

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6448794号
(P6448794)

(45) 発行日 平成31年1月9日 (2019.1.9)

(24) 登録日 平成30年12月14日 (2018.12.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 5 O

A 6 1 B 5/055 3 7 O

請求項の数 15 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2017-529608 (P2017-529608)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成27年11月30日 (2015.11.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2017-536199 (P2017-536199A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成29年12月7日 (2017.12.7)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/EP2015/078067		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02016/087376		
(87) 国際公開日	平成28年6月9日 (2016.6.9)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成30年4月4日 (2018.4.4)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	14196342.1	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成26年12月4日 (2014.12.4)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外線温度測定を伴う磁気共鳴撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のアンテナ要素を有する磁気共鳴撮像アンテナであって、各アンテナ要素はループ・アンテナ要素であり、当該磁気共鳴撮像アンテナはさらに複数の赤外線温度測定センサーを有し、当該磁気共鳴撮像アンテナは、被験体の外部表面に隣接して位置されるよう構成され、前記複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部は、前記複数の赤外線温度測定センサーを用いて被験体の表面温度を測定するために当該磁気共鳴撮像アンテナが前記外部表面に隣接して位置されるときに前記外部表面のほうに向けられる、磁気共鳴撮像アンテナ。

【請求項 2】

前記複数のループ・アンテナ要素のそれぞれは、高周波電流を前記アンテナ要素に供給するためまたは高周波電流を前記アンテナ要素から受け取るための電流リードをもち、前記複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも部分集合が、該部分集合の各センサーが対応するアンテナ要素の電流リードに隣接してオフセット領域内に位置されるように位置され、前記オフセット領域は前記対応するアンテナ要素の幾何学的な中心からオフセットして位置されている、請求項 1 記載の磁気共鳴撮像アンテナ。

【請求項 3】

前記複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部が、それぞれ、前記複数のループ・アンテナ要素から選ばれたあるループ・アンテナ要素の中心領域に位置される、請求項 1 記載の磁気共鳴撮像アンテナ。

10

20

【請求項 4】

前記磁気共鳴撮像アンテナは受信アンテナとして機能するよう構成されている、請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴撮像アンテナ。

【請求項 5】

当該磁気共鳴撮像アンテナは柔軟表面アンテナを有し、前記柔軟表面アンテナは被験体の外側表面の一部と接触して配置されるよう構成されている、請求項 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像アンテナ。

【請求項 6】

撮像ゾーン内の被験体から磁気共鳴データを収集するよう磁気共鳴撮像システムを動作させる方法であって、前記磁気共鳴撮像システムは、複数のアンテナ要素を有する磁気共鳴撮像アンテナを有し、各アンテナ要素はループ・アンテナ要素であり、前記磁気共鳴撮像アンテナはさらに複数の赤外線温度測定センサーを有し、前記磁気共鳴撮像アンテナは、被験体の外部表面に隣接して位置され、前記複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部は、前記磁気共鳴撮像アンテナが前記外部表面に隣接して位置されるときに前記外部表面のほうに向けられ、当該方法は：

- ・パルス・シーケンス命令をもって前記磁気共鳴撮像システムを制御することによって前記磁気共鳴データを収集する段階と；
- ・前記磁気共鳴データの収集の間、前記複数の赤外線温度測定センサーを用いて被験体の表面温度を繰り返して測定する段階と；
- ・被験体が過熱されるリスクを減らすために、前記表面温度があらかじめ定義された温度より上であれば、あらかじめ定義されたアクションを実行する段階とを含む、方法。

【請求項 7】

前記磁気共鳴データを収集する前に被験体の外側表面に赤外線透明な衣服を配置することをさらに含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記赤外線透明な衣服は少なくとも部分的にはポリエチレン箔から製作される、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

撮像ゾーン内の被験体から磁気共鳴データを収集するための磁気共鳴撮像システムであって、当該磁気共鳴撮像システムは：

- ・請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像アンテナと；
- ・機械実行可能命令およびパルス・シーケンス命令を含むメモリと；
- ・当該磁気共鳴撮像システムを制御するためのプロセッサとを有しており、前記機械実行可能命令の実行は、前記プロセッサに：
 - ・前記パルス・シーケンス命令をもって当該磁気共鳴撮像システムを制御することによって、前記磁気共鳴データを収集する段階と；
 - ・前記磁気共鳴データの収集の間、前記複数の赤外線温度測定センサーを用いて被験体の少なくとも一つの表面温度を繰り返して測定する段階と；
 - ・被験体が過熱されるリスクを減らすために、前記少なくとも一つの表面温度があらかじめ定義された温度より上であれば、あらかじめ定義されたアクションを実行する段階とを実行させる、

磁気共鳴撮像システム。

【請求項 10】

前記磁気共鳴撮像アンテナは送信アンテナとして機能するよう構成されており、前記赤外線温度測定センサーは請求項 2 記載のように位置され、当該磁気共鳴撮像システムは、アンテナ要素の前記部分集合の各アンテナ要素に RF パワーを供給するための RF システムを有し、前記あらかじめ定義されたアクションは、アンテナ要素の前記部分集合から選ばれたあるループ・アンテナ要素に供給される RF パワーを、該ループ・アンテナ要素のオフセット領域における赤外線温度測定センサーが前記あらかじめ定義された温度より上の表面

温度を測定する場合に、低下させることを含み、該赤外線温度測定センサーは、前記複数の赤外線温度測定センサーの前記部分集合からばれる、請求項 9 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 1 1】

前記磁気共鳴撮像アンテナは、少なくとも部分的には前記撮像ゾーン内で支持表面の上に被験体を支持するよう構成された被験体支持部を有しており、前記アンテナ要素の少なくとも一部は前記被験体支持部内に、前記支持表面に隣接して配置される、請求項 9 または 1 0 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 1 2】

当該磁気共鳴撮像システムは、前記撮像ゾーン内の被験体を気流で冷却するための空冷システムを有しており、前記あらかじめ定義されたアクションは、前記少なくとも一つの表面温度が前記あらかじめ定義された温度より上であれば前記気流を増加させることを含む、請求項 9 ないし 1 1 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

10

【請求項 1 3】

前記機械実行可能命令の実行は前記プロセッサにさらに、以下の基準：被験体体重、被験体年齢、被験体種別、被験体サイズおよびそれらの組み合わせのうちの任意のものを使って、前記あらかじめ定義された温度を、あらかじめ定義された温度のテーブルから選択させる、請求項 9 ないし 1 2 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 1 4】

前記あらかじめ定義されたアクションは：前記磁気共鳴データの収集を停止すること、前記パルス・シーケンス命令を修正すること、被験体への換気を増すことおよび前記磁気共鳴データの収集を一時停止することのうちのいずれかである、請求項 9 ないし 1 3 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

20

ンテナ。

【請求項 1 5】

請求項 1 記載の磁気共鳴撮像アンテナが統合されている、被験体支持部。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は磁気共鳴撮像に、詳細には磁気共鳴撮像の際に被験体の過熱を防止するための装置および方法に関する。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

患者の身体内の画像を生成するための手順の一環として原子の核スピンを整列させるために、磁気共鳴撮像 (MRI) スキャナは静磁場を使う。この静磁場は B_0 場と称される。MRI スキャンを実行するために使われる B_0 場の強度を増すことが診断画像の空間分解能およびコントラスト分解能を高める機会をもたらすことが一般に知られている。解像度およびコントラストにおけるこの向上は患者を診断するために MRI を使う医師にとって有益である。

