

(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  
2012年3月1日(01.03.2012)

PCT

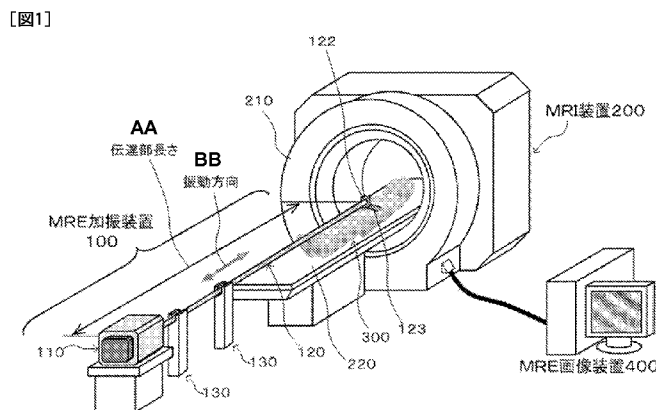
(10) 国際公開番号  
WO 2012/026543 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/069215
- (22) 国際出願日: 2011年8月25日(25.08.2011)
- (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 2010-188514 2010年8月25日(25.08.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人北海道大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION HOKKAIDO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 Hokkaido (JP). 国立大学法人千葉大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION CHIBA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒2638522 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 Chiba (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 但野 茂 (TADANO Shigeru). 梶原 逸朗 (KAJIWARA It-suro). 藤崎 和弘 (FUJISAKI Kazuhiro). 高尾 聖心 (TAKAO Seishin). 中村 玄 (NAKAMURA Gen). 江 渝 (JIANG Yu). 菅 幹生 (SUGA Mikio) [JP/JP]; 〒2638522 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33
- 号 国立大学法人千葉大学 大学院工学研究科内 Chiba (JP).
- (74) 代理人: 木村 満 (KIMURA Mitsuru); 〒1010054 東京都千代田区神田錦町二丁目7番地 協販ビル2階 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, JP, 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, QA, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MRE VIBRATION DEVICE, VIBRATION SYSTEM, AND VIBRATION METHOD

(54) 発明の名称: MRE用の加振装置、加振システム、および加振方法



- 100 MRE Vibration Device
- 200 MRI Device
- 400 MRE Image Device
- AA Length of Transmission Unit
- BB Direction of Vibration

(57) Abstract: This MRE vibration device (100) is provided with: a vibration unit (110) that generates vibration; and a transmission unit (120) that is configured from a non-magnetic body and of which one end is affixed to the vibration unit (110) and extends along the direction of transmission of the vibration from the vibration unit (110), and of which the other end contacts a living body (300) and transmits a longitudinal vibration resulting from the vibration unit (110) to the living body (300). The frequency of vibration is at least 125 Hz, the amplitude of vibration is at least 0.2 mm, and the primary natural frequency of the longitudinal vibration of the transmission unit (120) is on the higher region side with respect to the frequency band of the vibration resulting from the vibration unit (110).

(57) 要約: MRE加振装置(100)は、振動を発生する加振部(110)と、一端部が加振部(110)に固定され、加振部(110)からの振動が伝達される方向に沿って延び、他端部が生体(300)と接続して加振部(110)による縦振動を生体(300)

に伝達する、非磁性体から構成される伝達部(120)とを備える。振動の周波数が125ヘルツ以上であり、振動の振幅が0.2mm以上であり、伝達部(120)の縦振動の1次固有振動数は、加振部(110)による振動の周波数帯より高域側にある。



WO 2012/026543 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称：

**MRE用の加振装置、加振システム、および加振方法**

### 技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴エラストグラフィ（MRE；Magnetic Resonance Elastography）測定において被検体を加振するMRE用の加振装置、加振システム、および加振方法に関する。

### 背景技術

[0002] MRE測定において生体等の被検体（被検査対象物）を加振する方法として、圧電素子を用いる方法と音圧を利用する方法とがある。圧電素子を用いる加振方法では、例えば特開2005-118406号公報に記載されているように、圧電素子を生体表面に押し当てることによって生体を加振する。また、音圧を利用する加振方法では、例えば特表2008-501416号公報に記載されているように、音響スピーカで発生した空気の縦波振動を、チューブを通して伝達し、チューブ先端に取り付けられたプローブを介して生体を加振する。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献1：特開2005-118406号公報  
特許文献2：特表2008-501416号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] MRE測定においては、加振装置を用いて被検体表面を振動させ、その振動を測定対象領域（体内深部）まで伝播させる必要がある。しかし、従来の圧電素子を用いる加振方法では、圧電素子の変位量が数ミクロンと微小であった。また、複数の圧電素子を直列に配置した圧電素子アクチュエータでも変位量は数十ミクロンにとどまり、MRE測定に十分な振幅を得ることがで

きなかった。また、音圧を利用した加振方法でも、空気の縦振動がチューブ内を伝播する際に減衰するため、MRE測定に十分な振幅を得ることができなかった。

[0005] 本発明はかかる課題に鑑みてなされたものであって、MRE測定において十分な加振振幅で被検体を振動することが可能なMRE用の加振装置、加振システム、および加振方法を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明の第一の観点に係るMRE用の加振装置は、

MRE測定において被検体を加振するMRE用の加振装置であって、  
振動を発生する加振部と、

一端部が前記加振部に固定され、前記加振部からの振動が伝達される方向に沿って延び、他端部が前記被検体と接続して前記加振部による縦振動を前記被検体に伝達する、非磁性体から構成された伝達部と、  
を備え、

前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、

前記振動の振幅が0.2mm以上であることと、

前記伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあることを特徴とする。

[0007] 本発明の第二の観点に係るMRE用の加振装置は、

MRE測定において被検体を加振するMRE用の加振装置であって、  
振動を発生する加振部と、

前記加振部からの振動が伝達される方向に沿って延び、非磁性体から構成された伝達部と、

少なくとも1つの方向変換部と、

前記伝達部が延びる方向とは異なる角度に向かって延び、非磁性体から構成された被検体側伝達部と、

を備え、

前記伝達部の前記一端部は前記加振部に固定され、前記伝達部の前記他端部は前記方向変換部と接続され、前記伝達部は前記加振部による縦振動を前記方向変換部に伝達し、

前記方向変換部は、前記伝達部を介して伝達された前記縦振動の方向を変換して、前記縦振動を前記被検体側伝達部に伝達し、

前記被検体側伝達部は前記被検体と接続し、前記縦振動を前記被検体に伝達し、

前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、

前記振動の振幅が0.2mm以上であることと、

前記伝達部および前記被検体側伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあることを特徴とする。

[0008] 前記伝達部は、非金属材料から構成されてもよい。

[0009] 前記伝達部は、GFRP材料から構成されてもよい。

[0010] 前記伝達部の前記一端部と前記他端部との間に位置し、前記伝達部を支持する支持部を備えてもよい。

[0011] 前記支持部は、軟質材料から構成され、前記伝達部を把持する把持部を有してもよい。

[0012] 本発明の第三の観点に係るMRE用の加振システムは、

MRE測定において被検体を加振するMRE用の加振システムであって、振動を発生する加振部と、

前記加振部による縦振動を前記被検体に伝達する伝達部と、

を備え、

前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、

前記振動の振幅が0.2mm以上であることと、

前記伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあることと、

前記MRE測定において、前記被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるように、前記加振部によって発生される前記縦振

動の周波数と振幅とが制御されること、  
を特徴とする。

[0013] 前記振動の周波数と振幅とを自動的に制御する制御部を備えてもよい。

[0014] 本発明の第四の観点に係るMRE用の加振方法は、  
被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるよう  
に、振動の周波数と振幅とを制御する工程と、  
振動を発生する工程と、  
前記振動を前記被検体に加振する工程と、  
を含み、  
前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、  
前記振動の振幅が0.2mm以上であること、  
を特徴とする。

[0015] 前記振動の周波数と振幅とを制御する工程が自動的に制御されてもよい。

### 発明の効果

[0016] 本発明によれば、十分な加振振幅で被検体を振動することが可能なMRE用の加振装置、加振システム、および加振方法を提供できる。

### 図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の実施形態1に係るMRE用の加振装置の使用例を説明するための図である。

[図2]本発明の実施形態に係るMRE用の加振装置の概略構成図である。

[図3]5ガウスラインを説明するための図である。

[図4] (a)は複数の伝達部長さにおける比弾性率と固有振動数(一次)の関係を表す図、(b)は各種材料の物性及び振動伝達特性を表す図である。

[図5]図2の切断線A-Aにおける伝達部及び支持部の部分断面図である。

[図6]本発明の別の実施形態に係るMRE用の加振装置の使用例を説明するための斜視図である。

[図7]本発明の別の実施形態に係る方向変換部の断面図である。

[図8]本発明の別の実施形態に係る変換器の他の形状を示す図である。

[図9]振動の周波数および振幅の自動制御を示すブロック図である。

[図10]振動の周波数および振幅の自動制御を示すフローチャート図である。

[図11]MRE用の加振方法を説明するフローチャート図である。

[図12] (a) は検証実験における入力波形及び出力波形を表す図、(b) は検証実験における振幅増幅比の測定結果と、理論値の比較を表す図である。

[図13]方向変換部による縦振動の方向変換の実験結果を示す図である。

[図14]MRE測定の実験結果を示す図である。

[図15]MRE測定の実験結果を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0018] 以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

[0019] 図1は、本発明の実施形態に係るMRE加振装置100(MRE用の加振装置)の使用例を説明するための図である。本実施形態に係るMRE加振装置100は、磁気共鳴イメージング(MRI; Magnetic Resonance Imaging)によって被検体の組織を非侵襲的に画像化する方法において、被検体に機械的な振動を加え、被検体の組織における弾性率などの力学的特性を定性的、又は定量的に計測するMRE測定を行うために用いられる。具体的には、図1に示すように、MRI装置200のガントリ210内にその一部が入るように寝台220が設けられ、被検体の一例である生体300が寝台220上に載置される。生体300をMRE加振装置100により加振し、MRI装置200によって得られた信号をMRE画像装置400(MRE用の画像装置)において解析し、可視化することにより生体300の弾性特性を得る。なお、MRE測定において、本実施形態に係るMRE加振装置100以外の構成については、例えば上述の特開2005-118406号公報及び特表2008-501416号公報で示される従来の構成と同様のものであり、その詳細な説明を省略する。本明細書中に特開2005-118406号および特表2008-501416号の明細書、特許請求の範囲、図面全体を参照として取り込むものとする。

[0020] 図2は、本実施形態に係るMRE加振装置100の概略構成図である。M

RE加振装置100は、図2に示すように、たとえば、加振部110と、伝達部120と、支持部130とから構成される。

[0021] 加振部110は、振動を発生するものである。加振部110により発生する振動の振動方向（伝播方向）は、例えば図1に示すように水平方向である。また、加振部110は、加振周波数帯としての所定の周波数帯（例えば、50～250Hz）において、生体300の加振に十分な所定の振幅（例えば、0.2mm）以上の振幅の振動を発生することが可能である。このような加振部110としては、例えば、永久磁石または励磁コイルにより発生する強磁界内に配置された駆動コイルに交流電流を供給して加振力を得る、周波数範囲を1～500Hz、好ましくは50～250Hz、および、振幅範囲を0.2mm～2.0mm、好ましくは0.2mm～1.0mmに自動的に制御することが可能な連続可変型の動電型加振装置を採用することができる。

[0022] ここで、加振部110の設置位置について説明する。加振部110は、MRI装置200による静磁場への影響から、MRI装置200付近に設置することができない。そのため、本実施形態に係るMRE加振装置100では、加振部110は、MRI装置200から静磁場の影響を受けない程度に離れた位置に設置され、加振部110で発生した振動を、伝達部120を介してMRI装置200内の生体300まで伝達する。具体的には、加振部110の設置位置は、MRI装置200からの漏洩磁場の強度を基に決定する。一般的に、図3に示すように、MRI装置200には、漏洩磁場の強度が5ガウス以上である領域を示す5ガウスラインが規定されている。通常、5ガウスラインの外側であれば心臓ペースメーカーなどの精密機器の動作にも影響を及ぼさないとされる。従って、本実施形態において、加振部110は、5ガウスラインより外側に設置されている。

[0023] 伝達部120は、加振部110で発生した振動により縦振動し、その縦振動を生体300に伝達する。なお、伝達部120は、生体300内部へ良好に伝播させる必要性から、伝播方向と振動方向とが一致する縦振動を生体3



