

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-98158
(P2011-98158A)

(43) 公開日 平成23年5月19日(2011.5.19)

(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 8 2	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/48 (2006.01)	G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y	
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-256251 (P2009-256251)
(22) 出願日 平成21年11月9日 (2009.11.9)

(71) 出願人 305027401
公立大学法人首都大学東京
東京都新宿区西新宿二丁目8番1号
(71) 出願人 505470100
高島製作所株式会社
東京都日野市旭が丘2-12-7
(74) 代理人 110001092
特許業務法人サクラ国際特許事務所
(74) 代理人 100110180
弁理士 阿相 順一
(72) 発明者 沼野 智一
千葉県野田市鶴奉586番地15号
(72) 発明者 川畑 義彦
東京都日野市旭が丘2-12-7 高島製
作所株式会社内

最終頁に続く

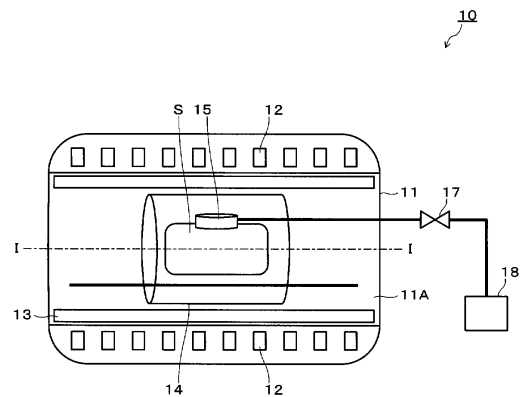
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴エラストグラム (MRE) の作成方法及び作成装置、並びに磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成用のボールパイププレート

(57) 【要約】

【課題】 十分な交番応力によって、磁気共鳴画像装置 (MRI) を使用した磁気共鳴エラストグラム (MRE) の作成を可能にする。

【解決手段】 画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生するボールパイププレートを配置する。次いで、前記対象物に対して磁気共鳴エラストグラム (MRE) パルスシーケンスを適用するとともに、前記ボールパイププレートからの振動を負荷して磁気共鳴エラストグラム (MRE) を作成する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

磁気共鳴画像装置（MRI）を使用した磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法であって、

画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生するボールバイブレータを配置するステップと、

前記対象物に対して磁気共鳴エラストグラム（MRE）パルスシーケンスを適用するとともに、前記ボールバイブレータからの振動を負荷して磁気共鳴エラストグラム（MRE）を作成するステップと、

を具えることを特徴とする、磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法。

10

【請求項 2】

前記ボールバイブレータにおける前記ボールの円周方向の回転は、空気圧によって生ぜしめることを特徴とする、請求項 1 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法。

【請求項 3】

前記ボールバイブレータは光センサを含み、前記ボールの円周方向における回転数を、前記光センサのオンオフ周期に基づいてモニタリングすることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法。

20

【請求項 4】

前記空気圧を制御することによって、前記ボールバイブレータにおける前記ボールの円周方向における回転数を調整することを特徴とする、請求項 3 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法。

【請求項 5】

磁気共鳴画像装置（MRI）を使用した磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成装置であって、

前記磁気共鳴画像装置（MRI）内の、画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして配置され、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を前記対象物に負荷するためのボールバイブレータと、

前記対象物に対して適用する磁気共鳴エラストグラム（MRE）パルスシーケンスを生成するための MRE パルスシーケンス生成手段と、

を具えることを特徴とする、磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成装置。

30

【請求項 6】

前記ボールバイブレータは、前記ボールの円周方向の回転が空気圧によって生ぜしめるように構成したことを特徴とする、請求項 5 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成装置。

【請求項 7】

前記ボールバイブレータは、前記ボールの円周方向における回転数を、オンオフ周期に基づいてモニタリングするための光センサを含むことを特徴とする、請求項 5 又は 6 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成装置。

40

【請求項 8】

前記ボールバイブレータは、前記ボールの円周方向における回転数を、前記空気圧を制御することによって調整するように構成したことを特徴とする、請求項 7 に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成装置。

【請求項 9】

磁気共鳴画像装置（MRI）を使用した磁気共鳴エラストグラム（MRE）の作成方法において、

画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生する、磁気共鳴エラストグラム作成用のボールバイブレータ。

