

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4153017号
(P4153017)

(45) 発行日 平成20年9月17日(2008.9.17)

(24) 登録日 平成20年7月11日(2008.7.11)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 A 6 1 B 5/05 3 9 0
 A 6 1 B 5/05 3 5 0

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-117889 (P2007-117889)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成19年4月27日 (2007.4.27)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(62) 分割の表示	特願平9-242336の分割		GENERAL ELECTRIC CO
原出願日	平成9年9月8日 (1997.9.8)		MPANY
(65) 公開番号	特開2007-203099 (P2007-203099A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成19年8月16日 (2007.8.16)		クタデイ、リバーロード、1番
審査請求日	平成19年4月27日 (2007.4.27)	(74) 代理人	100093908
(31) 優先権主張番号	08/714840		弁理士 松本 研一
(32) 優先日	平成8年9月9日 (1996.9.9)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング・システム内で用いる光学的結合部

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イメージング用電子回路を有している磁気共鳴イメージング・システムが形成した磁界内で移動する侵襲的装置を備える光学的結合部であって、

(a 1) 磁気共鳴イメージング周波数エネルギーを受信又は送信する無線周波数コイルと

(a 2) 前記無線周波数コイルに結合されており、電気信号と、対応する変調された光学的信号との間の変換を行う第 1 の変換器回路とを備えた、侵襲的装置と、

(b) 前記イメージング用電子回路に結合されており、前記第 1 の変換器回路と反対の方式で、電気信号と、変調された光学的信号との間の変換を行う第 2 の変換器回路と、

(c) 前記第 1 の変換器回路に結合された第 1 の端部と、前記第 2 の変換器回路に結合された第 2 の端部とを有しており、前記変換器の間で光学的信号を通過させる少なくとも 1 つの光ファイバとを備え、

前記第 1 の変換器回路は、前記無線周波数コイルの近傍に配置されており、前記無線周波数コイルと前記第 1 の変換器回路は、前記侵襲的装置の端部に配置されている磁気共鳴イメージング・システム内で用いる光学的結合部。

【請求項 2】

前記侵襲的装置は更に、

(a) 前記第 1 の変換器に電力を供給する太陽電池と、

(b) 前記太陽電池に結合されており、光エネルギーを受け取ると共に光エネルギーを電気工

エネルギーに変換することが可能なフォトダイオードと、を備えている請求項 1 に記載の光学的結合部。

【請求項 3】

光エネルギーを発生すると共に、前記フォトダイオードに光ファイバを介して光エネルギーを伝送する光源とを更に含んでいる請求項 1 に記載の光学的結合部。

【請求項 4】

前記侵襲的装置は前記第 1 の変換器回路に電力を供給するエネルギー貯蔵装置を更に含んでいる請求項 1 に記載の光学的結合部。

【請求項 5】

前記侵襲的装置は更に、温度センサを備えている請求項 1 - 4 のいずれかに記載の光学的結合部。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装置が体内に挿入されるような医療手順に関し、より具体的には、生体が磁気共鳴スキャナ内に配置されているときにこのような装置が用いられるような医療手順に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴 (MR) を用いて患者の生体内にある侵襲的 (interventional/invasive) 装置を追跡する様々な方法が、本出願と共通の譲受人に譲渡され、ここに参照されるべき以下の米国特許に記載されている。Charles L. Dumoulin、Steven P. Souza及びRobert Darrowによる米国特許第 5,307,808 号「磁気共鳴を用いて装置の位置を監視する追跡システム及びパルス・シーケンス」(Tracking System And Pulse Sequences To Monitor The Position Of A Device Using Magnetic Resonance)、同第 5,318,205 号「多重化された磁気共鳴検出を用いて装置の位置及び配向を監視する追跡システム」(Tracking System To Monitor The Position And Orientation Of A Device Using Multiplexed Magnetic Resonance Detection) 及び同第 5,353,795 号「多重化された磁気共鳴検出を用いて装置の位置を監視する追跡システム」(Tracking System To Monitor The Position Of A Device Using Multiplexed Magnetic Resonance Detection) である。これらの方法は、侵襲的装置を位置決めすると共に追跡するために、磁気共鳴信号の発生及び検出を採用しており、X線による監視に関連する望ましくない性質を有していないものである。

