】

【0002】

組織の局所化された加熱は、治療処置に関して有益でありえる。例えば増加した組織温
度は、壊死を誘導する、又はターゲット組織における他の生理的変化を誘導するために用
いられることができる。組織の局所化された加熱に関する様々な手段が存在する。高強度
集束超音波 (HIFU)、レーザーでの組織の切除及び電磁場を用いる組織の加熱は、組
織が局所的に加熱されることがある方法のいくつかの例である。 40

【0003】

組織を局所的に加熱するとき、加熱される領域の温度及び / 又は加熱される組織を囲む
組織の温度を測定することが有益である。例えば、HIFU手順の間、敏感な器官又は組
織に対する損傷が生じないことを確実にするため、周囲組織の温度を監視することが有益
な場合がある。

【0004】

磁気共鳴撮像は、HIFUによりもたらされる加熱効果を監視するため、HIFUと組
み合わせられてきた。磁気共鳴撮像及びHIFUの組合せも、有益である。なぜなら、生
体構造データを提供するためだけでなく、対象物における温度を測定するために、磁気共

鳴撮像が用いられることがあるからである。

【0005】

米国特許第7,542,793号は、治療される組織において超音波トランステューサを誘導するため、及び組織の処置が監視されることを可能にする画像を生成するために用いられるMRIシステムを開示する。参照スピニエコーNRM信号からのスピニエコーンMR信号の振幅における変化は、脂肪及び水における温度変化を示す画像を生成するために用いられる。この特許において開示される方法は、温度を決定する陽子共鳴周波数シフト(PRF)法である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

本発明は、独立請求項に記載の装置、コンピュータ実現による方法及びコンピュータプログラムを提供する。実施形態は、従属項において与えられる。

【0007】

従来技術における問題点は、磁気共鳴撮像を用いて温度を測定するPRF方法において、脂肪におけるPRFシフトを測定するのが困難な点にある。高速及び有効なT1加重FFEシーケンスが、この目的のために用いられることができる。しかし、それらの精度はしばしば、運動アーチファクト及び(特に3テスラでの)B1歪みに苦しむ。得られる結果は、脂肪の温度を正確に測定するものではない。しかしながら、脂肪の温度測定は、例えば皮下脂肪の過剰なニアフィールド超音波加熱を回避するため、又は胸部病巣に近い脂肪を監視するためには非常に有益でありえる。今日、脂肪温度監視に関する実用的なソリューションがないので、例えば皮下脂肪の加熱は監視されることができない。これは、安全上のリスクである。将来、治療される病巣(例えば胸部、骨等)に非常に近い脂肪組織がしばしば存在するようなアプリケーションもあるであろう。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の実施形態は、横断方向のリラクソメトリを用いることにより、この問題に対処する。横断方向のリラクソメトリは、T2又はT2スター緩和速度の測定として解釈することができます。横断方向のリラクソメトリデータは、T2又はT2スター加重画像の強度として解釈されることもできる。T2は、いわゆるスピニ-スピニ緩和速度であり、原子スピニが、横断方向の平面においてディフェーズするのに必要な時間である。T2スターは、スピニスピニ緩和時間に、局所磁場不均一性が原因による横断方向の平面におけるディフェーズを加えた組合せである。

30

【0009】

脂肪のT2及びT2スターがかなりの温度依存性を持つことは一般には理解されていない。この依存性は、定性的又は定量的温度測定に関する高速T2又はT2スター依存シーケンスを利用する可能性を提供する。

【0010】

HIFUに関して、温度測定の時間分解能が数秒のオーダーにある場合、それは有益である。臨床設定において現在用いられる商業的なシステムに関して、時間分解能は通常、2~3秒である。また、選択された方法は、例えば運動及びフローに対して、十分に堅牢であるべきである。高速かつ相対的に堅牢なT2又はT2スター加重シーケンスに対する複数の代替案が存在し、例えば、シングルショットTSE又はシングルショットEPIである。

40

【0011】

実験的な測定によれば、生体外脂肪サンプルのT2及びT2スターが、温度依存であることが示される。これは、磁気共鳴(MR)又は超音波(US)ファントムに関して用いられたいくつかの油にもあてはまる。実験データは、見かけのT2温度変化(chance)が異なるシーケンスで測定されるとき変化することも示す。これは、T2緩和機構が、異なる態様で温度に依存することを示す。特にJ結合は、他の機構と比較して異なる態様でふ

50

るまう。また、T₂スター加重シーケンスに関して、脂肪NMRスペクトルが原因によるエコー時間(TE)の関数としての干渉パターンが存在する。このパターンも、温度依存である場合がある。

【0012】

脂肪のT₂緩和時間変化は、調査された温度領域内で概略的に線形であるように見える。脂肪の位相転移温度の近くで、T₂依存性は非常に非線形になり、T₂変化が不可逆性を示すことが起こりうる。

【0013】

本発明の実施形態は、最適化されたT₂又はT₂スター加重シーケンスに基づき、脂肪の定性的又は定量的温度情報を生成することができる。この情報は、HIFU又は他のMR誘導切除方法といったアプリケーションにおいて組み合わせられることができる。実践において、水及び脂肪を含む組織から温度情報を得るために、PRF及びT₂加重方法を組み合わせることは有益かもしれない。10

【0014】

通常、T₂又はT₂*加重シーケンスは、全体の処置手順の間、安定していることができない他の物理的、生理的又は技術的なパラメータに依存する。従って、各加熱イベントの直前に得られる参照画像とシーケンスの信号強度とを比較することは、重要でありえる。すると、温度情報は、加熱の前の状態と比較した温度変化である。この情報は非常に有益であるが、絶対的な温度の測定を得ることも有益である。斯かる場合の例は、HIFU処置における複数の加熱イベント後の皮下脂肪における熱の累積である。それらの場合において、処置の直前の状態と比較したT₂又はT₂スターにおける変化を測定することは、より絶対的なスケールにおいて温度を提供する。20

