

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2011年5月12日(12.05.2011)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2011/055469 A1

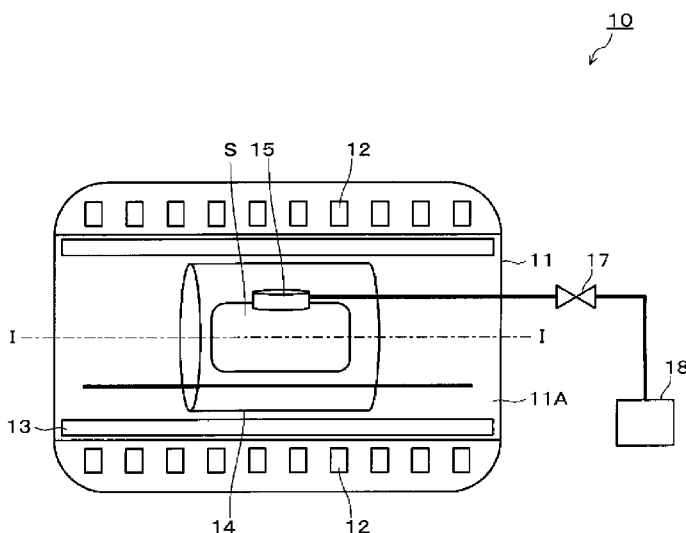
- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/004037
- (22) 国際出願日: 2010年6月17日(17.06.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2009-256251 2009年11月9日(09.11.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 公立大学法人首都大学東京(TOKYO METROPOLITAN UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒1638001 東京都新宿区西新宿二丁目8番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 沼野智一 (NUMANO, Tomokazu) [JP/JP]; 〒2780003 千葉県野田市鶴奉586番地15号 Chiba (JP). 川畑義彦 (KAWABATA, Yoshihiko) [JP/JP]; 〒1910065 東京都日野市旭が丘2-12-7 高島製作所株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人サクラ国際特許事務所 (SAKURA PATENT OFFICE, p.c.); 〒1010046 東京都千代田区神田多町二丁目1番地 神田東山ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF,

[続葉有]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR PRODUCING MAGNETIC RESONANCE ELASTOGRAM (MRE) AND BALL VIBRATOR FOR PRODUCING MAGNETIC RESONANCE ELASTOGRAM (MRE)

(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) 作成用のボールバイブレータ

[図1]



(57) Abstract: A ball vibrator that generates vibrations caused by a centrifugal force along with the rotation of a nonmagnetic ball around the center point in the circumferential direction is disposed so as to come into contact with a predetermined part of an object, an image of which is to be formed. Then, a magnetic resonance elastogram (MRE) pulse sequence is applied to the object, and a magnetic resonance elastogram (MRE) is created by using the vibrations from the ball vibrator.

(57) 要約: 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。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、前記ボールバイブレータからの振動を利用して磁気共鳴エラストグラム (MRE) を作成する。

WO 2011/055469 A1

BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, 添付公開書類:  
SN, TD, TG).

— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

## 明 細 書

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）作成用のボールバイブレータ

### 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）作成用のボールバイブレータに関する。

### 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ばく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おり、CTのように造影剤の使用や放射線被ばく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を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ようになる。

[0006] 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。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0008] 特許文献1：特開2006-314784公報

### 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。

## 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利用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。

[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印加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し、前記ボールバイブレータからの振動と協働して、磁気共鳴エラストグラム（MRE）を作成するための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] 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バイブレータに関する。

- [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バイブレータを、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、ボールバイブレータの振動が直接利用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（例えば肝臓や乳房）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ばく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。
- [0016] 本発明の一態様においては、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。
- [0017] また、本発明の一態様においては、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ができる。これによって、ボールバイブ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。

[0018] 一方、ボールバイブ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。

### 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）に使用するボールバイブ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）に使用するボールバイブ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] 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)に使用するボールバイブレータの構成を示す図である。図2は、ボールバイブレータの平面図であり、図3は、ボールバイブ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。

[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バイブレータ15が接触するようにして配置されている。ボールバイブレータ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の任意の箇所に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。

[0026] 図2及び図3に示すように、ボールバイブレータ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。

[0027] さらに、ケース部材151には配管158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、すなわちボールバイブレータ 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、すなわちボールバイブレータ 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。

[0029] なお、ボールバイブレータ 15 は、上述したようにMRI 11 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。

[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に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、ボールバイブレータ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、ボールバイブレータ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。

[0037] 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に示すボールバイブレータ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。

- [0038] 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。
- [0039] 被験者Sの足から頭の方がZ軸の方向だとした場合に、この方向に沿って磁場が次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。
- [0040] 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。
- [0041] 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 $G_y$ をかけて位相エンコーディングを行う。
- [0042] 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。
- [0043] 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方向に展開され画像が復元される。
- [0044] 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、ポ