20

30

【0003】

磁気共鳴追跡方法の一側面として、侵襲的装置は、生体内で検出された磁気共鳴信号をイメージング及び追跡システムへ取り出すためのケーブル又はワイヤを組み込んでいる。被検体の内部又は表面上に MR イメージング用又は追跡用コイルが配置されており、この MR イメージング用又は追跡用コイルは典型的には、同軸ケーブルによって外部の受信器に接続されている。磁気共鳴手順中に生体内に導電性物質を配置すると、その 1 つの結果として、画像形成及び装置追跡のために用いられる無線周波数 (RF) パルスが、導体内に電流を誘導することができる。これらの電流が誘導される結果、導体の端部に強い電場が発生され得る。導体の端部が、血液のような導電性の組織によって包囲されているならば、これらの強い電場は、組織内に電流を誘導すると共に、発熱をもたらす。組織内の発熱量は、RF パルスの出力とデューティ・サイクルとに関連付けられる。RF パルスがより強く、且つより頻繁に印加されると、より大きな発熱量が生じる。より高い磁場内で核スピンを章動させるためにはより大きな RF 出力が要求されるので、発熱量は又、磁気共鳴手順の際に用いられる静磁場の強度にも間接的に関連付けられる。

40

【0004】

侵襲的装置の近くの導電性組織内に発生された熱量によって、約 4 よりも少ない温度

50

上昇が起こるならば、組織に対する損傷は一切生じない。しかしながら、発生された熱によって、約 4 を超える温度上昇が起こるならば、可逆的な又は非可逆的な組織の損傷が起こり得る。

【 0 0 0 5 】

銘記すべきことであるが、磁気共鳴検査中に生体内にワイヤ又はその他の導電性構造体を配置すると、装置の追跡以外の理由でも望ましいことがある。例えば、小型の磁気共鳴受信コイルを用いて、血管壁等の局在化した解剖学的構造の画像を形成することができる。代替的には、内視鏡又はカテーテル・ガイド・ワイヤ等の他の医療装置を配置することが望ましいことがあるが、これにより、磁気共鳴検査中に、局在化した組織が発熱する可能性がある。

10

【特許文献 1】米国特許第 5 6 3 8 0 0 1 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

現在、磁気共鳴イメージング検査中に体内に配置されている装置に起因する発熱を監視すると共に減少させる方法が求められている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

磁気共鳴 (M R) 手順中に生体内に配置されることを意図された本発明の装置は、1つ又はそれ以上の温度センサ (thermal sensor) で拡張されている。各々のセンサは、装置内に配置されており、装置の内部又は近くの選択された領域における温度上昇を監視する。

20

【 0 0 0 8 】

いくつかの温度監視方法が可能である。例えば、熱電対を用いて温度上昇を監視することができる。但し、熱電対のリードの存在は、望ましくない発熱に寄与する可能性があるため、注意を払わなければならない。より望ましい方法は、非導電性光ファイバが採用可能であるため、温度を測定するために光を用いることを含んでいる。温度を監視する光学的手段の1つでは、温度の関数である蛍光減衰時間を有している蛍光体を採用している。この物理的原理を用いている温度監視手段は、光ファイバの一端に発光体の部分を配置すると同時に、他端において励起と発光の減衰の監視との両者を行うことにより、容易に構成され得る。

30

【 0 0 0 9 】

一旦、装置が温度の監視が可能のように変更されたら、温度の瞬間的な値をいくつかの異なる方法で利用することができる。例えば、温度を、主治臨床医に対して表示することができる。代替的には、選択された閾値を上回る温度上昇が検出されたときに、磁気共鳴スキャナがその R F 出力及び / 若しくはデューティ・サイクルを減少させる又は手順を停止するようにしているスキャナの安全インタロック手段に対して温度を伝達することもできる。R F 出力を減少させると同時に、磁気共鳴システムオペレータのために視覚的警報又は聴覚的警報を発生すると望ましいかもしれない。

【 0 0 1 0 】

40

加えて、M R イメージング (作像) 用又は追跡用コイルと受信器とを接続している配線を、光ファイバと変換器とで置き換えることができる。光ファイバ及び変換器は、各々の端部に設けられており、電気信号と光学的信号との間の変換を行う。本発明の1つの目的は、磁気共鳴検査中の侵襲的装置の存在に起因する生体内の発熱を監視するシステムを提供することにある。

【 0 0 1 1 】

本発明のもう1つの目的は、選択された閾値を上回る組織の発熱が M R 検査中に生体内で検出されたときにはいつでも、磁気共鳴スキャナによって発生されている R F 出力を減少させる又は停止させる方法を提供することにある。本発明のもう1つの目的は、選択された閾値を上回る組織の発熱が M R 検査中に生体内で検出されたときにはいつでも、磁気