00に伝達する。伝達部120は、例えば、円筒状に形成され、図2に示すように、加振部110に固定される加振部側端部121から加振部110の振動方向、すなわち、図1中、水平方向に延びる。ここで、加振部110の振動方向は、振動が伝達部120を伝播する方向と同じである。加振部側端部121の反対側の端部である被検体側端部122は、図1に示すように、生体300に伝達部120の縦振動が伝達するように、生体300の腹部に巻かれたベルト123により生体300と接続されている。また、伝達部120の長さは、MRI装置200内の生体300に対する加振部110の設置位置により決まる。すなわち、伝達部120の長さは、例えば図3に示す5 Gaussラインの外側に設置された加振部110とMRI装置200内の生体300との距離に相当する所定の長さ（例えば、3 m）を有する。しかし、伝達部120の長さはこの値に限られず、MRI装置200による静磁場の強度に合わせて適宜決定してもよい。

[0024] 次に、伝達部120の材質について説明する。伝達部120の材質の条件としては、（1）加振部110による振動を減衰させることなく生体300に伝達可能であること、（2）縦振動の1次固有振動数が加振周波数帯から高域側に外れること、（3）非磁性体から構成されていること、の3つが挙げられる。

[0025] まず、（1）加振部110による振動を減衰させることなく生体300に伝達可能であること、について説明する。本実施形態に係るMRE加振装置100では、伝達部120における振幅拡大現象を利用することにより、この条件を満足させる。以下、振幅拡大現象について説明する。

[0026] 加振部110で発生した振動の振幅は伝達部120を伝達する際に増幅し、結果として、被検体側端部122から生体300に出力される振動振幅（出力振幅）は、加振部110の振動振幅（入力振幅）と比較して大きい。この現象を、ここでは振幅拡大現象と呼ぶ。振幅拡大現象は、縦振動の理論解析から説明される。伝達部120を、長さ $L$ 、外径 $d$ 、内径 $d_i$  ( $0 \leq d_i < d$ )、密度 $\rho$ 、弾性率 $E$ 、断面積 $A$ 、断面二次モーメント $I$ の中空円筒とし

てモデル化すると、伝達部 120 の縦振動は次式で表される。

[数1]

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = E \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}$$

u は伝達部 120 の軸方向の変位である。この軸を周波数 f で加振した際の軸先端における変位振幅の増幅率  $\alpha$  (出力振幅/入力振幅) は次式で表される。

[数2]

$$\alpha(f) = \left| \cos^{-1} \left( 2\pi f L \sqrt{\frac{\rho}{E}} \right) \right|$$

数2式に示すように、振幅増幅率  $\alpha$  は加振周波数 f、長さ L、及び比弾性率  $E/\rho$  の関数で表される。従って、加振部 110 による振動を減衰させることなく生体 300 に伝達するためには、伝達部 120 として、加振周波数帯において振幅増幅率  $\alpha$  が 1.0 以上となるような比弾性率を有する材質を選択すればよい。

[0027] 次に、(2) 縦振動の 1 次固有振動数が加振周波数帯から高域側に外れること、について説明する。ここで、伝達部 120 を、長さ L、密度  $\rho$ 、弾性率 E、とすると、伝達部 120 の縦振動の n 次固有振動数  $f_{ns}$  は次式となる。

[数3]

$$f_{ns} = \frac{2n+1}{4L} \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \frac{2n+1}{4} \frac{1}{L} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (n=0,1,2,\dots)$$

数3式に示すように、縦振動の固有振動数は長さL、及び比弾性率 $E/\rho$ の関数で表される。なお、本実施形態において、加振部110の設置位置を決定することにより、伝達部120の長さLが予め決まっているものとする。伝達部120として、縦振動の1次固有振動数が加振周波数帯から高域側に外れるような比弾性率を有する材質を選択すればよい。これにより、伝達部120の共振による破損を防止することができる。

[0028] 図4(a)は、 $L=1, 2, 3$  mにおいて、数3式から導かれる比弾性率と1次固有振動数の関係を表す図である。例えば、 $L=3$  mの場合には、比弾性率が $9 \text{ MPa} \cdot \text{m}^3/\text{kg}$ 以上の材質を選べば、1次固有振動数が、加振周波数帯を $250 \text{ Hz}$ 以下とした際の上限周波数 $250 \text{ Hz}$ を超えるため、伝達部120の共振による破損を防止することができる。

[0029] 次に、(3)非磁性体から構成されていること、について説明する。これは、伝達部120が強磁性体の場合、MRI装置200による静磁場に引き寄せられるためである。また、伝達部120の材質としては、さらに非金属材料であることが好ましい。非磁性体の金属であっても静磁場内で振動させると、電磁誘導により金属体内に渦電流が発生する。この渦電流により磁界が生じ、MRI装置200による静磁場に影響を与えるおそれがあるからである。

[0030] 次に、上記で説明した(1)～(3)の条件に基づく具体的な伝達部120の材質の決定について図4(a)及び(b)を用いて説明する。なお、以下の説明では、一例として加振周波数帯が $50 \sim 250 \text{ Hz}$ 、伝達部120の長さLが $3 \text{ m}$ である場合について説明する。図4(a)に、数3式から導かれる比弾性率と1次固有振動数の関係を表す図、(b)に各種材料の物性及び振動伝達特性を示す。まず、(1)の条件については、図4(a)及び(b)中に記載された材料はこの条件を満たしている。また、(2)の条件から、1次固有振動数が加振周波数帯内にあるため、ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) 及びアクリルは不適である。また、(3)の条件につ

いては、ステンレス、チタン、ジュラルミンは、非磁性体のものについては条件を満たす。なお、前述したように、MRI装置200のガントリ210内の静磁場に影響を及ぼすおそれがあるため、伝達部120は非金属材料から構成されていることが好ましい。従って、本実施形態に係るMRE加振装置100では、伝達部120としてGFRP (Glass Fiber Reinforced Plastic; ガラス繊維強化プラスチック) が好ましい。しかし、伝達部120として好適な材料は、これに限られず、上述した(1)~(3)の条件を満たす限り、加振周波数帯、振幅増幅比、伝達部120の長さ等に応じて、適宜材質を選択してもよい。

[0031] 支持部130は、伝達部120の加振部側端部121と被検体側端部122との間に位置し、伝達部120が縦振動を伝達可能なように伝達部120を支持する。また、支持部130は、伝達部120の自重により発生する横振動を抑制する。

[0032] ここで、伝達部120の横振動の固有振動数は、上述した縦振動と同様のモデルにおいて、次式で表される。

[数4]

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \frac{\lambda_n^2}{L^2} \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} = \frac{\lambda_n^2}{8\pi} \frac{1}{L^2} \sqrt{\frac{E}{\rho}} \sqrt{d^2 + d_i^2} \quad (\lambda = 4.730, 7.853 \dots)$$

数4式に示すように、横振動の固有振動数は、長さL、比弾性率E/ρ、外径d、及び内径d<sub>i</sub>の関数で表される。ここで、本来、伝達部120において、この横振動の固有振動数と、上述した縦振動の固有振動数とが加振周波数帯を外すように材質を決定する必要がある。しかし、例えば、伝達部120の材質がGFRP (弾性率E = 31 GPa、密度ρ = 1800 kg/m<sup>3</sup>) であって、外径d = 10 mm、内径d<sub>i</sub> = 8 mmの中空円筒としてモデル化される場合、横振動の1次固有振動数は3.6 Hzである。このように、横振動の1次固有振動数は極めて低く、加振周波数帯から外すことは困難である

。そのため、本実施形態では、支持部130により伝達部120を支持することにより横振動を吸収・抑制する。

[0033] 次に、支持部130の具体的な構成について説明する。支持部130は、例えば図2及び図5に示すように、床から上向きに延びる柱部131と、その上端部に設けられた把持部132とから構成される。柱部131は、例えば、非磁性体であるアクリル樹脂から構成され、その上端部には、断面形状がコの字型であって、その開口部分が上側を向くように凹部131aが形成されている。柱部131は、この凹部131a内に設けられた把持部132を介して伝達部120を支持する。

[0034] 把持部132は、伝達部120を把持するものである。把持部132は、例えば、図5に示すように、伝達部120の周面の一部にわたって当接する曲面132aを有する。また、把持部132は、例えば、ウレタン樹脂といった非磁性体の材料から構成される。

[0035] さらに、把持部132は、好適に縦振動の伝達及び横振動の吸収を実現可能な粘弾性体であることが好ましい。この場合、把持部132の弾性成分により、把持部132自身が変形し、伝達部120の軸方向の変位が許容されるため、縦振動の減衰を抑えることができる。従って、通常の接触支持で問題となる摩擦によるびびり振動が発生しないため、これを原因とする縦振動の波形の乱れが生じないという点で優れている。また、把持部132の粘弾性成分により、伝達部120に発生した横振動を効果的に吸収・抑制することができる。このような材料としては、例えば軟質ウレタンやスポンジといった軟質材料が好ましい。

[0036] なお、図1においては、2つの支持部130により伝達部120が支持されているが、支持部130の数はこれに限られない。また、支持部130の数が多きほど横振動を吸収・抑制することができる。

[0037] 以上のように構成されるMRE加振装置100について、加振時の動作について説明する。MRE測定において、加振部110は、加振周波数帯における所定の周波数（例えば、50～250Hz）、及び所定の振幅（例えば

、0.25 mm)を有する振動を出力するように制御される。そして、加振部110で発生した振動により、振動方向に延びる伝達部120の加振部側端部121が加振される。加振部側端部121が加振されることにより発生した伝達部120の縦振動は、被検体側端部122を介して生体300に伝達される。このとき、上述した振幅拡大現象により、被検体側端部122を介して生体300に伝達される縦振動の振幅は減衰することなく伝達される。また、伝達部120の1次固有振動数は、加振周波数帯より高域側であるため、共振により伝達部120が破損することはない。また、伝達部120で発生した横振動は、支持部130の把持部132により、吸収・抑制される。

[0038] このような構成により、本実施形態に係るMRE加振装置100は、加振部110で発生した振動を、非磁性体から構成され、1次固有振動数が加振周波数帯より高域側にある伝達部120を介して、減衰させることなく縦振動として生体300に伝達することができる。従って、MRE測定において十分な加振振幅で被検体を加振することができる。また、支持部130では縦振動を許容しつつ、横振動を吸収・抑制することで、ノイズの少ない振動を生体300に出力することができる。

[0039] また、本実施形態に係るMRE加振装置100において、伝達部120が、非金属材料から構成されることにより、伝達部120が振動してもMRI装置200により静磁場に影響を与えるおそれがない。

[0040] また、本実施形態に係るMRE加振装置100において、伝達部120が、GFRP材料から構成されることにより、MRI装置200による静磁場に影響を与えず、また好適に振幅が増幅された縦振動を生体300に伝達することができる。

[0041] また、本実施形態に係るMRE加振装置100において、支持部130が、軟質材料から構成され、伝達部120を把持する把持部132を有することにより、伝達部120における横振動を好適に吸収・抑制できる。

[0042] なお、本発明は、上記の実施形態に限定されず、種々の変形及び応用が可

能である。例えば、伝達部120の被検体側端部122は、図1に示すように、生体300の腹部に巻かれたベルト123により生体300と接続されている。しかし、接続方法はこれに限られず、伝達部120の縦振動を生体300に伝達可能であるならば、生体300の測定部位によって適宜接続方法を変えてもよい。例えば、生体300の頭部の測定を行う場合には、伝達部120の他端部を生体300が装着したヘルメットに固定し、ヘルメットを介して生体300の頭部に縦振動を伝達してもよい。

[0043] また、本実施形態においては、伝達部120の一端部と他端部との間に位置し、伝達部120を支持する支持部130が備えられる形態について説明したが、加振部110とベルト123とによって伝達部120が支持され、支持部130が備えられていなくてもよい。

[0044] また、本実施形態においては、被検体として生体300を用いる形態について説明したが、被検体は弾性率の低い物であればよく、以下に限定されるものではないが、臓器などの生体試料、高分子ゲル、コンニャク、寒天などの食品などを挙げるができる。

[0045] また、本実施形態においては、図1のように、加振部110によって発生された振動が伝達部120を通過して、直線的に生体300に伝達され、生体300を加振する形態について説明したが、振動の伝達方向は直線方向に限定されるものではなく、振動の伝達方向が途中で変わるなどしてもよい。たとえば、以下に限定されるものではないが、図6に示すように、MRE加振装置150は、加振部110から振動が発生する方向に沿って延び、非磁性体から構成される伝達部140と、方向変換部144と、伝達部140が延びる方向とは異なる角度に向かって延び、非磁性体から構成される被検体側伝達部142と、伝達部140の一端部と他端部との間に位置し、伝達部140を支持する支持部130と、を備えてもよい。また、方向変換部144を支持する、たとえばアーチ状の形状を有するサポート部146が、寝台220と方向変換部144との間に設けられていてもよい。サポート部146は、たとえば、図6に示すように、サポート部146の下部が寝台220の