【0015】

本発明の実施形態は、以下のステップを実行することを含むことができる。

【0016】

MR誘導HIFU切除において、PRFシーケンスが、超音波処置の間、適用される。。

【0017】

所定の時間間隔において、脂肪選択シングルショットT₂加重TSEシーケンスが、1つ又は複数のスライス位置において得られる。30

【0018】

得られた信号強度が、処置の前の画像に対して比較される。

【0019】

温度スケールにおける信号強度変化を変換するため、事前較正されたルックアップテーブルが用いられる。

【0020】

可能な安全ハザードをユーザに示すため、例えばカラーオーバーレイとして、温度推定が画像上に示される。

【0021】

本発明の多数の変形例が存在する。本方法の基本構成要素のいくつかが以下にリストされる。40

【0022】

マルチショット又はシングルショットTSE、マルチショット又はシングルショットGRASE、スピニ(spine)エコー、スピニエコーEPIといったT₂加重シーケンスを用いて、HIFU又は他の切除装置における定性的又は定量的温度マッピングのため、脂肪のT₂温度依存性を用いること。

【0023】

FFE又はフィールドエコーEPIといったT₂スター加重シーケンスを用いて、定性的又は定量的温度マッピングのため、脂肪のT₂スター温度依存性を用いること。

【0024】

10

20

30

40

50

F F E ベースのシーケンスにおいてこれらの効果が相乗的であるよう T E を選択することにより、定性的又は定量的温度マッピングのため、T 2 スター依存性及び脂肪及び水ピークの温度依存シフトを組み合わせること。

【 0 0 2 5 】

T S E、G R A S E、E P I 又はF F E シーケンスにおいて最適な T 2 加重を得るため、関心組織の T 1 と比較して、相対的に長い反復時間を用いること。代替的に又は追加的に、グラジエントエコー E P I 又はF F E に関して低い励起フリップ角を用いること。

【 0 0 2 6 】

T 1 温度依存による効果を回避するため、シングルショットシーケンス又は低い T 1 飽和を持つシーケンスを用いること。

10

【 0 0 2 7 】

T 1 及び T 2 又は T 2 スター温度効果が相乗的であるよう、T 2 加重 I R シーケンスを利用すること。通常、これは、短い反転時間 (T 1) 及び長い T E が用いられることを意味する。

【 0 0 2 8 】

水及び脂肪を含んでいる組織に関してほぼ同時にデータを得るために、P R F 及び T 2 依存シーケンスをシーケンシャルに組み合わせること。

【 0 0 2 9 】

T 2 又は T 2 スター加重シーケンスに関する脂肪選択励起及び P R F 測定に関する水選択シーケンスを用いることにより、P R F 及び T 2 又は T 2 スター依存シーケンスをシーケンシャルに組み合わせること。この構成を用いると、飽和効果によるシーケンス間の干渉が最小化される。

20

【 0 0 3 0 】

T 2 又は T 2 スター依存シーケンスの強度データを推定された温度データへと変換するため、所定の関数又はルックアップテーブルを用いること。このルックアップテーブル又は関数は、他の温度依存要素（磁化又は T 1 等）を考慮することができる。

【 0 0 3 1 】

定量的 T 2 推定を得るために、複数の T E 値を持つ画像を得ること。これは、より絶対的な温度スケールを可能にする。

【 0 0 3 2 】

30

本発明の実施形態は、組織の温度監視が重要である M R アプリケーションにおいて用いられることができる。そのようなものの例は、M R 誘導 H I F U、M R 誘導 R F 切除、又は M R 誘導レーザー切除である。

【 0 0 3 3 】

本書において使用されるコンピュータ可読ストレージ媒体は、コンピュータのプロセッサにより実行可能な命令を格納することができる任意のストレージ媒体である。コンピュータ可読ストレージ媒体は、コンピュータ可読非一時的ストレージ媒体とすることができる。コンピュータ可読ストレージ媒体は、有形のコンピュータ可読媒体とすることができる。コンピュータ可読ストレージ媒体は、「メモリ」と呼ばれることもできる。いくつかの実施形態において、コンピュータ可読ストレージ媒体は、コンピュータのプロセッサによりアクセスされることができるデータを格納することも可能である。コンピュータ可読ストレージ媒体の例は、以下に限定されるものではないが、フロッピーディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、U S B サムドライブ、ランダムアクセスメモリ (R A M)、リードオンリメモリ (R O M)、光学ディスク、光磁気ディスク及びプロセッサのレジスタファイルを含む。光学ディスクの例は、コンパクトディスク (C D) 及びデジタル多用途ディスク (D V D) であり、例えば C D - R O M、C D - R W、C D - R、D V D - R O M、D V D - R W 又は D V D - R ディスクを含む。コンピュータ可読ストレージ媒体という用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスによりアクセスされることができる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

40

50

ワークを介して取得されることがある。

【0034】

コンピュータメモリは、コンピュータ可読ストレージ媒体の例である。コンピュータメモリは、プロセッサに対して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は、以下に限定されるものではないが、RAMメモリ、レジスタ及びレジスタファイルを含む。

【0035】

コンピュータストレージは、コンピュータ可読ストレージ媒体の例である。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ストレージ媒体である。コンピュータストレージの例は、以下に限定されるものではないが、ハードディスクドライブ、USBサムドライブ、フロッピードライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM及びソリッドステートハードドライブを含む。いくつかの実施形態において、コンピュータストレージは、コンピュータメモリとすることもでき、その逆もありうる。

10

【0036】

本書で用いられる「プロセッサ」は、プログラム又は機械実行可能な命令を実行することができる電子要素を含む。「プロセッサ」を有するコンピュータデバイスへの参照は、1つ以上のプロセッサを可能であれば含むものとして解釈されるべきである。コンピュータという用語も、それぞれがプロセッサを有するコンピュータの集合又はネットワークを可能であれば参照するものとして解釈されるべきである。多くのプログラムは、同じコンピュータに含まれる、又は複数のコンピュータにわたり分散される複数のプロセッサにより実行される命令を持つ。

20

【0037】

磁気共鳴データは、磁気共鳴撮像スキャンの間、磁気共鳴装置のアンテナによる、原子スピンにより放出される無線周波数信号の記録された測定として本書では規定される。磁気共鳴イメージング(MRI)画像は、磁気共鳴撮像データに含まれる生体構造的データの再構成された2次元又は3次元視覚化として本書では規定される。この視覚化は、コンピュータを用いて実行されることができる。