50

共鳴スキャナによって発生されているRFデューティ・サイクルを減少させる方法を提供することにある。

【0012】

本発明のもう一つの目的は、イメージングされている被検体の付近のRF発熱を減少させることにある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

新規であると考えられる本発明の諸特徴は、特許請求の範囲に具体性をもって述べてある。しかしながら、本発明自体は、その構成及び動作方法の両者に関して、更なる目的及び利点と併せて、実施例の記載を図面と共に参照することにより最もよく理解することができる。

10

【0014】

図1では、支持テーブル110上の被検体100が、マグネット・ハウジング120内のマグネット125によって発生されている均一磁場内に配置されている。マグネット125及びマグネット・ハウジング120は、円筒対称性を有しており、図面では、被検体100の位置を明らかにするためにその半分を切除して示してある。カテーテルとして示されている装置150が挿入されている被検体100の領域は、マグネット125のボア(中孔)の近似的な中心に配置されている。被検体100は、一組の円筒状磁場勾配コイル130によって包囲されており、これらのコイルは、所定強度の磁場勾配を所定回数で発生している。勾配コイル130は、3つの相互に直交する方向に磁場勾配を発生している。

20

【0015】

外部コイル140も又、被検体100の関心領域を包囲している。コイル140は、被検体全体を包含するのに十分な直径を有している円筒状外部コイルとして図示されている。頭部又は肢部をイメージングするように特別に設計された更に小型の円筒のような他の形状を代用することもできる。表面コイル等の非円筒状の外部コイルを代替的に用いてもよい。

【0016】

外部コイル140は、被検体100内に無線周波数(RF)エネルギーを放射しており、RFエネルギーは、所定の回数で且つ当業者に周知の方式で被検体100の核磁気スピンを章動させるような所定の周波数において十分な出力を有するようにして放射されている。スピンの章動によって、スピンは、ラーモア周波数において共鳴する。各々のスピンのラーモア周波数は、スピンの経験した磁場の強度に正比例している。この磁場強度は、マグネット125によって発生されている静磁場と、磁場勾配コイル130によって発生されている局所的な磁場との合計である。

30

【0017】

装置150は、オペレータ160によって被検体100内に挿入されるものであり、ガイド・ワイヤ、カテーテル、内視鏡、腹腔鏡、生検針又は類似の装置のいずれであってもよい。磁気共鳴を用いて実時間で装置150を追跡することが望ましいならば、装置150は、外部コイル140によって発生されている無線周波数場に応答して被検体内に発生されたMR信号を検出するRFコイルを収納するように作製され得る。RFコイルは小型であるので、感度領域も又、小さい。その結果、検出される信号は、コイルの直近の磁場の強度のみを原因として生じているラーモア周波数を有する。これらの検出された信号は、イメージング及び追跡ユニット170に伝送されて、ここで分析される。装置150の位置は、イメージング及び追跡ユニット170において決定され、表示手段180上に表示される。本発明の好ましい実施例では、装置150の位置は、従来のMR画像上に図記号を重ね合わせ表示することにより表示手段180上に表示され、この重ね合わせ表示は、画像の上にアイコンを重ね合わせ表示することの可能なビデオ・グラフィクス・サブシステム等の重ね合わせ手段(図示されていない)によって駆動される。

40

【0018】

50

本発明の代替的な実施例では、装置 150 を表す図記号は、計算機式断層写真 (CT) スキャナ、ポジトロン放射断層写真システムのスキャナ又は超音波スキャナのような他のイメージング・システムを用いて取得された診断画像の上に重ね合わせ表示される。本発明の他の実施例では、診断画像を参照しないで装置の位置を数値的に又は図記号として表示する。