ールバイブレータ 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、ボールバイブレータ 15 の振動が直接利用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。

[0045] 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。

[0046] また、ボールバイブレータ 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。

[0047] 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ばく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を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。

[0048] 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。例えば、上述したボールバイブレータは、MRE 作成用のみならず、必要に応じて任意の用途に使用することが可能である。

## 符号の説明

- [0049] 10 磁気共鳴エラストグラム (MRE) 作成装置
- 11 磁気共鳴画像装置 (MRI)
- 12 静磁場コイル
- 13 傾斜磁場コイル
- 14 RFコイル
- 15 ボールバイブレータ
- 155A, B 光センサ
- 17 レギュレータ
- 18 コンプレッサ

## 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利用して磁気共鳴エラストグラム（MRE）を作成するステップと、
- を具備す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。
- [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。
- [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印加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し、前記ボールバイブレータからの振動と協働して、磁気共鳴エラストグラム（MRE）を作成するための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。

[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。

[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。

[請求項10] 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9に記載の磁気共鳴エラストグラム（MRE）作成用のボールバイブレータ。

[請求項11] 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）作成用のボールバイブレータ。

[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）作成用のボールバイブレータ。

[請求項13] 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。

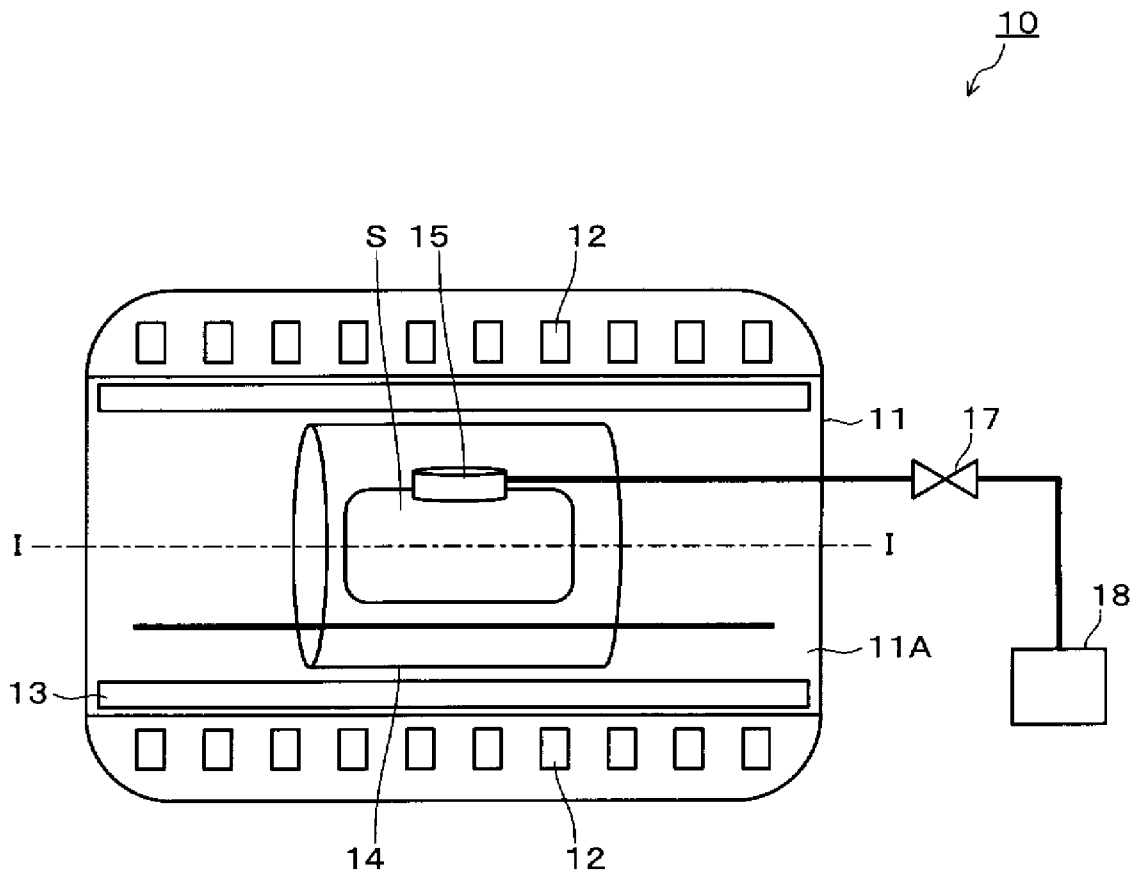
[請求項14] 前記ボールバイブレータにおける前記ボールの円周方向の回転は、空気圧によって生ぜしめることを特徴とする、請求項13に記載のボールバイブレータ。

