(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
2023年11月16日(16.11.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/218725 A1

(51) 国際特許分類:
G01N 22/00 (2006.01)　*G01N 24/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2023/006283

(22) 国際出願日：　2023年2月21日(21.02.2023)

(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 2022-079646　2022年5月13日(13.05.2022)　JP

(71) 出願人: 国立研究開発法人科学技術振興機構(**JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY AGENCY**) [JP/JP]; 〒3320012 埼玉県川口市本町四丁目１番８号 Saitama (JP).

(72) 発明者: 生嶋　健司 (**IKUSHIMA Kenji**); 〒1838538 東京都府中市晴見町３－８－１ 国立大学法人東京農工大学内 Tokyo (JP). 安齋 也真人(**ANZAI Yamato**); 〒1838538 東京都府中市春見町３－８－１ 国立大学法人東京農工大学内 Tokyo (JP). 坂倉 佑紀(**SAKAKURA Yuki**); 〒1838538 東京都府中市春見町３－８－１ 国立大学法人東京農工大学内 Tokyo (JP).

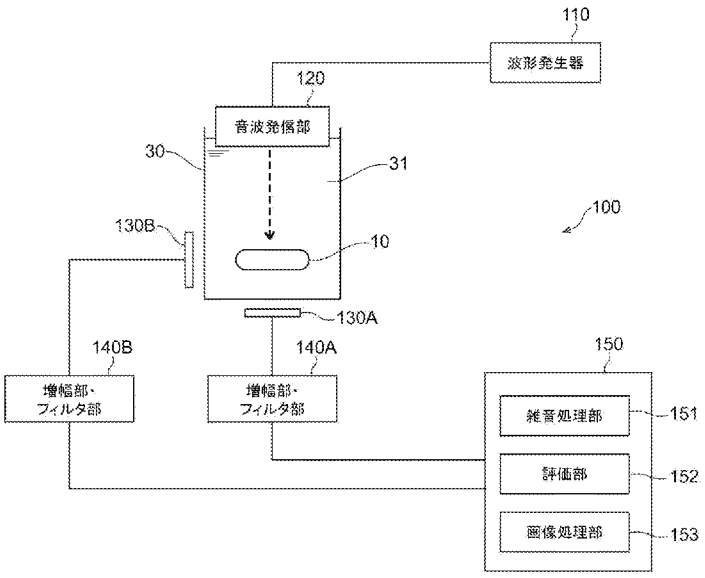
(74) 代理人: 河野 広明(**KOUNO Hiroaki**); 〒5300036 大阪府大阪市北区与力町４－８ 末広センタービル７Ｆ Osaka (JP).

(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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR,

(54) **Title:** MEASUREMENT DEVICE AND MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称： 測定装置及び測定方法

[図2]



110　Waveform generator
120　Sound-wave transmission unit
140B, 140A　Amplification unit/filter unit
151　Noise processing unit
152　Evaluation unit
153　Image processing unit

(57) **Abstract:** One measurement device 100 of the present invention comprises: a sound-wave transmission unit 120 that transmits sound waves to a measurement object 10; detection units 130A, 130B that detect electro-magnetic fields which are generated by the measurement object 10 as a result of the sound waves having been emitted from the sound-wave transmission unit, the electro-magnetic fields being from a plurality of mutually different directions or in a plurality of mutually different locations; and an evaluation unit 152 that evaluates characteristics pertaining to the anisotropy of the measurement object 10, on the basis of the results of detection of the electro-magnetic fields by the detection units 130A, 130B.

WO 2023/218725 A1

[続葉有]

LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約:本発明の１つの測定装置１００は、被測定対象１０へ音波を発信する音波発信部１２０と、音波発信部１２０から該音波が照射されたことにより被測定対象１０が発生した、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出する検出部１３０Ａ，１３０Ｂと、検出部１３０Ａ，１３０Ｂによる該電磁場の検出結果に基づき、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する評価部１５２と、を備える。

明　細　書

発明の名称 ： 測定装置及び測定方法

技術分野

[0001] 本発明は、測定装置及び測定方法に関する。

背景技術

[0002] 物体の電気特性、磁気特性その他の特性を測定する場合、通常は、光又は電波の電磁場を用いるのがよい。しかし、光の透過が困難な人体、金属又はコンクリートブロックのような対象物には、光を用いた特性の測定は難しい。そこで、光の透過が困難な人体、金属又はコンクリートブロックのような対象物に対して内部透過性が高く、同一周波数の電磁場よりも波長が５桁ほど短いため、同一周波数の電波計測に比べて深さ方向及び対象物の面内方向の空間分解能が高いという音波の特徴を活かしながら、あらゆる対象物を被測定対象とし得る音響誘起電磁場による物体の特性測定装置及びその方法が開示されている。

[0003] 特許文献１には、被測定物体に超音波を照射し、被測定物体が発生した電磁場を測定し、電磁場の強度、位相及び周波数特性の何れか又はこれらの組み合わせから、被測定物体の電気特性、磁気特性又は電磁気・機械特性の何れかを測定する技術が開示されている。また、特許文献２には、振幅変調された音波が被測定対象に対して照射されることによって発生した電磁場を検出し、電磁場の強度、位相、及び周波数からなる群から選択される少なくとも１種の測定に基づいて、被測定対象の電気特性、磁気特性、電気機械特性、及び磁気機械特性からなる群から選択される少なくとも１種の特性を抽出する技術が開示されている。このように、超音波によって励起される電磁応答を計測する手法を音響誘起電磁法（Acoustically Stimulated Electro Magnetic（ＡＳＥＭ）法）と呼ぶ。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第４９１９９６７号公報

特許文献2：特許第５８９２６２３号公報

非特許文献

[0005] 非特許文献1：Ｅ．Ｂｅａｕｒｅｐａｉｒｅ 他５名，Ａｐｐｌ．Ｐｈｙｓ．Ｌｅｔｔ．，Ｖｏｌ．８４，Ｎｏ．１８，ｐｐ．３４６５－３４６７，３．Ｍａｙ ２００４

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明は、音響誘起電磁法を用いて対称中心をもたない結晶又は繊維構造などの非等方的構造を有する組織の結晶性又は配向性を定量的又は定性的に評価し得る、測定装置及び測定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

[0007] 本発明者は、ＡＳＥＭ法を用いて被測定物体が発生した電磁場を測定する際に、例えば、その被測定対象が対称中心をもたない結晶又は繊維構造などの非等方的構造を有する組織である場合に、照射する音波（例えば、超音波）によって被測定対象内に電気分極（又は、圧電分極）が誘起されることを見出した。そして、その分極の異方性が、被測定対象の異方性に大きく影響すること、及び被測定対象の結晶性又は配向性に大きく影響することを知得した本発明者は、確度高くその異方性に関する特性（例えば、分極の向き、分極の大きさ、分極の異方性の度合い、およびそれら分極の異方性から結晶方向、結晶性の度合い、繊維構造の場合、配向方向、配向性の度合い）を評価するべく、鋭意研究と分析を重ねた。

[0008] その結果、該被測定対象の特性に応じて、該被測定対象からの電磁場の信号を検出する検出部の数、配置、及び／又は検出の方法等を工夫することにより、確度高くその異方性を評価し得ることを知得した。加えて、本発明者は、前述の工夫をする中で、該検出部が測定対象となる電磁場を検出する時点では不可避的に存在する雑音を、確度高く低減又は除去し得る測定装置及

び測定方法をも創出した。本発明は上述の各知見に基づいて創出された。

[0009] 本発明の１つの測定装置は、被測定対象へ音波を発信する音波発信部と、該音波発信部から該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出する検出部と、該検出部による該電磁場の検出結果に基づき、前述の被測定対象の異方性に関する特性を評価する評価部と、を備える。

[0010] この測定装置によれば、上述の音波が照射されたことによって発生した被測定対象からの電磁場を検出するときに、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を上述の検出部が検出できるため、従来と比較して確度高く該被測定対象の異方性に関する特性を評価することが可能となる。

[0011] また、本発明のもう１つの測定装置は、被測定対象へ音波を発信する音波発信部と、該音波発信部から該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する検出部と、該検出部による少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果を演算して該電磁場の雑音を低減又は除去する雑音処理部と、を備える。

[0012] この測定装置によれば、上述の音波が照射されたことによって発生した被測定対象からの電磁場を検出するときに、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を上述の検出部が検出できるため、従来と比較して確度高く該被測定対象の異方性に関する特性を評価することが可能となる。加えて、該電磁場の検出結果を演算する雑音処理部により、該電磁場の雑音を低減又は除去し得る。その結果、この測定装置によれば、雑音が少ない又は皆無の電磁場を評価することができるため、より確度高く、該被測定対象の異方性を評価することが可能となる