50

【請求項 10】

前記ボールパイプレータにおける前記ボールの円周方向の回転は、空気圧によって生ぜしめることを特徴とする、請求項 9 に記載の磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成用のボールパイプレータ。

【請求項 11】

前記ボールパイプレータは光センサを含み、前記ボールの円周方向における回転数を、前記光センサのオンオフ周期に基づいてモニタリングするように構成したことを特徴とする、請求項 9 又は 10 に記載の磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成用のボールパイプレータ。

【請求項 12】

前記空気圧を制御することによって、前記ボールパイプレータにおける前記ボールの円周方向における回転数を調整するように構成したことを特徴とする、請求項 11 に記載の磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成用のボールパイプレータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴エラストグラム (MRE) の作成方法及び作成装置、並びに磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成用のボールパイプレータに関する。

【背景技術】

【0002】

病変組織の検出および位置確認を可能にする診断手段として、CT (Computer Tomography: コンピューター断層撮影法) なる方法が使用されている。この方法は、被験者を横断する一平面に対しいろいろな角度から X 線を照射し、それをコンピューターで再構築して画像にし、この画像に基づいて病変組織の検出及び位置確認を行うものである。この方法によれば、比較的短時間で目的とする画像を得ることができるが、造影剤の使用や放射線被爆によって被験者への負担が大きく、またコントラスト分解能が十分でない。

【0003】

このような観点から、近年において、MRI (Magnetic Resonance Imaging: 磁気共鳴画像映像法、なお、以下では、“MRI” は、磁気共鳴画像装置の略語としても使用する場合がある) なる方法が用いられるようになってきている。この方法は、人体の各細胞に含まれる水素原子核 (プロトン = 陽子) の磁気性を利用して、CT のように造影剤の使用や放射線被爆による被験者への影響が少なく、CT に比較してコントラスト分解能も高い。また、X 線撮影のように骨に邪魔されることがなく、脊椎や脊髄、軟骨などの画像も得ることができ、代謝物質の濃度分布や分子の運動状態なども反映した画像を得ることができるので、新陳代謝や血流が悪くなった段階、すなわち病変組織に対する早期の診断が可能となる。

【0004】

しかしながら、MRI では、病変組織の硬さ等の評価を行うことができないため、病状の進行に伴って、主として病変組織の硬さが変化するような腫瘍 (例えば肝臓の腫瘍) 等に対しては、MRI においても十分な診断を行うことができないでいた。

【0005】

このような問題に鑑み、MRI において、被験者に対して交番応力を負荷することによって磁気共鳴エラストグラム (MRE) を得ることが試みられている。この場合、交番応力に起因して生じた剪断波が被験者の内部を伝播して病変組織に到達した場合において、病変組織の硬さが周囲の組織の硬さと異なっている場合には、病変組織とその周辺組織との NMR 信号の位相が異なるようになる。このような位相変化は、MRE に反映されるので、MRE を観察することによって、上述した MRI に固有の高いコントラスト分解能等に加えて、病変組織の硬軟状態をも知ることができるようになる。

【0006】

10

20

30

40

50

上述のような交番応力を被験者に対して負荷するに際しては、MRI内には強力な磁場を発生させていることから、MRI内に直接モータなどの機械的な交番応力印加手段を配置することはできない。

【0007】

このような問題に鑑みて、特許文献1には、MRI内の被験者に接触するようにして振動板を配置し、この振動板に対してMRI外からボイスコイルによって発生した音圧を負荷し、前記振動板を振動させることによって、上述のような交番応力を発生させることが開示されている。しかしながら、この方法では、音圧を用いているために、ボイスコイルと振動板との距離が比較的大きくなると、音圧による振動エネルギーの減衰が著しく、十分な交番応力を発生させることができず、目的とするような磁気共鳴エラストグラム(MRE)を得ることができないでいた。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-314784号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、十分な交番応力によって、磁気共鳴画像装置(MRI)を使用した磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成を可能にすることを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成すべく、本発明は、