。

【0 0 0 3】

40

MRI スキャンの間、送信器コイルによって生成された高周波 (RF: Radio Frequency) パルスが局所的な磁場に摂動を引き起こす。こうした摂動は B_1 場と称される。 B_1 場は核スピンの配向を操作するために使われる。これらの RF 信号は MRI 画像を構築するために使われる。これらのコイルはアンテナとも称されることができる。さらに、送信器および受信器コイルは、両方の機能を実行する単一のトランシーバー・コイルに統合されることもできる。トランシーバー・コイルという用語の使用は別個の送信器コイルおよび受信器コイルが使われるシステムをも指すことが理解される。難点は、 B_1 場は撮像される被験体の加熱をも引き起こすことがあるということである。被験体の身体内の深い領域を撮像するために、被験体の表面領域が、組織を過熱しうるレベルの放射にさらされることがある。比吸収率 (SAR: Specific Absorption Ratio) という用語は、組織における単位質量当

50

たりに吸収される高周波パワーであり、この過熱の指標である。

【 0 0 0 4 】

欧州特許出願EP0841576は、患者中に挿入され患者から取り出されるよう設計されたプローブであって、介入手順に関係したエネルギーのターゲットを制御するために使われる少なくとも一つのセンサーを担持するものを開示している。日本国特許出願JP2008-212437では、デカップリング回路をもつRF送信コイルが開示されている。デカップリング回路は温度センサーを備えている。温度が所定の閾値を超えるときは高周波照射が停止される。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

10

【 0 0 0 5 】

本発明は、独立請求項において磁気共鳴撮像システム、磁気共鳴撮像システムを動作させる方法および磁気共鳴撮像アンテナを提供する。実施形態は従属請求項において与えられる。

【 0 0 0 6 】

当業者は理解するであろうが、本発明の諸側面は装置、方法またはコンピュータ・プログラム・プロダクトとして具現されうる。よって、本発明の諸側面は完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含む）または本稿でみな一般に「回路」「モジュール」または「システム」として言及されうるソフトウェアおよびハードウェア側面を組み合わせた実施形態の形を取ることができる。さらに、本願の諸側面は、コンピュータ実行可能なコードが具現されている一つまたは複数のコンピュータ可読媒体において具現されるコンピュータ・プログラム・プロダクトの形を取ることができる。

20

【 0 0 0 7 】

一つまたは複数のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用されてもよい。コンピュータ可読媒体はコンピュータ可読信号媒体またはコンピュータ可読記憶媒体でありうる。本稿で使われるところの「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピューティング装置のプロセッサによって実行可能な命令を記憶しうる任意の有体の記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読な非一時的な記憶媒体と称されることもある。コンピュータ可読記憶媒体は、有体なコンピュータ可読媒体と称されることもある。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピューティング装置のプロセッサによってアクセスされることができるデータを記憶できてもよい。コンピュータ可読記憶媒体の例は、フロッピーディスク、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、光磁気ディスクおよびプロセッサのレジスタ・ファイルを含むがこれに限られない。光ディスクの例は、コンパクトディスク（CD）およびデジタル多用途ディスク（DVD）、たとえばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RWまたはDVD-Rディスクを含む。コンピュータ可読記憶媒体の用語は、ネットワークまたは通信リンクを介してコンピュータ装置によってアクセスされることができるさまざまな型の記録媒体をも指す。たとえば、データはモデムを通じて、インターネットを通じてまたはローカル・エリア・ネットワークを通じて取得されてもよい。コンピュータ可読媒体上に具現されるコンピュータ実行可能コードは、無線、有線、光ファイバケーブル、RFなどを含むがこれに限られない任意の適切な媒体または上記の任意の好適な組み合わせを使って伝送されうる。

30

40

【 0 0 0 8 】

コンピュータ可読信号媒体は、たとえばベースバンドにおいてまたは搬送波の一部としてコンピュータ実行可能コードが具現されている伝搬されるデータ信号を含みうる。そのような伝搬される信号は、電磁、光またはその任意の好適な組み合わせを含むがこれに限られない多様な形の任意のものを取りうる。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく、命令実行システム、装置またはデバイスによってまたは命令実行

50

システム、装置またはデバイスとの関連で使用されるためのプログラムを通信する、伝搬させるまたは転送することができる任意のコンピュータ可読媒体でありうる。

【0009】

「コンピュータ・メモリ」または「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の例である。コンピュータ・メモリは、プロセッサにとって直接アクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータ記憶」または「記憶」はコンピュータ可読記憶媒体のさらなる例である。コンピュータ記憶は、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。いくつかの実施形態では、コンピュータ記憶はコンピュータ・メモリであってもよいし、逆にコンピュータ・メモリがコンピュータ記憶であってもよい。

【0010】

本稿で用いるところの「プロセッサ」は、プログラムまたは機械実行可能な命令またはコンピュータ実行可能コード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」を有するコンピューティング装置への言及は、二つ以上のプロセッサまたは処理コアを含む可能性があるとして解釈されるべきである。プロセッサはたとえば、マルチコア・プロセッサであってもよい。プロセッサはまた、単一コンピュータ・システム内のまたは複数のコンピュータ・システムの間分散されたプロセッサの集まりを指すこともある。コンピューティング装置という用語は、それぞれが単数または複数のプロセッサを有するコンピューティング装置の集合またはネットワークを指す可能性もあると解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同じコンピューティング装置内にあってもよく、または複数のコンピューティング装置の間に分散されていてもよい複数のプロセッサによって実行されてもよい。

【0011】

コンピュータ実行可能コードは、プロセッサに本発明のある側面を実行させる機械実行可能な命令またはプログラムを含んでもよい。本発明の側面のための動作を実行するためのコンピュータ実行可能コードは、ジャバ、スモールトーク、C++などといったオブジェクト指向プログラミング言語および「C」プログラミング言語といった従来型の手続き型プログラミング言語または同様のプログラミング言語を含む、一つまたは複数のプログラミング言語の任意の組み合わせで書かれてもよく、機械実行可能な命令にコンパイルされてもよい。いくつかの事例では、コンピュータ実行可能コードは高水準言語の形であっても、あるいは事前コンパイルされた形であってもよく、オンザフライで機械実行可能な命令を生成するインタープリターとの関連で使われてもよい。

【0012】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザーのコンピュータ上で、部分的にユーザーのコンピュータ上で、スタンドアローンのソフトウェア・パッケージとして、部分的にはユーザーのコンピュータ上で部分的にはリモート・コンピュータ上で、あるいは完全にリモート・コンピュータまたはサーバー上で実行されうる。この最後のシナリオでは、リモート・コンピュータはユーザーのコンピュータに、ローカル・エリア・ネットワーク(LAN)または広域ネットワーク(WAN)を含む任意の型のネットワークを通じて接続されてもよく、あるいは(たとえばインターネット・サービス・プロバイダーを使ってインターネットを通じて)外部コンピュータに接続がされてもよい。

【0013】

本発明の諸側面は、本発明の実施形態に基づく方法、装置(システム)およびコンピュータ・プログラム・プロダクトのフローチャート図および/またはブロック図を参照して記述される。フローチャート、図および/またはブロック図の各ブロックまたはブロックの一部は、適用可能な場合にはコンピュータ実行可能コードの形のコンピュータ・プログラム命令によって実装されることができるとは理解される。さらに、背反でない場合には、異なるフローチャート、図および/またはブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わされてもよいことが理解される。これらのコンピュータ・プログラム命令は、汎用コンピュータ、特殊目的コンピュータまたは他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサに与えられて、該コンピュータまたは他のプログラム可能なデータ処理装置の

プロセッサによって実行される該命令が前記フローチャートおよび／またはブロック図の単数または複数のブロックにおいて特定されている機能／工程を実装する手段を作り出すよう、機械を生成してもよい。

