

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6261910号  
(P6261910)

(45) 発行日 平成30年1月17日(2018.1.17)

(24) 登録日 平成29年12月22日(2017.12.22)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 5/05 3 8 2  
A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 9 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-175019 (P2013-175019)  
 (22) 出願日 平成25年8月26日 (2013.8.26)  
 (65) 公開番号 特開2015-42233 (P2015-42233A)  
 (43) 公開日 平成27年3月5日 (2015.3.5)  
 審査請求日 平成28年8月12日 (2016.8.12)

(73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 110001771  
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所  
 (72) 発明者 富羽 貞範  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】コイルパッド及び磁気共鳴イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に装着されて当該被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルと前記被検体との間に配置されるコイルパッドであって、

前記受信コイルが有するコイル開口部と位置合わせされて、前記コイル開口部と前記被検体との間に貫通孔を形成するパッド開口部と、

振動を伝達する媒体が充填されて振動する振動部と  
を備えたことを特徴とするコイルパッド。

## 【請求項 2】

前記貫通孔を介して、生検用の穿刺針が前記被検体に挿入される際のガイドとなる生検用グリッドが取り付けられることを特徴とする請求項1に記載のコイルパッド。 10

## 【請求項 3】

前記貫通孔を介して、前記被検体を振動させる加振器が取り付けられることを特徴とする請求項1に記載のコイルパッド。

## 【請求項 4】

前記被検体の生検が行われる際に、前記加振器に換えて、生検用の穿刺針が前記被検体に挿入される際のガイドとなる生検用グリッドが取り付けられることを特徴とする請求項3に記載のコイルパッド。

## 【請求項 5】

被検体に装着されて当該被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルと前記

10

20

被検体との間に配置されるコイルパッドであって、

前記受信コイルが有するコイル開口部と位置合わせされて、生検用の穿刺針が前記被検体に挿入される際のガイドとなるグリッド部と、

振動を伝達する媒体が充填されて振動する振動部と  
を備えたことを特徴とするコイルパッド。

#### 【請求項 6】

前記媒体は、振動する空気である、

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載のコイルパッド。

#### 【請求項 7】

前記振動部として、前記被検体と対向する側に設けられ、前記媒体により振動する振動面を有する、

請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載のコイルパッド。

#### 【請求項 8】

被検体に装着されて当該被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、

前記受信コイルと前記被検体との間に配置されるコイルパッドとを備え、

前記コイルパッドは、

前記受信コイルが有するコイル開口部と位置合わせされて、前記コイル開口部と前記被検体との間に貫通孔を形成するパッド開口部と、

振動を伝達する媒体が充填されて振動する振動部と

を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【請求項 9】

被検体に装着されて当該被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、

前記受信コイルと前記被検体との間に配置されるコイルパッドとを備え、

前記コイルパッドは、

前記受信コイルが有するコイル開口部と位置合わせされて、生検用の穿刺針が前記被検体に挿入される際のガイドとなるグリッド部と、

振動を伝達する媒体が充填されて振動する振動部と

を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

30

##### 【0001】

本発明の実施形態は、コイルパッド、加振器及び磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging : MRI) 装置に関する。

##### 【背景技術】

##### 【0002】

従来、MRI装置を用いて肝臓などの臓器の剛性を計測する方法として、MRエラストグラフィと呼ばれる撮像法がある。MRエラストグラフィでは、MRI装置の受信コイルと被検体との間に加振器が配置され、撮像中に加振器が被検体の臓器を振動させることで、剛性を表す弾性率をマッピングしたMR画像が得られる。一般的に、このようなMRエラストグラフィによって臓器中の纖維化した領域が特定され、特定された領域に対して生検が行われる。

40

##### 【先行技術文献】

##### 【特許文献】

##### 【0003】

【非特許文献1】「MRIエラストグラフィ - 本邦における初期知見 - GEヘルスケア・ジャパン株式会社 - in Navi Suite」、[平成25年7月17日検索]、インターネット <URL: [http://www.innervision.co.jp/suite/ge/advanced\\_report2011/1109/](http://www.innervision.co.jp/suite/ge/advanced_report2011/1109/)>

##### 【発明の概要】

##### 【発明が解決しようとする課題】

50

## 【0004】

本発明が解決しようとする課題は、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができるコイルパッド、加振器及びMRI装置を提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

実施形態に係るコイルパッドは、被検体に装着されて当該被検体から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルと前記被検体との間に配置されるコイルパッドであって、パッド開口部と、振動部とを備えることを特徴とする。パッド開口部は、前記受信コイルが有するコイル開口部と位置合わせされて、前記コイル開口部と前記被検体との間に貫通孔を形成する。振動部は、振動を伝達する媒体が充填されて振動する。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0006】

【図1】図1は、第1の実施例に係るMRI装置の構成例を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る受信コイルの一例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るコイルパッドの内部構造の一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る生検用グリッドの一例を示す図である。