【0038】

磁気共鳴温度測定データは、磁気共鳴温度測定に関して用いられることができる情報を含み、磁気共鳴画像スキャンの間の磁気共鳴装置のアンテナによる、原子スピンにより放出された無線周波数信号の記録された測定として、本書では規定される。磁気共鳴温度測定は、熱感知パラメータにおける変化を測定することにより可能にされる。磁気共鳴温度測定の間、測定されることができるパラメータの例は、磁気共鳴を用いて温度を測定するために用いられることがある、陽子共鳴周波数シフト、拡散係数、T1及び/又はT2緩和時間における変化である。陽子共鳴周波数シフトは、温度依存である。なぜなら、個別の陽子、即ち水素原子が経験する磁場は、周囲の分子構造に依存するからである。温度における増加は、その温度が水素結合に影響を及ぼすことから、分子スクリーニングを減少させる。これは、陽子共振周波数の温度依存性をもたらす。

30

【0039】

1つの側面において、本発明は、磁気共鳴撮像システムを有する装置を提供する。この磁気共鳴撮像システムは、撮像ボリューム内に配置される対象物の核の磁気スピンを方向付ける磁場を生成する磁石を有する。本書で用いられる撮像ボリュームは、磁気共鳴撮像データの取得を実行するのに十分一様である磁石の磁場の領域を含む。磁気共鳴撮像システムは更に、無線周波数コイルを用いて磁気共鳴データを取得する無線周波数トランシーバを有する。無線周波数トランシーバが、別々の無線周波数送信機及び別々の無線周波数受信機とすることも出来る点を理解されたい。同様に、無線周波数コイルは、別々の送信及び受信コイル又はアンテナを含む。磁気共鳴撮像システムは更に、上記撮像ボリューム内の核の上記磁気スピンを空間的にエンコードする傾斜磁場コイルを有する。傾斜磁場コイルという用語は、傾斜磁場コイルの全て又は集合を含む。磁気共鳴撮像システムは通常、3つの別々の傾斜コイルシステムを持つ。

40

50

【 0 0 4 0 】

磁気共鳴撮像システムは更に、上記傾斜磁場コイルに電流を供給する傾斜磁場コイル電源を有する。傾斜磁場コイル電源が、傾斜磁場コイルに対して電流を供給するとき、傾斜磁場コイルは磁場を生成する。磁気共鳴撮像システムは更に、プロセッサを含むコンピュータシステムを有する。コンピュータシステムは、装置を制御するよう構成される。即ち、コンピュータシステムは、装置の制御システムとして機能する。コンピュータシステム及びプロセッサが、複数のコンピュータシステム及び／又は複数のプロセッサに実際に含まれることが出来る点を理解されたい。磁気共鳴撮像システムは更に、上記プロセッサにより実行される機械読み出し可能な命令を含むメモリを有する。命令の実行は、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを取得するステップを実行させる。磁気共鳴データは、横断方向のリラクソメトリデータを有する。本書で用いられる横断方向のリラクソメトリデータは、T2若しくはT2スター緩和時間、又はT2又はT2スター加重画像の信号強度を推定又は計算するために用いられることが出来るデータを含む。

10

【 0 0 4 1 】

命令の実行は更に、プロセッサに、横断方向のリラクソメトリデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度を計算するステップを実行させる。温度測定ボリュームは、撮像ボリュームに含まれる。この装置の実施形態は、特に有益でありえる。なぜなら、横断方向のリラクソメトリデータが、温度測定ボリュームにおける温度を計算するために用いられるからである。脂肪組織が温度測定ボリュームに含まれるとき、これは特に有益である。これは、T2又はT2スター緩和時間が、脂肪組織において正確に温度を測定するために用いられることが出来るためである。

20

【 0 0 4 2 】

別の実施形態では、温度測定ボリュームに含まれる温度が、T2加重磁気共鳴画像における信号強度の変化を決定することにより、T2緩和時間を計算することにより、及びT2スター緩和時間を計算することにより、の任意の1つによって計算される。この実施形態は有利である。なぜなら、温度を決定するために横断方向のリラクソメトリデータを用いるため、これらの方法のいずれかが使用できることがあるからである。

【 0 0 4 3 】

別の実施形態では、温度測定ボリュームは、脂肪組織を含む。

30

【 0 0 4 4 】

別の実施形態では、治療装置が更に、対象物のターゲットボリュームを加熱する組織加熱システムを有する。ターゲットボリュームは、撮像ボリュームに含まれる。コンピュータシステムは更に、組織加熱システムを制御するよう構成される。この実施形態に基づき、ターゲットボリュームは、温度測定ボリュームと同一でありえるか、又は、それらは異なることができる。例えば、組織加熱システムは、ターゲットボリュームを加熱するためには用いられることができ、ターゲットボリュームの温度は、磁気共鳴撮像システムを用いて直接測定されることがある。他の場合では、ターゲットボリュームは、組織加熱システムを用いて加熱されることができ、温度測定ボリュームが最大閾値温度を超えないことを知る又は確実にするため、ターゲットボリュームに隣接したボリュームが監視されることがある。例えば、レーザシステムが、組織を切除するために用いられることができ、磁気共鳴撮像システムは、組織の隣接するボリュームを監視するために用いられることがある。これは特に有益である。なぜなら、健康な組織が治療セッションの間に破壊されない又は損傷を受けないことを確実にするために、これが用いられることがあるからである。

40

【 0 0 4 5 】

組織加熱システムの別の実施形態では、ターゲットボリュームに超音波を照射する高強度焦束超音波システムが使用される。

【 0 0 4 6 】

別の実施形態では、組織加熱システムは、無線周波数エネルギーを用いてターゲットボリュームを加熱する無線周波数組織加熱システムである。

50

【 0 0 4 7 】

別の実施形態では、組織加熱システムは、ターゲットボリュームに含まれる組織を切除するレーザー切除システムである。

【 0 0 4 8 】

別の実施形態においては、この命令が更に、プロセッサに、撮像ボリュームに含まれるターゲットボリュームを特定する治療計画を受信するステップを実行させる。治療計画は、組織加熱システムの処理を制御するための命令を有する。本書で用いられる「治療計画」は、組織加熱システムに関する制御信号へと変換されることができるか、又は制御信号そのものである命令のセットを含む。