磁気共鳴画像装置(MRI)を使用した磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成方法であって、画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生するボールパイプレータを配置するステップと、前記対象物に対して磁気共鳴エラストグラム(MRE)パルスシーケンスを適用するとともに、前記ボールパイプレータからの振動を負荷して磁気共鳴エラストグラム(MRE)を作成するステップと、を具えることを特徴とする、磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成方法に関する。

30

【0011】

また、本発明は、

磁気共鳴画像装置(MRI)を使用した磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成装置であって、前記磁気共鳴画像装置(MRI)内の、画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして配置され、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を前記対象物に負荷するためのボールパイプレータと、前記対象物に対して適用する磁気共鳴エラストグラム(MRE)パルスシーケンスを生成するためのMREパルスシーケンス生成手段と、を具えることを特徴とする、磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成装置に関する。

【0012】

40

さらに、本発明は、

磁気共鳴画像装置(MRI)を使用した磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成方法において、画像形成すべき対象物の所定箇所に接触するようにして、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生する、磁気共鳴エラストグラム作成用のボールパイプレータに関する。

【0013】

本発明によれば、非磁性のボールの、中心点周りの円周方向の回転に伴う遠心力に起因した振動を発生するボールパイプレータを、被験者に接触させるようにして配置している。この場合、被験者には、ボールパイプレータの振動が直接負荷されるようになるので、前記被験者に対して十分な交番応力を負荷することができるようになる。したがって、交

50

番応力に起因して生じた剪断波を被験者の内部を伝播させて病変組織に到達することができるようになるので、病変組織の硬軟状態を反映した磁気共鳴エラストグラム(MRE)を得ることができる。

【0014】

このため、病状の進行に伴って、主として病変組織の硬さが変化するような腫瘍(例えば肝臓の腫瘍)等に対しても、上記磁気共鳴エラストグラム(MRE)を観察することによって容易にその状態を知ることができ、当該病変組織の診断を行うことができるようになる。

【0015】

なお、磁気共鳴エラストグラム(MRE)は、磁気共鳴画像装置(MRI)を使用するものであるため、MRIに固有の作用効果、すなわち造影剤の使用や放射線被爆による被験者への影響が少なく、高いコントラスト分解能をも得ることができる。また、X線撮影のように骨に邪魔されることがなく、脊椎や脊髄、軟骨などの画像も得ることができ、代謝物質の濃度分布や分子の運動状態なども反映した画像を得ることができるので、新陳代謝や血流が悪くなった段階の病変組織をも診断することができる。

10

【0016】

本発明の一態様においては、前記ボールパイプレータにおける前記ボールの円周方向の回転は、空気圧によって生ぜしめることができる。これによって、例えば上記特許文献1に記載のような音圧に比較して、前記ボールに対して大きな負荷を掛けることができ、これによって高速の回転を生ぜしめることができるようになる。結果として、これに伴う大きな遠心力によってより大きな振動を形成することができ、上述した本発明の作用効果をより顕著に奏することができるようになる。

20

【0017】

また、本発明の一態様においては、前記ボールパイプレータは光センサを含み、前記ボールの円周方向における回転数を、前記光センサのオンオフ周期に基づいてモニタリングすることができる。これによって、ボールパイプレータ内のボールの円周方向における回転数を常にモニタリングすることができるので、例えば上記空気圧を適宜に制御することによって、上記回転数を調整し、常に一定の回転数とすることができる。したがって、被験者に対して常に一定の振動、すなわち交番応力を負荷することができ、目的とする硬軟の病変組織を反映した磁気共鳴エラストグラム(MRE)を簡易に得ることができる。

30

【0018】

一方、ボールパイプレータ内のボールの円周方向における回転数を常にモニタリングすることができるので、前記回転数を自在に調整することができ、病変組織の硬軟の度合いを考慮して、当該病変組織に対応した振動、すなわち交番応力を自在に形成することができるようになる。したがって、当該病変組織の硬さに応じた最適な磁気共鳴エラストグラム(MRE)を得ることができる。

【発明の効果】

【0019】

以上説明したように、本発明によれば、十分な交番応力によって、磁気共鳴画像装置(MRI)を使用した磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成が可能になる。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の磁気共鳴エラストグラム(MRE)の作成装置の一例を示す概略構成図である。