上面と接し、サポート部146のアーチ状の上部が方向変換部144の下面と接するように設けられる。被検体側伝達部142は、その先端に備えられた被検体加振プローブを含む。サポート部146の材質は、たとえば繊維強化プラスチック（FRP）などを用いることができる。

[0046] 図6に示す態様においては、伝達部140の一端部は加振部110に固定され、伝達部140の他端部は方向変換部144と接続される。伝達部140は加振部110による縦振動を方向変換部144に伝達する機能を有する。方向変換部144は、伝達部140を介して伝達された縦振動の方向を略直角方向に変換して、縦振動を被検体側伝達部142に伝達する機能を有する。被検体側伝達部142は、その先端に備えられた被検体加振プローブが被検体（生体300）と接続し、縦振動を被検体に伝達する機能を有する。その他の構成およびその機能は図1に示すMRE加振装置100の構成およびその機能と同様であり、その詳細な説明を省略する。

[0047] 伝達部140および被検体側伝達部142の材質は、上述された伝達部120と同様、（1）加振部110による振動を減衰させることなく生体300に伝達可能であること、（2）縦振動の1次固有振動数が加振周波数帯から高域側に外れること、（3）非磁性体から構成されていること、の3条件を満たす範囲で適宜選択される。

[0048] 方向変換部144は、筐体144aと変換器144bとから構成される。図7に、方向変換部144と、縦振動の方向変換の方法を示す断面図を示す。図7中、縦振動が方向変換部に伝達される前の方向変換部の形状（リング状）を破線（144b）で示し、縦振動が方向変換部に伝達され、縦振動の方向を変換している際の方向変換部の形状を実線（144b'）で示す。

[0049] 図7に示すように、矢印F1の方向に進む伝達部140から伝達された縦振動によって、変換器144bが矢印F1の方向に押される。押された変換器144bは図7に示すように変形し、変換器144bと筐体144aとの間の拘束によって、縦振動の方向が矢印F2の方向に変換され、被検体側伝達部142に伝達される。



- [0050] 図7において、変換器144bの形状が一体物のリング状である態様について説明したが、上述の機能を奏する範囲で、形状は適宜選択され、たとえば、図8に示すようなヒンジ部148を含む多角形などであってもよい。また、変換器144bの剛性などの特性は、上述の機能を奏する範囲で適宜選択される。
- [0051] 図6においては、アーチ形状のサポート部146が寝台220と方向変換部144との間に取り付けられる態様について説明したが、上述の機能を奏する範囲で、サポート部146の形状、材質および取り付け位置は適宜選択される。
- [0052] 方向変換部144によって、MRE加振装置150において、加振部110によって発せられた縦振動の加振方向を容易に変更することが可能となり、縦振動を伝達する際に生じるロスを低減することが可能となる。そのため、加振部110によって発せられ、略水平方向に延びる第一の伝達部140を通して伝達された縦振動を、生体300に対して略鉛直方向に加振する場合においても、生体300に高精度かつ強い縦振動の加振を与えることが可能となる。したがって、略鉛直方向に加振することが望ましい生体300の部位に対しても、MRE加振装置150を用いることによって高精度かつ強い縦振動の加振を与えることが可能となり、より多くの部位に対して、より好適にMRE測定を行うことができる。
- [0053] また、図6に示す形態においては、伝達部140と被検体側伝達部142とが略直角の角度をなす形態について説明したが、上述する効果を奏する範囲であれば、伝達部140と被検体側伝達部142との角度は略直角以外の角度であってもよい。また、図6に示す形態においては、1つの方向変換部144が用いられた形態について説明したが、方向変換部が2つ以上設けられていてもよい。
- [0054] また、本実施形態においては支持部130等の構成が設けられている態様について説明したが、それ以外の態様であっても、振動を発生する加振部と、加振部による縦振動を被検体に伝達する伝達部と、を備える、MRE測定

において被検体を加振するMRE加振システムであってもよい。MRE加振システムにおいては、被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるように、加振部によって発生される縦振動の周波数と振幅とが制御される。また、MRE加振システムにおいても、MRE加振装置100と同様に、伝達部の縦振動の1次固有振動数は、加振部による振動の周波数帯より高域側にある。

[0055] 被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるような縦振動の周波数と振幅としては、好ましくは、周波数が125～500ヘルツ、振幅が0.2～2.0mmである縦振動が選択され、より好ましくは、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～1.0mmである縦振動が選択され、より一層好ましくは、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～0.5mmである縦振動が選択され、さらに好ましくは、周波数が250ヘルツ、振幅が0.5mmの縦振動が選択される。そのため、好ましくは、周波数が125～500ヘルツ、振幅が0.2～2.0mmである縦振動、より好ましくは、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～1.0mmである縦振動、より一層好ましくは、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～0.5mmである縦振動、さらに好ましくは、周波数が250ヘルツ、振幅が0.5mmである縦振動が選択された場合に、MRE測定の精度がより高く、すなわち信頼性がより大きくなり、コンピュータによる特別なデータの加工処理を必要とすることなくMRE画像装置400において可視化され、生体300の弾性特性をより容易に得ることが可能となる。周波数が高すぎると、縦振動の位相とMSG (Motion Sensitizing Gradient) の位相とを同期することが困難になるため、縦振動の位相とMSGの位相とを同期することが可能であり、縦振動が遠くまで伝達可能であり、被検体の深部まで測定可能である範囲で、周波数・振幅ともに大きい縦振動を用いることが、さらにより一層好ましい。

[0056] 上述のように、縦振動の周波数および振幅の好ましい範囲、より好ましい範囲、より一層好ましい範囲、さらに好ましい範囲、および、さらにより一

層好ましい範囲を説明したが、縦振動が遠くまで伝達可能であり、被検体の深部まで測定可能であり、かつ、コンピュータによる特別なデータの加工処理を必要とすることなく、MRE画像装置400において可視化され、生体300の弾性特性を容易に得られる範囲で、加振部110によって発せられる縦振動の周波数および振幅は適宜選択される。たとえば、以下に限定されるものではないが、周波数が62.5ヘルツで振幅が5.0mmの縦振動が選択されてもよいし、周波数が300ヘルツで振幅が0.3mmの縦振動が選択されてもよい。

[0057] 縦振動の周波数と振幅は手動で制御されてもよいし、自動で制御されてもよい。手動で制御する場合は、ユーザがMRE画像装置400の画像に現れる弾性率のばらつき具合を随時確認しながら、加振部110に供給される交流電流の振動の周波数と振幅とを調整する。

また、縦振動の周波数と振幅を自動で制御する場合には、例えば、以下のように制御される。

[0058] 図9に示すように、加振部110及びMRI装置200の動作パラメータを設定する制御部160を配置する。

制御部160は、CPU (Central Processing Unit)、メモリ、入出力部などを備え、ユーザの指示に応答して、加振部110とMRI装置200の動作パラメータを設定する。

次に、制御部160が縦振動の周波数および振幅を制御する処理を、図10を参照して説明する。

[0059] 例えば、ユーザからの最適周波数及び振幅探索処理の開始の指示に応答して、制御部160は、加振部110が発生する振動の周波数 $f$ を、可変範囲の下限値 $f_0$ 、例えば、125Hzに設定する(ステップS01)。次に、制御部160は、振動の振幅 $A_m$ を最小値 $A_0$ 、例えば、0.2mmに設定する(ステップS02)。

[0060] 次に、制御部160は、設定された周波数 $f$ 及び振幅 $A_m$ を、加振部110に送信し、加振を開始させる(ステップS03)。

- [0061] 次に、制御部160は、加振部110の発生する縦振動とMRI装置200の励磁動作及び撮像動作とが同期するように、MRI装置200に動作パラメータを設定し、励磁動作及び撮像動作を起動する（ステップS04）。また、制御部160は、取得する画像の解像度を、最終的に取得する画像の解像度よりも低解像度に設定する。
- [0062] MRI装置200及びMRE画像装置400が画像を取得すると、制御部160はこの画像データ（ボクセルデータ）を取り込み、記憶部170に保存する（ステップS05）。
- [0063] 次に、制御部160は、記憶部170に格納した画像データの全画素の値（被検体の対応する位置の弾性率に対応する値）を読み込み、そのばらつき（分散 $\sigma^2$ 又は標準偏差 $\sigma$ ）を求める。即ち、制御部160は、ばらつき算出手段として、被検体の測定対象領域における弾性率のばらつきを算出する。制御部160は、算出されたばらつきを、周波数 $f$ 及び振幅 $A_m$ と共に記憶部170に保存する（ステップS06）。
- [0064] 次に、制御部160は、振幅 $A_m$ が上限値、例えば、1.5mmに達したか否かを判別し（ステップS07）、達していないと判別した場合（ステップS07; No）には、振幅 $A_m$ に微小値 $\Delta A_m$ 、例えば、0.1mmを加算する（ステップS08）。その後、ステップS03～ステップS07の処理を繰り返す。
- [0065] 振幅 $A_m$ が上限に達したと判別すると（ステップS07; Yes）、次に、制御部160は、振幅 $f$ が上限値、例えば、250Hzに達したか否かを判別し（ステップS09）、達していないと判別した場合（ステップS09; No）には、周波数 $f$ に微小値 $\Delta f$ 、例えば、2.5Hzを加算する（ステップS10）。その後、ステップS02～ステップS09の処理を繰り返す。
- [0066] 周波数 $f$ が上限に達したと判別すると（ステップS09; Yes）、次に、制御部160は、ステップS06で記憶部170に保存された弾性率のばらつき、周波数 $f$ および振幅 $A_m$ の中から、最小のばらつきとなる周波数および

び振幅（最適な周波数および振幅）を選択する（ステップS11）。上述のステップによって、縦振動の周波数および振幅が自動的に制御される。

次に、ステップS01～ステップS11において最適な周波数および振幅を選択するために用いられた被検体をそのまま寝台に載置したまま、上記最適な周波数および振幅を加振部110に送信し、加振を開始させる。ついで、加振部110の発生する縦振動とMRI装置200の励磁動作及び撮像動作とを同期させる。続いて、MRI装置200及びMRE画像装置400が最終的な画像を取得するMRE測定を行う。

また、最適な周波数および振幅を選択するために用いられた被検体とは異なる被検体を寝台に載置し、上記最適な周波数および振幅を加振部110に送信し、加振を開始させ、加振部110の発生する縦振動とMRI装置200の励磁動作及び撮像動作とを同期させ、MRI装置200及びMRE画像装置400が最終的な画像を取得するMRE測定を行ってもよい。

[0067] また、MRE用加振装置100を用いたMRE用の加振方法は、たとえば、以下のように行われる（図11）。

[0068] 上述のステップS01～ステップS11によって、制御部160が、縦振動の周波数および振幅を自動的に制御する（ステップS101）。

[0069] 加振部110が、ステップS101によって自動的に周波数および振幅が制御された振動を発生（ステップS102）、伝達部120およびベルト123を用いて縦振動を被検体（生体300）に伝達し、生体300に対してMRE用の加振を行う（ステップS103）。ここで、ステップS102とS103は同時に行われてもよい。また、加振部110が発生する縦振動の周波数および振幅は手動で制御されたものであってもよい。

[0070] ここではMRE用加振装置100を用いてMRE用の加振を行うプロセスについて説明したが、MRE用加振装置150を用いてMRE用の加振を行ってもよいし、MRE加振システムを用いてMRE用の加振を行ってもよい。

## 実施例

[0071] 以下、本発明を実施例により、具体的に説明する。

[0072] (実施例1)

以下、上述のMRE加振装置100による入出力波形を比較する検証実験を行った結果について説明する。

[0073] 本実験において、加振周波数帯を50~250Hzとし、伝達部120としてGFRP製のパイプを用いた。このパイプは、長さ $L=3\text{ m}$ 、外径 $d=10\text{ mm}$ 、内径 $d_i=8\text{ mm}$ であり、数3式から算出される縦振動の1次固有振動数は、346Hzである。この値は、加振周波数帯の上限である250Hzよりも大きかった。

[0074] 次に、パイプの一端部を動電型加振装置により入力振幅 $250\text{ }\mu\text{ m}$ 、加振周波数250Hzで加振した場合の、入力波形及びパイプの他端部における出力波形を図12(a)に示す。図12(a)に示すように、出力波形として、入力波形と同位相で、かつノイズの少ない正弦波が確認された。また、図12(b)に、加振周波数50~250Hzにおける振幅増幅比の測定結果を示す。図12(b)に示すように、振幅増幅比は、加振周波数帯の全域にわたって理論値とよく一致する傾向を示した。

[0075] 以上の検証実験により、本実施形態における伝達部120の加振部側端部121が加振された場合の被検体側端部122の縦振動において、その出力振幅は入力振幅と比較して増大しており、MRE測定において十分な出力振幅を得られることが確認された。