【0014】

これらのコンピュータ・プログラム命令は、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置または他のデバイスが特定の仕方で機能するよう指令することができるコンピュータ可読媒体に記憶され、それにより、該コンピュータ可読媒体に記憶される命令は、前記フローチャートおよび／またはブロック図の単数または複数のブロックにおいて特定されている機能／工程を実装する命令を含む製造物を作り出してもよい。

【0015】

コンピュータ・プログラム命令は、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置または他のデバイスにロードされて、該コンピュータ、他のプログラム可能な装置または他のデバイス上で一連の動作ステップを実行させて、前記コンピュータまたは他のプログラム可能な装置上で実行される前記命令が前記フローチャートおよび／またはブロック図の単数または複数のブロックにおいて特定されている機能／工程を実装するためのプロセスを提供するようなコンピュータ実装されたプロセスを作り出してもよい。

【0016】

本稿で用いるところの「ユーザー・インターフェース」は、ユーザーまたは操作者がコンピュータまたはコンピュータ・システムと対話することを許容するインターフェースである。「ユーザー・インターフェース」はまた、「ヒューマン・インターフェース装置」と称されてもよい。ユーザー・インターフェースは情報またはデータを操作者に提供し、および／または情報またはデータを操作者から受け取ってもよい。ユーザー・インターフェースは操作者からの入力によって受け取れるようにしてもよく、コンピュータからユーザーに出力を提供してもよい。換言すれば、ユーザー・インターフェースは操作者がコンピュータを制御もしくは操作することを許容してもよく、該インターフェースはコンピュータが操作者の制御または操作の効果を示すことを許容してもよい。データまたは情報のディスプレイまたはグラフィカル・ユーザー・インターフェース上への表示は、情報を操作者に提供することの例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティング・スティック、グラフィック・タブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ペダル、ワイヤードグローブ、リモコンおよび加速度計を通じたデータの受領はみな、操作者からの情報またはデータの受領を可能にするユーザー・インターフェース・コンポーネントの例である。

【0017】

本稿で用いるところの「ハードウェア・インターフェース」は、コンピュータ・システムのプロセッサが外部のコンピューティング装置および／または装置と対話するおよび／またはこれを制御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、制御信号または命令を外部のコンピューティング装置および／または装置に送ることを許容してもよい。ハードウェア・インターフェースは、プロセッサが、外部のコンピューティング装置および／または装置とデータを交換することを可能にしてもよい。ハードウェア・インターフェースの例は、これに限られないが、ユニバーサル・シリアル・バス、IEEE1394ポート、パラレル・ポート、IEEE1284ポート、シリアル・ポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、ブルートゥース（登録商標）接続、無線ローカル・エリア・ネットワーク接続、TCP/IP接続、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を含む。

【0018】

本稿で用いるところの「ディスプレイ」または「表示装置」は、画像またはデータを表示するよう適応された出力装置またはユーザー・インターフェースを包含する。ディスプレイは視覚的、聴覚的およびまたは触覚的データを出力してもよい。ディスプレイの例は、コンピュータ・モニタ、テレビジョン画面、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ

10

20

30

40

50

、点字画面、陰極線管（CRT）、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクター・ディスプレイ、フラットパネル・ディスプレイ、真空蛍光（vacuum fluorescent）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ト・ディスプレイ（ELD: Electroluminescent display）、プラズマ・ディスプレイ・パネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオード・ディスプレイ（OLED）、プロジェクターおよびヘッドマウント・ディスプレイを含むがこれに限られない。

【0019】

磁気共鳴（MR）データは本稿では、磁気共鳴撮像スキャンの間に、原子スピンによって放出された高周波信号の磁気共鳴装置のアンテナを使つての測定として定義される。磁気共鳴データは医療画像データの例である。磁気共鳴撮像（MRI）画像は本稿では、磁気共鳴撮像データ内に含まれる解剖学的データの再構成された二次元または三次元の視覚化として定義される。この視覚化はコンピュータを使つて実行されることができる。

【課題を解決するための手段】

【0020】

ある側面では、本発明は、撮像ゾーン内の被験体から磁気共鳴データを要求するための磁気共鳴撮像システムを提供する。磁気共鳴撮像システムは、複数のループ・アンテナ要素を有する磁気共鳴撮像アンテナを有する。磁気共鳴撮像アンテナはさらに複数の赤外線温度測定センサーを有する。特に、個々の赤外線温度測定センサーはアンテナ要素の一つに付随していてもよい；そのようなアンテナは高周波場を送信するためまたは高周波磁気共鳴信号を受信するための導体ループとして形成される。たとえば、それぞれの赤外線温度測定センサーはアンテナ・ループの一つに付随していてもよい。本稿で用いるところの赤外線温度測定センサーは、赤外線放射を使つて温度を測定できるセンサーを包含する。磁気共鳴撮像アンテナは、被験体の外部表面に隣接して位置されるよう構成される。複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部は、磁気共鳴撮像アンテナが被験体の外部表面に隣接して位置されるときに外部表面のほうに向けられる。別の言い方は、磁気共鳴撮像アンテナは外側表面をもち、複数の赤外線温度測定センサーは前記外側表面に隣接するオブジェクトの表面温度を測定することができる。

【0021】

磁気共鳴撮像システムはさらに、機械実行可能命令およびパルス・シーケンス命令を含むメモリを有する。本稿で使われるところのパルス・シーケンス命令は、コマンド、あるいはコマンドに変換できるタイムライン中のイベントのようなイベントのシーケンスを包含する；これは、磁気共鳴撮像技法に従つて磁気共鳴データを収集するよう磁気共鳴撮像システムを制御するために使われてもよい。磁気共鳴撮像システムはさらに、磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサを有する。機械実行可能命令の実行は、前記パルス・シーケンス命令をもつて磁気共鳴撮像システムを制御することによって、前記プロセッサに磁気共鳴データを収集させる。機械実行可能命令の実行はさらに、磁気共鳴データの収集の間、前記プロセッサに、複数の赤外線温度測定センサーを用いて被験体の少なくとも一つの表面温度を繰り返して測定させる。あるいはまた、このことは、機械実行可能命令は、磁気共鳴データの収集の間、前記プロセッサに、複数の赤外線温度測定センサーを用いて少なくとも一つの温度を繰り返して測定させると言ってもよい。

【0022】

機械実行可能命令の実行はさらに、前記プロセッサに、少なくとも一つの表面温度があらかじめ定義された温度より上であれば、あらかじめ定義されたアクションを実行させる。前記複数の赤外線温度センサーの少なくとも一つが前記あらかじめ定義された温度より上の温度を測定する場合、前記プロセッサは、特定のまたはあらかじめ定義されたアクションを行なう。この例は、磁気共鳴撮像システムが磁気共鳴データの収集によって引き起こされる加熱に対して自動的に反応できるという利点をもちうる。すなわち、プロセッサによって行なわれるアクションは、被験体が過熱されるリスクを低減することを達成する。

【0023】

もう一つの例では、アンテナは送信および／または受信アンテナであることができる。すなわち、アンテナはいくつかの事例では磁気共鳴データを受信するために使われてもよく、他の事例では撮像ゾーン内の被験体のスピンを操作するための高周波パルスを送信するために使われてもよい。