[0013] また、本発明の１つの測定方法は、被測定対象へ音波を発信する発信工程と、該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出する検出工程と、該検出工程で検出した該電磁場の検出結果に基づき、前述の被

測定対象の異方性に関する特性を評価する評価工程と、を含む。

[0014] この測定方法によれば、上述の発信工程によって発生した被測定対象からの電磁場を検出する検出工程において、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出することができるため、上述の評価工程においては、従来と比較して確度高く該被測定対象の異方性に関する特性を評価することが可能となる。

[0015] また、本発明のもう１つの測定方法は、被測定対象へ音波を発信する発信工程と、該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を少なくとも２方向から検出する検出工程と、該検出工程で検出した前述の少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果の関係に基づき、前述の被測定対象のする評価工程と、を含む。

[0016] この測定方法によれば、上述の発信工程によって発生した被測定対象からの電磁場を検出する検出工程において、少なくとも２方向から電磁場を検出することができるため、上述の評価工程においては、従来と比較して確度高く該被測定対象の異方性に関する特性を評価することが可能となる。

[0017] また、本発明のもう１つの測定方法は、被測定対象へ音波を発信する発信工程と、該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を少なくとも２方向から検出する検出工程と、該検出工程で検出した前述の少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果を演算して前述の電磁場の雑音を低減又は除去する雑音処理工程と、を含む。

[0018] この測定方法によれば、上述の発信工程によって発生した被測定対象からの電磁場を検出する検出工程において、少なくとも２方向から電磁場を検出することができるため、上述の評価工程においては、従来と比較し確度高く該被測定対象の異方性に関する特性を評価することが可能となる。加えて、該電磁場の検出結果を演算する雑音処理工程により、該電磁場の雑音を低減又は除去し得る。その結果、この測定方法によれば、雑音が少ない又は皆無の電磁場を評価することができるため、より確度高く、該被測定対象の異方性を評価することが可能となる。

[0019] 上述の検出部の一例は、後述するように、上述の音波発信部より音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する少なくとも１つの検出部を備える。

[0020] また、上記測定装置又は測定方法の他の一例は、重複しない限り、該検出部による、又は該検出工程における少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果を用いた演算により該電磁場に含まれる雑音を低減又は除去する雑音処理部、又は雑音処理工程をさらに備えてもよい。

[0021] また、該検出部の一例は、該音波発信部より該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する第１検出部と、該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する、該第１検出部とは異なる位置に配置された第２検出部と、を備え、該雑音処理部は、該第１検出部による検出結果と、該第２検出部による検出結果とを用いた減算により該電磁場に含まれる雑音を低減又は除去してもよい。

[0022] また、該雑音処理部の処理の一例は、次の（ｐ１）～（ｐ３）の順序のとおりである。

[0023] （ｐ１）該第１検出部による検出結果（説明の便利上、「第１検出結果」と呼ぶ。）及び該第２検出部による検出結果（説明の便利上、「第２検出結果」と呼ぶ。）をフーリエ変換し、該第１検出部による第１検出結果のフーリエ変換後の波形を周波数成分毎に規格化した波形の値と、該第２検出部による第２検出結果のフーリエ変換後の波形を周波数成分毎に規格化した波形の値の複素共役をとった値とを乗じて係数を求める。

[0024] （ｐ２）フーリエ変換後の該第１検出部による第１検出結果及び該第２検出部による第２検出結果から、該係数が特定の値以下の周波数成分を除去する。

[0025] （ｐ３）（ｐ２）において除去した後のフーリエ変換後の該第１検出部による第１検出結果及び該第２検出部による第２検出結果に対して逆フーリエ変換を行い、逆フーリエ変換後の該第１検出部による第１検出結果と該第２検出部による第２検出結果との差分を取る。

[0026] また、上述の検出部の役割を担う該第２検出部の一例は、該第１検出部の周囲を取り囲む形状を有してもよい。

[0027] また、該音波発信部の一例は、該被測定対象の２次元面又は３次元体積に亘って該音波を走査し、該検出部による少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果を画像化する画像処理部をさらに備えてもよい。

[0028] また、該評価部の一例は、該検出部による２方向からの該電磁場の差分に基づき、該被測定対象の特定方向の結晶性を評価してもよい。

[0029] また、該評価部の一例は、該検出部による２方向からの該電磁場の差分又は比の少なくともいずれかに基づき、該被測定対象の繊維構造の配向度合いを評価してもよい。

[0030] また、本発明の別の観点によれば、被測定対象へ音波を発信する音波発信部と、該音波発信部から該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する検出部と、該検出部による少なくとも２方向からの該電磁場の検出結果を演算して該電磁場の雑音を低減又は除去する雑音処理部と、を備える測定装置が提供される。

[0031] また、該検出部の一例は、該音波発信部より該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する第１検出部と、該音波が照射されたことにより該被測定対象が発生した電磁場を検出する、該第１検出部とは異なる位置に配置された第２検出部と、を備え、該雑音処理部は、該第１検出部による検出結果と、該第２検出部による検出結果とを用いた減算により該電磁場に含まれる雑音を低減又は除去してもよい。

発明の効果

[0032] 本発明によれば、音響誘起電磁法を用いて結晶又は繊維構造をもつ組織を評価する際に、外来ノイズを低減又は除去し、その組織の配向性を定性的及び／又は定量的に評価する、測定装置及び測定方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0033] [図1]被測定対象の部分に音波を照射して誘起される電磁場の様子を示す図で

ある。

[図2]第１の実施形態の測定装置の構成例を示す図である。

[図3]測定装置による測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図4]被測定対象への超音波の照射によって被測定対象において誘起された電気分極を説明する図である。

[図5]第１の実施形態の測定装置を用いた被測定対象の測定方法を説明する図である。

[図6]繊維方向に垂直に超音波を照射して、第１の実施形態の検出部が検出した電磁場の強さを示すグラフである。

[図7]繊維方向に平行に超音波を照射して、第１の実施形態の検出部が検出した電磁場の強さを示すグラフである。

[図8]被測定対象の非侵襲評価を行う場合について説明する図である。

[図9]被測定対象の非侵襲評価を行う場合について説明する図である。

[図10]図８で示したE_y/E_p、及び図９で示したE_x/E_pの計算方法を説明するための図である。

[図11]第１の実施形態の測定装置による雑音の低減又は除去処理の流れを示すフローチャートである。

[図12]第１の実施形態の測定装置による雑音の低減又は除去処理を説明する図である。

[図13]第１の実施形態の変形例（１）の検出部を示す図である。

[図14]第１の実施形態の変形例（１）の検出部の他の変形例を示す図である。

[図15]第１の実施形態の変形例（２）の測定装置を示す図である。

[図16]第１の実施形態の変形例（３）の測定装置の構成例を示す図である。

[図17]第１の実施形態の変形例（４）の測定装置を示す図である。

[図18]第１の実施形態の変形例（５）の測定装置の構成例を示す図である。

[図19]第１の実施形態の変形例（６）の測定装置の構成例を示す図である。

[図20]第１の実施形態の変形例（７）の測定装置の構成例を示す図である。

[図21]第１の実施形態の変形例（８）の測定装置の構成例を示す図である。

[図22]第１の実施形態の変形例（９）の測定装置の構成例を示す図である。

[図23]第１の実施形態の変形例（１０）の測定装置の構成例を示す図である。

[図24]第１の実施形態の変形例（１１）の測定装置の構成例を示す図である。

[図25]第１の実施形態の変形例（１１）の更なる変形例の測定装置の構成例を示す図である。

[図26]ウシの骨を被測定対象１０とした場合の、第１の実施形態の変形例（６）の測定装置を用いた測定結果のグラフ（ａ）及び（ｂ）である。

[図27]水晶を被測定対象とした場合の、第１の実施形態の変形例（６）の測定装置を用いた測定結果のグラフである。

[図28]ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合の、第１の実施形態の変形例（７）の測定装置を用いた測定結果のグラフである。

[図29]ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象とした場合の、第１の実施形態の変形例（６）の測定装置を用いた測定結果のグラフである。

[図30]（ａ）は、２つの検出部と音波媒体を収容する収容部とが一体化された第２の実施形態の測定装置の構成例を示す図である。（ｂ）は、第２の実施形態の測定装置を用いて、ヒトの腕の骨の測定を行っている様子を写した写真の一例である。

[図31]ヒトの指の骨を被測定対象とした場合の、第２の実施形態の測定装置を用いた測定結果のグラフ（ａ）及び、ヒトの上腕の骨を被測定対象とした場合の、第２の実施形態の測定装置を用いた測定結果のグラフ（ｂ）である。