[0076] (実施例2)

以下、方向変換部144による振動の方向変換を示す実験結果について説明する。

[0077] 図13は、方向変換前および方向変換後の、125ヘルツおよび250ヘルツそれぞれの振動の波形を示す図である。方向変換前と方向変換後の応答計測用に2個の加速度計を用い、計測ソフトウェアLabVIEW(ナショナルインスツルメンツ社製)によってデータ処理を行った。図13において、加振部110から発せられ、伝達部140を通過して変換器144bまで伝

達された入力側の振動（方向変換前）は濃い色の線（線A）で表され、変換器144bで方向変換された出力側の振動（方向変換後）は淡い色の線（線B）で表される。図13に示すように、線A（入力側）と線B（出力側）は同位相であり、かつ、入力側の振幅よりも出力側の振幅が増幅されている。そのため、方向変換部144を用いた場合にも、その出力振幅は入力振幅と比較して増大しており、MRE測定において十分な出力振幅を得られることがわかった。

[0078]（実施例3）

以下、MRE測定の実験について説明する。

[0079] 図14および図15はMRE測定の実験結果を示す図である。

[0080] 図14および図15におけるMRE測定は、以下に示す加振機を用いて、以下の実験条件で行われた。なお、本実験においては、生体300の代わりにアガロースゲルが用いられた。

[0081]（1）加振機

型式：C-5015 D-MASTER（旭製作所社製）

振動源：動電型

振動方向：縦方向

周波数範囲：1～500ヘルツ（Hz）

変位：0～15（mm p-p）

最大荷重：2（kg）

加速度：490（m/s<sup>2</sup>）

（2）実験条件

（被測定物）

材料：アガロースゲル（1.2重量%、50mm×130mm×40mm）

境界条件：底面（固定）、他面（自由）

（伝達部）

材質：GFRP

長さ：2メートル

(振動波)

波パターン：正弦波

方向：Y方向（縦方向）

周波数：62.5ヘルツ、125ヘルツ、250ヘルツ

振幅：0.1mm、0.2mm、0.3mm、0.4mm、0.5mm

(マイクロMRI装置)

型式：コンパクトMRI（エム・アール・テクノロジー社製）

静磁場：0.3テスラ

磁石タイプ：永久磁石

RFコイルのサイズ：125mm×280mm×65mm（測定ゾーン）

磁場均一性空間：SR50mm

勾配磁場： $(G_x, G_y, G_z) = (18, 18, 28) \text{ mT/m}$

(磁気共鳴画像)

シーケンス：スピンエコー

画像サイズ：128ピクセル×256ピクセル

解像度：1.2（mm／ピクセル）

MSGタイミング：振動との位相差が、0、 $\pi/2$ 、 $\pi$ 、 $3\pi/2$

[0082] MRE測定における各測定点の貯蔵弾性率と、全測定点の貯蔵弾性率の数値の平均値と、貯蔵弾性率の各測定点におけるばらつきとの間の関係を以下の式に表す。



[数5]

$$G' = \left(1 - \left| \frac{G - \bar{G}}{\bar{G}} \right| \right) \times 100 \quad [\%]$$

**G** : 各測定点の貯蔵弾性率

$\bar{G}$  : 全測定点の貯蔵弾性率の数値の平均値

**G'** : 貯蔵弾性率の各測定点におけるばらつき

[0083] 図14、図15において、 $u_y$ はy方向の変位を表す。図14は、ノイズ除去処理がなされていない画像を示し、図15は、ノイズ除去処理がなされた画像を示す。

[0084] 本実施例においては、被測定物は均一なものを仮定しているため、もし全ての測定点のGの値が同じであれば平均値との差がゼロとなり、全ての測定点のG'が100%となり、図14および図15の画像において、白色のエリアのみとなる。図14および図15のG'の画像は、色の薄いエリアの面積が大きいほどデータのばらつきが小さく、色の濃いエリアの面積が大きいほどデータのばらつきが大きいことを示している。ここで、データのばらつきが小さいほど、MRE測定の精度が高く、信頼性が大きいため、色の薄いエリアの面積が大きくなる周波数・振幅ほど、MRE測定の精度が高く、信頼性が大きいと言える。

[0085] 図14および図15における各条件のG'の画像における色の薄いエリアの分布状況から、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～0.5mmである縦振動に制御されたときに、データのばらつきを一層小さくすることができることがわかった。そのため、図14および図15から、周波数が125～250ヘルツ、振幅が0.2～0.5mmである縦振動に制御された場合に、MRE測定において十分な加振振幅で被検体が加振され、MRE測定の精度が一層高く、すなわち信頼性が一層大きくなり、コンピュータに

よる特別なデータの加工処理を必要とすることなく、MRE画像装置400において可視化され、生体300の弾性特性を一層容易に得ることが可能となる。

[0086] なお、本発明は上記実施例に限定されず、種々の変形及び応用が可能である。

[0087] 上記の実施形態および実施例の一部および全部は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

[0088] (付記1)

MRE測定において被検体を加振するMRE加振装置であって、  
振動を発生する加振部と、

一端部が前記加振部に固定され、前記加振部の振動方向に沿って延び、他端部が前記被検体と接続して前記加振部による縦振動を前記被検体に伝達する、非磁性体から構成される伝達部と、

前記伝達部の前記一端部と前記他端部との間に位置し、前記伝達部を支持する支持部と、

を備え、

前記伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯の外側にある、

ことを特徴とするMRE加振装置。

[0089] (付記2)

前記伝達部は、非金属材料から構成される、

ことを特徴とする付記1に記載のMRE加振装置。

[0090] (付記3)

前記伝達部は、GFRP材料から構成される、

ことを特徴とする付記1または2に記載のMRE加振装置。

[0091] (付記4)

前記支持部は、軟質材料から構成され、前記伝達部を把持する把持部を有する、

ことを特徴とする付記 1 乃至 3 のいずれか 1 つに記載の M R E 加振装置。

[0092] 本出願は、2010年8月25日に出願された日本国特許出願特願2010-188514号に基づく。本明細書中にそれらの明細書、特許請求の範囲、図面全体を参照として取り込むものとする。

### 符号の説明

[0093]	100	M R E 加振装置
	110	加振部
	120	伝達部
	121	加振部側端部
	122	被検体側端部
	123	ベルト
	130	支持部
	131	柱部
	131 a	凹部
	132	把持部
	132 a	曲面
	140	伝達部
	142	被検体側伝達部
	144	方向変換部
	144 a	筐体
	144 b	変換器
	146	サポート部
	148	ヒンジ部
	150	M R E 加振装置
	160	制御部
	170	記憶部
	200	M R I 装置
	210	ガントリー

2 2 0	寝台
3 0 0	生体
4 0 0	M R E 画像装置

## 請求の範囲

- [請求項1] M R E 測定において被検体を加振する M R E 用の加振装置であって、
- 、
- 振動を発生する加振部と、
- 一端部が前記加振部に固定され、前記加振部からの振動が伝達される方向に沿って延び、他端部が前記被検体と接続して前記加振部による縦振動を前記被検体に伝達する、非磁性体から構成された伝達部と、
- 、
- を備え、
- 前記振動の周波数が 1 2 5 ヘルツ以上であることと、
- 前記振動の振幅が 0. 2 m m 以上であることと、
- 前記伝達部の縦振動の 1 次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあること、
- を特徴とする M R E 用の加振装置。
- [請求項2] M R E 測定において被検体を加振する M R E 用の加振装置であって、
- 、
- 振動を発生する加振部と、
- 前記加振部からの振動が伝達される方向に沿って延び、非磁性体から構成される伝達部と、
- 少なくとも 1 つの方向変換部と、
- 前記伝達部が延びる方向とは異なる角度に向かって延び、非磁性体から構成される被検体側伝達部と、
- を備え、
- 前記伝達部の前記一端部は前記加振部に固定され、前記伝達部の前記他端部は前記方向変換部と接続され、前記伝達部は前記加振部による縦振動を前記方向変換部に伝達し、
- 前記方向変換部は、前記伝達部を介して伝達された前記縦振動の方向を変換して、前記縦振動を前記被検体側伝達部に伝達し、

前記被検体側伝達部は前記被検体と接続し、前記縦振動を前記被検体に伝達し、

前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、

前記振動の振幅が0.2mm以上であることと、

前記伝達部および前記被検体側伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあること、を特徴とするMRE用の加振装置。

[請求項3] 前記伝達部は、非金属材料から構成される、ことを特徴とする請求項1または2に記載のMRE用の加振装置。

[請求項4] 前記伝達部は、GFRP材料から構成される、ことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載のMRE用の加振装置。

[請求項5] 前記伝達部の前記一端部と前記他端部との間に位置し、前記伝達部を支持する支持部を備える、ことを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載のMRE用の加振装置。

[請求項6] 前記支持部は、軟質材料から構成され、前記伝達部を把持する把持部を有する、ことを特徴とする請求項5に記載のMRE用の加振装置。

[請求項7] MRE測定において被検体を加振するMRE用の加振システムであって、振動を発生する加振部と、前記加振部による縦振動を前記被検体に伝達する伝達部と、を備え、前記振動の周波数が125ヘルツ以上であることと、前記振動の振幅が0.2mm以上であることと、前記伝達部の縦振動の1次固有振動数は、前記加振部による振動の周波数帯より高域側にあることと、

前記M R E測定において、前記被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるように、前記加振部によって発生される前記縦振動の周波数と振幅とが制御されること、