【0019】

図 2 には、装置 150 の実施例がより詳細に示されている。小型の RF コイル 200 が、導体 210 及び 220 を介して MR システムに電氣的に結合されている。本発明の好ましい実施例では、導体 210 及び 220 は、同軸対を形成している。導体 210 及び 220、並びに RF コイル 200 は、装置 150 の外側シェル 230 に包まれている。装置 150 を包囲している組織から生じている MR 信号が検出される。装置 150 は又、光ファイバ 270 を組み込んでおり、光ファイバ 270 は、ファイバの末梢側端部が小型 RF コイル 200 の近くに位置するように配置されている。本発明のこの実施例では、ファイバ 270 の基部末端は、光源 / 検出器 207 に取り付けられており、ファイバ 270 の末梢側端部は、選択された少量の蛍光体 275 を組み込んでいる。蛍光体 275 は、ファイバ 270 の末梢側端部へ伝播された光を吸収すると共に、光を再放出する。光の再放出は、最初の光が吸収された後に、ある減衰定数を伴ってある時間にわたって起こり、この減衰定数を測定すると共に利用して、蛍光体 275 の温度を算出することができる。このことは、Luxtron社 (所在地・2775 Northwestern Parkway, Santa Clara, CA 95051-0903) の "Fluoroptic Thermometer Model 790 Operator's Guide" (著作権 1992 年 12 月) の第 4.1 頁 ~ 第 4.6 頁に記載されている。

10

20

【0020】

被検体内の配線を、図 3 に示すように、RF に誘発される発熱を防止する目的で、光ファイバで置き換えることができる。RF コイル 300 が、被検体内に配置されている。第 1 の変換器回路 301 が、RF コイル 300 に接続されている。第 1 の変換器回路 301 は光ファイバ 303 に結合されており、電気信号を、典型的には可視波長又は近赤外波長にある変調された光に変換する。第 1 の変換器回路 301 は、単方向式で RF コイル 300 へ信号を伝送してもよいし、単方向式で RF コイル 300 から光ファイバ 303 へ信号を伝送してもよいし、双方向式で伝送してもよい。このことは、RF コイル 300 が送信、受信又はこれら両者を行うような場合をそれぞれ含んでいる。

30

【0021】

RF コイル 300 は、MR 追跡を行うための、又は局在化した MR イメージングを行うための MR 信号を受信することができる。光ファイバ 303 の他端では、第 2 の変換器回路 305 が、第 1 の変換器回路 301 と反対の方式で動作している。例えば、RF コイル 300 が MR 応答信号を受信しているならば、その電気信号は、第 1 の変換器回路 301 によって、変調された光学的信号に変換され、光ファイバ 303 を介して伝送され、第 2 の変換器回路 305 によって本来の電気信号に戻し変換されてから、MR 受信器に伝送されて、被検体の MR 画像及び / 又は RF コイル位置を提供する。第 1 の変換器回路 301 には、小型のエネルギー貯蔵装置 301b (電池、太陽電池又はコンデンサ) 及びフォトダイオード 301a によって電力を供給することができる。光は、光源 307 から光ファイバ 303 を介して、第 1 の変換器回路 301 及びフォトダイオード 301a へ伝送されることができ、エネルギー貯蔵装置 301b を充電する電流を発生し、これにより、第 1 の変換器回路 301 に電力を供給する。

40

【0022】

代替的には、第 1 の変換器回路 301 は、独立した光学経路 303a 及び 303b 又は光ファイバを有していてもよく、この場合、信号は一方の経路 303a を介して伝送される一方で、電力は他方の独立した経路を通して変換器回路 303b へ伝送される。図 4 は、イメージング及び装置追跡に適切な MR システムのブロック図である。このシステムは、一組の磁場勾配増幅器 910 に制御信号を供給するコントローラ 900 を含んでいる。これらの増幅器は、マグネット・ハウジング 120 (図 1) 内に配置された磁場勾配コイ

50

ル 1 3 0 を駆動している。勾配コイル 1 3 0 は、3 つの互いに直交する方向に磁場勾配を発生することが可能である。コントローラ 9 0 0 は又、送信器手段 9 3 0 へ伝送される信号を発生している。コントローラ 9 0 0 からのこれらの信号によって、送信器手段 9 3 0 は、マグネット 1 2 5 のボア内に配置されている外部コイル 1 4 0、更にその外部コイル 1 4 0 内に配置されている被検体の領域の選択されたスピンを章動させるのに適切な出力を有している選択された周波数の R F パルスを発生する。M R 信号が、受信器手段 9 4 0 に接続されている R F コイル 2 0 0 (図 2) に誘導される。受信器手段 9 4 0 は、図 3 の光学的結合部を介して接続されていてもよい。受信器手段 9 4 0 は、M R 信号を増幅し、復調し、濾波すると共にデジタル化することにより、M R 信号を処理する。コントローラ 9 0 0 は又、受信器手段 9 4 0 からの信号を収集して、計算手段 9 5 0 へこの信号を伝送し、信号は計算手段 9 5 0 において処理される。計算手段 9 5 0 は、コントローラ 9 0 0 から受信された信号にフーリエ変換を施して、コイル 2 0 0 の位置に到達する。計算手段 9 5 0 によって算出された結果は、画像表示手段 1 8 0 に表示される。