[請求項15] 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ように構成したことを特徴とする、請求項13又は14に記載のボールバイブレータ。

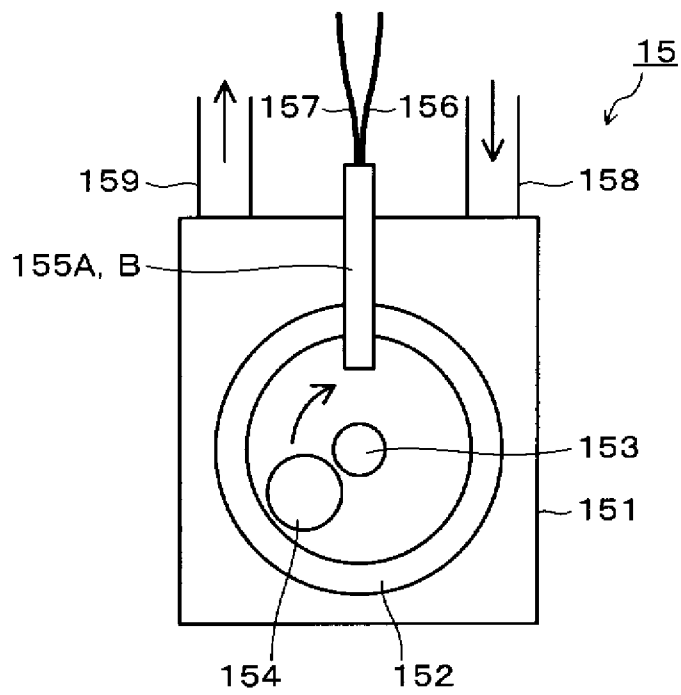
[請求項16] 前記空気圧を制御することによって、前記ボールバイブレータにおける前記ボールの円周方向における回転数を調整するように構成したことを特徴とする、請求項15に記載のボールバイブレータ。



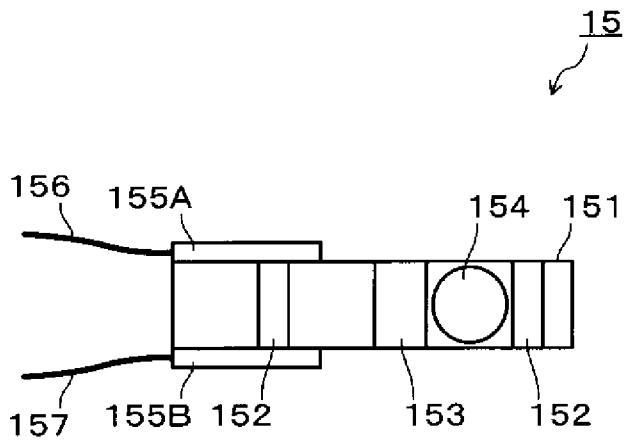
[図1]



[図2]



[図3]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/004037

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/48(2006.01) i

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)

A61B5/055, G01R33/48

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), PubMed, Wiley InterScience

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-501416 A (Mayo Foundation for Medical Education and Research), 24 January 2008 (24.01.2008), entire text; all drawings & WO 2005/120344 A1	1-16
A	JP 2006-314784 A (Mayo Foundation for Medical Education and Research), 24 November 2006 (24.11.2006), entire text; all drawings & US 2006/0253020 A1 & EP 1720028 A1	1-16
A	T.OIDA, "Bed-type oscillator for MR Elastography", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th, 2004.05.15, #1773	1-16



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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
05 July, 2010 (05.07.10)Date of mailing of the international search report  
20 July, 2010 (20.07.10)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/004037

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-239327 A (Shinryo Corp.), 27 August 2002 (27.08.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2000-93717 A (Ibiden Co., Ltd.), 04 April 2000 (04.04.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2005-211265 A (Taito Corp.), 11 August 2005 (11.08.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/48(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/48

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), PubMed, Wiley InterScience

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-501416 A (メイヨ ファンデーション フォア メディカル エデュケーション アンド リサーチ) 2008.01.24, 全文、全図 & WO 2005/120344 A1	1-16
A	JP 2006-314784 A (メイヨ ファンデーション フォア メディカル エデュケーション アンド リサーチ) 2006.11.24, 全文、全図 & US 2006/0253020 A1 & EP 1720028 A1	1-16

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献  
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

05.07.2010

国際調査報告の発送日

20.07.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

大▲瀬▼ 裕久

2Q

3808

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	T. OIDA, " Bed-type oscillator for MR Elastography", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th, 2004.05.15, #1773	1-16
A	JP 2002-239327 A (新菱冷熱工業株式会社) 2002.08.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2000-93717 A (イビデン株式会社) 2000.04.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16
A	JP 2005-211265 A (株式会社タイトー) 2005.08.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-16