【図7】図7は、第2の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。

20

【図8】図8は、第3の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。

【図9】図9は、第3の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。

【図10】図10は、第4の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。

【図11】図11は、第4の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。

【図12】図12は、第4の実施形態に係る加振器の一例を示す図である。

【図13】図13は、第4の実施形態に係る生検用グリッドの一例を示す図である。

【図14】図14は、第4の実施形態に係る加振器を固定する固定部の一例を示す図である。

30

## 【発明を実施するための形態】

## 【0007】

以下、図面に基づいて、コイルパッド、加振器及びMRI装置の実施形態を説明する。

## 【0008】

## (第1の実施形態)

図1は、第1の実施例に係るMRI装置の構成例を示す図である。図1に示すように、MRI装置100は、静磁場磁石111と、傾斜磁場コイル112と、送信コイル113と、受信コイル120と、コイルパッド130と、傾斜磁場電源141と、送信部142と、受信部143と、シーケンス制御装置150と、寝台装置160と、計算機システム170とを有する。

40

## 【0009】

静磁場磁石111は、円筒状に形成された磁石であり、静磁場電源(図示せず)から供給される電流により、被検体Sが配置される円筒内部の空間に静磁場を発生させる。

## 【0010】

傾斜磁場コイル112は、円筒状に形成されたコイルであり、静磁場磁石111の内側に配置される。また、傾斜磁場コイル112は、傾斜磁場電源141から供給される電流により、被検体Sが配置される円筒内部の空間に、互いに直交するx, y, zの3方向に沿った傾斜磁場を発生させる。

## 【0011】

送信コイル113は、円筒状に形成されたコイルであり、傾斜磁場コイル112の内側

50

に配置される。また、送信コイル 113 は、送信部 142 から給電ケーブルを介して高周波電流の供給を受けて、被検体 S が配置される円筒内部の空間に高周波磁場を発生させる。

#### 【 0 0 1 2 】

なお、上記の静磁場磁石 111、傾斜磁場コイル 112 および送信コイル 113 は、図示していない架台装置にそれぞれ搭載される。

#### 【 0 0 1 3 】

受信コイル 120 は、被検体 S に装着されて、高周波磁場の影響によって被検体 S から発生する磁気共鳴信号を受信する。また、受信コイル 120 は、受信した磁気共鳴信号を内部の増幅器によって増幅して出力する。

10

#### 【 0 0 1 4 】

コイルパッド 130 は、受信コイル 120 と被検体 S との間に配置される。コイルパッド 130 を受信コイル 120 と被検体 S との間に配置することで、その厚みの分だけ、受信コイル 120 と被検体 S との間に一定の間隔を設けることができる。これにより、受信コイル 120 の感度を調整することができる。また、受信コイル 120 から発生する熱が被検体 S に直接伝わるのを防ぐことができる。

#### 【 0 0 1 5 】

傾斜磁場電源 141 は、シーケンス制御装置 150 からの指示に基づいて、傾斜磁場コイル 112 に電流を供給する。例えば、傾斜磁場電源 141 は、高圧発生回路や傾斜磁場アンプなどを含む。高圧発生回路は、商用交流電源から供給される A C (Alternate Current) 電流を所定の電圧の D C (Direct Current) 電流に変換して傾斜磁場アンプに供給する。傾斜磁場アンプは、高圧発生回路から供給される D C 電流を増幅して傾斜磁場コイル 112 に供給する。

20

#### 【 0 0 1 6 】

送信部 142 は、シーケンス制御装置 150 からの指示に基づいて、送信コイル 113 に R F パルスを送信する。例えば、送信部 142 は、発振部や位相選択部、周波数変換部、振幅変調部、R F アンプなどを含む。発振部は、静磁場中における対象原子核に固有の共鳴周波数の R F パルスを発生する。位相選択部は、発信部によって発生した R F パルスの位相を選択する。周波数変換部は、位相選択部から出力された R F パルスの周波数を変換する。振幅変調部は、周波数変調部から出力された R F パルスの振幅を例えれば s i n c 関数に従って変調する。R F アンプは、振幅変調部から出力された R F パルスを増幅して送信コイル 113 に供給する。

30

#### 【 0 0 1 7 】

受信部 143 は、シーケンス制御装置 150 からの指示に基づいて、送信コイル 113 によって受信された磁気共鳴信号を検出する。また、受信部 143 は、検出した磁気共鳴信号を A / D (Analog-to-Digital) 変換することで生データを生成し、生成した生データをシーケンス制御装置 150 に送信する。例えば、受信部 143 は、選択器や前段増幅器、位相検波器、A / D 変換器などを含む。選択器は、送信コイル 113 から出力される磁気共鳴信号を選択的に入力する。前段増幅器は、選択器から出力される磁気共鳴信号を増幅する。位相検波器は、前段増幅器から出力される磁気共鳴信号の位相を検波する。A / D 変換器は、位相検波器から出力される信号をデジタル信号に変換する。

40

#### 【 0 0 1 8 】

シーケンス制御装置 150 は、計算機システム 170 による制御のもと、傾斜磁場電源 141、送信部 142 および受信部 143 をそれぞれ駆動することによって、データ収集を実行する。また、シーケンス制御装置 150 は、データ収集を行った結果、受信部 143 から生データが送信されると、その生データを計算機システム 170 に送信する。