を特徴とするM R E用の加振システム。

[請求項8] 前記振動の周波数と振幅とを自動的に制御する制御部を備える、ことを特徴とする請求項7に記載のM R E用の加振システム。

[請求項9] 被検体の測定領域における弾性率の測定値のばらつきが最小化されるように、縦振動の周波数と振幅とを制御する工程と、振動を発生する工程と、

前記縦振動を前記被検体に加振する工程と、

を含み、

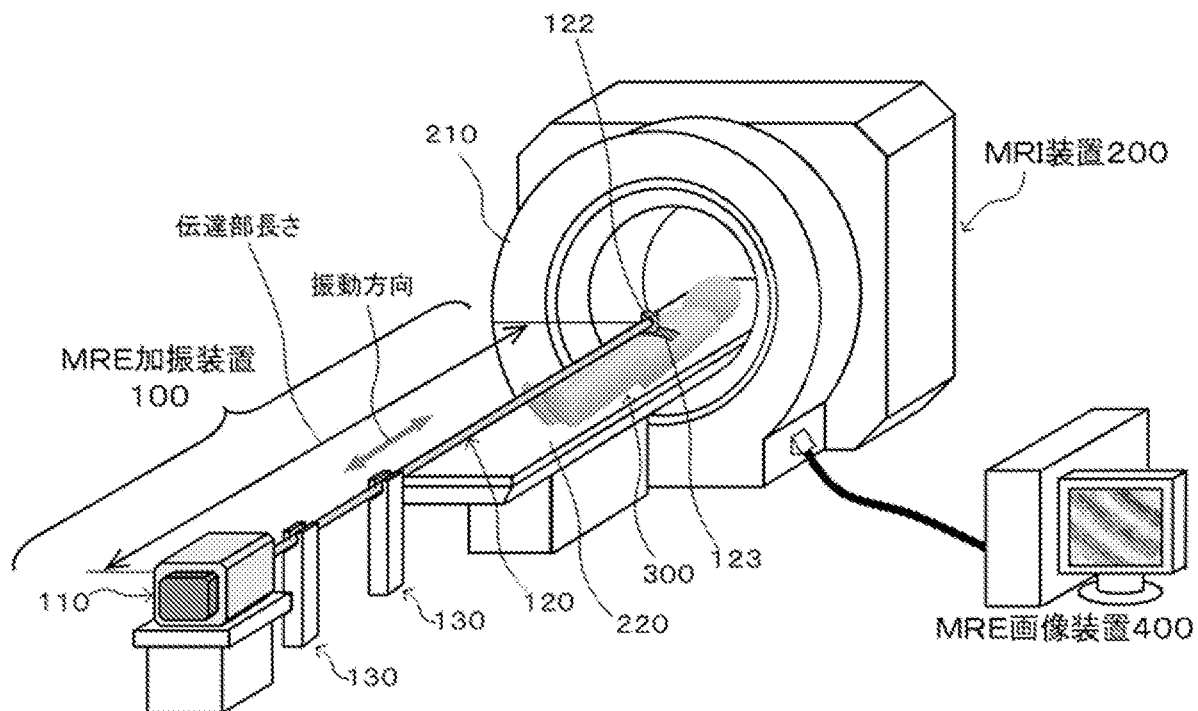
前記振動の周波数が1 2 5ヘルツ以上であることと、

前記振動の振幅が0. 2 m m以上であること、

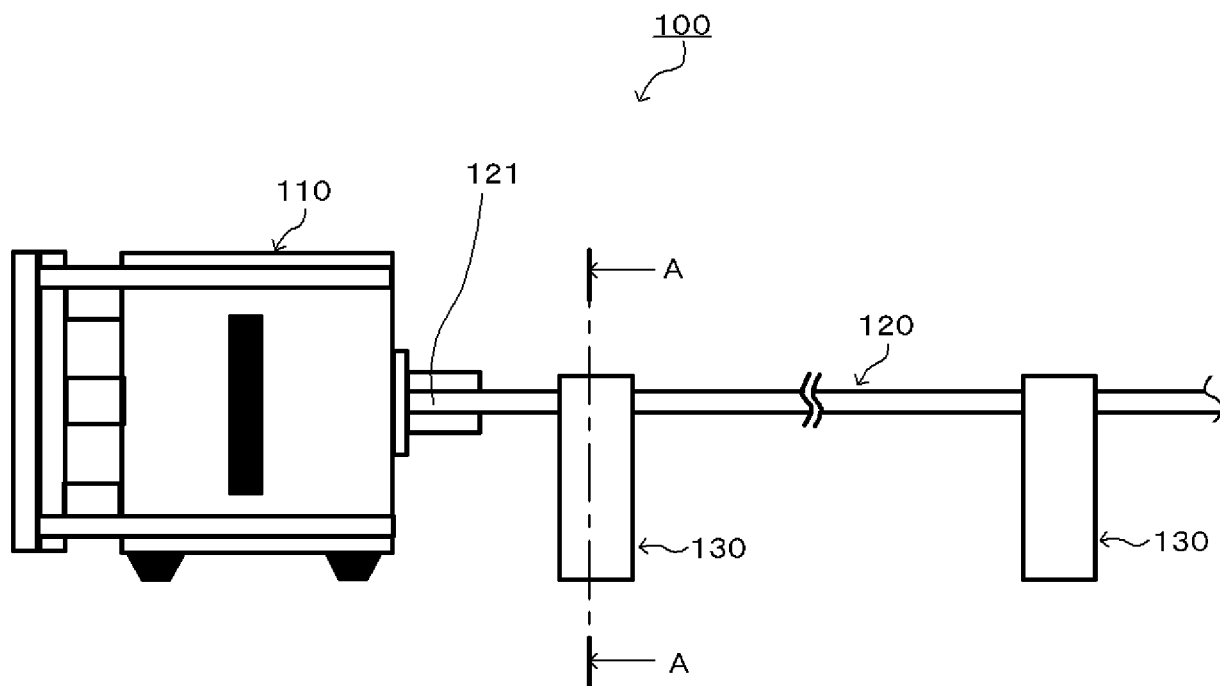
を特徴とするM R E用の加振方法。

[請求項10] 前記振動の周波数と振幅とを制御する工程が自動的に制御される、ことを特徴とする請求項9に記載のM R E用の加振方法。

[図1]

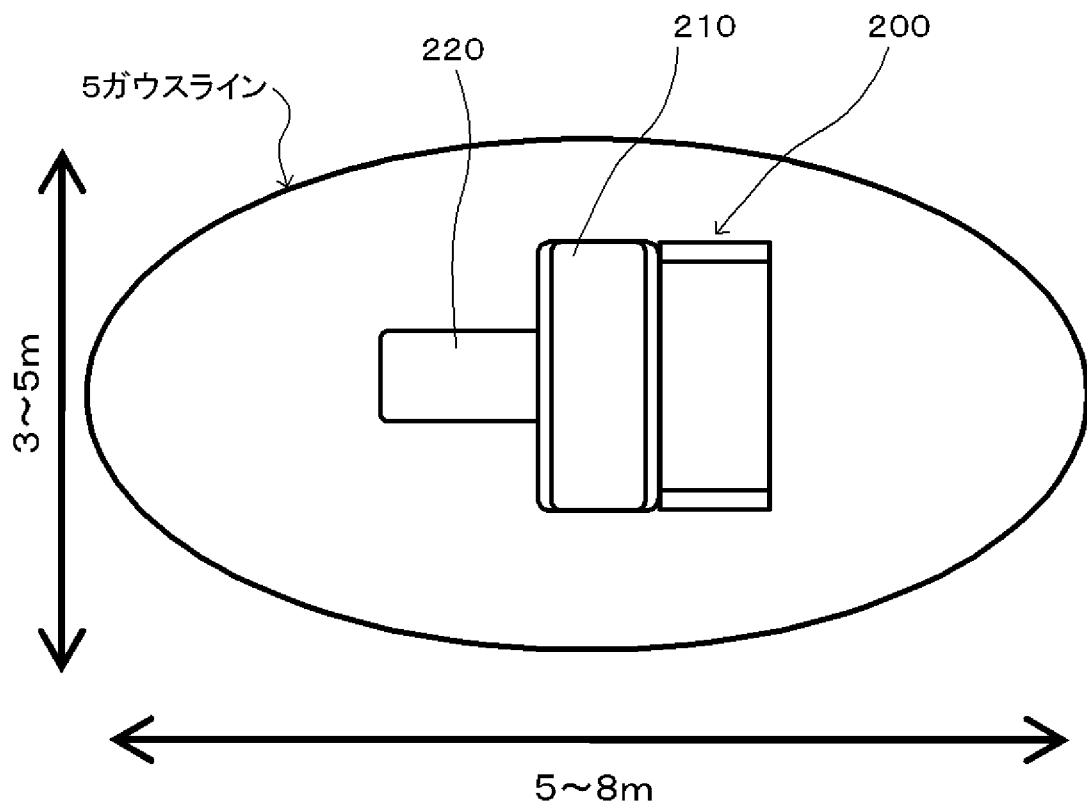


[図2]

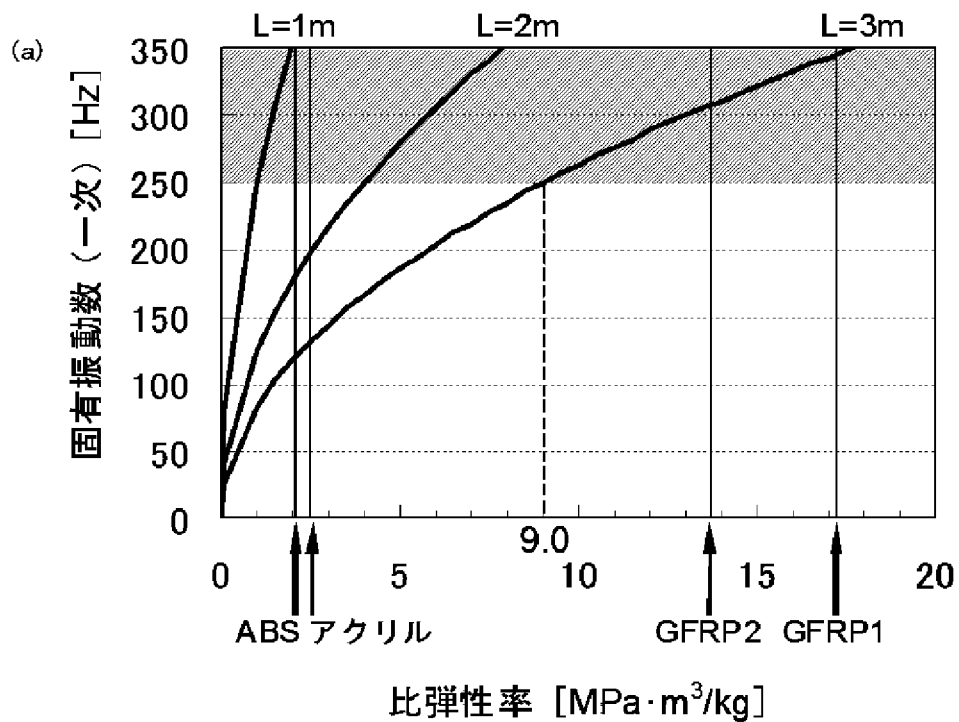




[図3]



[図4]

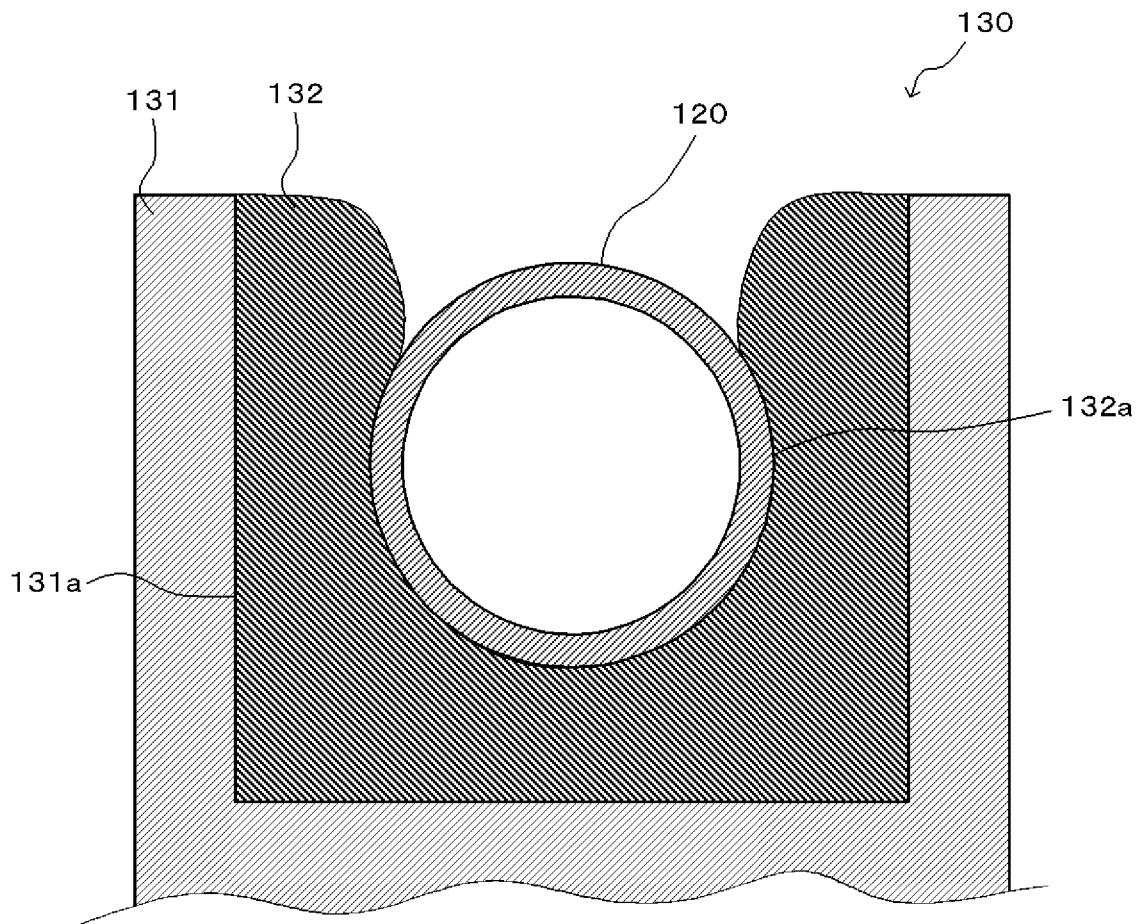


(b)