発明を実施するための形態

[0034] 本発明の実施形態を、添付する図面に基づいて詳細に述べる。尚、この説明に際し、全図にわたり、特に言及がない限り、共通する部分には共通する参照符号が付されている。また、図中、本実施形態の要素は必ずしもスケー

ル通りに示されていない。また、各図面を見やすくするために、一部の符号が省略され得る。

[0035] ＜第１の実施形態＞

以下の説明では、繊維構造をもつ組織として、骨、腱、靭帯等の生体線維組織の評価を行う場合について説明する。なお、生体における糸状の組織のことは「線維」と呼ばれることがあるが、以下の説明では「繊維」と表記することとする。

[0036] 結晶は、原子配列によりある種の対称性を有する。生体組織、高分子繊維材料のような組織では、原子スケールでの正確な周期性は担保されていないが、よりマクロなスケールにおいては、ある種の周期的構造を有していることがある。例えば、線維状高分子がある方向に揃って配列した束を作り、またその分子束が集まり、さらに大きな線維束を作るといった階層構造をもつことがある。本発明者は、被測定対象における原子配列又は繊維構造の対称性について鋭意研究を重ねた結果、音波照射により誘起される電気分極（又は、圧電分極）の大きさ及び向きは、結晶又は繊維構造の対称性に応じて決定付けられ得ることを知見した。そして本発明者は、以下で説明するように、音響誘起電磁法を用いて繊維構造をもつ組織を評価する際に、その組織の結晶性又は配向性を定量的に評価できる技術を発明するに至った。なお、電気分極の大きさが音圧に比例する場合は、圧電分極とみなしてよい。また、電気分極の大きさが音圧に比例する特性を圧電特性とみなしてよい。ただし、音波照射により誘起される電気分極の大きさ及び向きが、結晶又は線維構造の対称性に応じて決定付けられる場合、本実施形態は、電気分極の大きさが音圧に比例することに限定されない。

[0037] 一般に、繊維構造の組織は、その配向方向に対して引張強度が強い。従って、運動器官の骨、腱、靭帯等の繊維組織は、力学的負荷に耐えられるように適切な配向性を維持している。コラーゲン繊維組織に損傷が生じると、炎症性のサイトカインが放出され、炎症部位には組織を修復するために繊維芽細胞が集合し、損傷した組織を修復するためにコラーゲン繊維を産生する。

新生されたコラーゲン繊維は、新生の当初は無秩序に配列するが、運動などの適切な力学的負荷を加えることにより、最終的には負荷に耐え得る最適な配列を有することで、損傷部位の修復は完了する。石灰化した骨についても、重力又は運動という力学的負荷により、骨強度が増すことが知られている。これらの現象は、運動器官は外部からの負荷に耐え得るために、常に適切なコラーゲン繊維構造を再構築していることを意味する。

[0038] これまで繊維組織に関する診断の中心となっている技術は、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging、核磁気共鳴画像法）、ＣＴ（Computed Tomography、コンピュータ断層撮影）、エコー等である。ＭＲＩ、ＣＴ、エコー等では対象組織の形状、厚み、量を評価しているが、繊維構造の力学特性にとって根幹となる「繊維の配向性」に関わる質的な情報は取得できていない。骨粗鬆症の診断では、臨床現場だけでなく、実験動物を用いた基礎研究においても、Ｘ線ＣＴ又はＤＸＡ法（二重エネルギーＸ線吸収測定法）による骨密度評価が主流であり、骨の体積比にして半分を占めるコラーゲン繊維を非侵襲に評価する骨質診断技術はない。

[0039] 本発明者は、骨だけでなく、生体軟組織でも音波（例えば、超音波）により電気分極（又は、圧電分極）が誘起されることを見出した。さらに、その分極の異方性は、繊維の結晶性（配向性）で規定されることも判明した。このことは、分極の異方性から、その繊維組織の配向の向きや配向度合いを評価できることを意味する。ＡＳＥＭ法は、音波（例えば、超音波）を用いて体内の特定部位の分極を評価及び画像化可能であるため、非侵襲医療診断への展開も可能である。

[0040] 初めに、被測定対象の物体に音波が照射されると、音波が照射される部分に誘起される電磁場を説明する。なお、音波が照射される部分に誘起される電磁場の詳細については上記特許文献１に開示されている。

[0041] 図１は、被測定対象の部分に音波を照射して誘起される電磁場の様子を示す図である。図１において、音波集束ビーム１は、被測定対象の部分２に集束している様子を示しており、丸印で囲んだ＋及び－の記号は、それぞれ正

の荷電粒子３及び負の荷電粒子４を示している。また、被測定対象の音波集束領域２では、正の荷電粒子３と負の荷電粒子４との濃度のバランスが崩れ、正の荷電粒子３が負の荷電粒子４よりも多い電荷分布状態を示している。加えて、矢印５は、音波集束ビーム１の音波振動方向を示しており、電場の向きに対応する。また、矢印６は、矢印５に垂直な面内で発生する磁場を示している。

[0042] 図１に示すように、音波集束ビーム１の照射によって、正の荷電粒子３及び負の荷電粒子４は、音波の振動方向（符号５で示した矢印の方向）に音波の振動数で振動する。そうすると、正の荷電粒子３及び負の荷電粒子４の振動は電荷が振動することになるので、振動方向５に垂直な面内で発生する磁場（符号６で示した矢印の方向）が誘起される。発生する電磁場は、互いに位相がπだけずれているので、それらの電磁場が互いに打ち消しあうために電磁場は誘起されない。しかしながら、被測定対象の音波集束領域２では、負の荷電粒子４よりも正の荷電粒子３が多い電荷分布状態であるので、互いに完全に打ち消し合うことができず、正味の電磁場（矢印６）が誘起されることになる。従って、音波によって誘起される電磁場を観測し、電磁場の強度変化が観測されれば、電荷分布に変化が生じたこと、即ち、正の荷電粒子３又は負の荷電粒子４の濃度に変化が生じたか、或いはその両方の濃度が変化したことがわかる。その結果、音波によって誘起される電磁場の測定から、被測定対象中の荷電粒子の特性値、この場合にはその濃度の変化を測定することができる。

[0043] ところで、図１は、音波によって誘起される電磁場の測定から、荷電粒子の濃度変化を測定する例を示したが、測定できる荷電粒子の特性値の変化としては、濃度だけでなく、質量、サイズ、形状、荷電数、又は荷電粒子を取り囲む媒体との相互作用力の変化が可能である。例えば、被測定対象の状態に関する他の知識、又は、他の何らかの手段による知識から、濃度、質量、サイズ、形状、及び荷電数の変化が起こり得ない状態であれば、測定した電磁場の強度変化は、荷電粒子を取り囲む媒体との相互作用力の変化に結びつ

けることができる。従って、例えば、測定した電磁場の強度変化は、電子分極率又は陽イオン分極率の変化に結びつけることができる。

[0044] 本実施形態では、被測定対象の電気特性として、電場、誘電率、電場又は誘電率の空間勾配を測定することができる。また、本実施形態では、被測定対象の磁気特性として、電子スピン又は核スピンに起因した磁化を測定することもできる。具体的には、電気分極の場合と同様に、磁化が時間変化しても電磁場が発生する。Ｍａｘｗｅｌｌ方程式によると、放射電場は磁化の時間に対する２回微分に比例する（非特許文献１参照）。従って、電磁場の強度や位相から、磁化の大きさや方向を測定することが可能である。

[0045] また、本実施形態では、被測定対象の磁気特性として、電子スピン又は核スピンに起因した音響磁気共鳴を測定することができる。具体的には、ある特定の共鳴周波数で、音波が効率よく吸収され、電子スピン又は核スピンの方向が変化することから、その周波数において電磁場の強度や位相が大きく変化することが期待される。情報としては、共鳴周波数を確定することができる。加えて、通常のＥＳＲ（電子スピン共鳴）やＮＭＲ（核磁気共鳴）と同様に、音波の周波数を走査すれば、スペクトルが得られ、電子スピンや核スピンの情報を取得できる。また、電子スピンや核スピンの緩和時間が測定できる。

[0046] また、本実施形態では、被測定対象の電気機械特性又は磁気機械特性として、圧電特性又は磁歪特性を次のように測定することができる。反転対称性のないイオン結晶は原理的に歪によって、電気分極が生じる。従って、音波誘起電磁場といえる被測定対象の電磁場の強度から分極の大きさを得ることができる。音波を走査すれば、被測定対象の圧電特性を画像化することができる。さらに、音波伝播方向と、発生した電磁場の角度分布から、圧電テンソルを、被測定対象に電極を設けずに非接触で測定することができる。