#### 【 0 0 1 9 】

寝台装置 160 は、被検体 S が載置される天板 161 を備え、架台装置に設けられた開口部内にある撮像領域へ被検体 S とともに天板 161 を移動する。

#### 【 0 0 2 0 】

50

計算機システム 170 は、MRI 装置 100 全体を制御する。例えば、計算機システム 170 は、操作者から各種入力を受け付ける入力部、操作者から入力される撮像条件に基づいてシーケンス制御装置 150 にデータ収集を実行するシーケンス制御部、シーケンス制御装置 150 から送信された生データに基づいて画像を再構成する画像再構成部、再構成された画像などを記憶する記憶部、再構成された画像など各種情報を表示する表示部、操作者からの指示に基づいて各機能部の動作を制御する主制御部などを有する。

#### 【0021】

以上、第 1 の実施形態に係る MRI 装置 100 の構成例について説明した。このような構成のもと、MRI 装置 100 では、受信コイル 120 と被検体 S との間に配置されるコイルパッド 130 が、受信コイル 120 が有するコイル開口部と位置合わせされて、コイル開口部と被検体 S との間に貫通孔を形成するパッド開口部と、被検体と対向する側に設けられ、内部に形成された中空部に振動する空気が送り込まれることで振動する振動面とを備える。10

#### 【0022】

このような構成によれば、第 1 の実施形態に係る MRI 装置 100 では、MR エラストグラフィが行われる場合に、コイルパッド 130 を、加振器の代わりに用いることができる。そして、MR エラストグラフィが行われた後には、受信コイル 120 のコイル開口部とコイルパッド 130 のパッド開口部とで形成される貫通孔を介して被検体に穿刺針を挿入することで、受信コイル 120 及びコイルパッド 130 を被検体 S から取り外すことなく生検を行うことができる。20

#### 【0023】

従来の MRI 装置では、MR エラストグラフィが行われる際に、撮像領域を覆うように加振器が配置されるため、生検が行われる際には、加振器を取り除く必要があった。このため、MR エラストグラフィが行われた後には、加振器を覆う受信コイルを被検体から取り外して、加振器を取り外した後に、被検体に装着し直す必要があった。一般的に、MR エラストグラフィでは、受信コイルに取り付けられる生検用グリッドとの位置関係に基づいて生検の対象位置が特定されるため、生検の前に受信コイルが装着し直されると、生検の対象位置がずれてしまう場合があった。

#### 【0024】

これに対し、第 1 の実施形態に係る MRI 装置 100 では、コイルパッド 130 及び受信コイル 120 を被検体 S から取り外すことなく生検を行うことができるので、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができる。以下では、本実施形態に係る MRI 装置 100 について詳細に説明する。30

#### 【0025】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る受信コイルの一例を示す図である。例えば、図 2 に示すように、第 1 の実施形態に係る受信コイル 120 は、矩形状に形成された表面コイルであり、4 つのコイル開口部 121 を有する。そして、例えば、MRI 装置 100 によって MR エラストグラフィが行われる場合には、受信コイル 120 は、生検の対象となる臓器を覆うように被検体 S に装着される。なお、受信コイル 120 には、受信コイル 120 から出力される磁気共鳴信号を受信部 143 へ伝送する送電ケーブル 122 が接続される。40

#### 【0026】

なお、受信コイル 120 の形状は、必ずしも矩形状に限られない。例えば、受信コイル 120 の形状は、正方形や円形であってもよい。また、受信コイル 120 が有するコイル開口部 121 の数も 4 つに限られず、少なくとも 1 つのコイル開口部 121 が設けられていればよい。

#### 【0027】

図 3 は、第 1 の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。例えば、図 3 に示すように、第 1 の実施形態に係るコイルパッド 130 は、塩化ビニルなどの樹脂によって、受信コイル 120 と略同じ形状に形成される。例えば、図 2 に示した受信コイル 120 が用いられる場合には、コイルパッド 130 は、受信コイル 120 と同様に矩形状に形成50

される。また、コイルパッド 130 には、受信コイル 120 が有する 4 つのコイル開口部 121 と同じ位置に、コイル開口部 121 と同じ形状の 4 つのパッド開口部 131 が形成される。

#### 【0028】

なお、コイルパッド 130 の形状は、必ずしも受信コイル 120 の形状と厳密に一致していなくてもよい。具体的には、コイルパッド 130 の形状は、受信コイル 120 と重ねられた際に少なくとも 1 つのパッド開口部 131 がコイル開口部 121 と位置合わせされる位置に設けられていれば、受信コイル 120 とは異なる形状であってもよい。また、コイルパッド 130 が有するパッド開口部 131 の数は、必ずしも、受信コイル 120 が有するコイル開口部 121 の数と同じでなくともよい。具体的には、受信コイル 120 と重ねられた際にコイル開口部 121 と位置合わせされる位置に、少なくとも 1 つのパッド開口部 131 が設けられていればよい。10