【 0 0 2 4 】

もう一つの実施形態では、複数のループ・アンテナのそれぞれは、電流リードをもつ。本稿で用いるところの電流リードは、高周波電流が複数のループ・アンテナ要素に供給されるまたは複数のループ・アンテナ要素から受領されるアンテナ上の点である。複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも部分集合が、オフセット領域に位置されている。電流リードはオフセット領域内である。あるいはまた、オフセット領域が、複数のループ・アンテナのそれぞれの、電流リードに近いまたは隣接する領域として定義または記述されてもよい。すなわち、オフセット領域は、個々のアンテナ要素の導体（コイル）ループの幾何学的な中心からオフセットされて位置される。複数の赤外線温度測定センサーを電流リードのための位置に置くことが有益であることがある。最大の電場をもつ電圧またはエリアが電流リードの位置に近いことがありうるからである。アンテナが送信アンテナであれば、磁気共鳴撮像アンテナによる被験体の加熱は電流リードがある領域に近いであろうことが期待されうる。

10

【 0 0 2 5 】

もう一つの実施形態では、複数のループ・アンテナのそれぞれは、電流リードをもつ。本稿で用いるところの電流リードは、一般に、キャパシタによって中断される。複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも部分集合が、電流リードの隣に位置されている。複数の赤外線温度測定センサーをキャパシタの位置に置くことが有益であることがある。最大の電場をもつ電圧またはエリアが代替的にはキャパシタの位置に近いことがありうるからである。アンテナが送信アンテナであれば、磁気共鳴撮像アンテナによる被験体の加熱はキャパシタがある領域に近いであろうことが期待されうる。

20

【 0 0 2 6 】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像アンテナは送信アンテナとして機能するよう構成される。たとえば、磁気共鳴撮像アンテナは送信器またはトランシーバーに接続されていてもよい。磁気共鳴撮像システムは、複数のアンテナ要素の部分集合の各アンテナ要素に高周波パワーを供給するための高周波システムを有する。前記あらかじめ定義されたアクションは、ループ・アンテナ要素のオフセット領域における赤外線温度測定センサーが前記あらかじめ定義された温度より上の表面温度を測定する場合に、アンテナ要素に供給される高周波パワーを低下させることを含む。該赤外線温度測定センサーは、前記複数の赤外線温度測定センサーの前記部分集合から選ばれる。該ループ・アンテナ要素は複数のアンテナ要素の前記部分集合から選ばれる。この例では、表面温度は特定のループ・アンテナ要素に隣接して測定される。被験体の表面温度が閾値より上であれば、高周波システムは、その特定のループ・アンテナ要素に供給されるパワーを自動的に低下させ、それにより被験体の加熱を減らす。

30

【 0 0 2 7 】

いくつかの例では、RFパワーは、前記フル・シーケンス命令内にある撮像シーケンスのフリップ角を変えることによって、あるいは前記パルス・シーケンスの時間領域を緩和させるまたは一時停止することによって低下させられる。

40

【 0 0 2 8 】

もう一つの実施形態では、前記複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部が、それぞれ、前記複数のループ・アンテナ要素から選ばれたあるループ・アンテナ要素の中心領域に位置される。

【 0 0 2 9 】

中心領域に位置された前記複数の赤外線温度測定センサーは、電流リードおよび／またはキャパシタの隣であるオフセット領域に位置されている赤外線温度測定センサーと同じ仕方で使用されてもよい。たとえば、ループ・アンテナ要素が高すぎる表面温度を測定す

50

る場合、これは高周波システムに、赤外線温度測定センサーが最も近いループ・アンテナ要素に供給されるパワーをも低下させてもよい。

【 0 0 3 0 】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像アンテナは受信アンテナとして機能するよう構成される。たとえば、磁気共鳴撮像アンテナは受信器またはトランシーバーに接続されてもよい。

【 0 0 3 1 】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像アンテナは、少なくとも部分的には撮像ゾーン内で支持表面上に被験体を支持するよう構成された被験体支持部を有する。アンテナ要素の少なくとも一部は被験体支持部内に、支持表面に隣接して配置される。この例では、磁気共鳴撮像アンテナの少なくとも一部は被験体支持部に組み込まれる。赤外線温度測定センサーをもつアンテナ要素を被験体支持部に組み込むことは、磁気共鳴データの収集の間に被験体が過熱される可能性を低下させるという恩恵をもちうる。

10

【 0 0 3 2 】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像アンテナは柔軟表面アンテナを有する。柔軟表面アンテナは被験体の外側表面の一部と接触して置かれるよう構成されている。この例では、磁気共鳴撮像アンテナの少なくとも一部が、被験体の上またはまわりに置くことのできる柔軟なアンテナである。アンテナと被験体とで直接接触をもつことが難しいので、赤外線温度測定センサーの使用が有益でありうる。赤外線温度測定センサーを使うことで、前記アンテナが使用され、物理的接触することなく被験体の温度を正確に測定することができる。

20

【 0 0 3 3 】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像システムは、撮像ゾーン内の被験体を気流で冷却するための空冷システムを有する。前記あらかじめ定義されたアクションは、表面温度が前記あらかじめ定義された温度より上であれば気流を増加させることを含む。

【 0 0 3 4 】

もう一つの実施形態では、機械実行可能命令の実行は前記プロセッサにさらに、以下の単数または複数の基準：被験体体重、被験体年齢、被験体種別、被験体サイズおよびそれらの組み合わせのうちの任意のものをを使って、前記あらかじめ定義された温度を、あらかじめ定義された温度のテーブルから選択させる。

30

【 0 0 3 5 】

そのような基準の使用は、経験データまたはモデル化された情報を使ってモデルを形成することができるので、有用でありうる。

【 0 0 3 6 】

もう一つの実施形態では、前記あらかじめ定義されたアクションは磁気共鳴データの収集の停止である。この実施形態では、前記あらかじめ定義されたアクションは磁気共鳴データの収集を中断させる。

【 0 0 3 7 】

もう一つの実施形態では、前記あらかじめ定義されたアクションは、前記パルス・シーケンス命令の修正である。これはたとえば、特定のループ・アンテナ要素にそのパワー、それに送られる特定の位相またはフリップ角を低下させてもよく、あるいはさらには磁気共鳴データの収集の間に一時停止させる。一時停止は、表面温度が前記あらかじめ定義された温度より低く、あるいはさらには前記あらかじめ定義された温度よりある安全マージン下より低く下がりうるまで、磁気共鳴データの収集が一時的に中断されることを意味する。

40

【 0 0 3 8 】

もう一つの実施形態では、前記あらかじめ定義されたアクションは、冷却を増すために被験体への換気の増大である。

【 0 0 3 9 】

もう一つの実施形態では、前記あらかじめ定義されたアクションは、磁気共鳴データの

50

収集の一時停止または遅延である。

【0040】

もう一つの側面では、本発明は、撮像ゾーン期間内に被験体から磁気共鳴データを要求するための磁気共鳴撮像システムを動作させる方法を提供する。磁気共鳴撮像システムは、複数のアンテナ要素を有する磁気共鳴撮像アンテナを有する。各アンテナ要素はループ・アンテナ要素であってもよい。磁気共鳴撮像アンテナはさらに複数の赤外線温度測定センサーを有する。磁気共鳴撮像アンテナは、被験体の外部表面に隣接して位置されるよう構成される。複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部は、磁気共鳴撮像アンテナが前記外部表面に隣接して位置されるときに前記外部表面のほうに向けられる。本方法は、パルス・シーケンス命令をもって磁気共鳴撮像システムを制御することによって磁気共鳴データを収集する段階を含む。本方法はさらに、磁気共鳴データの収集の間、複数の赤外線温度測定センサーのそれぞれを用いて被験体の表面温度を繰り返して測定する段階を含む。本方法は、表面温度があらかじめ定義された温度より上であれば、あらかじめ定義されたアクションを実行することを含む。