[0047] また、本実施形態では、被測定対象の電気機械特性又は磁気機械特性として、磁歪特性を次のように測定することができる。磁歪とは、結晶歪により電子軌道が変化し、軌道・スピン相互作用を通じて電子スピン磁化に変化が

加わる現象をいう。他の態様として、磁区構造が外部歪によって変化し、その結果、巨視的な領域（音波ビームスポット程度）での有効磁化が変化することもある。また、結晶歪により、結晶場分裂に変化が生じ、これが電子状態を変化させ、電子スピン磁化の大きさを変化させることもある。これらの時間変化が電磁場を発生させると考えられる。従って、音波誘起電磁場の強度から磁化の大きさや軌道・スピン相互作用、結晶歪と電子軌道変化の敏感さ、結晶場分裂と歪の敏感さ、結晶場分裂と電子スピン状態の関係、又は磁区構造と歪の関係を決定することができる。音波伝播方向と放射強度からは、被測定対象に電極を設けずに、非接触で磁歪テンソルを測定することができる。磁歪特性の画像化も圧電特性と同様に可能である。

[0048] 本実施形態では、被測定対象に音波を照射し、この被測定対象が発生した電磁場を測定する。本実施形態では、所定の情報に基づいて生成された音波を被測定対象に照射し、被測定対象に対して照射されることによって発生した電磁場を検出する。そして、検出した電磁場の強度、位相、及び周波数からなる群から選択される少なくとも１種の測定に基づいて、被測定対象の電気特性、磁気特性、電気機械特性、及び磁気機械特性からなる群から選択される少なくとも１種の特性を抽出することができる。従って、被測定対象の電気特性としては、電場、誘電率、電場又は誘電率の空間勾配、被測定対象の有する荷電粒子における濃度、質量、寸法、形状、荷電数、荷電粒子を囲む媒体との相互作用からなる群から選択される少なくとも１種の特性値の変化を測定することができる。被測定対象の磁気特性としては、被測定対象の電子スピン又は核スピンに起因した磁化、被測定対象の電子スピン、又は核スピンに起因した音響磁気共鳴を測定することができる。被測定対象の電気機械特性、及び磁気機械特性としては、被測定対象の圧電特性又は磁歪特性を測定することができる。

[0049] 図２は、本実施形態の測定装置１００の構成例を示す図である。図２に示したように、本実施形態の測定装置１００は、波形発生器１１０と、音波発信部１２０と、検出部１３０Ａ，１３０Ｂと、増幅部・フィルタ部１４０と

、信号処理部１５０と、を含んで構成される。図２に示した測定装置１００は、被測定対象１０の特性を測定する装置である。なお、本実施形態では、被測定対象１０として繊維構造を持つ組織を有する物体を用いている。また、図２においては、本願の他の図面と同様に、被測定対象１０を保持する公知の保持具又は保持機構は省略されている。また、代表的な検出部の例は、静電結合アンテナ、例えば金属板を用いる。なお、例えば、ループ型アンテナ、静電結合型アンテナ、アレイ型アンテナなどの各種アンテナ、電荷、電場、磁場を検出するセンサ及びアレイセンサ等が、アンテナ１３０Ａ，１３０Ｂとして使用されてもよい。また、本実施形態を含む各実施形態においては、発信された音波は、点線の矢印、又はドットが施された矢印によって図面中に表され、電気分極又は圧電分極を表す白抜きの矢印と区別される。加えて、必ずしも電気分極又は圧電分極を表す白抜きの矢印は各図面において描かれてない。

[0050] 波形発生器１１０は、音波発信部１２０から超音波に代表される音波（以下、「超音波」という。）を発生させるための所定の波形（例えば、パルス波形）を発生する。音波発信部１２０は、波形発生器１１０が発生した波形に基づいて、被測定対象１０に向けて超音波を発信する（発信工程の一例）。音波発信部１２０と被測定対象１０との間は、音波の発信に伴う残響ノイズと、該音波によって被測定対象が発生した電磁場とを時間的に分離するために、槽３０の中に音波媒体３１の一例としての水が存在する。上述の実施形態においては、音波媒体として水が採用されているが、本実施形態では、音波媒体は水に限定されない。例えば、水以外の液体（例えば、各種水溶液、アルコール、液状油）、空気を含む気体、樹脂、又は金属も、音速を調整するための音波媒体３１として採用され得る。また、本実施形態における音波の周波数の範囲は、例えば１０ｋＨｚ～１ＧＭＨｚの音波であり、代表的な周波数は、０．５ＭＨｚ～１０ＭＨｚである。

[0051] 検出部１３０Ａ，１３０Ｂは、本実施形態の検出部の一例である。１つの検出部（第１検出部）１３０Ａは、被測定対象１０が発生した（放射した）

電磁場（第１電磁場の一例）を検出し、もう１つの検出部（第２検出部）１３０Ｂも１３０Ａと同様に、被測定対象１０が発生した（放射した）電磁場（第２電磁場の一例）を検出する。なお、本実施形態においては、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出する対象を「電磁場」と呼ぶ場合と、「電磁場の信号」と呼ぶ場合があるが、実質的には同じ内容であることを付言する。検出部１３０Ａ，１３０Ｂは、電磁場を検出できるものであればよい。また、例えば、音波発信部１２０と被測定対象１０との距離は７０ｍｍとし、被測定対象１０と検出部１３０Ａ，１３０Ｂとの距離は２０ｍｍとする。なお、被測定対象１０に比べて音波が照射される部分（音波照射部）が小さい場合、上記各距離は、音波発信部１２０又は検出部１３０Ａ，１３０Ｂと、被測定対象１０における音波照射部との距離とすることが望ましい。被測定対象１０に比べて音波照射部が小さい場合とは、例えば、音波発信部１２０からの音波を集束して被測定対象１０の一部に音波を照射し、音波照射部から発生する電磁場を検出する場合である。

[0052] 検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置パターンについては後に詳述するが、一例を挙げれば、音波発信部１２０からの音波の照射により被測定対象１０に誘起される電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ａの中心とを結ぶ方向とが９０度であり、電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ｂの中心とを結ぶ方向とのなす角が４５度であってもよい。また例えば、音波発信部１２０からの音波の照射により被測定対象１０に誘起される電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ａの中心とを結ぶ方向とが９０度であり、電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ｂの中心とを結ぶ方向とのなす角が５４．７度であってもよい。もちろん、検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置パターンは係る例に限定されるものではない。

[0053] 増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂは、それぞれ、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の増幅及びフィルタリングを行う。本実施形態では、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂは、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を所定量増幅させて、バンドパスフィルタに通すことで所

定の周波数帯以外の帯域を低減又は除去する（雑音処理工程の一例）。所定の周波数帯は、例えば３．４ＭＨｚ～３．６ＭＨｚである。

[0054] 信号処理部１５０は、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂを通過した電磁場に基づき、被測定対象１０の特性を抽出する。信号処理部１５０は、雑音処理部１５１と、評価部１５２と、画像処理部１５３と、を含む。

[0055] 雑音処理部１５１は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を用いて、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去する。雑音処理部１５１による雑音の低減又は除去処理の詳細については後に詳述するが、例えば、雑音処理部１５１は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の減算を行うことにより、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音が相殺され、雑音が低減又は除去される。この雑音は、遠方から来る背景電場（外来ノイズ）に起因する。

[0056] 評価部１５２は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を用いて、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する（評価工程の一例）。具体的には、評価部１５２は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を用いて、被測定対象１０の特定方向の結晶性を評価する。例えば、評価部１５２は、被測定対象１０が繊維構造を持つ場合、被測定対象１０の繊維構造がどの方向にどの程度配向しているかを評価する。

[0057] ところで、本実施形態においては、「異方性に関する特性」は、「分極の異方性に関する特性」及び「被測定対象の異方性に関する特性」の意味を含む。そして、前述の「分極の異方性に関する特性」は、「分極の向き」、「分極の大きさ」及び「分極の異方性の度合い」の意味を含む。一方、「被測定対象の異方性に関する特性」は、「結晶方向」及び「結晶性の度合い」の意味を含み、該被測定対象が繊維構造の場合は、「配向方向」及び「配向性の度合い」の意味を含む。なお、「分極の異方性に関する特性」を測定することにより、「被測定対象の異方性に関する特性」を知ることが可能となる。