【図2】図1に示す磁気共鳴エラストグラム(MRE)に使用するボールパイプレータの構成を示す平面図である。

【図3】図1に示す磁気共鳴エラストグラム(MRE)に使用するボールパイプレータの構成を示す側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

50

以下、本発明の詳細、並びにその他の特徴及び利点について、実施形態に基づいて説明する。

【0022】

図1は、本発明の磁気共鳴エラストグラム(MRE、以後、“MRE”と略す場合がある)の作成装置の一例を示す概略構成図であり、図2及び図3は、図1に示す磁気共鳴エラストグラム(MRE)に使用するボールパイプレータの構成を示す図である。図2は、ボールパイプレータの平面図であり、図3は、ボールパイプレータの側面図である。

【0023】

図1に示すMRE作成装置10は、磁気共鳴画像装置(MRI、以後、“MRI”と略す場合がある)11を含んでおり、その外周壁内には、超伝導性マグネットとして機能する静磁場コイル12が、MRI11の長さ方向における中心軸I-Iの周りに巻回するようにして埋設されている。また、MRI11の空洞部11Aには、MRI11の外壁面に沿って傾斜磁場コイル13が配置されている。さらに、MRI11内には円筒状のRFコイル14が配置されている。

10

【0024】

なお、超伝導性マグネットとしての静磁場コイル12、傾斜磁場コイル13及びRFコイル14は汎用のものから構成することができる。

【0025】

被験者Sは、MRI11の空洞部11A内においてRFコイル14内に配置され、その上には本発明のボールパイプレータ15が接触するようにして配置されている。ボールパイプレータ15は、非常に大きな振動を発生することができるため、被験者Sの任意の箇所接触するようにして設けることにより、以下に説明するMREを得ることができるが、好ましくは、被験者Sの病変組織の近傍に配置することによって、より確実かつ正確にMREを得ることができる。

20

【0026】

図2及び図3に示すように、ボールパイプレータ15は、例えばプラスチックなどからなるケース部材151を含み、その内部には例えばプラスチックなどからなる円形状の環状部材152が形成されている。環状部材152の中心部には例えばビスなどを厚さ方向に貫通されてなる中心部材153が形成されている。また、環状部材152と中心部材153との間に形成される空隙部には、非磁性の球形のボール154が設けられている。

30

【0027】

さらに、ケース部材151には配管156及びレギュレータ17を介してコンプレッサ18が接続されている。これによって、コンプレッサ18で生成される圧縮空気が、レギュレータ17において圧力の調整を経た後に、配管158を介してケース部材151、すなわちボールパイプレータ15内に導入され、導入された圧縮空気による空気圧によって、ボール154は、中心部材153を中心として、環状部材152の内面に沿って回転、すなわち円周方向に回転するようになる。この結果、ボール154の円周方向の回転に伴う遠心力に起因して振動が発生するようになる。

【0028】

ケース部材151、すなわちボールパイプレータ15内に導入された圧縮空気は配管159を介して適宜外部へ放出される。

40

【0029】

なお、ボールパイプレータ15は、上述したようにMRI11内に配置され、実際の使用においては数テスラの強力な磁場の存在下で使用するようになるので、ボール154が磁性を有すると、上述のような円周方向の回転が妨げられ、目的とする振動を発生することができない。

【0030】

ボール154は、環状部材152の内面に沿って滑らかに回転、すなわち円周方向の運動を行うことが求められるので、例えばPTFEなどの表面滑性の材料から構成することが好ましい。

50

【0031】

また、ケース部材151には、先端部が環状部材152と中心部材153とで形成される空隙部に突出するようにして光センサ155A及び155Bが設けられており、環状部材152によって円周方向に回転するボール154の回転速度を常にモニタリングしている。具体的には、光センサ155Aに対して図示しない制御系から光ファイバ156を介して常に所定の波長の光が送られ、ケース部材151において常に下方に向けて放射される。一方、光センサ155Aと対抗するようにして配置されている光センサ155Bは、光センサ155Aが放射した光を受け、これを光ファイバ157を介して図示しない制御系にフィードバックする。