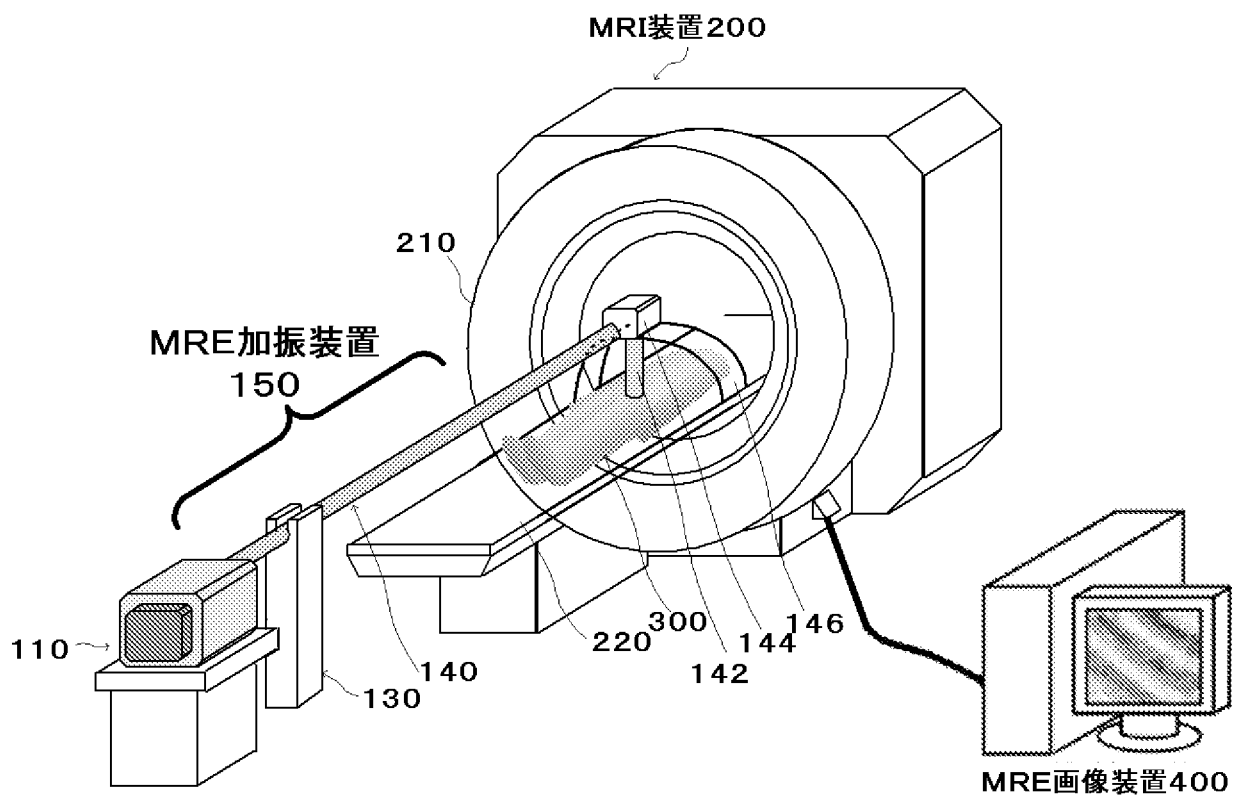
各種材料の物性および振動伝達特性

	弾性率 (MPa)	密度 ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )	比弾性率 ( $\text{MPa}\cdot\text{m}^3/\text{kg}$ )	1次固有振動数 (Hz)	振幅増幅比
ジュラルミン	72.0	2700	26.7	430.3	1.63
チタン	116.0	4400	26.4	427.9	1.65
ステンレス	200.0	7800	25.6	422.0	1.67
GFRP1	31.0	1800	17.2	345.8	2.37
GFRP2	26.0	1900	13.7	308.3	3.41
アクリル	2.9	1185	2.4	130.4	1.01
ABS	2.2	1050	2.1	120.6	1.01

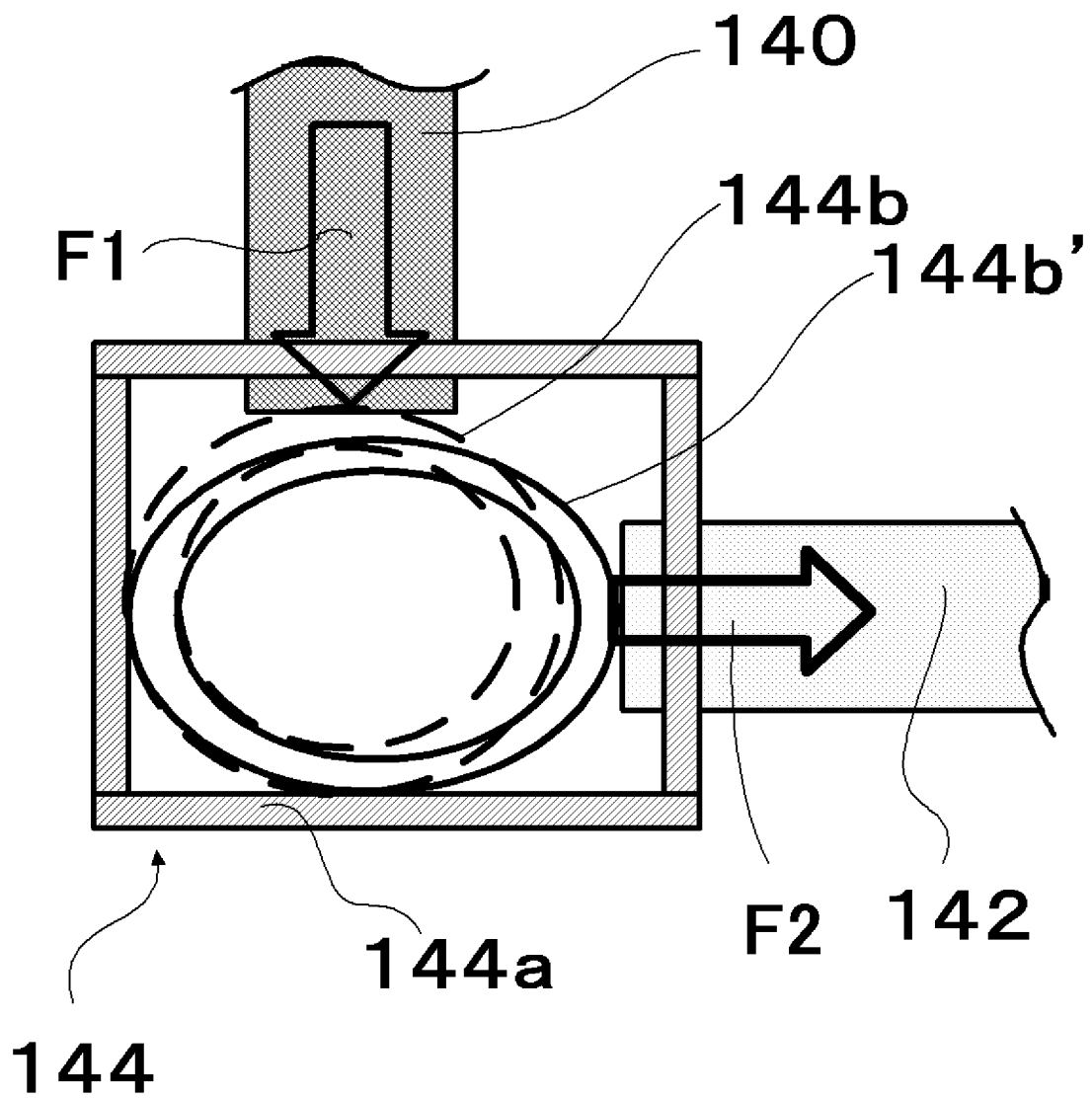
[图5]



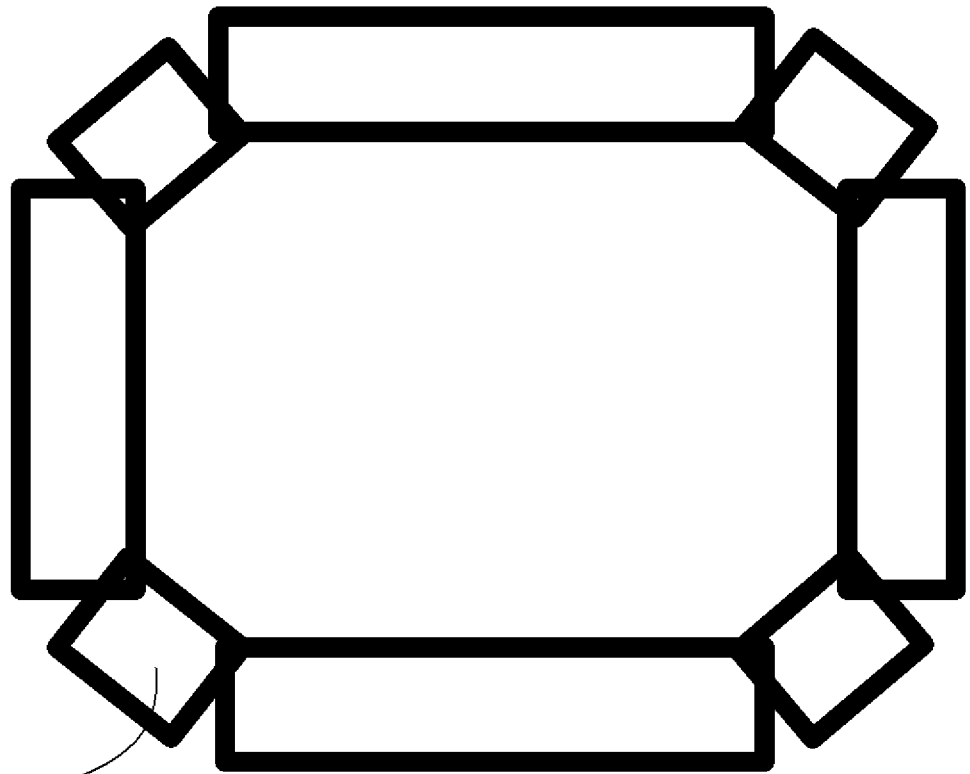
[图6]



[図7]

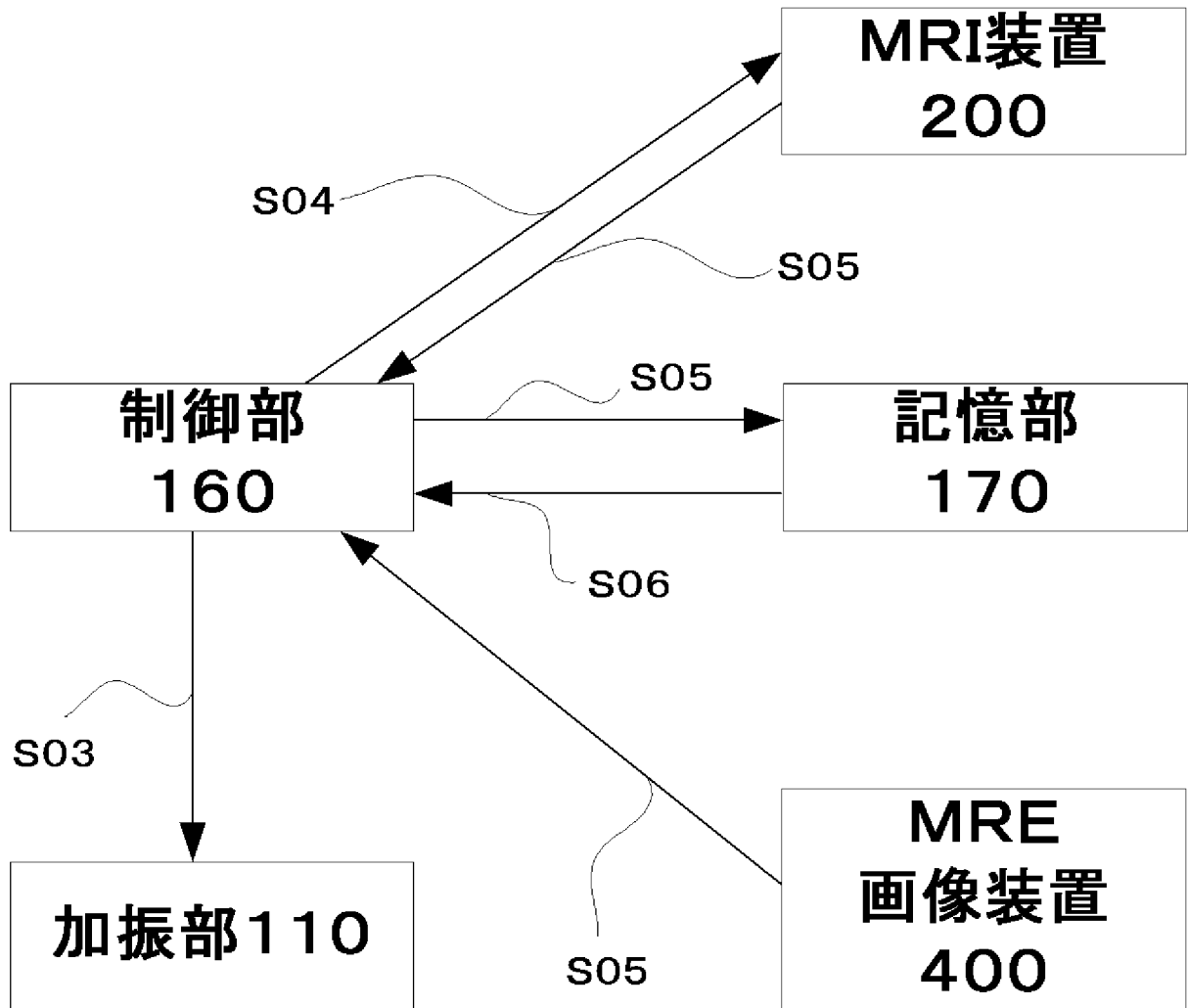


[図8]