10

【0041】

もう一つの実施形態では、本方法はさらに、磁気共鳴データを収集する前に被験体の外側表面に赤外線透明な衣服を配置することを含む。被験体の表面温度を測定するために赤外線センサーが使われるので、これは有益でありうる。被験体が通常の衣服を着ている場合には、前記衣服の生地または素材が被験体の表面温度の測定を阻害することがありうる。赤外線透明な衣服または高い赤外線透明透過率をもつ衣服を使うことは、たとえ被験体が衣服を着ていても測定をすることを可能にしうる。

20

【0042】

もう一つの実施形態では、前記赤外線透明衣服は少なくとも部分的にはポリエチレン箔から製作される。赤外線透明衣服を製造するためのポリエチレン箔の使用は、ポリエチレン箔は赤外光の高い透過度をもつので、有益でありうる。

【0043】

もう一つの例では、本発明は、複数のアンテナ要素を有する磁気共鳴撮像アンテナを提供する。各アンテナ要素はループ・アンテナ要素である。磁気共鳴撮像アンテナはさらに複数の赤外線温度測定センサーを有する。磁気共鳴撮像アンテナは、被験体の外部表面に隣接して位置されるよう構成される。複数の赤外線温度測定センサーの少なくとも一部は、磁気共鳴撮像アンテナが前記外部表面に隣接して位置されるときに前記外部表面のほうに向けられる。

30

【0044】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像アンテナは被験体支持部に統合される。

【0045】

本発明の上述した実施形態の一つまたは複数が、それらが互いに背反でない限り、組み合わせられてもよいことは理解される。

【図面の簡単な説明】

【0046】

以下の好ましい実施形態では、本発明は単に例として、図面を参照して記述される。

40

【図1】磁気共鳴撮像システムの例を示す図である。

【図2】図1の磁気共鳴撮像システムを動作させる方法を示すフローチャートを示す図である。

【図3】磁気共鳴撮像システムのさらなる例を示す図である。

【図4】図3の一部の拡大図である。

【図5】磁気共鳴撮像アンテナの例を示す図である。

【図6】磁気共鳴撮像アンテナのさらなる例を示す図である。

【図7】磁気共鳴撮像アンテナのさらなる例を示す図である。

【図8】磁気共鳴撮像アンテナのさらなる例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 4 7 】

これらの図面における同様の番号の要素は等価な要素であるか、同じ機能を実行する。先に論じた要素は、機能が等価であれば後の図では必ずしも論じられない。

【 0 0 4 8 】

図 1 は、磁石 1 0 4 をもつ磁気共鳴撮像システム 1 0 0 の例を示している。磁石 1 0 4 は超伝導の円筒型磁石 1 0 4 であり、その中心を貫いてボア 1 0 6 がある。異なる型の磁石を使うことも可能である。たとえば、分割円筒型磁石およびいわゆる開放型磁石の両方を使うことも可能である。分割円筒型磁石は標準的な円筒型磁石と同様であるが、磁石のアイソ面 (iso-plane) へのアクセスを許容するために、クライオスタットが二つのセクションに分割されている。そのような磁石はたとえば、荷電粒子ビーム療法との関連で使用されることがある。開放型磁石は一方が他方の上にある二つの磁石セクションをもち、その間の空間は被験体を受け入れるのに十分大きい。二つのセクションの配置はヘルムホルツ・コイルと同様である。開放型磁石は、被験者がそれほど閉じ込められないので人気がある。円筒型磁石のクライオスタット内部には、超伝導コイルの集合がある。円筒型磁石 1 0 4 のボア 1 0 6 内には、磁場が磁気共鳴撮像を実行するために十分強くかつ一様である撮像ゾーン 1 0 8 がある。

10

【 0 0 4 9 】

磁石のボア 1 0 6 内にはまた、磁石 1 0 4 の撮像ゾーン 1 0 8 内の磁気スピンを空間エンコードするよう磁気共鳴データの取得のために使われる一組の傾斜磁場コイル〔磁場勾配コイル〕 1 1 0 もある。傾斜磁場コイル 1 1 0 は傾斜磁場コイル電源 1 1 2 に接続されている。傾斜磁場コイル 1 1 0 は代表的であることが意図されている。典型的には、傾斜磁場コイル 1 1 0 は、三つの直交する空間方向における空間エンコードのために、三つの別個の組のコイルを含む。傾斜磁場電源は傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイル 1 1 0 に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ状またはパルス状にされてもよい。

20

【 0 0 5 0 】

撮像ゾーン 1 0 8 に隣接して、撮像ゾーン 1 0 8 内の磁気スピンの配向を操作するためおよびやはり撮像ゾーン 1 0 8 内のスピンからの電波送信を受信するための磁気共鳴アンテナ 1 1 3 がある。高周波アンテナは複数のコイル要素 1 1 4 を含んでいてもよい。高周波アンテナはチャネルまたはアンテナと称されてもよい。磁気共鳴アンテナ 1 1 3 は高周波トランシーバー 1 1 6 に接続される。磁気共鳴アンテナ 1 1 3 および高周波トランシーバー 1 1 6 は、別個の送信および受信コイルならびに別個の送信機および受信機によって置き換えられてもよい。磁気共鳴アンテナ 1 1 3 および高周波トランシーバー 1 1 6 が代表的であることは理解される。磁気共鳴アンテナ 1 1 3 は専用の送信アンテナおよび専用の受信アンテナをも代表しうる。同様に、トランシーバー 1 1 6 は別個の送信機および受信機を表していてもよい。磁気共鳴アンテナ 1 1 3 は複数の受信 / 送信要素を有していてもよく、高周波トランシーバー 1 1 6 は複数の受信 / 送信チャネルを有していてもよい。送信アンテナは、傾斜コイルの下 (より中心寄り) の層において磁石のボア内に組み込まれてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

任意的なアクチュエーター 1 2 2 に取り付けられている被験体支持部 1 2 0 がある。アクチュエーター 1 2 2 は被験体支持部および被験体 1 1 8 を、撮像ゾーン 1 0 8 を通じて動かすことができる。トランシーバー 1 1 6、傾斜磁場コイル電源 1 1 2 およびアクチュエーター 1 2 2 はみな、コンピュータ・システム 1 2 6 のハードウェア・インターフェース 1 2 8 に接続されているものとして見られる。

40

【 0 0 5 2 】

被験体 1 1 8 は、被験体 1 1 8 の外側表面 1 1 9 に磁気共鳴アンテナ 1 1 3 が配置されていることが見て取れる。磁気共鳴撮像アンテナ 1 1 3 はいくつかのループ・アンテナ要素 1 1 4 から構成される。ループ・アンテナ要素 1 1 4 のそれぞれに付随する赤外線温度測定センサー 1 1 5 も示されている。これらの赤外線温度測定センサー 1 1 5 は外側表面

50

119上の表面温度を測定するために使われてもよい。

【0053】

コンピュータ記憶134は、磁気共鳴フィンガープリンティング技法を実行するためのパルス・シーケンス命令140を含むものとして示されている。コンピュータ記憶134はさらに、磁気共鳴撮像システム100を制御するために該パルス・シーケンス命令140を使って収集された磁気共鳴データ142を含むものとして示されている。コンピュータ記憶はさらに、磁気共鳴データ142を使って再構成された磁気共鳴画像144を含むものとして示されている。コンピュータ記憶134はさらに、赤外線温度測定センサー115を使って測定された温度測定データ146を含むものとして示されている。コンピュータ記憶134はさらに、あらかじめ定義された温度またはあらかじめ定義された温度を返す温度モデル148を含むものとして示されている。あらかじめ定義された温度148はたとえば、被験体118の外側表面119が熱すぎるまたは温かすぎるかどうかを判定するために温度測定データ146と比較するために使われてもよい。