【0032】

なお、上述した説明から明らかなように、光センサ155A及び155Bは、それぞれ光を放射及び受光する役割を果たすのみであって、所定の電圧印加によって上記光を生成するための光生成手段としての発光素子、及び受光した光を電気信号に変換するための光受光手段としての受光素子は、上述した制御系内に配置されている。

【0033】

このような状態で、ボール154を環状部材152の内面に沿って円周方向運動を行うようにすると、ボール154が光センサ155A及び155B間を通った際に、光センサ155Bにおける受光が遮られるので、光センサ155Bから図示しない制御系を送信されるべき電気信号が途絶えることになる。一方、ボール154の円周方向運動は、MREを得る際には時間的に連続して行うことになるので、上述した制御系で受信すべき電気信号も所定の時間間隔で途絶えるようになる。したがって、制御系における電気信号の非受信の時間を計測し、その間隔、すなわち周期を算出することによって、ボール154の円周方向の回転速度をモニタリングすることができる。

【0034】

したがって、光センサ155A及び155Bのモニタリングに結果に基づいて、レギュレータ17を調節し、ボールパイプ15内に導入する空気圧を適宜に制御すれば、上記回転数を調整することができ、常に一定の回転数とすることができる。この結果、以下に説明するように、被験者Sに対して常に一定の振動、すなわち交番応力を負荷することができ、目的とする硬軟の病変組織を反映したMREを簡易に得ることができる。

【0035】

一方、ボールパイプ15内のボール154の円周方向における回転数を常にモニタリングすることができるので、前記回転数を自在に調整することができ、病変組織の硬軟の度合いを考慮して、当該病変組織に対応した振動、すなわち交番応力を自在に形成することができるようになる。したがって、当該病変組織の硬さに応じた最適なMREを得ることができる。

【0036】

次に、図1に示すMRE作成装置を用いた、本発明のMRE作成方法について説明する。

上述のようにMRI11のRFコイル14内に被験者Sを配置し、その病変組織近傍に図2及び図3に示すボールパイプ15を接触するようにして取り付ける。次いで、静磁場コイル11から数テスラの巨大な静磁場を被験者Sに印加してプロトンの核磁気共鳴を生ぜしめる。次いで、被験者Sに対してMREパルスシーケンスを適用する。具体的には、RFコイル14から、被験者Sの病変組織のMREを得るための高周波パルス印加する。この高周波パルスの周波数は、プロトンの歳差運動のラーモア周波数と略同一とする。

【0037】

次いで、傾斜磁場コイル13より被験者Sに対して傾斜磁場を印加する。傾斜磁場の印加は例えば以下のようにして行うことができる。

【0038】

被験者Sの足から頭の方がZ軸の方向だとした場合に、この方向に向かって磁場が次

10

20

30

40

50

第に強くなるように傾斜磁場 G_z をかける。これによって被験者 S の各横断スライス（に属するプロトン）は異なるラーモア周波数により共鳴することになる。そのため RF コイル 14 からの高周波パルスの周波数を調整することで、特定のスライス（に属するプロトン）にのみエネルギーを吸収させることが可能となる。

【0039】

なお、RF コイル 14 からの高周波パルスの印加は、例えば傾斜磁場 G_z の存在下で行う。

【0040】

傾斜磁場 G_z により選択されたスライスは 2 次元であるので、実際の断層画像を得るためには、得られた信号成分をこの平面上の位置に対応させなければならない。そのため選択された 2 次元のスライスを XY 平面とすると、X 方向に傾斜磁場 G_x をかけて周波数エンコーディングを行い、Y 方向に傾斜磁場 G_y をかける位相エンコーディングを行う。

10

【0041】

具体的には、Y 軸方向に傾斜磁場 G_y を短時間かけると、わずかな時間に強い磁場を受けたところのスピンは速く、弱い磁場を受けたところのスピンは遅く回転するために、傾斜磁場 G_y 消失後は、Y 軸方向に沿って異なる位相のスピンが生じる。次いで、X 軸方向に傾斜磁場 G_x をかけると、X 軸に沿って、異なる周波数の、前記高周波パルスの印加に起因したエコー信号が得られるようになる。以上の操作によりスライス選択（Z 軸）と空間エンコーディング（XY 軸）が完了する。