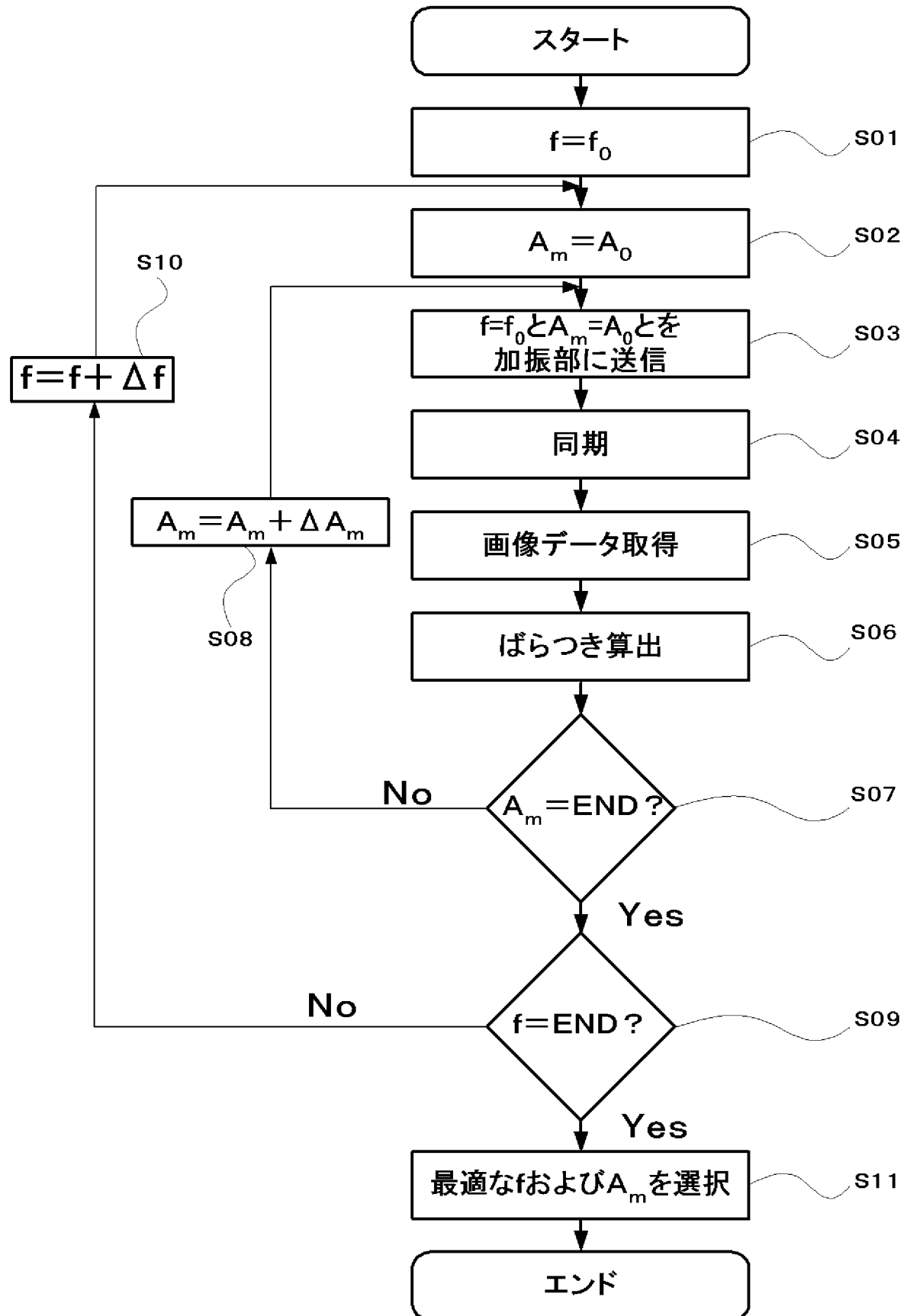
144b

148

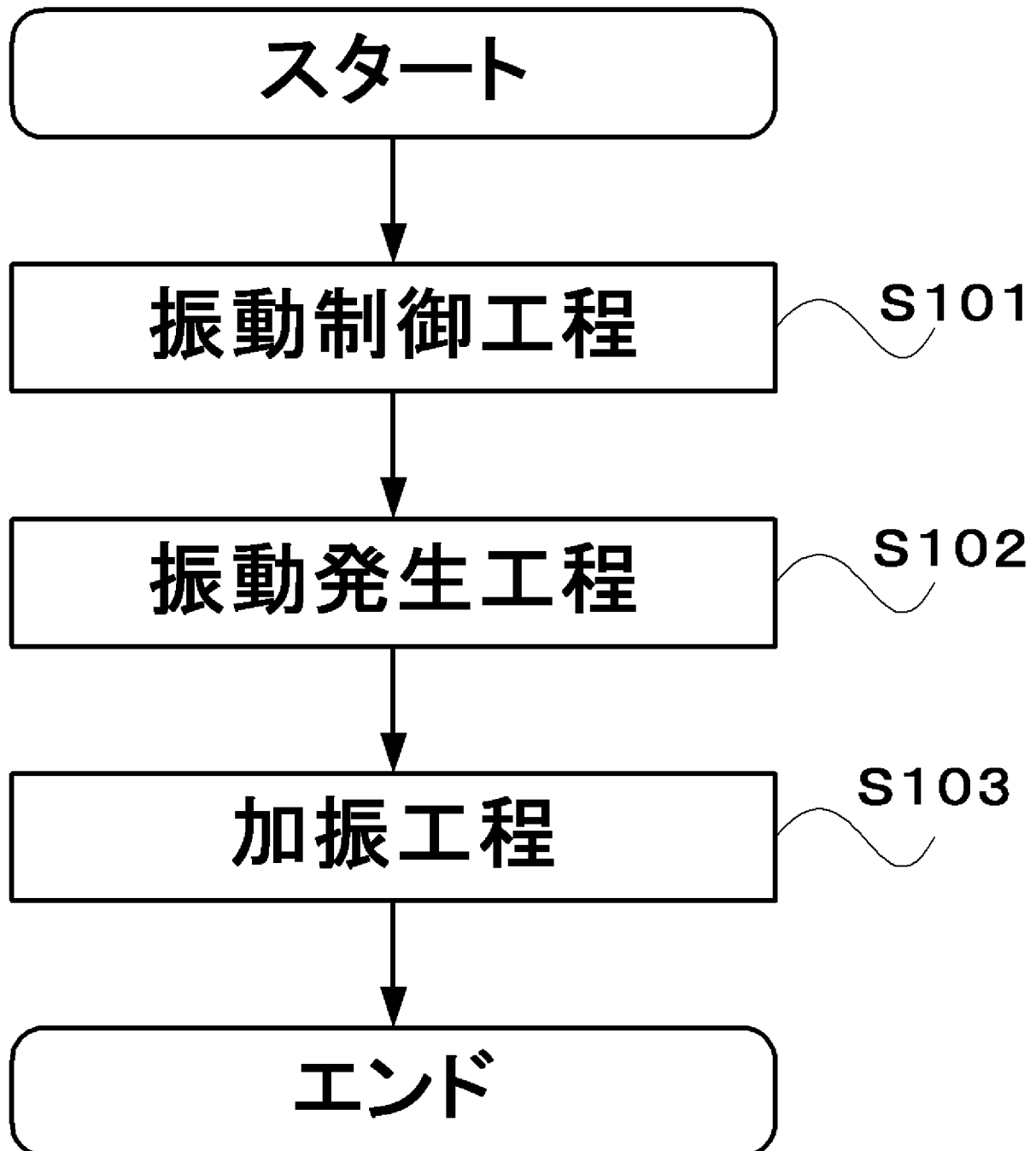
[図9]



[図10]



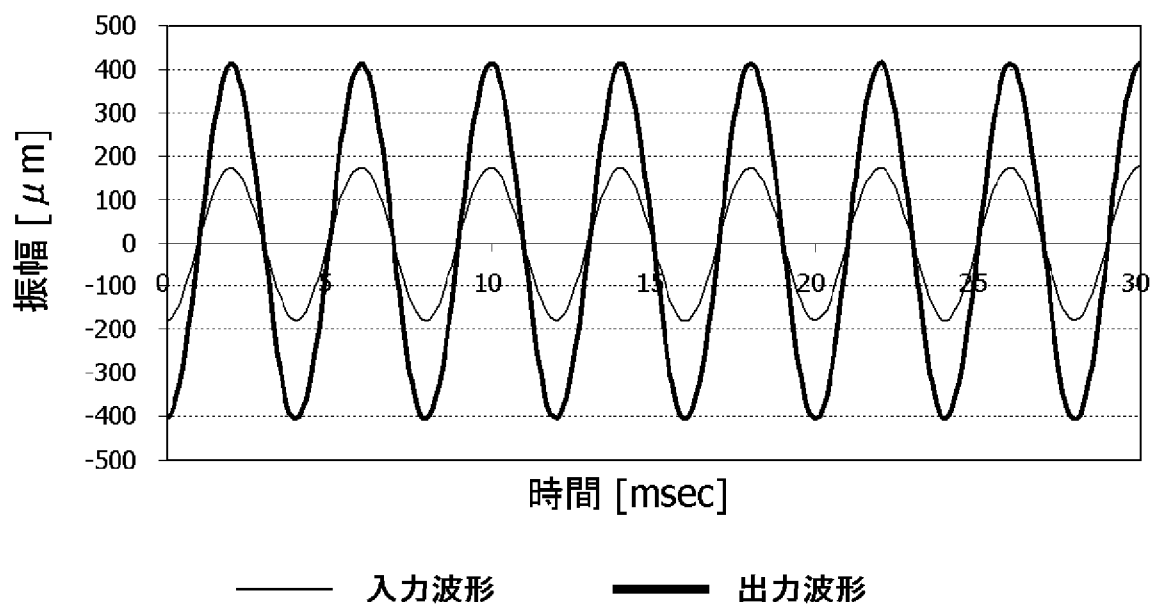
[図11]



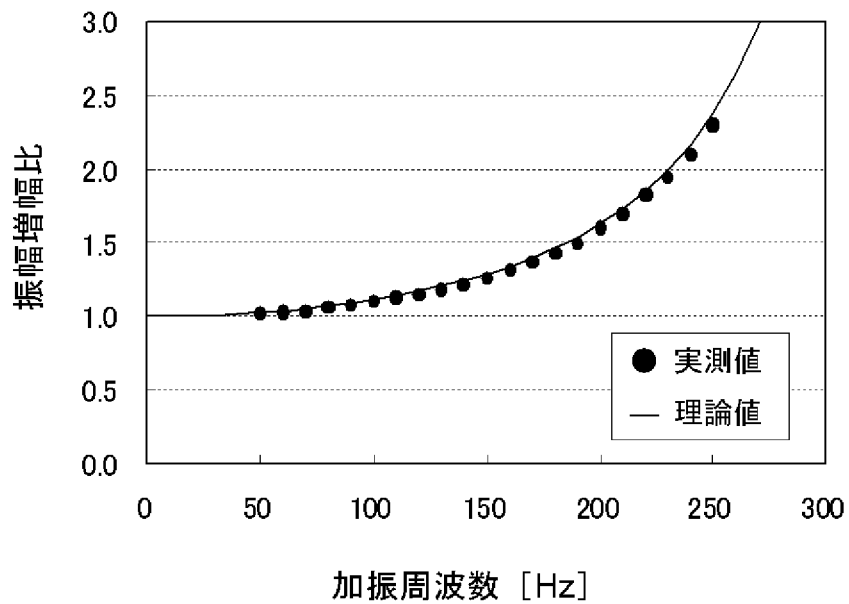


[図12]

(a)