【 0 0 4 9 】

この命令は更に、プロセッサに、治療計画を実行することにより、組織加熱システムを用いてターゲットボリュームを加熱するステップを実行させる。治療計画の実行は、組織加熱システムにターゲットボリュームを加熱させる制御信号をプロセッサが組織加熱システムに送信することをもたらす。この命令は更に、プロセッサに、治療計画の実行中に磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを反復的に取得するステップを実行させる。この命令は更に、プロセッサに、温度測定ボリュームにおける対象物の温度を反復的に計算するステップを実行させる。

10

【 0 0 5 0 】

この命令は更に、プロセッサに、温度測定ボリュームにおける温度に基づき、治療の実行中に治療計画を修正するステップを実行させる。この実施形態は特に有利である。なぜなら、温度測定ボリュームにおける温度が、磁気共鳴撮像システムを用いて反復的に測定又は監視されるからである。これが治療計画の実行中に行われる所以、治療計画に対する修正は、治療計画を実行する効果又は安全性を強調するため、オンザフライで実行されることがある。

20

【 0 0 5 1 】

別の実施形態では、メモリは、磁気共鳴撮像システムの処理を制御するためのパルスシーケンスを含む。本書で用いられるパルスシーケンスは、磁気共鳴撮像システムを用いる磁気共鳴データの取得を制御するために用いられる命令のセット又はタイミング図である。パルスシーケンスは、反転回復 T 2 加重ターボスピンドル、又は反転回復 T 2 加重スピンドルエコー・パルスシーケンスである。パルスシーケンスは、T 1 緩和時間と比較して短い反転時間を用いて、横断方向のリラクソメトリデータ及び長手方向のリラクソメトリデータを取得するよう構成される。本書で使用される、長手方向緩和データは、T 1 緩和時間を推定又は計算するのに使用されるべき情報を含む磁気共鳴データを含む。この実施形態に記載の T 1 緩和時間は、温度測定ボリューム内の T 1 緩和時間である。この実施形態は有利である。なぜなら、T 1 及び T 2 の温度依存性が原因による信号強度変化が、方法の感度を改善する添加物であるからである。

30

【 0 0 5 2 】

別の実施形態では、磁気共鳴データは更に、陽子共鳴周波数シフトデータを有する。本書で使用される、陽子共鳴周波数シフトデータは、温度に依存する陽子共鳴周波数シフトデータを決定するために用いることができる磁気共鳴データを含む。命令の実行は更に、プロセッサに、陽子共鳴周波数シフトデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度を計算するステップを実行させる。それは有利である。なぜなら、温度を決定するのに横断方向の緩和リラクソメトリデータ及び / 又は長手方向のリラクソメトリデータを用いることに加えて、温度測定ボリュームにおける温度を決定するのに、陽子共鳴周波数シフトデータも使用されることがあるからである。

40

【 0 0 5 3 】

別の実施形態では、メモリは、磁気共鳴撮像システムの処理を制御するためのパルスシーケンスを含む。パルスシーケンスは、横断方向のリラクソメトリデータ及び陽子共鳴周波数シフトデータを得るために、交互の時間期間の間に自動化される。これは有利である。なぜなら、これらの 2 つの異なるタイプのデータが得られ、その両方が、温度を決

50

定するのに使用されることができるよう、パルスシークエンスが修正されることがあるからである。

【0054】

別の実施形態では、温度測定ボリュームの各々の温度が、横断方向のリラクソメトリデータ及び陽子共鳴周波数シフトデータの任意の1つに基づき個別に決定される。長手方向のリラクソメトリデータも利用可能である場合、これも、温度測定ボリュームにおける温度を決定するために用いられることができる。この実施形態は有利である。なぜなら、異なるタイプの組織に対して、温度を決定する異なる方法が有益である場合があるからである。例えば、水組織又は大部分が水である組織に関して、陽子共鳴周波数シフトが、温度の正確な測定又は決定を提供することができる。しかしながら、これが、必ずしも脂肪組織において真であるわけではない。この場合、温度を決定するために横断方向のリラクソメトリデータを用いることが有益でありえる。10

【0055】

別の実施形態では、命令の実行は、プロセッサに、磁気共鳴データに基づき、複数の温度測定ボリュームにおける対象物の温度を計算するステップを実行させる。単に一つの温度測定ボリュームにおける温度を決定する代わりに、複数のボリュームにおける温度が決定される。

【0056】

別の実施形態では、命令の実行は更に、プロセッサに、温度測定ボリュームに基づき、温度マップを構築するステップを実行させる。温度が、複数の温度測定ボリュームにおいて決定されるので、これらの様々な温度のマッピングが構築されることができる。命令の実行は更に、プロセッサに、磁気共鳴データに基づき、磁気共鳴画像を再構成するステップを実行させる。20

【0057】

命令の実行は更に、プロセッサに、磁気共鳴画像上に温度マップを重畠することにより、熱磁気共鳴画像をディスプレイに表示するステップを実行させる。これは特に有利である。なぜなら、磁気共鳴画像が、生体構造特徴を表示することができ、温度マップは、これらの様々な生体構造特徴の温度をマッピングするために用いられることができるからである。これは、装置を用いる治療の効果を決定するのに、又は治療の間、治療計画を手動で変えるのに、オペレータ又は医師にとって有益でありえる。30

【0058】

別の実施形態では、メモリは、磁気共鳴撮像システムの処理を制御するためのパルスシークエンスを含む。パルスシークエンスは、ターボスピニエコーシーケンス、エコープラナ撮像シーケンス、スピニエコーパルスシーケンス及びグラジエントエコーシーケンスの任意の1つである。

【0059】

別の側面では、本発明は、磁気共鳴温度測定データを取得するコンピュータ実現による方法を提供する。この方法は、磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを取得するステップを含む。磁気共鳴データは、横断方向のリラクソメトリデータを有する。この方法は更に、横断方向のリラクソメトリデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度を計算するステップを含む。温度測定ボリュームは、撮像ボリュームに含まれる。40