#### 【0029】

図 4 は、第 1 の実施形態に係るコイルパッドの内部構造の一例を示す図である。例えば、図 4 に示すように、第 1 の実施形態に係るコイルパッド 130 は、内部に中空部 132 を有する。例えば、図 4 に示すように、中空部 132 は、コイルパッド 130 において、パッド開口部 131 を除いた部分の内部全体に渡って形成される。また、コイルパッド 130 における被検体 S と対向する側（図 3 に示すコイルパッド 130 の裏側）には、振動面 133 が設けられる。振動面 133 は、振動する空気が中空部 132 に送り込まれることで振動する。例えば、中空部 132 には、コイルパッド 130 の長辺部に取り付けられた給気管 134 を介して、図示していない振動発生装置から空気が送り込まれる。20

#### 【0030】

なお、給気管 134 が取り付けられる位置は、必ずしもコイルパッド 130 の長辺部に限られない。例えば、給気管 134 は、コイルパッド 130 の短辺部に取り付けられてもよいし、角部に取り付けられてもよい。また、受信コイル 120 と重ならない位置であれば、受信コイル 120 側の面上に取り付けられてもよい。

#### 【0031】

図 5 は、第 1 の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。図 5 に示すように、コイルパッド 130 上に受信コイル 120 が配置されたときには、コイルパッド 130 が有するパッド開口部 131 は、受信コイル 120 が有するコイル開口部 121 と位置合わせされて、コイル開口部 121 と被検体 S との間に貫通孔を形成する。そして、受信コイル 120 及びコイルパッド 130 は、図 5 に示すように重ねられた状態で、コイルパッド 130 の振動面 133 が被検体 S と接するように、被検体 S に装着される。30

#### 【0032】

このように、第 1 の実施形態では、受信コイル 120 及びコイルパッド 130 が重ねられた状態で、コイルパッド 130 が有する振動面 133 が被検体 S と接するように装着されるので、MR エラストグラフィが行われる場合に、コイルパッド 130 を従来の加振器の代わりに用いることができる。

#### 【0033】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る生検用グリッドの一例を示す図である。例えば、図 6 に示すように、第 1 の実施形態に係る生検用グリッド 180 は、パッド開口部 131 によってコイル開口部 121 と被検体 S との間に形成された貫通孔を介して、受信コイル 120 及びコイルパッド 130 に取り付けられる。そして、生検用グリッド 180 は、生検用の穿刺針が被検体 S に挿入される際のガイドとなる。例えば、図 6 に示すように、生検用グリッド 180 は、穿刺針に取り付けられる穿刺アダプタを固定するための複数のアダプタ装着部 181 を有する。ここで、例えば、アダプタ装着部 181 は、それぞれ四角形状に形成された孔であり、複数の行及び複数の列に沿って配列するように設けられる。40

#### 【0034】

このように、第 1 の実施形態では、受信コイル 120 が有するコイル開口部 121 とコ50

イルパッド 130 が有するパッド開口部 131 とを通して生検用グリッド 180 が取り付けられるので、MR エラストグラフィが行われた後に、受信コイル 120 及びコイルパッド 130 を被検体 S から取り外すことなく生検を行うことができる。

#### 【0035】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、MR エラストグラフィが行われる場合に、コイルパッド 130 を加振器の代わりに用いることができる。そして、MR エラストグラフィが行われた後には、コイルパッド 130 及び受信コイル 120 を被検体 S から取り外すことなく生検を行うことができる。したがって、第 1 の実施形態によれば、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができる。

#### 【0036】

以下、コイルパッド、加振器及びMRI 装置に関する他の実施形態を説明する。なお、以下で説明する各実施形態に係る MRI 装置及び受信コイルの構成は、基本的には第 1 の実施形態で説明したものと同じであり、コイルパッド及び / 又は加振器の構成が異なるだけである。そのため、以下に示す各実施形態では、MRI 装置の構成及び受信コイルについては説明を省略し、コイルパッド及び / 又は加振器の構成を中心に説明する。また、以下に示す各実施形態では、第 1 の実施例で説明した部位と同じ役割を果たす部位については、同一の符号を付すこととして詳細な説明を省略する。

#### 【0037】

##### (第 2 の実施形態)

上述した第 1 の実施形態では、コイルパッド 130 において、中空部 132 が、パッド開口部 131 を除いた部分の内部全体に渡って形成される場合の例を説明した。これに対し、第 2 の実施形態では、コイルパッドの内部に複数の中空部が形成される場合の例を説明する。

#### 【0038】

図 7 は、第 2 の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。例えば、図 7 に示すように、第 2 の実施形態に係るコイルパッド 230 は、6 つの部分 235a ~ 235f で構成され、パッド開口部 131 を含む 4 つの部分 235a ~ 235d それぞれの内部に中空部が形成される。例えば、図 7 に示すように、部分 235a の内部に中空部 232a が形成され、部分 235b の内部に中空部 232b が形成される。

#### 【0039】

ここで、コイルパッド 230 の内部に形成された各中空部には、それぞれ別の給気管を介して、振動する空気が送り込まれる。例えば、部分 235a の内部に形成された中空部 232a には、給気管 234a を介して空気が供給され、部分 235b の内部に形成された中空部 232b には、給気管 234b を介して空気が供給される。また、部分 235c の内部に形成された中空部(図示せず)には、給気管 234c を介して空気が供給され、部分 235d の内部に形成された中空部(図示せず)には、給気管 234d を介して空気が供給される。