10

【 0 0 2 3 】

図 4 の M R システムは又、安全監視サブシステム 9 9 0 を組み込んでおり、安全監視サブシステム 9 9 0 は、温度監視手段 9 9 2 と、安全インタロック手段 9 9 4 とを含んでいる。本発明の好ましい実施例では、図 2 の光源 / 検出器 2 0 7 は、光パルスを発生しており、この光パルスは、装置 1 5 0 内に配置されている光ファイバ 2 7 0 の末梢側端部に配置されている蛍光体 2 7 5 に伝播される。図 4 の温度監視手段 9 9 2 は、蛍光減衰を検出し、減衰速度を測定すると共に、蛍光体 2 7 5 の温度を算出する。本発明の主旨は、蛍光減衰に基づく温度検出に限定されているのではなく、サーミスタ又は熱電対等のすべての温度監視手段を含んでいることを銘記されたい。

20

【 0 0 2 4 】

この実施例では、安全インタロック手段 9 9 4 は、コントローラ 9 0 0 に接続されている。温度監視手段 9 9 2 が、選択された閾値を上回る温度上昇を検出すると、信号は、安全インタロック手段 9 9 4 からコントローラ手段 9 0 0 へ伝送されて、その結果、コントローラ手段は、R F 出力を減少させるか、R F デューティ・サイクルを減少させるか、又は現在の磁気共鳴 R F パルス・シーケンス及び勾配パルス・シーケンスを停止させるかのいずれかを行う。

30

【 0 0 2 5 】

温度監視手段 9 9 2 は又、閾値を上回ったときに聴覚的警報 (オーディオ・アラーム) 9 9 3 にトリガを与えて、オペレータに温度上昇を知らせるためにも用いられ得る。磁気共鳴手順のための新規な温度監視サブシステムに関する現状で好適なくつかの実施例について本明細書で詳細に述べたが、当業者には今や、多くの改変及び変形が明らかとなることであろう。従って、特許請求の範囲は、本発明の要旨の範囲内にあるこのようなすべての改変及び変形を網羅するものと理解されたい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 被検体内の装置の位置を追跡している動作状態にある本発明の一実施例の遠近図である。

40

【 図 2 】 被検体の生体内に挿入されることを意図されている医療装置に組み込まれている R F コイル及び光ファイバ温度センサを示す説明図である。

【 図 3 】 M R イメージング用又は追跡用コイルと M R 受信器電子回路との間の配線を置き換えた光学的結合部の説明図である。

【 図 4 】 磁気共鳴スキャナに組み込むのに適切な温度安全サブシステムの一実施例を示すシステム・ブロック図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 7 】

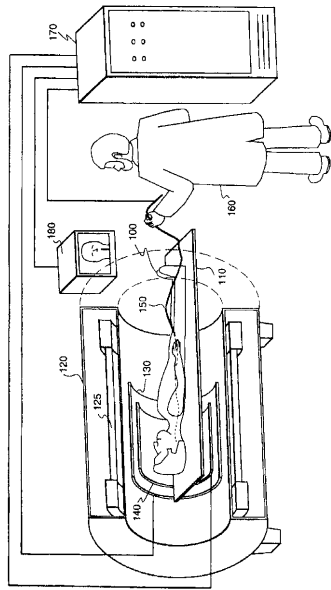
1 0 0 被検体

1 1 0 支持テーブル

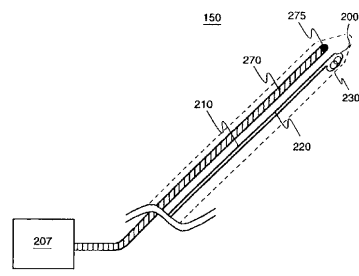
50

1 2 0	マグネット・ハウジング	
1 2 5	マグネット	
1 3 0	磁場勾配コイル	
1 4 0	外部コイル	
1 5 0	カテーテル	
1 6 0	オペレータ	
1 7 0	イメージング及び追跡ユニット	
1 8 0	表示手段	
2 0 0、3 0 0	R F コイル	
2 0 7	光源 / 検出器	10
2 1 0、2 2 0	導体	
2 3 0	外側シェル	
2 7 0、3 0 3	光ファイバ	
2 7 5	蛍光体	
3 0 1	第 1 の変換器回路	
3 0 1 a	フォトダイオード	
3 0 1 b	エネルギー貯蔵装置	
3 0 3 a、3 0 3 b	光学的経路	
3 0 5	第 2 の変換器回路	
3 0 7	光源	20
9 0 0	コントローラ	
9 1 0	磁場勾配増幅器	
9 3 0	送信器	
9 4 0	受信器	
9 5 0	計算手段	
9 9 0	安全監視サブシステム	
9 9 2	温度監視手段	
9 9 3	聴覚的警報	
9 9 4	安全インタロック手段	