[0058] もし、被測定対象１０が結晶性又は配向性の低いランダムな構造を有する

場合、音波発信部１２０によって超音波が照射される、被測定対象１０の各局所領域において誘起される電気分極は、必ずしも一定方向に揃わずランダムな向きに生じる。検出部１３０Ａ，１３０Ｂによる検出結果は、上記局所領域において誘起される電気分極の、音波照射領域内における総和である。音波照射領域内において被測定対象１０の結晶性又は配向性が低い場合、検出部１３０Ａ，１３０Ｂによる検出結果の違いは小さくなる。逆に、音波照射領域内において被測定対象１０の結晶性又は配向性が高い場合、検出部１３０Ａ，１３０Ｂによる検出結果の違いは大きくなる。従って、評価部１５２は、異なる位置に配置する検出部１３０Ａ，１３０Ｂのそれぞれの検出結果の関係に基づいて、被測定対象１０の音波照射領域内での異方性に関する特性が評価できる。

[0059] 具体的には、評価部１５２は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に対する演算により、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。例えば、評価部１５２は、電磁場の強さに対応した信号電圧のパルス波形のｐｅａｋ－ｔｏ－ｐｅａｋ、絶対値、ある時間領域に対する包絡線の積分などにより、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。被測定対象１０の異方性に関する特性の評価については後に詳述する。

[0060] 画像処理部１５３は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の検出結果を画像化する画像処理を行う。音波発信部１２０からの超音波で被測定対象１０の２次元面（平面又は深さ方向）、又は３次元体積に亘って走査し、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の検出結果を画像処理部１５３が画像化することで、測定装置１００は、被測定対象１０の異方性の空間分布を画像化することが可能となる。なお、音波発信部１２０による超音波の走査は、機械走査であってもよく、電子走査であってもよい。

[0061] 測定装置１００は、係る構成を有することで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去することができる。測定装置１００は、係る構成を有することで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場から被測定対象１０の異方性に関する特性を評価することができる

。また測定装置１００は、係る構成を有することで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の検出結果の画像化により、被測定対象１０の異方性の空間分布を画像化することができる。

[0062] 次に、測定装置１００の作用について説明する。

[0063] 図３は、測定装置１００による測定処理の流れを示すフローチャートである。測定装置１００による測定処理は、測定装置１００に接続されているコンピュータのＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ Ｕｎｉｔ）がコンピュータプログラムを読み出して、ＲＡＭ（Ｒａｎｄｏｍ Ａｃｃｅｓｓ Ｍｅｍｏｒｙ）に展開して実行し、測定装置１００の各部を制御することにより、測定処理が行なわれる。

[0064] まず、測定装置１００は、ステップＳ１０１において、音波発信部１２０から被測定対象１０に向けて超音波を発信する。

[0065] 続いて、測定装置１００は、ステップＳ１０２において、音波発信部１２０からの超音波の照射により被測定対象１０が発生した電磁場を検出部１３０Ａ，１３０Ｂで検出する。

[0066] 続いて、測定装置１００は、ステップＳ１０３において、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に基づいて、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。具体的には、測定装置１００は、電磁場の強さに対応した信号電圧のパルス波形のｐｅａｋ－ｔｏ－ｐｅａｋ、絶対値、ある時間領域に対する包絡線の積分などにより、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。

[0067] 音波発信部１２０からの被測定対象１０への超音波の照射によって被測定対象１０において誘起された電気分極を検出部１３０Ａ，１３０Ｂにより検出する超音波振動子を走査することにより、被測定対象１０の二次元像および断層像を取得することが可能である。ここで重要なことは、検出部１３０Ａ，１３０Ｂの検出面に垂直方向に分極している場合に、検出信号が最大になる点である。また、検出部１３０Ａ，１３０Ｂの検出面に平行に分極している場合、検出信号は理想的にはゼロとなる。

[0068] 繊維組織の圧電性は、せん断応力によって生じる成分（圧電係数d_{14}）と引張・圧縮応力によって生じる成分（圧電係数d_{31}，d_{32}，d_{33}）が非ゼロであることがわかっている。なお、d_{31}は１軸方向に圧縮・引張応力が印加した場合に３軸方向に分極する成分、d_{32}は２軸方向に圧縮・引張応力が印加した場合に３軸方向に分極する成分、d_{33}は３軸方向に圧縮・引張応力が印加した場合に３軸方向に分極する成分である。また、d_{14}は、せん断応力が印加した場合に１軸（または２軸）に分極する成分である。また、繊維の配向方向を３軸としている。通常の超音波は縦波であるため、超音波により組織に誘起される分極はd_{3i}（ｉ＝１，２，３）成分の分極であることが想定される。この異方性を踏まえて、測定装置１００は、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。

[0069] 図４は、被測定対象１０への超音波の照射によって被測定対象１０において誘起された電気分極を説明する図である。図４の（ａ）は、d_{33}分極を説明しており、図４の（ｂ）は、d_{14}分極を説明している。ＡＳＥＭ法では、超音波が与えられることにより、高周波（すなわち、超音波の周波数）で時間変動する応力T_j（ｔ）を印加し、その結果として誘起される、時間変動する電気分極P_i（ｔ）が検出される。なお、T_j（ｔ）とP_i（ｔ）との関係は、以下の式で表される。以下の式中、ｉは分極方向、ｊは応力印加方向である。

[0070] $P_i(t) = d_{ij} T_j(t)$

[0071] このように、分極は配向の向きに応じて現れる。測定装置１００は、複数の位置に設けられた検出部１３０Ａ，１３０Ｂで電磁場を検出し、その電磁場の強さを用いることで、被測定対象１０の特性を評価することができる。

[0072] 図５は、測定装置１００を用いた被測定対象１０の測定方法を説明する図である。図５の（ａ）は、繊維方向に垂直に超音波を照射することでd_{31}分極を発生させて、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する例である。図５の（ｂ）は、繊維方向に平行に超音波を照射することでd_{33}分極を発生させて、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する例である。なお

、１つの検出部１３０Ａは、超音波の照射方向に平行な方向の分極を検出するための検出部であり、他の１つの検出部１３０Ｂは、超音波の照射方向に垂直な方向の分極を検出するための検出部である。

[0073] 測定装置１００を用いることで、被測定対象１０の非侵襲評価が可能となる。体外から超音波を入射し、体内の骨や腱などの繊維組織を評価する場合、検出部１３０Ａ，１３０Ｂを体外に設置する必要があるため、繊維の配向方向には検出部が設置できない場合がある。その場合、超音波入射方向と分極のなす角θの位置に検出部を設置することで、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する。図５の（ｃ）は、被測定対象１０の非侵襲評価を行う例である。被測定対象に音波を照射して、複数の方向で電磁場を検出することで、非侵襲で被測定対象の異方性に関する評価が可能となる。

[0074] また、測定装置１００を用いることで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去することが可能となる。図５の（ｄ）及び（ｅ）は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音の低減又は除去を行う例である。図５の（ｄ）で示したｒ１は、分極中心から検出部１３０Ａまでの距離、ｒ２は、分極中心から検出部１３０Ｂまでの距離である。図５の（ｄ）及び（ｅ）に示すように、ｒ１の距離とｒ２の距離とが等距離（図５（ｅ）の（ｅ－１））、略等距離（図５（ｄ）の（ｄ－２））、及び明らかに異なる距離（図５（ｄ）の（ｄ－１）及び図５（ｅ）の（ｅ－２））の群から選択されるいずれであっても、本実施形態の効果が奏され得る。また、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に対する演算処理、例えば検出部１３０Ａが検出した電磁場から検出部１３０Ｂが検出した電磁場を減算することにより、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去することができる。従って、ｒ１の距離とｒ２の距離とを等距離又は略等距離とすることは、位相の反転により、該雑音を確度高く低減又は除去することが可能となる観点から、好適な一態様といえる。

[0075] まず、繊維方向に垂直に超音波を照射することでd_{31}分極を発生させて、

被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する例を説明する。

[0076] 図６は、繊維方向に垂直に超音波を照射して、図５（ａ）に相当する位置に配置された検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の強さを示すグラフである。

[0077] 図６の（ａ）は、超音波の照射方向に垂直な方向の分極を検出するための検出部１３０Ｂが検出した信号Ｖ⊥の一例であり、図６の（ｂ）は、超音波の照射方向に平行な方向の分極を検出するための検出部１３０Ａが検出した信号Ｖ∥の一例である。なお、それぞれのグラフの横軸は、超音波の照射開始からの経過時間（すなわち、音波発生時を時刻０とする）を示しており、縦軸は、被測定対象１０への該超音波の照射によって励起された電磁場の信号（すなわち、ＡＳＥＭ信号）の強度を電圧で表したものである。これらの縦軸と横軸の定義は他の同様の測定結果のグラフにも適用される。また、それぞれのグラフは、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を３万回積算したものを示している。