10

【0054】

コンピュータ・メモリ136は、プロセッサ130が磁気共鳴撮像システム100の動作および機能を制御できるようにする、オペレーティング・システムまたは他の命令のようなコードを含む制御モジュール150を含んでいる。

【0055】

コンピュータ・メモリ136は、画像再構成モジュール152を含むものとして示されている。画像再構成モジュール152は、磁気共鳴データ142を使って磁気共鳴画像144を再構成する。

20

【0056】

図2は、図1の磁気共鳴撮像システム100を動作させる方法を示すフローチャートを示している。第一に、段階200において、パルス・シーケンス命令142をもって磁気共鳴撮像システム100を制御することによって磁気共鳴データ142が収集される。次に、段階202において、プロセッサ130は、赤外線温度測定センサー115を用いて少なくとも一つの表面温度を測定する。これは温度測定データ146としてコンピュータ記憶134に記憶される。次の段階は次のように問う判断ボックスである：測定された表面温度があらかじめ定義された温度より高いか？ もしそうであれば、方法は段階204に進む。もしそうでなければ、方法は段階206に進む。段階204では、温度測定データ146または少なくとも一つの表面温度があらかじめ定義された温度148より上であれば、プロセッサ130はあらかじめ定義されたアクションを実行する。段階206はもう一つの判断ボックスである。ボックス206についての問いは次のようなものである：磁気共鳴データの収集は終了したか。もしそうであれば、方法は段階208に進む。段階208で方法は終了する。ボックス206の問いへの答えが否であれば、方法は段階202に戻って、再び赤外線温度測定センサーを用いて前記少なくとも一つの表面温度が測定される。

30

【0057】

図3は、磁気共鳴撮像システム300のさらなる例を示している。磁気共鳴撮像システム300は図1に示したものと同様であるが、いくつかの追加的な事項が加わっている。この例では、追加的な磁気共鳴撮像アンテナ113'が被験体支持部120に埋め込まれている。被験体支持部は支持部表面302を有し、支持部表面302に隣接していくつかのループ・アンテナ要素114'がある。被験体118の下側にさらされるいくつかの赤外線温度測定センサー115'もある。これは、被験体118の外側表面119での表面温度のさらなる測定を可能にする。

40

【0058】

図4は、図3に示される撮像ゾーン108の拡大図400を示している。この例では、赤外線温度測定センサー115、115'と被験体118の外側表面119との間に赤外線透明衣服402がある。赤外線透明衣服402は、衣服があってもセンサー115、115'が被験体118の外側表面119の温度測定をすることを可能にする。たとえば、

50

赤外線温度測定センサー 115、115'のそれぞれは、404とラベル付けされた線を有しているが、これはセンサー 115、115'が被験体 118の表面 119上の測定点 406においてねらいを付けられているところを示す。これらのセンサーを多数使うことがいかに、温度測定データ 146が収集できる多数の測定点 406を可能にするかが見て取れる。磁気共鳴撮像アンテナ 113および 113'がどちらも、いかに被験体 118の外側表面 119の形に従っていないかも見て取れる。しかしながら、赤外線温度測定センサー 115、115'が使われるので、それでも、測定点 406における正確な温度測定をすることは可能である。

【0059】

図5は、被験体支持部 120の上に横になっている被験体 118の代替的な図であり、磁気共鳴アンテナ 113は被験体 118の上にドレープ状に掛けられている。

10

【0060】

図6は、アンテナ要素 114および赤外線温度測定センサー 115をレイアウトする代替的な仕方を示している。この例では、ループ・アンテナ要素 114のそれぞれは一組の電流リード 600をもち、該リードはループ・アンテナ 114にRF電流を供給するためにもループ・アンテナ要素 114から高周波信号を受信するためにも使用されうる。各ループ・アンテナ要素 114は赤外線温度測定センサー 115が置かれる中心領域 602をもつ。図6に示したデザインの変形がされてもよい。たとえば、ループ・アンテナ要素 114が部分的に重なり合っていることは非常に一般的である。

【0061】

20

図7は、図6に示したデザインのさらなる修正を示している。この例では、赤外線温度測定センサー 115はオフセット領域 700内に置かれている。オフセット領域 700は中心領域から離れており、電流リード 600を含む領域を包含する。RF電圧または電流が電流リード 600に加えられるとき、その近傍に、より大きな電場があることがある。したがって、送信アンテナが赤外線温度測定センサー 115をこのオフセット領域 700に配置することが有益であることがある。

【0062】

図8は、図7に示したデザインのさらなる修正を示している。この例では、アンテナ要素 114はキャパシタ 800をも有する。この例でのオフセット領域 700はキャパシタの近くに位置される。赤外線温度測定センサー 115はここでもオフセット領域 700内に配置される。オフセット領域 700は中心領域から離れており、キャパシタ 800を含む領域を包含する。図にはアンテナ要素 114当たり二つのキャパシタが示されている。各キャパシタの近くにオフセット領域 700があり、各オフセット領域 700に赤外線温度測定センサー 115がある。図7および図8の例は例を与えることを意図したものである。電流リードの位置決めおよびキャパシタのような何らかのリアクタンス性コンポーネントは、磁気共鳴アンテナの設計に依存して変わる。赤外線温度測定センサー 115は、被験体の、より大きな加熱が期待されるアンテナ要素の部分の近くに位置されることができ。

30

【0063】

より高い磁場強度、より短いスキャン時間に向けた潮流および表面送信コイル・アレイに向けたこれからの潮流は、表面組織における局所的なSARホットスポットのリスクを高めた。例は、複数の赤外線 (IR) 温度計をMR表面 (受信または送受信) コイル・アレイに統合し、スキャンの間に表面温度を複数の点でモニタリングすることでありうる。

40

【0064】

SARモデル/シミュレーションは、SAR値を許容可能な制限内に保持しつつシーケンスを最適化するために使用されうる。そのようなモデルおよびシミュレーションは、たとえば、実際の温度測定にマッチするまたはフィットするよう更新されてもよい。

【0065】

受け入れられないMRI誘起加熱の場合、いくつかの対策または所定のアクションが実行されてもよい：

50

- ・低下した全体的なSARを提供するようMRシーケンスが修正される
- ・換気が増大させられる
- ・送信コイルの個々のコイル要素のための送信電力を調整することによって局所的なSARが低下させられる。

【 0 0 6 6 】

上述したように、より高い磁場強度、より短いスキャン時間に向けた潮流および表面送信コイルに向けたこれからの潮流は、表面組織における局所的なSARホットスポットのリスクを高めた。SARはしばしば、一層高速の画像取得のための制限になる。この事実に対処するためにSAR管理が導入されており、 B_1 測定、SARおよび温度シミュレーションならびに B_1 シミングを使って局所的なSARを許容できる限界内に保つ。

10

【 0 0 6 7 】

SARはしばしば、より高速の検査のための制限要因を代表する。複数要素のシステム・ボディ・コイルおよび表面送信コイルは、 B_1 シミングを介したSAR管理のための自由度を増すことをねらいとした研究の主題であるが、そのようなコイルはシミュレーションごとに予測するのが簡単ではない表面SARを引き起こしやすい。

【 0 0 6 8 】

計画される検査のための準備段階として B_1 およびSARを温度マッピングを介して測定することは、検査時間のかなりの増大を引き起こす。この問題は、患者の大きな部分をカバーする複数要素の送信コイルについては一層大きくなる。スキャン時間がきわめて大きくなるからである。

20

【 0 0 6 9 】

SARおよび温度のシミュレーションは、計算集約的であり、（解剖構造、電気的属性および熱的属性を含む）患者固有のモデルを提供するために追加的なスキャンを必要とする。加えて、シミュレーションには誤差マージンが付随する。