#### 【0040】

このように、第 2 の実施形態では、コイルパッド 230 の内部に複数の中空部が形成され、各中空部に別の給気管を介して空気が供給されるので、MR エラストグラフィが行われる際に、コイルパッド 130 を局所的に振動させることができる。なお、図 7 では、4 つの部分 235a ~ 235d それぞれに給気管が設けられる場合の例を示したが、給気管は着脱可能に設けられてもよい。その場合には、例えば、4 つの部分 235a ~ 235d のうち、振動させた部分だけに給気管が設けられてもよい。また、中空部が設けられる部分は、4 つの部分 235a ~ 235d のうちの一部であってもよい。

#### 【0041】

##### (第 3 の実施形態)

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、生検用グリッド 180 が、パッド開口部 131 によってコイル開口部 121 と被検体 S との間に形成された貫通孔を介して取り付けられる場合の例を説明した。これに対し、第 3 の実施形態では、生検用グリッドに代わるグリ

10

20

30

40

50

ッド部がコイルパッド自体に設けられる場合の例を説明する。

#### 【0042】

図8は、第3の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。例えば、図8に示すように、第3の実施形態に係るコイルパッド330は、受信コイル120が有する4つのコイル開口部121と同じ位置に、4つのグリッド部380が形成される。ここで、グリッド部380は、受信コイル120が有するコイル開口部121と位置合わせされて、生検用の穿刺針が被検体Sに挿入される際のガイドとなる。例えば、グリッド部380は、穿刺針が挿入される複数の穿刺ガイド孔381を有する。ここで、例えば、穿刺ガイド孔381は、それぞれ円形状に形成された孔であり、複数の行及び複数の列に沿って配列するように設けられる。なお、穿刺ガイド孔381の周辺部は、穿刺針によって損傷しないように補強されるのが望ましい。10

#### 【0043】

図9は、第3の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。図9に示すように、コイルパッド330上に受信コイル120が配置されたときには、コイルパッド330が有するグリッド部380は、受信コイル120が有するコイル開口部121と位置合わせされる。そして、受信コイル120及びコイルパッド330は、図9に示すように重ねられた状態で、コイルパッド330が有する振動面133が被検体Sと接するように、被検体Sに装着される。

#### 【0044】

このように、第3の実施形態では、受信コイル120及びコイルパッド130が重ねられた状態で、コイルパッド130が有する振動面133が被検体Sと接するように装着されるので、MRエラストグラフィが行われる場合に、コイルパッド130を従来の加振器の代わりに用いることができる。また、第3の実施形態では、受信コイル120のコイル開口部121とコイルパッド330のグリッド部380とを介して穿刺を行うことができる。MRエラストグラフィが行われた後に、受信コイル120及びコイルパッド330を被検体Sから取り外すことなく生検を行うことができる。したがって、第3の実施形態によれば、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができる。20

#### 【0045】

##### (第4の実施形態)

上述した第1～第3の実施形態では、コイルパッドが、内部に形成された中空部に振動する空気が送り込まれて振動することで、加振器の代わりに用いられる場合の例を説明した。これに対し、第4の実施形態では、加振器が用いられる場合の例を説明する。30

#### 【0046】

図10は、第4の実施形態に係るコイルパッドの一例を示す図である。例えば、図10に示すように、第4の実施形態に係るコイルパッド430は、塩化ビニルなどの樹脂によって、受信コイル120と略同じ形状に形成される。例えば、図2に示した受信コイル120が用いられる場合には、コイルパッド430は、受信コイル120と同様に矩形状に形成される。また、コイルパッド430には、受信コイル120が有する4つのコイル開口部121と同じ位置に、コイル開口部121と同じ形状の4つのパッド開口部431が形成される。なお、第4の実施形態に係るコイルパッド430は、内部に中空部を有していない。40

#### 【0047】

なお、コイルパッド430の形状は、必ずしも受信コイル120の形状と厳密に一致していなくてもよい。具体的には、コイルパッド430の形状は、受信コイル120と重ねられた際に少なくとも1つのパッド開口部431がコイル開口部121と位置合わせされる位置に設けられていれば、受信コイル120とは異なる形状であってもよい。また、コイルパッド430が有するパッド開口部431の数は、必ずしも、受信コイル120が有するコイル開口部121の数と同じでなくてもよい。具体的には、受信コイル120と重ねられた際にコイル開口部121と位置合わせされる位置に、少なくとも1つのパッド開口部431が設けられていればよい。50

### 【0048】

図11は、第4の実施形態に係るコイルパッド上に受信コイルが配置されたときの様子を示す図である。図11に示すように、コイルパッド430上に受信コイル120が配置されたときには、コイルパッド430が有するパッド開口部431は、受信コイル120が有するコイル開口部121と位置合わせされて、コイル開口部121と被検体Sとの間に貫通孔を形成する。そして、受信コイル120及びコイルパッド430は、図11に示すように重ねられた状態で、コイルパッド430が有する振動面133が被検体Sと接するように、被検体Sに装着される。