[0078] 分極は配向の向きに生じるため（d_{31}分極）、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを図５の（ａ）のように設置すると、超音波の照射方向に垂直な方向の分極を検出するための検出部１３０Ｂの検出信号（図６の（ａ））は、超音波の照射方向に平行な方向の分極を検出するための検出部１３０Ａの検出信号（図６の（ｂ））よりも大きいはずである。従って、測定装置１００は、これらの検出信号の差分や比、またはその組み合わせを評価することにより、その組織の配向度合いを定量的に示すことが可能である。また、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した信号の差分又は比の演算過程において、遠方から来る背景電場（外来ノイズ）に起因した信号は相殺される。従って、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを用いることによりＳ／Ｎ比（雑音（ｎｏｉｓｅ）に対する信号（ｓｉｇｎａｌ）の比）の改善に繋げることができる。なお、本実施形態においては、理想的な配向状態を「１」とし、完全にランダムな状態（無配向の状態）を「０（ゼロ）」として規格化したときの値又は、配向方向の平均値に対するバラつきの大きさ（標準偏差）を、「

配向度合い」の指標とすることができる。

[0079] 次に、繊維方向に平行に超音波を照射することでd_{33}分極を発生させて、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価する例を説明する。

[0080] 図７は、繊維方向に平行に超音波を照射して、図５（ｂ）に相当する位置に配置された検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の強さを示すグラフである。図７の（ａ）は、超音波の照射方向に垂直な方向の分極を検出するための検出部１３０Ｂが検出した信号の一例であり、図７の（ｂ）は、超音波の照射方向に平行な方向の分極を検出するための検出部１３０Ａが検出した信号の一例である。それぞれのグラフの横軸は時間、縦軸は電圧で表した電磁場の強さである。なお、それぞれのグラフは、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を３万回積算したものを示している。

[0081] 分極は配向の向きに生じるため（d_{33}分極）、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを図５の（ｂ）のように設置すると、超音波の照射方向に垂直な方向の分極を検出するための検出部１３０Ｂの検出信号（図７の（ａ））は、超音波の照射方向に平行な方向の分極を検出するための検出部１３０Ａの検出信号（図７の（ｂ））よりも小さいはずである。従って、これらの検出信号の差分や比、またはその組み合わせを評価することにより、その組織の配向度合いを定量的に示すことが可能である。また、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した信号の差分又は比の演算過程において、遠方から来る背景電場（外来ノイズ）に起因した信号は相殺される。従って、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを用いることでＳ／Ｎ比の改善に繋げることができる。

[0082] 図８は、被測定対象１０の非侵襲評価を行う場合について説明する図である。図８の（ａ）は、非侵襲評価を行う場合の検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置位置を示し、図８の（ｂ）のグラフは、各検出部１３０Ｂの配置位置に応じた、検出部１３０Ｂが検出する電場の変化を示す。E_pは、被測定対象１０が発生した電場の大きさを示し、E_yは、検出部１３０Ｂが検出した電場のｙ軸方向の大きさを示す。θは、被測定対象１０の電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ｂの中心とを結ぶ方向とのなす角である。図８の

（ｂ）に示したように、E_y/E_pは、θが４５度のときに最大となる。従って、検出部１３０Ｂをθが４５度、あるいはその近傍の角度（例えば、４０度乃至５０度）の位置に設置することで、電場のｙ成分に基づいた被測定対象１０の異方性に関する評価が可能となる。

[0083] 図９は、被測定対象１０の非侵襲評価を行う場合について説明する図である。図９の（ａ）は、非侵襲評価を行う場合の検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置位置を示し、図９の（ｂ）のグラフは、検出部１３０Ｂの配置位置に応じた、検出部１３０Ｂが検出する電場の変化を示す。E_pは、被測定対象１０が発生した電場の大きさを示し、E_xは、検出部１３０Ｂが検出した電場のｘ軸方向の大きさを示す。θは、被測定対象１０の電気分極の方向と、電気分極の中心と検出部１３０Ｂの中心とを結ぶ方向とのなす角である。図９の（ｂ）に示したように、E_x/E_pは、θが５４．７度のときにゼロとなる。従って、検出部１３０Ｂをθが５４．７度、あるいはその近傍の角度（例えば、４９度乃至６０度）の位置に設置することで、電場のｘ成分に基づいた被測定対象１０の異方性に関する評価が可能となる。

[0084] なお、２つの検出部と分極中心との距離ｒは同じであることが望ましいが、異なっていてもよい。距離ｒが異なっている場合は、距離に応じた補正を行うことで、被測定対象１０の評価が可能となる。また分極中心から２つの検出部までの距離が異なっている場合、遠い方の検出部の面積を大きくして、２つの検出部の信号レベルを合わせてもよい。距離に応じた補正は、例えば、片方の検出部の分極中心からの距離に合わせるような補正である。また、検出部１３０Ａ，１３０Ｂの面積及び形状は同じであることが望ましいが、異なっていても、面積又は形状に応じた補正を行うことで、被測定対象１０の評価が可能となる。面積又は形状に応じた補正は、例えば、片方の検出部の面積又は形状に合わせるような補正である。

[0085] 図１０は、図８で示したE_y/E_p、及び図９で示したE_x/E_pの計算方法を説明するための図である。図１０の（ａ）には、ｘ軸方向に分極が現れており、分極中心から半径ｒの円上におけるE_x、E_yが示されている。分極中

心から半径ｒの円上における電磁場（代表的には、電場）の大きさＥ（ｒ）は以下の数式で表される。

[0086] [数1]

$$\boldsymbol{E}(\boldsymbol{r}) = -\frac{1}{4\pi\varepsilon_0}\left\{\frac{\boldsymbol{p}}{r^3} - \frac{3(\boldsymbol{p}\cdot\boldsymbol{r})\boldsymbol{r}}{r^5}\right\}$$

[0087] Ｅ（ｒ）のｘ軸成分の大きさを$Ｅ_{x}$（ｒ）、ｙ軸成分の大きさを$Ｅ_{y}$（ｒ）とすると、$Ｅ_{x}$（ｒ）、$Ｅ_{y}$（ｒ）はそれぞれ以下のように求まる。

[0088] [数2]

$$E_x(\boldsymbol{r}) = -\frac{p}{4\pi\varepsilon_0 r^3}(1-3\cos^2\theta)$$

$$E_y(\boldsymbol{r}) = \frac{p}{4\pi\varepsilon_0 r^3}(3\sin\theta\cos\theta)$$

[0089] 従って、$Ｅ_{x}$（ｒ）、$Ｅ_{y}$（ｒ）はＥ（ｒ）を用いて以下のように表される。

[0090] [数3]

$$E_x(\boldsymbol{r}) = -E_p(1-3\cos^2\theta)$$

$$E_y(\boldsymbol{r}) = E_p(3\sin\theta\cos\theta)$$

[0091] 以上の数式から、$Ｅ_{x}／Ｅ_{p}$がゼロになるθ、及び$Ｅ_{y}／Ｅ_{p}$が最大になるθが求まる。図１０の（ｂ）は、$Ｅ_{x}$（ｒ）を示すグラフであり、図１０の（ｃ）は、$Ｅ_{y}$（ｒ）を示すグラフであり、図１０の（ｂ）から、$Ｅ_{x}／Ｅ_{p}$がゼロになるθは５４．７度、$Ｅ_{y}／Ｅ_{p}$が最大になるθは４５度である。従って測定装置１００は、検出したい電磁場の成分に応じて、検出部の設置場所及び向きを、$Ｅ_{x}$（ｒ）、$Ｅ_{y}$（ｒ）に基づいて決定することで、$Ｅ_{x}$（ｒ）、$Ｅ_{y}$（ｒ）に基づいて決定しない場合と比較して、被測定対象１０を精度良く評価が可能となる。

[0092] 次に、被測定対象１０への超音波の照射により発生した電磁場の検出による雑音の低減又は除去方法を説明する。

[0093] 図１１は、測定装置１００による雑音の低減又は除去処理の流れを示すフ

ローチャートである。測定装置１００による雑音の低減又は除去処理は、測定装置１００に接続されているコンピュータのＣＰＵがコンピュータプログラムを読み出して、ＲＡＭに展開して実行し、測定装置１００の各部を制御することにより、雑音の低減又は除去処理が行なわれる。

[0094] まず、測定装置１００は、ステップＳ１１１において、音波発信部１２０から被測定対象１０に向けて超音波を発信する。

[0095] 続いて、測定装置１００は、ステップＳ１１２において、音波発信部１２０からの超音波の照射により被測定対象１０が発生した電磁場を検出部１３０Ａ，１３０Ｂで検出する。

[0096] 続いて、測定装置１００は、ステップＳ１１３において、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に対する演算により、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去する。