【 0 0 7 0 】

SARモニタリングが完璧でないため臨床スキャンについてのSAR限界自身が安全マージンを含み、MRシステムのSARモデルも同じ理由により安全マージンを含む。そのようなマージンは実際に必要される以上に検査時間を制限する。スキャンの間の実際の温度のよりよい知見は、そうしたマージンを小さくすることを許容することがありうる。

【 0 0 7 1 】

30

例は、赤外線温度測定センサーまたは複数のIR温度計をMR表面（受信または送受信）コイルに統合して、それらが図4に示されるように患者に面するようにすることでありうる。IRセンサーは1~2cmの寸法で入手可能であり、これは標準的なコイル・アレイへの統合を許容する。約5米ドルの費用価格のセンサーが入手可能であり、これは、コイルの費用価格を著しく増すことなく複数のセンサーの、たとえば10cm間隔の格子パターンでの統合を許容する。

【 0 0 7 2 】

IRセンサーは検査のスムーズな作業フローを維持するために使われる。これは、安定した熱的接触を達成するために皮膚に固定される必要がある接触温度センサーでは不可能であろう。好適に検出可能な範囲（2~20 μm ）での人間の皮膚によって発されるIR放射は、皮膚の表面から直接由来するだけでなく、約1mmの表面組織の層からも由来する。よって、事実上、その層の温度が測定される。

40

【 0 0 7 3 】

検出される放射の範囲においてほとんどIR透明な、患者のための特別なIR透明衣服が製作されてもよい。

【 0 0 7 4 】

IRパイロメーターの主要コンポーネントは非伝導性かつ非強磁性である：IR窓、IRレンズ、（たとえば銅、コンスタンタン、クロメル、ニクロシル、ニシル、ロジウム、白金、PtRhから作られる）ワイヤをもつ熱電対センサー。プラスチック筐体をもつデバイスが利用可能である（後述）。MRI誘起された加熱を測定するために遮蔽されたワイヤを備えた

50

熱電対を使うことが可能である。接続ワイヤは遮蔽される必要があり、おそらくは共通モード電流トラップを備えられる。それがMR受信要素自身のワイヤにおける現状技術だからである。

【0075】

温度は表面コイルの適用および患者のボア内への導入の後に上昇することが期待される。しかしながら、この温度は比較的急速に定常状態に近づくはずである。スキャンの少し前に存在する残留ベースライン・ドリフトが決定され、補正される。MRI誘起された温度上昇はスキャン中、リアルタイムでモニタリングされてもよく、温度データがMRホスト・コンピュータに供給されてもよい。

【0076】

一般に、シーケンスを最適化するために使われるSARモデルの一部としてスキャンの前に実行されたいかなるシミュレーションも、実際の温度に合うよう更新される。患者にわたる温度計測値の格子が十分に密であれば、関連するMR誘起加熱の不在が、現在およびその後のシーケンスを再計算するために使われて、収集時間を短くしてもよい。

【0077】

受け入れられないMRI誘起加熱の場合、いくつかの対策が実行されることができる：

- ・低下した全体的なSARを提供するようMRシーケンスが修正される
- ・換気が増大させられる
- ・送信コイルの個々のコイル要素のための送信電力を調整することによって局所的なSARが低下させられる。

【0078】

電子工学および検出器技術における進展により、産業および科学用途のための多様な非接触IR温度計が開発されている。IR検出器は二つの主要なグループに分けられる：量子検出器と熱検出器（パイロメーター）である。量子検出器は、入射する光子と直接相互作用して電子対を、よって電気信号を生じる半導体である。熱検出器は、入射する放射に依存してその温度を変え、それが次いでたいていは熱電対によって検出される。

【0079】

この発明では単一点測定のみが必要とされ、応答時間は0.1s未満なので、典型的には2~20 μm の範囲においてIRスペクトルを検出するパイロメーターが使用できる。パイロメーターは、ある温度範囲（たとえば $37 \pm 5^\circ\text{C}$ ）および放射率（すなわち人間の皮膚について0.95）について事前に較正されて入手可能である。これらの機器は 10°C 範囲において 0.5°C よりよい絶対確度（absolute accuracy）を提供する。精度（precision）、すなわち同一条件下での測定についての再現性誤差は著しく小さく、典型的には 0.01°C の範囲である。時間的応答は10Hzよりよい。

【0080】

単純なパイロメーターの絶対的な計測値は、検査される表面が既知であり、パイロメーターがこの放射率について較正されている場合にのみ正しい。人間の皮膚の放射率はたいていの有機物質と同様に約0.95であり、波長により顕著に変化しない。0.95について事前較正された一般的なIR検出器が入手可能である。

【0081】

衣服のIR透明性

衣服は一般にポリマーからできている。ポリマーの一部はすでに、要求される範囲において比較的IR透明である。しかしながら、特にポリエチレン(C_2H_4)_nがIRに対して透明性が高く、2~20 μm の範囲において三つの狭い吸収極大をもつだけである。ポリエチレンは標準的な衣服についてはそれほど一般的に使われてはいない。それでも、好ましくはポリエチレンからできた、潜在的には若干のポリアミドまたはポリエステル繊維を含有する患者衣服をデザインすることが提案される。そのような衣服の例は図4において402とラベル付けされている。

【0082】

本発明について図面および上記の記述において詳細に図示し、記述してきたが、そのよ

10

20

30

40

50

うな図示および記述は、制約ではなく、例解または例示するものと考えられるものである。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。

【 0 0 8 3 】

図面、本開示および付属の請求項を吟味することにより、開示された実施形態に対する他の変形が特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。請求項において「有する／含む」の語は他の要素やステップを排除するものではなく、単数形の表現は複数を排除するものではない。単一のプロセッサまたは他のユニットが請求項に記載されるいくつかの項目の機能を充足してもよい。ある種の施策が互いに異なる従属請求項において記載されているというだけの事実がそのような施策の組み合わせが有利に使用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一緒にまたは他のハードウェアの一部として供給される、光学式記憶媒体または半導体媒体のような好適な媒体上で記憶／頒布されてもよいが、インターネットまたは他の有線もしくは無線の遠隔通信システムを介するなどして、他の形で頒布されてもよい。請求項に参照符号があったとしても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 0 8 4 】

1 0 0	磁気共鳴システム	
1 0 4	磁石	
1 0 6	磁石のボア	
1 0 8	測定ゾーンまたは撮像ゾーン	10
1 1 0	傾斜磁場コイル	
1 1 2	傾斜磁場コイル電源	
1 1 3	磁気共鳴撮像アンテナ	
1 1 3 '	磁気共鳴撮像アンテナ	
1 1 4	ループ・アンテナ要素	
1 1 4 '	ループ・アンテナ要素	
1 1 5	赤外線温度測定センサー	
1 1 5 '	赤外線温度測定センサー	
1 1 6	トランシーバー	
1 1 8	被験体	30
1 2 0	被験体台	
1 2 2	アクチュエーター	
1 2 4	所定の方向	
1 2 5	スライス	
1 2 6	コンピュータ・システム	
1 2 8	ハードウェア・インターフェース	
1 3 0	プロセッサ	
1 3 2	ユーザー・インターフェース	
1 3 4	コンピュータ記憶	
1 3 6	コンピュータ・メモリ	40
1 4 0	パルス・シーケンス命令	
1 4 2	磁気共鳴データ	
1 4 4	磁気共鳴画像	
1 4 6	温度測定データ	
1 4 8	あらかじめ定義された温度または温度モデル	
1 5 0	制御モジュール	
1 5 2	画像再構成モジュール	
2 0 0	パルス・シーケンス・データをもって磁気共鳴撮像システムを制御することによって磁気共鳴データを収集	
2 0 2	複数の温度測定センサーをもって被験体の少なくとも一つの表面温度を繰り返し	50