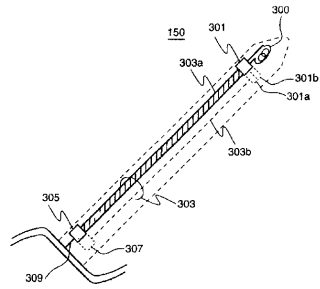
【図1】



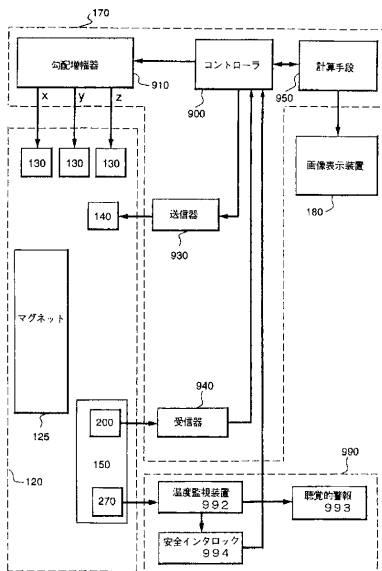
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (72)発明者 チャールズ・ルシアン・デュモーリン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、テラス・コート、36番
- (72)発明者 ロナルド・ディーン・ワトキンス
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、クリフトン・パーク・ロード、1584番
- (72)発明者 ロバート・デイビッド・ダロー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スコティア、スプリング・ロード、71番
- (72)発明者 スティーブン・ピーター・ソウザ
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、ウィリアムスタウン、リンドレイ・テラス、136番

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特表昭62 - 500048 (J P , A)
特開平1 - 223943 (J P , A)
特開平2 - 69816 (J P , A)
特開平3 - 198834 (J P , A)
実開平4 - 99904 (J P , U)
特開平6 - 54823 (J P , A)
Daniel A. Leung et al , Intravascular MR Tracking Catheter: Preliminary Experimental Evaluation , American Journal of Roentgenology , 1995年 5月 , vol.164, no.5 , 1265-1270

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 5/055

专利名称(译)	用于磁共振成像系统的光学耦合		
公开(公告)号	JP4153017B2	公开(公告)日	2008-09-17
申请号	JP2007117889	申请日	2007-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	チャールズルシアンデユモーリン ロナルドディーンワトキンス ロバートデイビッドダロー スティーブンピーターソウザ		
发明人	チャールズルシアンデユモーリン ロナルドディーンワトキンス ロバートデイビッドダロー スティーブンピーターソウザ		
IPC分类号	A61B5/055 G01K7/00 A61B5/00 A61B5/01 G01R33/28 G01R33/48		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/055 G01R33/287 G01R33/4804		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B5/05.350 A61B5/055.350 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB46 4C096/AD03 4C096/AD19 4C096/AD30 4C096/CC10 4C096/CC12 4C096/CC17 4C096/DA22 4C096/FB01 4C096/FB09		
代理人(译)	松本健一 小仓博		
优先权	08/714840 1996-09-09 US		
其他公开文献	JP2007203099A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于磁共振成像系统的光学装订部分，该系统可以监测生物体内的热量产生，这是由于在磁共振扫描期间存在侵入性装置。解决方案：温度监测系统990使用温度检测装置，该温度检测装置结合在磁共振过程期间布置在活体中的侵入性装置150中。温度监测系统990监测由组织中的电场的产生所产生的组织中的温度升高。通过施加RF脉冲产生该电场并在侵入设备150中感应出电流。当检测到的温度升高超过选定的阈值时，磁共振成像系统可以减少RF功率输出或者通过以下方式停止该过程：温度监测系统990.使用用于成像或用于跟踪的RF线圈和MR接收器940之间的光学绑定部分，还可以消除在磁共振过程期间由RF脉冲的施加引起的热量产生。Z

【图 4】