【0060】

別の側面において、本発明は、磁気共鳴撮像システムを含む装置のコンピュータシステムのプロセッサにより実行される機械実行可能な命令を有するコンピュータプログラムを提供する。コンピュータプログラムは例えば、コンピュータ可読のストレージ媒体に格納されるコンピュータ実行コードとすることができる。命令の実行は、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データを取得するステップを実行させる。磁気共鳴データは、横断方向のリラクソメトリデータを有する。命令の実行は更に、プロセッサに、横断方向のリラクソメトリデータに基づき、温度測定ボリュームにおける対象物の温度を50

計算するステップを実行させる。温度測定ボリュームは、撮像ボリュームに含まれる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明のある実施形態による方法を説明するフローダイヤグラムを示す図である。

【図2】本発明の更なる実施形態による方法を説明するフローダイヤグラムを示す図である。

【図3】本発明のある実施形態による装置の機能ダイヤグラムを示す図である。

【図4】本発明の更なる実施形態による装置の機能ダイヤグラムを示す図である。

【図5】本発明の更なる実施形態による装置の機能ダイヤグラムを示す図である。

10

【図6】T1緩和速度の値を用いて温度がどのように決定されるかを説明するプロットを示す図である。

【図7】脂肪又は脂肪組織の温度を決定するためにT2緩和速度がどのように用いられるかを説明するプロットを示す図である。

【図8】陽子共鳴周波数シフト及びT2加重パルスシークエンスがどのように一体化されることができるかを説明するために用いられることができるタイムラインを示す図である。

【図9】陽子共鳴周波数シフト及びT2加重パルスシークエンスを一体化する代替的な方法を示す図である。

【図10】組織加熱システムにより加熱が実行されるとき、T2加重のパルスシークエンスと陽子共鳴周波数シフトパルスシークエンスとをインターリープすることを説明するタイムラインを示す図である。

20

【図11】陽子共鳴周波数シフト及びT2スター加重撮像に関して用いられることができるグラジエントエコーEPIパルスシークエンスのタイミングダイヤグラムを示す図である。

【図12】T2加重撮像に関して用いられることができるターボスピンエコーパルスシークエンスに関するダイヤグラムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0062】

以下、本発明の好ましい実施形態が、図面を参照して、例示に過ぎないものを用いて説明される。

30

【0063】

これらの図において、同様な番号の要素は、同一の要素であるか、又は同じ機能を実行する。機能が同一である場合、以前に登場した要素が後の図において必ずしも説明されるわけではない。

【0064】

図1は、本発明の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、横断方向のリラクソメトリデータを有する磁気共鳴データが取得される。ステップ102において、温度ボリューム内の対象物の温度が、横断方向のリラクソメトリデータに基づき計算される。

40

【0065】

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図を示す。ステップ200において、ターゲットボリュームを特定する治療計画が受信される。ステップ202において、ターゲットボリュームが、治療計画を実行することにより、組織加熱システムにより加熱される。ステップ204において、磁気共鳴データが、装置により反復的に取得され、この磁気共鳴データは、横断方向のリラクソメトリデータを有する。ステップ206において、温度ボリューム内の対象物の温度が、横断方向のリラクソメトリデータに基づき反復的に計算される。ステップ208において、治療計画が、反復的に計算される温度に基づき、治療計画の実行中に修正される。

【0066】

50

図3は、本発明のある実施形態による装置300の実施形態を示す。装置300は、磁気共鳴撮像システム302及び高強度焦束超音波システム304を有する。磁気共鳴撮像システム302は、高強度焦束超音波システム304を用いる治療を誘導するために用いられることができる。

【0067】

磁気共鳴撮像システム302は、磁石306を有する。この図において、センターを通るボアを持つ円筒状磁石が示される。しかしながら、いわゆるオープンコイル磁石又は環状体の磁石といった他のタイプの磁石が用いられることもできる。磁石306のボアにおいて、撮像ボリューム308が存在する。ボアにおいては、磁気共鳴撮像を実行するのに十分であるよう磁場が一様である。対象物310も、磁石306のボア内に配置され、対象物310の部分は、撮像ボリューム308内にある。対象物310は、対象物支持部312上で休んでいる。磁石のボア内には、傾斜磁場コイル314も存在する。傾斜磁場コイル314は、傾斜磁場コイル314に対して電流を供給する傾斜磁場コイル電源316に接続される。撮像ボリューム308に隣接して、無線周波数コイル318がある。無線周波数コイル318は、無線周波数トランシーバ320に接続される。

【0068】

高強度焦束超音波システム304は、流体充填されたチャンバ324において浸漬される超音波トランスデューサ322を有する。超音波トランスデューサ322に対して電力を供給する電源は、この図において省略されている。いくつかの実施形態において超音波トランスデューサ322を物理的に移動するための機構が存在することもできる。流体充填されたチャンバ324は、対象物310に対する超音波エネルギーの良好な結合のために存在する。流体充填されたチャンバ324は、それを封止する超音波ウインドウ325を持つ。しかしながら、それは、超音波が通過することを可能にする。対象物支持部312は、開口部を持つ。開口部を用いて、ゲルパッド327が、超音波ウインドウ325上に配置される。ゲルパッド327は、超音波ウインドウ325及び対象物310の間の超音波結合を提供する。鎖点入りのライン326は、対象物310における超音波処理ゾーン328の方へ焦束された超音波が進行する大まかな方向を示す。超音波処理ゾーン328は、標的ゾーン330に含まれるものとして示される。治療の過程において、標的ゾーン330を加熱する焦束超音波が、超音波処理ゾーン328において生成される。標的ゾーン330に隣接して、温度測定ボリューム332がある。磁気共鳴撮像システム302は、温度測定ボリューム332における温度を監視するために用いられる。

【0069】

高強度焦束超音波システム304、無線周波数トランシーバ320及び傾斜磁場コイル電源316は全て、コンピュータシステム336のハードウェアインタフェース334に接続される。コンピュータシステム336は、装置300を制御するために使用され、プロセッサ338を有する。プロセッサ338は、ハードウェアインタフェース334及びユーザインタフェース340に接続される。ユーザインタフェースは、オペレータがコンピュータシステム336と相互作用するために用いることができるデバイスを有することができる。コンピュータシステム336によりレンダリングされる画像は、ユーザインタフェース340のディスプレイに表示されることができる。プロセッサ338は更に、コンピュータストレージ342及びコンピュータメモリ344に接続されるものとして示される。