### 【0049】

図12は、第4の実施形態に係る加振器の一例を示す図である。例えば、図12に示すように、第4の実施形態に係る加振器490は、パッド開口部431によってコイル開口部121と被検体Sとの間に形成された貫通孔を介して、受信コイル120及びコイルパッド430に取り付けられる。そして、加振器490は、MRエラストグラフィが行われる際に、振動する空気が内部に送り込まれることで、被検体Sを振動させる。例えば、加振器490には、加振器490の側面部に取り付けられた給気管491を介して、図示していない振動発生装置から空気が送り込まれる。

10

### 【0050】

なお、給気管491が取り付けられる位置は、必ずしも加振器490の側面部に限られない。例えば、給気管491は、加振器490の上面部に取り付けられてもよいし、角部に取り付けられてもよい。具体的には、例えば、加振器490の側面部に給気管491が取り付けられる場合には、加振器490が受信コイル120及びコイルパッド430に取り付けられた際に受信コイル120より上に露出する部分に取り付けられる。

20

### 【0051】

図13は、第4の実施形態に係る生検用グリッドの一例を示す図である。例えば、図13に示すように、第4の実施形態に係る生検用グリッド180は、第1の実施形態で説明した生検用グリッド180と同様のものである。そして、図13に示すように、生検用グリッド180は、被検体Sの生検が行われる際に、加振器490に換えて、受信コイル120及びコイルパッド430に取り付けられる。すなわち、生検用グリッド180は、パッド開口部431によってコイル開口部121と被検体Sとの間に形成された貫通孔を介して、受信コイル120及びコイルパッド430に取り付けられる。

30

### 【0052】

このように、第4の実施形態では、受信コイル120が有するコイル開口部121とコイルパッド430が有するパッド開口部431とを通して、加振器490及び生検用グリッド180のいずれか一方を取り付けることができる。このため、MRエラストグラフィが行われた後に加振器490を取り外し、その代わりに生検用グリッド180を取り付けることで、受信コイル120及びコイルパッド430を被検体Sから取り外すことなく生検を行うことができる。したがって、第4の実施形態によれば、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができる。

### 【0053】

さらに、第4の実施形態では、エラストグラフィが行われる際に、受信コイル120及び加振器490を被検体S又はMRI装置100に固定してもよい。このとき、例えば、加振器490は、受信コイル120が有するコイル開口部121とコイルパッド430が有するパッド開口部431とを貫通して取り付けられた際に、受信コイル120とは独立して被検体S又はMRI装置100に固定される。

40

### 【0054】

図14は、第4の実施形態に係る加振器を固定する固定部の一例を示す図である。例えば、図14に示すように、受信コイル120は、固定部510によって天板161又は寝台装置160に固定され、加振器490は、固定部520によって天板161又は寝台装置160に固定される。ここで、例えば、固定部510及び520は、それぞれ、折り曲げ可能なベルトなどである。その場合には、例えば、加振器490は、受信コイル120

50

より大きな厚みを有するように形成される。これにより、固定部 510 で加振器 490 を上から固定した場合に、加振器 490 のみが固定部 510 によって押さえつけられて固定されるようになる。なお、受信コイル 120 及び加振器 490 は、それぞれ固定部 510 及び 520 によって被検体 S に固定されてもよい。

#### 【0055】

このように、加振器 490 が受信コイル 120 とは独立して固定されることで、受信コイル 120 に伝わる振動を、被検体 S から伝わる振動のみに抑えることができる。なお、ここでは、折り曲げ可能なベルトなどを固定部として用いる場合の例を説明したが、例えば、固定部として、剛性を有する支持体が用いられてもよい。この場合には、固定部は、受信コイル 120 及び加振器 490 をそれぞれ独立して固定位置に保持する。これにより 10 受信コイル 120 に伝わる振動をさらに抑えることができる。

#### 【0056】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、エラストグラフィ後に生検の対象位置がずれるのを防ぐことができる。

#### 【0057】

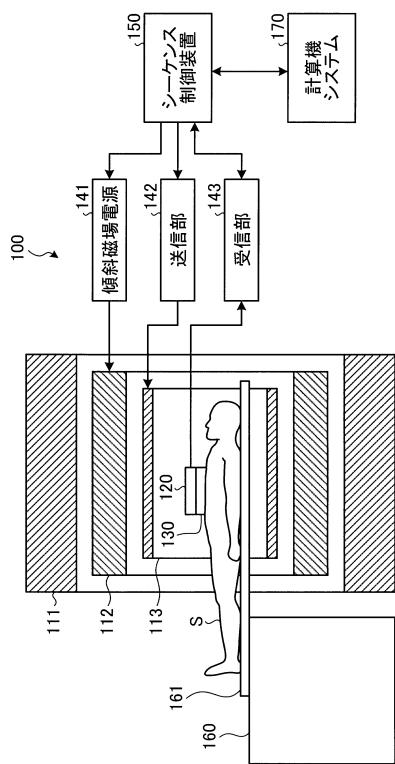
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。 20