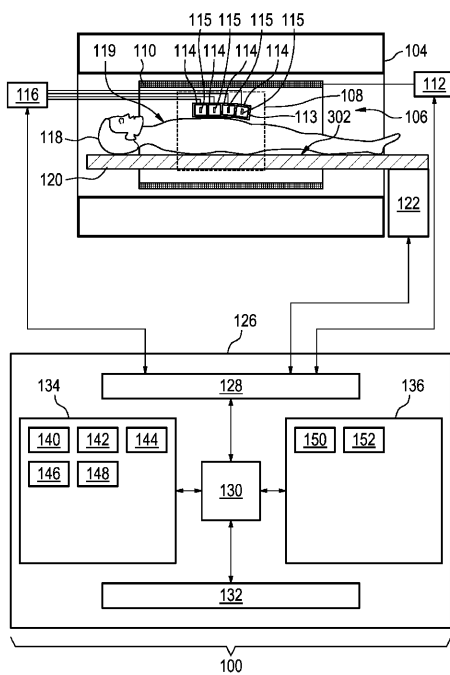
測定

- 203 判断ボックス：表面温度はあらかじめ定義された閾値より上か？
- 204 前記少なくとも一つの表面温度があらかじめ定義された温度より上であれば、あらかじめ定義されたアクションを実行
- 206 判断ボックス：磁気共鳴データの収集完了？
- 208 終了
- 300 磁気共鳴撮像システム
- 302 支持部表面
- 400 拡大図
- 402 赤外線透明衣服
- 404 経路
- 406 測定点
- 600 電流リード
- 602 中心領域
- 700 オフセット領域

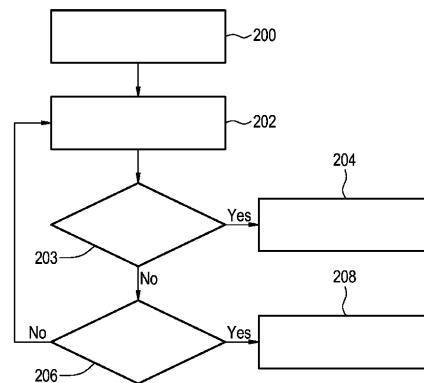
10

【図1】

FIG. 1

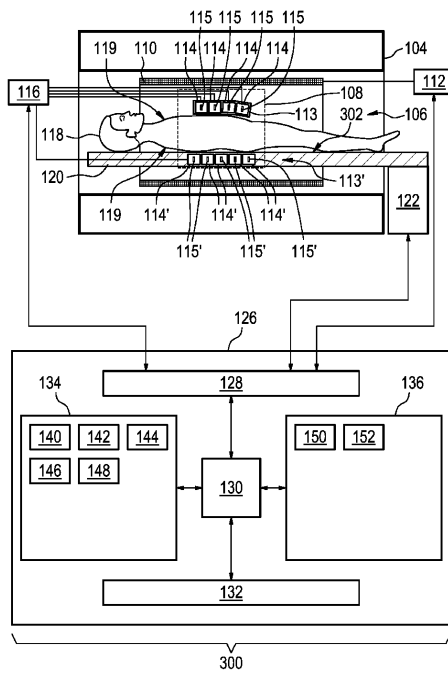


【図2】



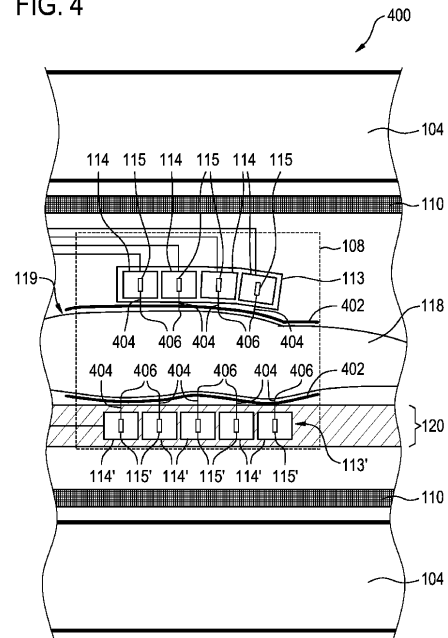
【図 3】

FIG. 3



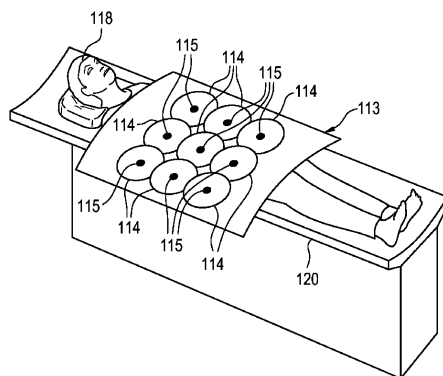
【図 4】

FIG. 4



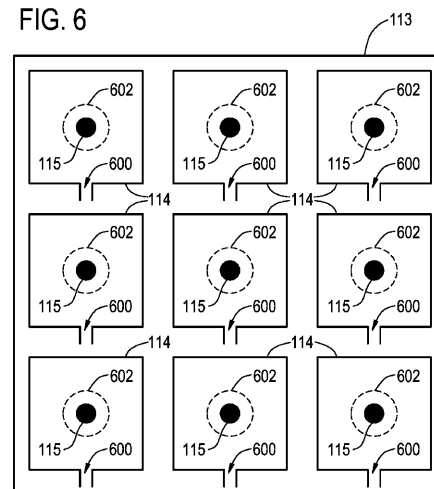
【図 5】

FIG. 5



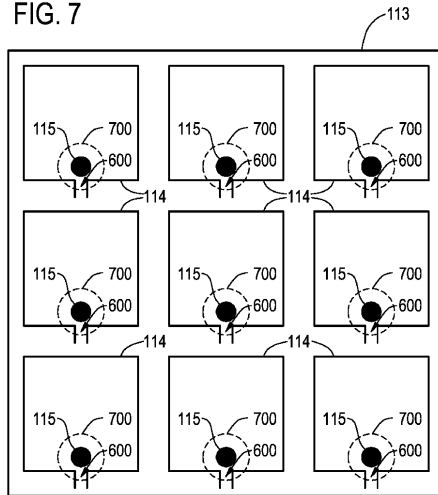
【図 6】

FIG. 6



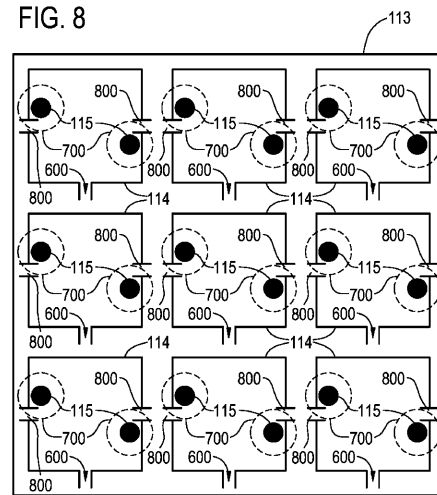
【圖 7】

FIG. 7



【圖 8】

FIG. 8



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ヴァイス, シュテフェン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス 5

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 2 5 3 2 6 6 (J P , A)

特開平 0 1 - 2 9 3 8 6 3 (J P , A)

特開 2 0 0 9 - 0 0 5 7 5 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 1 R 3 3 / 3 4 1