20

【0042】

前記エコー信号を 2 次元フーリエ変換すると、周波数の違いから X、Y 方向に展開された画像が復元される。

【0043】

本発明においては、上述した MRE パルスシーケンスを適用する際に、ボールパイプレータ 15 からの振動を被験者 S に対して負荷する。すると、被験者 S には、ボールパイプレータ 15 の振動が直接負荷されるようになるので、被験者 S に対して十分な交番応力を負荷することができるようになる。したがって、交番応力に起因して生じた剪断波を被験者 S の内部を伝播させて病変組織に到達することができるようになるので、病変組織の硬軟状態を反映した MRE を得ることができる。

30

【0044】

このため、病状の進行に伴って、主として病変組織の硬さが変化するような腫瘍（例えば肝臓の腫瘍）等に対しても、上記 MRE を観察することによって容易にその状態を知ることができ、当該病変組織の診断を行うことができるようになる。

【0045】

また、ボールパイプレータ 15 におけるボール 154 の円周方向の回転は、空気圧によって発生させているので、従来のような音圧に比較して、ボール 154 に対して大きな負荷をかけることができ、これによって高速の回転を生ぜしめることができるようになる。結果として、これに伴う大きな遠心力によってより大きな振動を形成することができ、上述した作用効果をより顕著に奏することができるようになる。

40

【0046】

なお、本発明では、MRE を、MRI 11 を使用して得るものであるため、MRI に固有の作用効果、すなわち造影剤の使用や放射線被爆による被験者への影響が少なく、高いコントラスト分解能をも得ることができる。また、X 線撮影のように骨に邪魔されることがなく、脊椎や脊髄、軟骨などの画像も得ることができ、代謝物質の濃度分布や分子の運動状態なども反映した画像を得ることができるので、新陳代謝や血流が悪くなった段階の病変組織をも診断することができる。

【0047】

以上、本発明の一実施例に基づいて詳細に説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の範疇を逸脱しない限りにおいてあらゆる変形や変更が可能である。

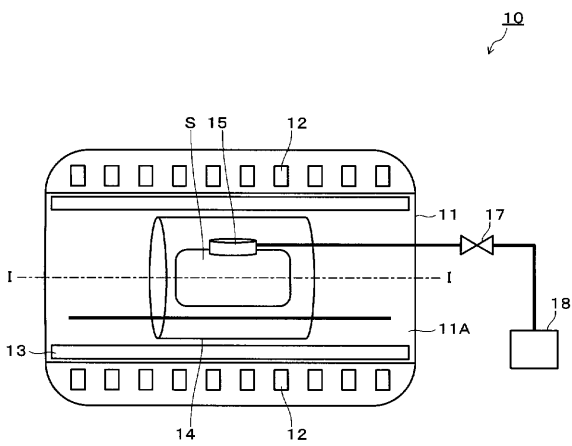
50

【符号の説明】

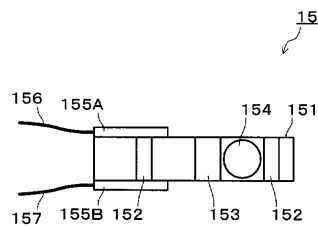
【 0 0 4 8 】

- 1 0 磁気共鳴エラストグラム (M R E) 作成装置
- 1 1 磁気共鳴画像装置 (M R I)
- 1 2 静磁場コイル
- 1 3 傾斜磁場コイル
- 1 4 R F コイル
- 1 5 ボールパイプレータ
- 1 5 5 A , B 光センサ
- 1 7 レギュレータ
- 1 8 コンプレッサ

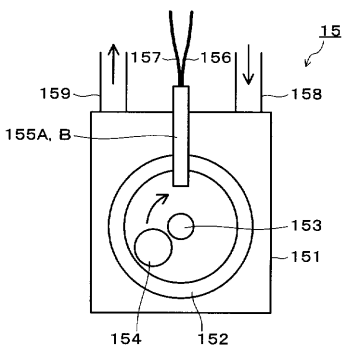
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA18 AA20 AB41 AC05 AC06 AD03 AD19 FC20