【0070】

コンピュータストレージ342は、磁気共鳴撮像システム302により取得された磁気共鳴データ346を含むものとして示される。コンピュータストレージ342は更に、磁気共鳴データ346から再構成された磁気共鳴撮像画像を有する。コンピュータストレージ342は更に、治療計画350を含む。コンピュータストレージ342は更に、磁気共鳴撮像システム302を作動させるのに用いられるタイミングダイヤグラムを含むパルスシーケンス352を有する。コンピュータメモリ344は、磁気共鳴撮像制御モジュー

10

20

30

40

50

ルを含むものとして示される。磁気共鳴撮像制御モジュール 354 は、磁気共鳴撮像システム 302 の処理を制御するコンピュータ実行コードを含む。磁気共鳴撮像制御モジュール 354 は、磁気共鳴撮像システム 302 に関する制御コマンドを生成するため、パルスシーケンス 352 を用いる。

【0071】

コンピュータメモリ 344 は更に、組織加熱システム制御モジュール 356 を含む。組織加熱システム制御モジュール 356 は、組織加熱システム 304 の処理を制御するための実行可能な命令を含む。他の実施形態において、組織加熱システム制御モジュール 356 は、異なるタイプの組織加熱システムを作動させるコードを含む。コンピュータメモリ 344 は更に、温度計算モジュール 358 を含む。温度計算モジュールは、温度測定ボリューム 332 の温度を計算するため、磁気共鳴データ 346 を用いるコンピュータ実行コードを含む。メモリ 344 は更に、治療計画修正モジュール 360 を含むものとして示される。治療計画修正モジュール 360 は、治療計画 350 を修正するための入力として、温度測定ボリューム 332 の温度の値を用いるコンピュータ実行コードを含む。コンピュータメモリ 344 は、画像再構成モジュール 362 を更に含むものとして示される。画像再構成モジュールは、磁気共鳴データ 346 を用いて磁気共鳴撮像画像 348 を生成することが可能なコンピュータ実行コードを含む。

【0072】

図 4 は、本発明の更なる実施形態による装置 400 を示す。図 4 に示される装置 400 は、図 3 に示される装置に非常に類似する。高強度焦束超音波システムを用いる代わりに、ターゲットボリューム 330 は、無線周波数コイル 402 及び無線周波数生成器 404 を用いて加熱される。標的ゾーン 330 は基本的に、無線周波数エネルギーで加熱される。前の実施形態と同様、温度測定ボリューム 332 内の温度が、磁気共鳴撮像システム 302 を用いて測定される。この実施形態において、組織加熱システム制御モジュール 356 は、無線周波数生成器 404 を制御するのに用いられる。

【0073】

図 5 は、本発明の更なる実施形態による装置 500 を示す。図 5 に示される装置 500 は、図 3 及び 4 に示される装置に類似する。図 5 に示される実施形態では、標的ゾーン 330 を加熱するために、代わりにレーザー 502 が用いられる。ハードウェアインタフェース 334 を介してプロセッサ 338 により制御されるレーザー 502 が存在する。レーザー 502 は、光ファイバー 504 を介してレーザーカーテル 506 に接続される。レーザーカーテル 506 は、対象物 310 に侵襲的に挿入される。レーザーカーテル 506 は、標的ゾーン 330 における組織を焦束及び切除するために用いられる。磁気共鳴撮像システム 302 は、温度測定ボリューム 332 における温度 332 を監視するために用いられる。この実施形態において、組織加熱システム制御モジュール 356 は、レーザー 502 を制御するために用いられる。

【0074】

図 6 は、温度測定ボリュームにおける温度が T1 緩和速度の値を用いてどのように決定されることができるかを説明するプロットを示す。性能測定のため、生体外脂肪サンプルが、磁気共鳴撮像システムに含まれる水浴において暖められる。脂肪サンプルの実際の温度を測定するため、熱電対が用いられる。T1 値は、IR パルスシーケンスを用いて測定される。X 軸は、摂氏における温度である。Y 軸は、R1 値である。R1 値は、T1 緩和速度に対する値である。ポイントは、測定された値であり、実線は、データへの線形適合である。図 6 におけるプロットは、磁気共鳴撮像を用いて脂肪の温度を測定するのに T1 値が用いられるべきことを示す。

【0075】

図 7 は、磁気共鳴撮像を用いて脂肪又は脂肪組織の温度を支配するため、T2 緩和速度がどのように使用されるかを説明するプロットを示す。このプロットに示される T2 値は、SE 及び TSE パルスシーケンスを用いて測定された。それぞれ 5、13 及び 20 ミリ秒のエコー間隔が存在する。図 6 と同様に、X 軸は、摂氏における温度

を示す。Y軸は、R2値を示す。R2は、T2値に対する値である。図10に示されるデータの3つのセットがある。符号700で分類されるポイント及びラインは、5ミリ秒のエコー間隔に対応する。ポイントは、実際のデータであり、ラインは、線形適合である。同じことが、符号702で分類されるライン及びポイントについても示される。符号702で分類されるライン及びポイントは、13ミリ秒間である。符号704で分類されるライン及びポイントは、エコー間隔の値が20ミリ秒間である。

【0076】

図8は、陽子共鳴周波数シフト(PRF)及びT2加重(T2W)パルスシークエンスがどのように一体化されることができるかを説明するのに用いられることができるタイムラインを示す。符号800で分類される領域は、PRF又は陽子共鳴周波数シフトを測定することができるパルスシークエンスが測定されることがあるときである。符号802で分類されるタイムラインの断面は、T2緩和速度を決定するために用いられることができるデータを取得するパルスシークエンスが測定されるときを表す。10

【0077】

PRF及びT2加重シーケンスをインターリープする1つの可能性のあるタイミングが存在する。PRFシーケンスを用いてN1スライスが得られる。この後、T2w(又はT2wスター)シーケンスを用いて、N2スライス(これは、PRFと部分的に同じ又は完全に異なるスライスでありえる)が得られる。ここで、N1は、所定の数のスライスであり、N2は、第2の所定の数のスライスである。その後、PRFを用いてN1スライスが得られる、等となる。この構成では、両方のシーケンスが同じ間隔を用いて更新される。20
即ち、即ち両方のシーケンスの温度情報は、同じ時間分解能を持つ。