[0097] 図１２は、測定装置１００による雑音の低減又は除去処理を説明する図である。図１２の（ａ）は、検出部１３０Ａが検出した電磁場の一例を示すグラフ、図１２の（ｂ）は、検出部１３０Ｂが検出した電磁場の一例を示すグラフ、図１２の（ｃ）は、検出部１３０Ａが検出した電磁場から検出部１３０Ｂが検出した電磁場を減算したグラフである。それぞれのグラフの横軸は時間、縦軸は電圧で表した電磁場の強さである。ここで、音波が照射された面を被測定対象１０の「表面」、その裏側を「裏面」としている。

[0098] 図１２に示したように、検出部１３０Ａが検出した電磁場から検出部１３０Ｂが検出した電磁場を減算することで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去できる。

[0099] 検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去する別の例を説明する。検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場には、ホワイトノイズ（内在ノイズ）、被測定対象１０が発生した電磁場に起因する信号及び外来ノイズが含まれる。これらの中で、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場において形状が一致しないのはホワイトノイズだけである。すなわち、ホワイトノイズだけ複素位相が一致しない。

[0100] そこで雑音処理部１５１は、以下のようにして、まずホワイトノイズを低減又は除去し、続いて外来ノイズを低減又は除去することで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去してもよい。

[0101] 雑音処理部１５１は、まず検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場をフーリエ変換する。検出部１３０Ａの電磁場のフーリエ変換後の信号を$Z_1(\omega)$、検出部１３０Ｂの電磁場のフーリエ変換後の信号を$Z_2(\omega)$とする。$Z_1(\omega)$、$Z_2(\omega)$は以下のように表される。Z_{Re1}は$Z_1(\omega)$の実部、Z_{Im1}は$Z_1(\omega)$の虚部、Z_{Re2}は$Z_2(\omega)$の実部、Z_{Im2}は$Z_2(\omega)$の虚部である。

[0102] [数4]

$$Z_1(\omega) = Z_{\mathrm{Re1}} + \mathrm{i}\, Z_{\mathrm{Im1}}$$

$$Z_2(\omega) = Z_{\mathrm{Re2}} + \mathrm{i}\, Z_{\mathrm{Im2}}$$

[0103] 雑音処理部１５１は、変換した２つの波形$Z_1(\omega)$、$Z_2(\omega)$を、周波数成分毎に規格化して大きさを１にする。規格化された波形の値をそれぞれζ_1、ζ_2とする。ζ_1、ζ_2は、以下の数式のように表される。

[0104] [数5]

$$\zeta_1 = \frac{Z_1(\omega)}{|Z_1(\omega)|} = \cos\theta + \mathrm{i}\sin\theta$$

$$\zeta_2 = \frac{Z_2(\omega)}{|Z_2(\omega)|} = \cos(\theta + \phi) + \mathrm{i}\sin(\theta + \phi)$$

[0105] 雑音処理部１５１は、続いて、ζ_1と、ζ_2の複素共役であるζ_2^*との積を取り、係数を算出する。当該係数は$\zeta_1\zeta_2^*$の実部であり、以下の数式のように表される。係数には、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の位相差の情報ｃｏｓφが含まれる。

[0106] [数6]

$$\mathrm{Re}[\zeta_1\zeta_2^*] = \cos\phi$$

[0107] 雑音処理部１５１は、続いて、上記係数が特定の値以下の周波数を、フー

リエ変換後の信号からカットする。係数が特定の値以下の周波数をフーリエ変換後の信号からカットすることで、雑音処理部１５１は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれるホワイトノイズを低減又は除去することが出来る。

[0108] 雑音処理部１５１は、続いて、上記係数が特定の値以下の周波数をカットしたフーリエ変換後の信号を逆フーリエ変換して時間ドメインの信号に戻す。雑音処理部１５１は、続いて、逆フーリエ変換後の信号同士の差分を取る。逆フーリエ変換後の信号同士の差分を取ることで、雑音処理部１５１は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる外来ノイズを低減又は除去することができる。

[0109] 本実施形態に係る測定装置１００は、繊維構造をもつ組織の配向性を簡便な測定により評価することができる。本実施形態に係る測定装置１００は、超音波の照射により励起された電磁場の測定により被測定対象１０を評価するため、被測定対象１０の評価に際し、光学顕微観察のように特別な組織標本の作成は不要である。

[0110] また、本実施形態に係る測定装置１００は、超音波照射面積において平均化した配向度合いを定量評価できる。本実施形態に係る測定装置１００は、０．１～１００ｍｍ程度の範囲を制御して、所望の粗視化した配向情報を評価できる。

[0111] また、本実施形態に係る測定装置１００は、体内の組織等に対する非侵襲評価が可能である。本実施形態に係る測定装置１００は、被測定対象の非侵襲評価が可能であるため、骨、腱、靭帯等の損傷後のリハビリテーションにおける効果を経時的に評価していくことが可能である。

[0112] また、本実施形態に係る測定装置１００は、ＣＦＲＰ（炭素繊維強化プラスチック）、ＣＭＣ（セラミックス複合材料）、ＰＭＣ（高分子複合材料）などの基質に繊維を含む複合材料に対して非破壊検査が可能である。また、本実施形態に係る測定装置１００は、材料合成中や負荷の掛かった製品の使用時における、その場での観察評価も可能である。

[0113] 上記実施形態では、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを用いて被測定対象１０が発生した電磁場を検出することで、被測定対象１０の異方性に関する評価を行う例を示したが、本実施形態の該検出部の数はそのような例に限定されない。また測定装置１００は、被測定対象１０が発生した電磁場を、１つの検出部を異なる位置に動かして検出することにより、被測定対象１０の異方性に関する評価を行ってもよい。例えば、電磁場の検出場所が、図８又は図９で示したような関係となるように該検出部を移動させて電磁場を検出することで、測定装置１００は、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを用いる場合と同様に被測定対象１０の異方性に関する評価を行うことが出来る。なお、測定装置１００は、１つの検出部で電磁場を検出することで被測定対象１０の異方性に関する評価を行う場合、測定時間及び積算回数の条件を合わせておくことが望ましい。

[0114] また検出部１３０Ａ，１３０Ｂの形状についても、上述した例に限定されるものではない。例えば、雑音の低減又は除去を目的とする場合、主検出部の周囲に副検出部を設け、主検出部及び副検出部が検出した電磁場から雑音を低減又は除去する演算を行ってもよい。

[0115] ＜第１の実施形態の変形例（１）＞

図１３は、本変形例の検出部１３０Ａ，１３０Ｂを示す図である。なお、図１３（ａ）は該検出部１３０Ａ，１３０Ｂの平面図であり、図１３（ｂ）は該検出部１３０Ａ，１３０Ｂの側面図である。また、図１３（ｃ）は該検出部１３０Ａ，１３０Ｂの斜視図である。なお、図１３においては、説明の名義上、紙面下方から上方に向かう分極の向きが示されている。

[0116] 図１３に示すように、主検出部である第１検出部１３０Ａの外側に第１検出部１３０Ａと接しないように、副検出部である第２検出部１３０Ｂが周状に連続して配置されることも採用し得る一態様である。

[0117] 図１３に示す変形例においては、例えば、図１３に示す第１検出部１３０Ａが検出する電磁場$Ｖ_{1}$と、第２検出部１３０Ｂが検出する電磁場$Ｖ_{2}$のいずれもが、測定対象となる電磁場のｚ成分を検出する。その後、電磁場$Ｖ_{1}$と電

磁場V_2との差分を計測（演算）することにより、中心部分の第１検出部１３０Ａのｚ方向成分の分極を検出するとともに、電磁場のｚ成分の雑音を低減又は除去することができる。

[0118] なお、図１３においては、平面視において円状及び中空円状の検出部１３０Ａ，１３０Ｂが採用された例について説明するが、検出部１３０Ａ，１３０Ｂの形状の例は、前述の例に限定されない。例えば、平面視において矩形状及び中空矩形状の検出部１３０Ａ，１３０Ｂを採用することも好適な一態様である。また、差分を取得することによって雑音を低減又は除去を図る観点から、上述の各変形例においては、第１検出部１３０Ａと第２検出部１３０Ｂとの面積が同じ又は略同じであることは、より好適な一態様である。但し、仮に第１検出部１３０Ａと第２検出部１３０Ｂとの面積が異なっていたとしても、補正のための計算によって該雑音を低減又は除去することは可能である。