#### 【符号の説明】

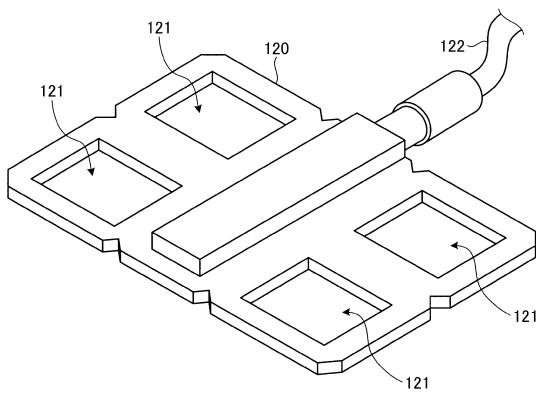
#### 【0058】

- 100 M R I 装置
- 120 受信コイル
- 130 コイルパッド
- 131 パッド開口部
- 133 振動面

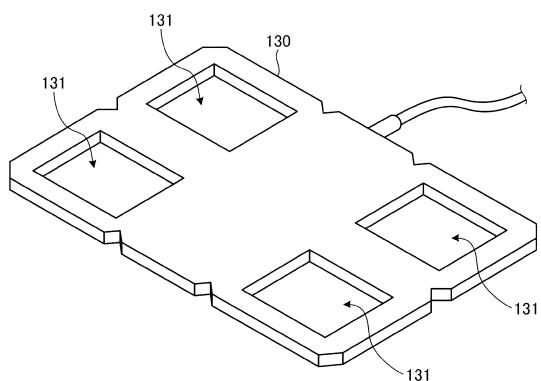
【図1】



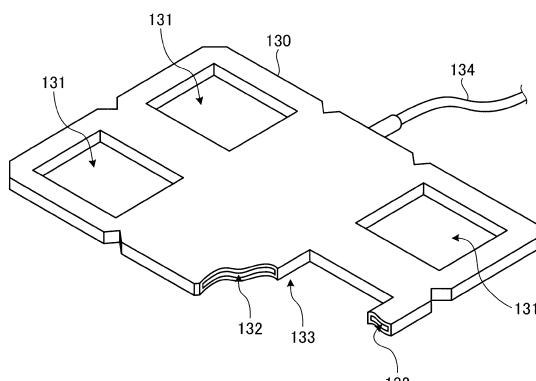
【図2】



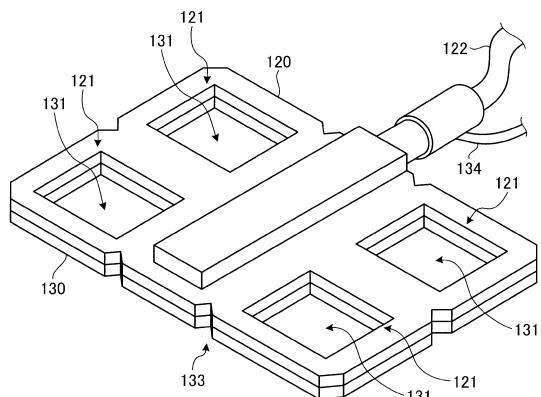
【図3】



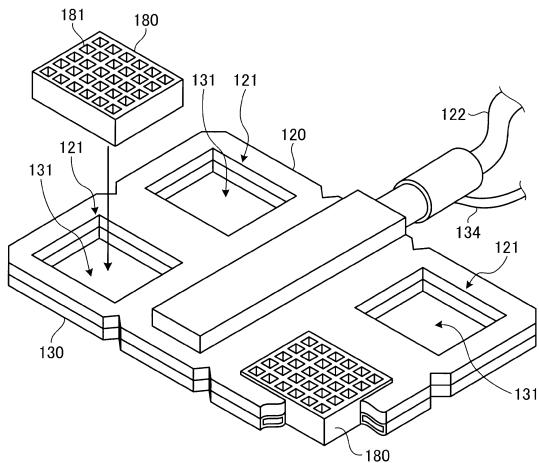
【図4】



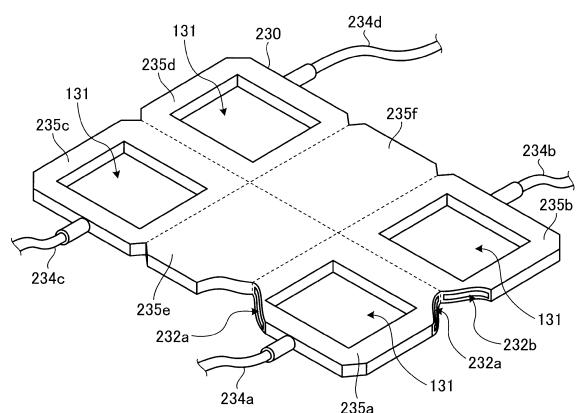
【図5】



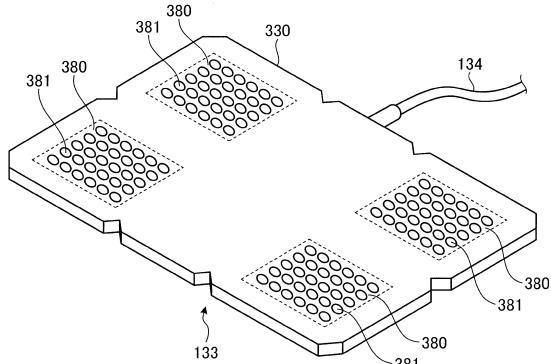
【図6】



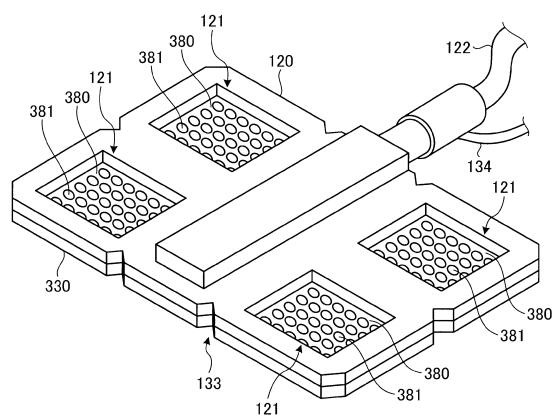
【図7】



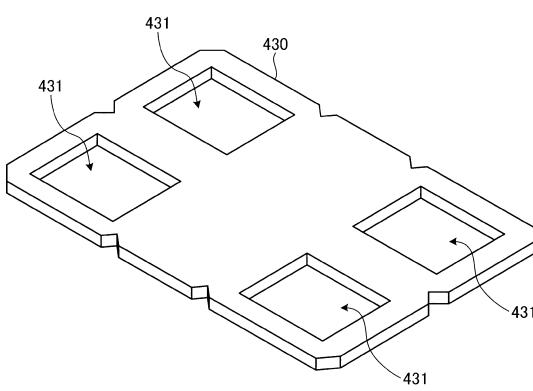