【0078】

図9は、PRF及びT2加重パルスシークエンスをインターリープする代替的な方法を示す。符号900で分類されるタイムラインの断面は、PRFパルスシークエンスが実行されるときである。符号902で分類されるタイムラインの断面は、T2加重パルスシークエンスが実行されるときである。20

【0079】

PRF及びT2加重(T2w)シーケンスをインターリープする1つの可能性のあるタイミングが存在する。T2wスターは、T2スター加重画像に対する略語である。PRFシーケンスは、N回繰り返される。その後、T2w(又は、T2wスター)シーケンスが得られる。その後、PRFが、再びN回得られる等となる。この構成において、PRF画像は、T2w画像より一層頻繁に更新される。更に別の修正は、画像品質対時間分解能ポイントを更に調整するために各時間期間においてk空間の部分だけを集めることである。30

【0080】

図10は、組織加熱システムにより加熱がいつ実行されるかと共に、T2加重のパルスシークエンスとPRFパルスシークエンスとをインターリープすることを説明するタイムラインを示す。符号1000で分類されるタイムラインの断面は、PRFパルスシークエンスが実行されるときである。符号1002で分類されるタイムラインの断面は、T2Wパルスシークエンスが実行されるときである。最初に、加熱1006が作動される前に、参考測定1004が実行されることが分かる。参考測定1004は、ベースライン測定を取ることである。加熱1006が作動された後、追加的なPRFパルスシークエンス及びT2Wパルスシークエンスが、加熱処理の間の加熱を測定するために実行される。40

【0081】

加熱デバイス(例えば焦束された超音波)をスイッチオンする前に、1つ又は複数の参考画像がどのように得られるかを、タイミング図は示す。

【0082】

図11は、PRF及びT2Wスター撮像に関して用いられることができるグラジエントエコーEPIパルスシークエンスのタイミング図を示す。RFに関するタイミング図は、符号1100で分類される。グラジエントスライスは、符号1102で分類される。位相グラジエントは、符号1104で分類され、読み出しグラジエントは、符号1106で分50

類される。反復期間は、符号 1108 で分類されるバーにより示される。エコー時間は、符号 1110 で分類されるバーにより表される。プラケット 1112 は、このパルスシーケンスが n 回リピートされることを示す。対応するエコーは、E1 ~ En で分類される。

【0083】

P RF 及び T 2 w スター撮像に関して用いられることができるグラジエントエコー E P I シーケンスのタイミング図が示される。有効エコー時間 TE (基本的に、k 空間のセンターが取得されるエコーを参照する) が、両方の目的に関するシーケンスの感度を規定する。シーケンスは、すべての位相エンコーディングが単一の励起 () パルスの後集められるときはシングルショットとし、又はエンコーディングの一部が集められ、その後、シーケンスが異なる位相エンコーディングで繰り返されるときは、マルチショットとすることが可能である。10

【0084】

図 12 は、両方の T 2 W 撮像に関して用いられることができるターボスピンドルエコーパルスシーケンスに関する図を示す。符号 1200 で分類されるバーは、RF タイミングを示す。符号 1202 で分類されるバーは、G スライスパラメータに関するタイミングを示す。符号 1204 は、G 位相に関する値を示す。符号 1206 は、G 読み出しに関する値を示す。符号 1208 で分類されるバーは、エコー間隔又は IES を表す。符号 1112 で分類されるバーは、エコーの読み出しが N 回実行されることを示す。対応するエコーは、E1 ~ En で分類される。20

【0085】

前に言及されたように、図 12 は、T 2 w 撮像に関して用いられることができるターボスピンドルエコー (TSE) シーケンスのタイミング図を示す。有効エコー時間 TE (基本的に、k 空間のセンターが取得されるエコーを参照する) が、この目的に関するシーケンスの感度を規定する。シーケンスは、すべての位相エンコーディングが単一の励起パルスの後集められるときはシングルショットとし、又はエンコーディングの一部が集められ、その後、シーケンスが異なる位相エンコーディングで繰り返されるときは、マルチショットとすることができます。内部エコー間隔 (IES) は、J 結合効果に対するシーケンスの感度に影響を与える。異なる有効エコー時間を持つ 2 つの (又は、原理上は更に多くの) 画像が生成されるシーケンスの修正が存在する。これは、T 2 の定量的推定を可能にする。30

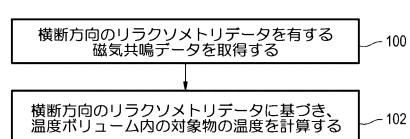
【0086】

本発明が図面及び前述の説明において詳細に図示され及び説明されたが、斯かる図示及び説明は、説明的又は例示的であると考えられ、本発明を限定するものではない。本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。

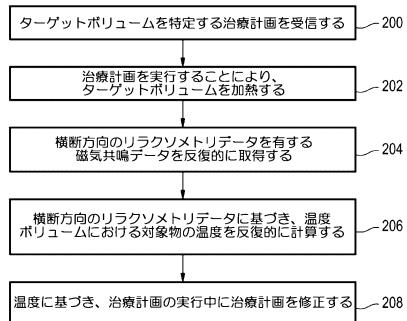
【0087】

図面、開示及び添付された請求項の研究から、開示された実施形態に対する他の変形が、請求項に記載の本発明を実施する当業者により理解され、実行されることができる。請求項において、単語「有する」は他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「 a 」又は「 an 」は複数性を除外するものではない。シングルプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載される複数のアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属項に記載されるという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができない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供給される光学的記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体に格納 / 配布されることができるが、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他の形式で配布されることもできる。請求項における任意の参照符号は、発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。40