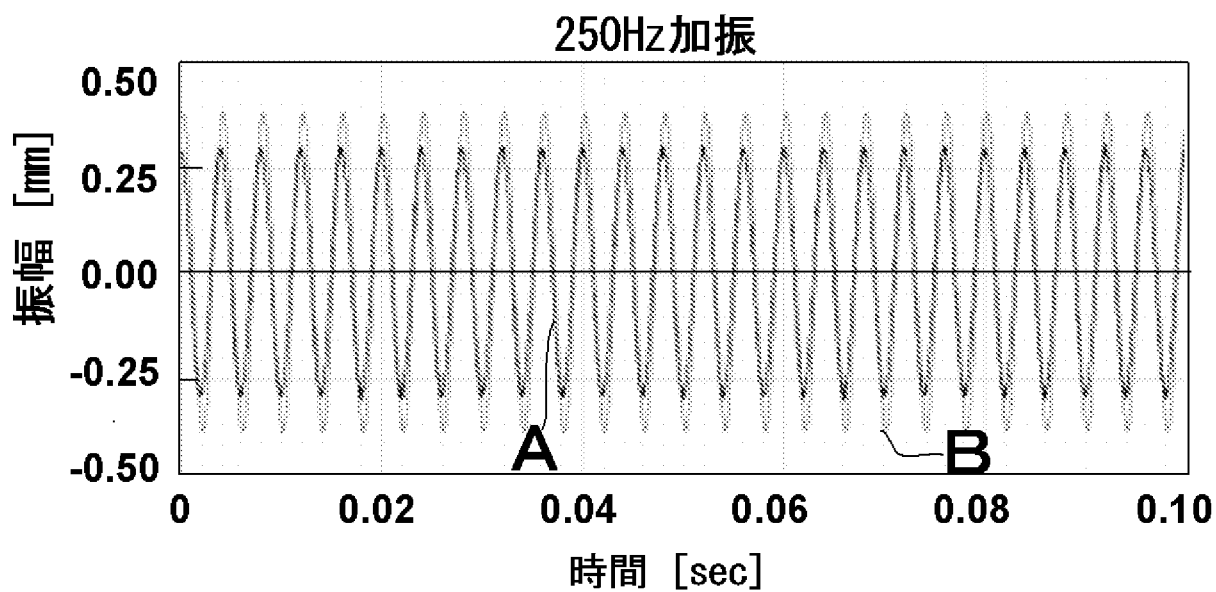
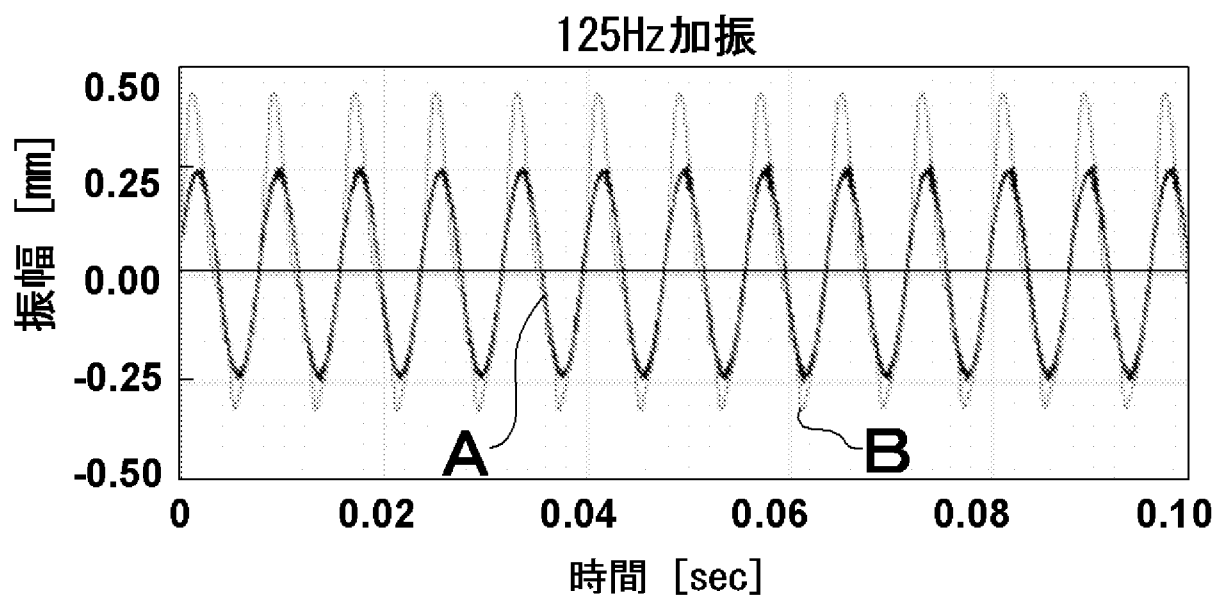


(b)

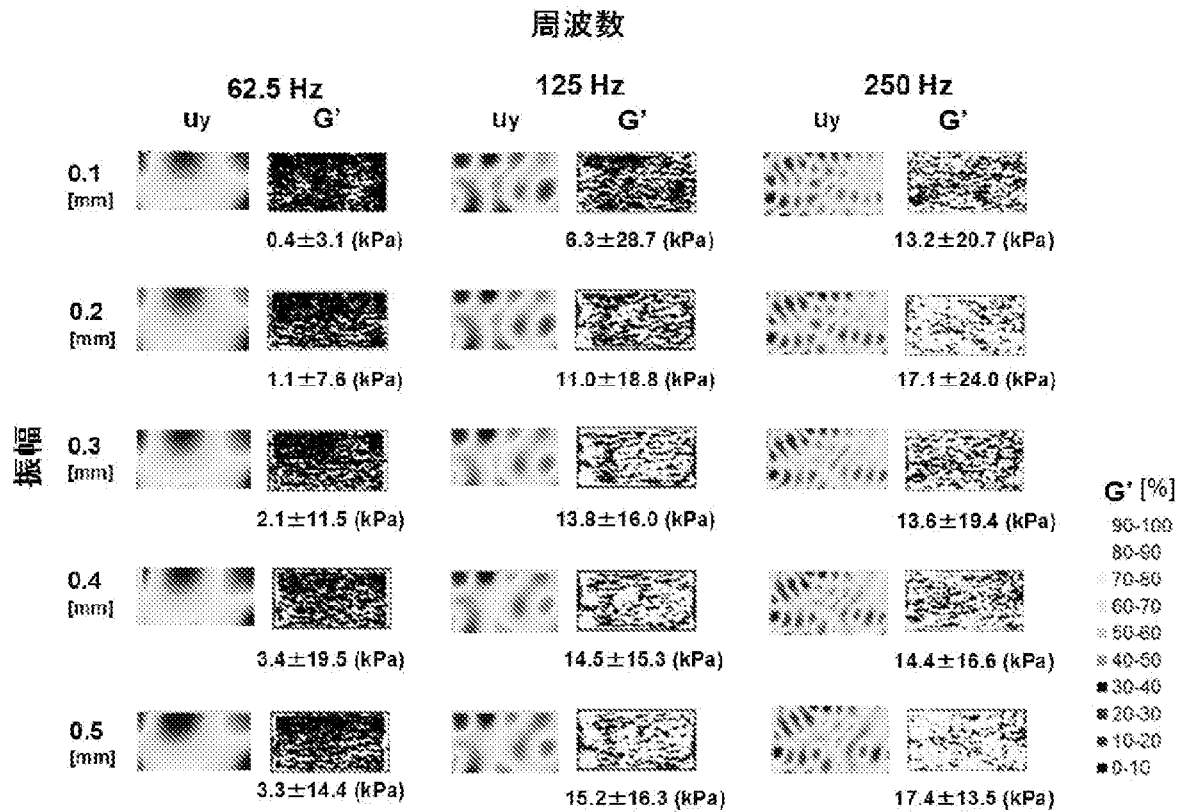


加振周波数と振幅増幅比

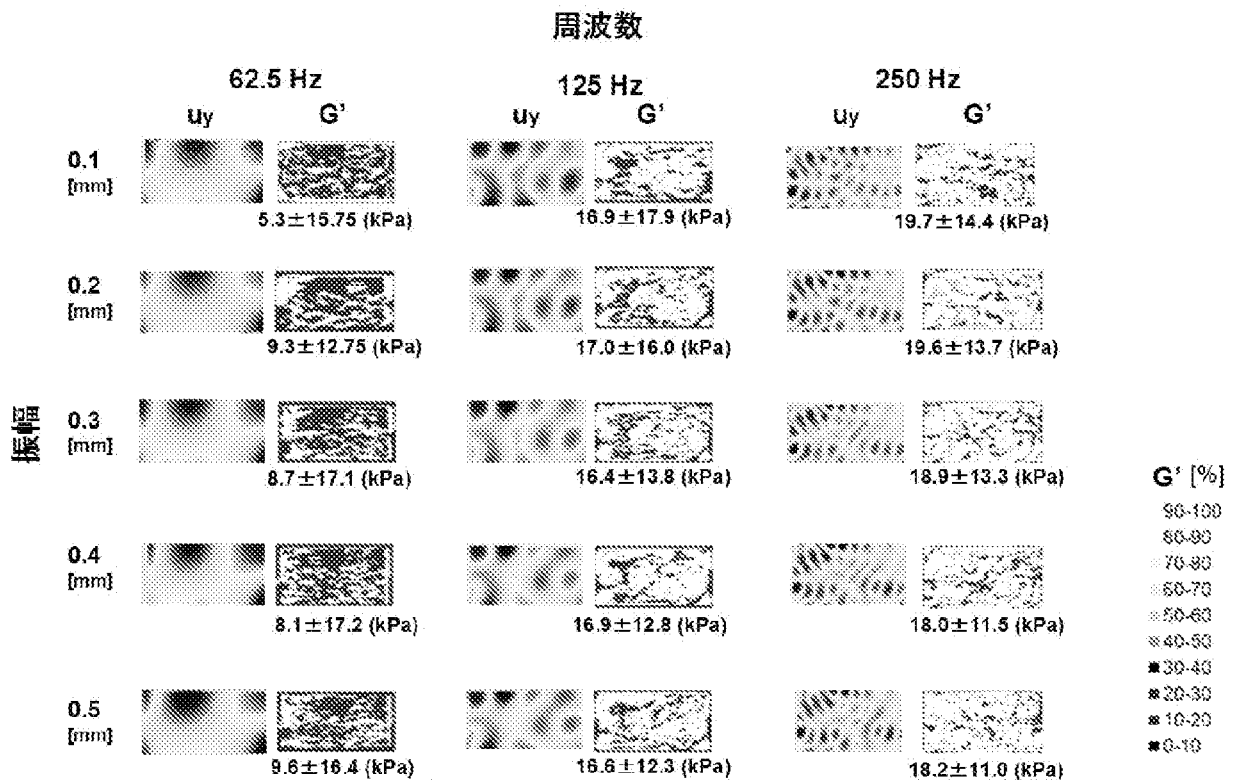
[図13]



[図14]



[図15]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/069215

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/055 (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		
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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2007/118710 A1 (CHARITE-UNIVERSITATSMEDIZIN BERLIN), 25 October 2007 (25.10.2007), description, page 16, line 3 to page 18, line 11; page 20, line 15 to page 21, line 18; page 24, lines 13 to 15; fig. 1 & US 2011/0006767 A1 & DE 102006037160 A1	1-4, 7-10
A	Kai Uffmann et al, Design of an MR-compatible piezoelectric actuator for MR elastography, Concepts in Magnetic Resonance Part A, 2002.12, vol.15, no.4, pp.239-254 (refer to pages 241 to 243)	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 16 November, 2011 (16.11.11)		Date of mailing of the international search report 29 November, 2011 (29.11.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/069215

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Y. K. Mariappan et al, High Frequency Mode Conversion Technique for Stiff Lesion Detection in Magnetic Resonance Elastography, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 14, 2006.05, #2559	1-10
A	Patrick Asbach et al, Assessment of Liver Viscoelasticity Using Multifrequency MR Elastography, Magnetic Resonance in Medicine, 2008.08, vol.60, no.2, pp.373-379 (refer to page 375)	1-10
A	Kai Uffmann et al, In Vivo Examination of Skeletal Muscle with MR Elastography, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, 2004.05, #1774	1-10
A	Mikio Suga et al, Development of a Magnetic Resonance Elastic Microscope System, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.09, pp.1025-1027	1-10
A	WO 2005/006978 A1 (Hitachi Medical Corp.), 27 January 2005 (27.01.2005), paragraphs [0037] to [0043]; fig. 2 (Family: none)	1-10

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		
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		
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 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011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)		
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
X	WO 2007/118710 A1 (CHARITE-UNIVERSITATSMEDIZIN BERLIN) 2007. 10. 25 明細書 16 頁 3 行目-18 頁 11 行目、20 頁 15 行目-21 頁 18 行目、24 頁 13-15 行目、図 1 & US 2011/0006767 A1 & DE 102006037160 A1	1-4, 7-10
A	Kai Uffmann et al, Design of an MR-compatible piezoelectric actuator for MR elastography, Concepts in Magnetic Resonance Part A, 2002.12, vol.15, no.4, pp.239-254 (241-243 頁参照)	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 16. 11. 2011	国際調査報告の発送日 29. 11. 2011	
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) 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808

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	Y. K. Mariappan et al, High Frequency Mode Conversion Technique for Stiff Lesion Detection in Magnetic Resonance Elastography, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 14, 2006.05, #2559	1-10
A	Patrick Asbach et al, Assessment of Liver Viscoelasticity Using Multifrequency MR Elastography, Magnetic Resonance in Medicine, 2008.08, vol.60, no.2, pp.373-379 (375 頁参照)	1-10
A	Kai Uffmann et al, In Vivo Examination of Skeletal Muscle with MR Elastography, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, 2004.05, #1774	1-10
A	Mikio Suga et al, Development of a Magnetic Resonance Elastic Microscope System, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.09, pp.1025-1027	1-10
A	WO 2005/006978 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.01.27 段落[0037]-[0043]、図2 (ファミリーなし)	1-10