【図8】



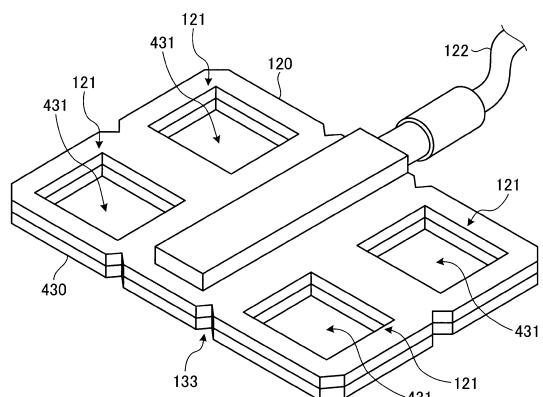
【図9】



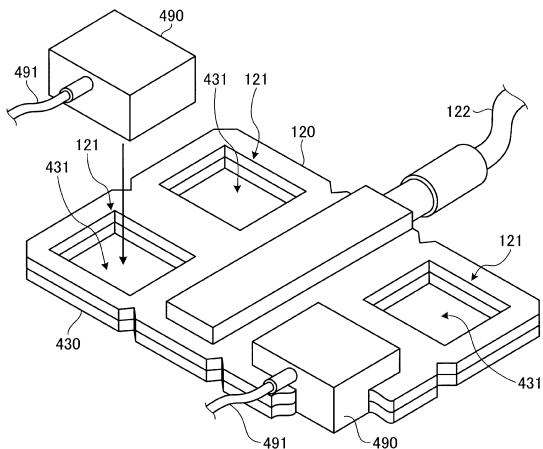
【図10】



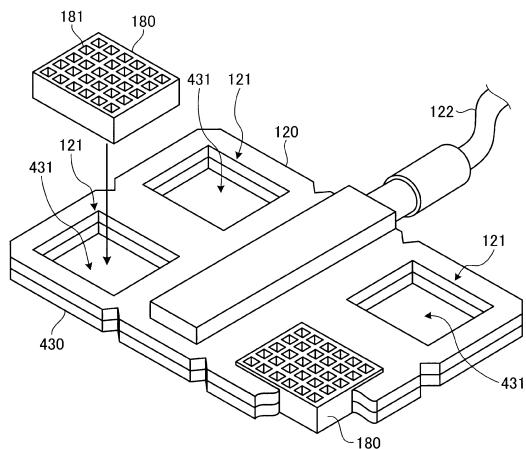
【図11】



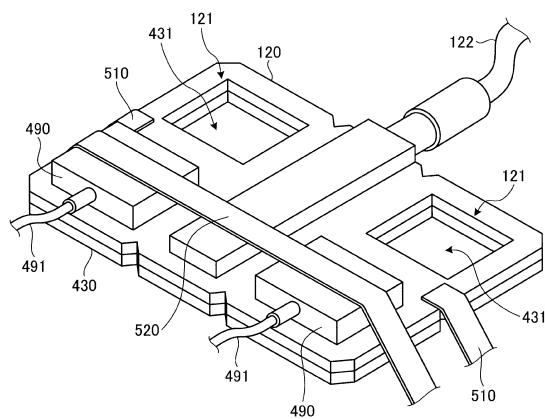
【図12】



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特許第3497953(JP,B2)  
実開平03-054611(JP,U)  
国際公開第2013/041994(WO,A2)  
特表2014-526331(JP,A)  
特開2014-204907(JP,A)  
実開平02-030307(JP,U)  
実開昭62-056013(JP,U)  
米国特許第9687173(US,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B        5 / 0 5 5