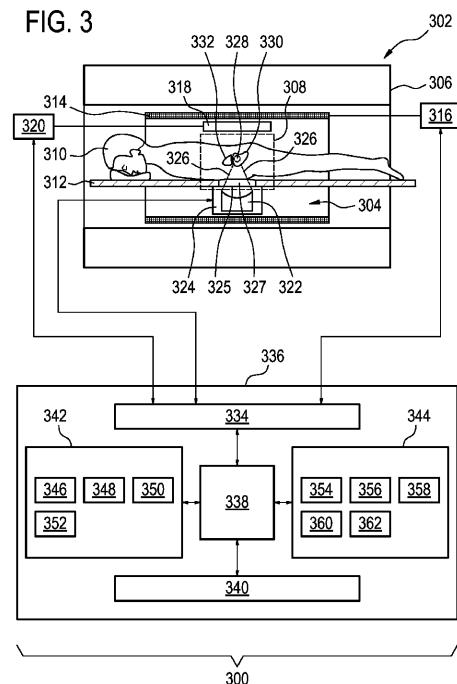
【図1】



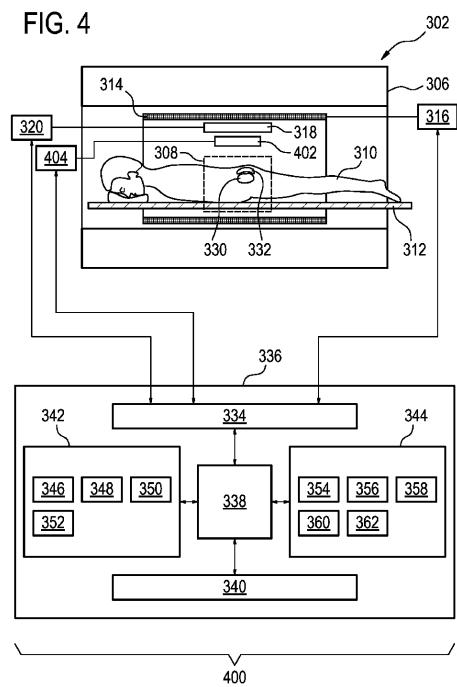
【図2】



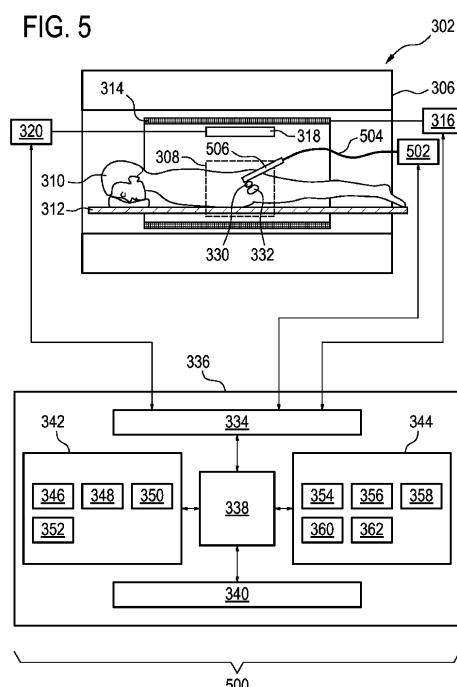
【図3】



【図4】

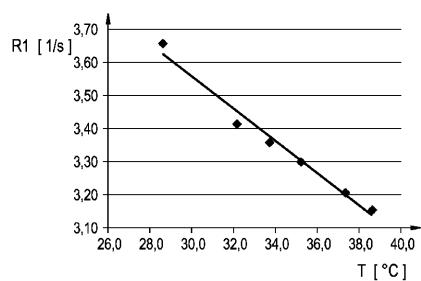


【図5】



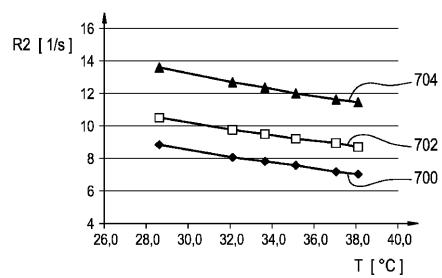
【図 6】

FIG. 6

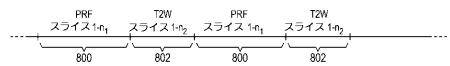


【図 7】

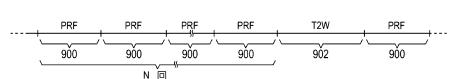
FIG. 7



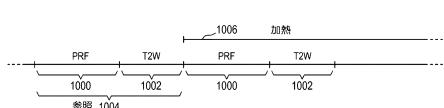
【図 8】



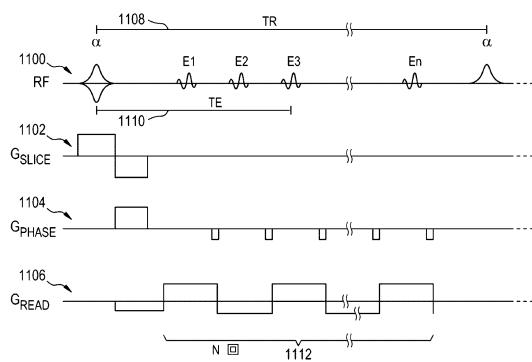
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【図 12】

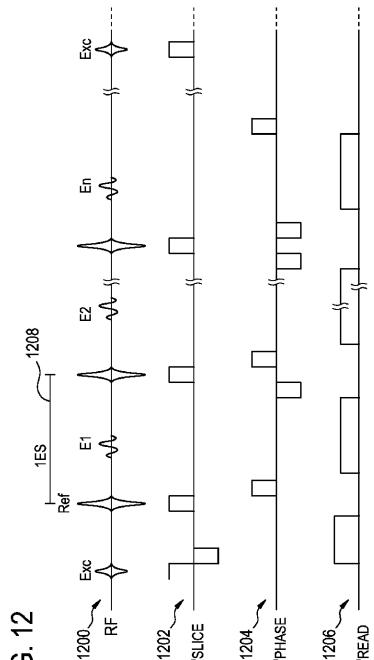


FIG. 12

フロントページの続き

(74)代理人 100163809

弁理士 五十嵐 貴裕

(72)発明者 タントゥ ユッカ イルマリ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング

44

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 米国特許第06618608(US, B1)

特開2000-300591(JP, A)

特表2008-508070(JP, A)

特開平08-084740(JP, A)

GANDHI S., TEMPERATURE DEPENDENCE OF RELAXATION TIMES IN BOVINE ADIPOSE TISSUE, PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE. 以下備考, 1998年 4月18日, P701, 6TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055