[0119] なお、図１３においては、第２検出部１３０Ｂが第１検出部１３０Ａの外側に周状に連続して配置されているが、この変形例は、図１３に示す例に限定されない。

[0120] 図１４は、図１３に示す検出部の更なる変形例の検出部１３０Ａ，１３０Ｂを示す図である。なお、図１４（ａ）は該検出部１３０Ａ，１３０Ｂの平面図であり、図１４（ｂ）１３０Ａ，１３０Ｂは該検出部の側面図である。なお、図１４においては、説明の名義上、電荷（プラスのマークとマイナスのマーク）が描かれており、負電荷から正電荷の向きで定義される分極の向きが示されている。

[0121] 例えば、図１４に示す構成のように、第１検出部１３０Ａが２つに分割され、さらに第２検出部１３０Ｂが第１検出部１３０Ａの外側に周状に不連続に配置された場合であっても、図１３に示す例の効果の少なくとも一部を奏し得る。

[0122] 図１４に示す変形例においては、例えば、図１４に示す２つの第１検出部１３０Ａ，１３０Ａが検出する電磁場V_1とV_1’との差分（すなわち、ΔV_1

）と、第２検出部１３０Ｂ，１３０Ｂが検出する電磁場$Ｖ_2$と$Ｖ_2$’　との差分（すなわち、$ΔＶ_2$）のいずれもが、測定対象となる電磁場のｘ成分を検出する。このとき、電磁場のｙ成分とｚ成分の雑音が低減又は除去され得る。その後、$ΔＶ_1$と$ΔＶ_2$との差分を計測（演算）することにより、第１検出部１３０Ａ，１３０Ａ近傍のｘ方向の分極を検出するとともに、電磁場のｘ成分の雑音を低減又は除去することができる。なお、図１４における第２検出部１３０Ｂ，１３０Ｂの電荷のマークが、第１検出部１３０Ａ，１３０Ａの電荷のマークよりも小さく描かれているのは、第２検出部１３０Ｂ，１３０Ｂの位置が、分極中心から距離が離れていることを示唆している。

[0123]　なお、図１４の変形例においても、図１３の変形例と同様に、平面視において円状及び中空円状の検出部１３０Ａ，１３０Ｂの形状に限定されない。例えば、平面視において矩形状及び中空矩形状の検出部１３０Ａ，１３０Ｂを採用することも好適な一態様である。また、差分を取得することによって雑音を低減又は除去を図る観点から、上述の各変形例においては、２つの第１検出部１３０Ａ，１３０Ａと２つの第２検出部１３０Ｂ，１３０Ｂとの面積が同じ又は略同じであることは、より好適な一態様である。但し、仮に２つの第１検出部１３０Ａ，１３０Ａと２つの第２検出部１３０Ｂ，１３０Ｂとの面積が異なっていたとしても、補正のための計算によって該雑音を低減又は除去することは可能である。

[0124]　加えて、図１３に示したような、第１検出部１３０Ａと第２検出部１３０Ｂとの組を、複数の場所に配置することによって、被測定対象１０が発生した電磁場をそれぞれの検出部１３０Ａ，１３０Ｂに検出させることも採用し得る他の一態様である。

[0125]　なお、上記の実施形態及び変形例では、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂがそれぞれ検出した電磁場に対する差分を取ることでノイズを低減又は除去していたが、測定装置１００の構成は図２に示したものに限定されないことは言うまでもない。

[0126] ＜第１の実施形態の変形例（２）＞

図１５は、測定装置１００の変形例を示す図である。図１５（ａ）に示した測定装置１００は、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂを通過した電磁場の差分を取る差動増幅器１４５を備えている。差動増幅器１４５は、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂを通過した電磁場の差分を回路的に取ることで、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂを通過した信号に含まれる雑音を低減又は除去することができる。従って、本変形例においては、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂ及び差動増幅器１４５が、第１の実施形態の測定装置１００における増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂ及び雑音処理部１５１の役割を担う。なお、図１５（ａ）に示した測定装置１００も、図２に示した測定装置１００と同様に、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場から被測定対象１０の異方性に関する特性を評価部１５２で評価することができる。また、該測定装置１００は、図２に示した測定装置１００と同様に、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の検出結果の画像化により、被測定対象１０の異方性の空間分布を画像処理部１５３で画像化することができる。

[0127] 図１５（ｂ）に、増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０ＢをＬＣ共振回路とアンプで構成した例を示す。なお、図１５において、配線抵抗は抵抗１９０ｃとして表されている。

[0128] また、図１５（ｃ）、図１５（ｄ）及び図１５（ｅ）は、差動増幅器１４５と、本変形例の図１５（ｂ）に示す構成に代替し得る増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂとを具体的に構成した他の変形例である。以下に、それぞれの変形例について説明する。なお、図１５の各図面において、Ｑは電荷を表し、Ｂは磁束密度を表し、ｔは時間を表し、ｉは電流を表し、Ｖは電圧を表す。なお、信号電圧の取り出し方は限定されない。例えば、２つの検出部１３０Ａと１３０Ｂとの間に生じる電圧差を該信号電圧として取り出しても良く、２つの検出部１３０Ａと１３０Ｂとの間に流れる電流をアンプにより電圧変換し、該信号電圧として取り出しても良い。

[0129] 図１５（ｃ）に示す変形例においては、増幅部・フィルタ部は、２つの検

出部１３０Ａ，１３０Ｂの出力が金属製の円板に接続されるとともに、差動増幅器１４５の入力も金属製の円板に接続されていることにより、この２枚の円板の間にＬＣ共振回路が配置される。該共振回路は、間接的に検出部１３０Ａ，１３０Ｂと結合するため検出部１３０Ａ，１３０Ｂと被測定対象１０との間で生じる静電結合が変化しても共振回路の共振特性の変化は起きにくい。また、広帯域のチューニングを実現することが可能となる。なお、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの出力を増幅するために更に増幅器を設けることも、採用し得る他の一態様である。

[0130] 図１５（ｄ）に示す変形例においては、増幅部・フィルタ部は、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂのうちの一方の検出部１３０Ａの出力を、コイル１９０ｂを介して差動増幅器に入力するようにしている。また、もう一方の検出部１３０Ｂの出力を、コンデンサー１９０ａを介して差動増幅器に入力するようにしている。本変形例の構成によれば、共振回路が低インピーダンスとなるため、不要な雑音の発生を抑制することができる。なお、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの出力を増幅するために更に増幅器を設けることも、採用し得る他の一態様である。

[0131] 図１５（ｅ）に示す変形例においては、増幅部・フィルタ部は、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂのうちの一方の検出部１３０Ａの出力を、コンデンサー１９０ａ及びコイル１９０ｂを介して差動増幅器に入力するようにしている。また、もう一方の検出部１３０Ｂの出力を、直接、差動増幅器に入力するようにしている。本変形例の構成においても、上述の図１５（ｄ）に示す変形例と同様に、共振回路が低インピーダンスとなるため、不要な雑音の発生を抑制することができる。なお、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの出力を増幅するために更に増幅器を設けることも、採用し得る他の一態様である。

[0132] ＜第１の実施形態の変形例（３）＞

本変形例においては、図１５に対して、差動増幅器１４５及び画像処理部１５３が除かれている点を除き、第１の実施形態、及び第１の実施形態の変

形例（２）と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0133] 図１６は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置１００Ａの構成例を示す図である。

[0134] 本変形例においては、差動増幅器１４５が設けられていないが、評価部１５２が検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場を直接取得することにより、第１の実施形態の変形例（２）と同様に、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価することができる。すなわち、差動増幅器１４５及び増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂの代わりに、評価部１５２Ａ及び増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂが該電磁場の信号の差分処理及びフィルタ部の役割も担うことによって検出した電磁場の信号に含まれる雑音を低減又は除去することも可能である。また、被測定対象１０の異方性の空間分布を画像化するための画像処理部１５３であることが好ましいが、被測定対象１０の異方性に関する特性評価に際しては、必ずしも、画像処理部１５３を要しない。

[0135] ＜第１の実施形態の変形例（４）＞

図１７は、測定装置１００の変形例を示す図である。図１４に示した測定装置１００は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の差分を取る差動増幅器１４５及び差動増幅器１４５が出力した信号に対する増幅及びフィルタリングを行う増幅部・フィルタ部１４０を備えている。差動増幅器１４５は、検出部１３０Ａ，１３０Ｂを通過した電磁場の差分を回路的に取ることで、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を低減又は除去することができる。図１７に示した測定装置１００は、図２に示した測定装置１００と同様に、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場から被測定対象１０の異方性に関する特性を評価部１５２で評価することができる。また図１７に示した測定装置１００は、図２に示した測定装置１００と同様に、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場の検出結果の画像化により、被測定対象１０の異方性の空間分布を画像処理部１５３で画像化することができる。

[0136] ＜第１の実施形態の変形例（５）＞

図１８は、第１の実施形態の測定装置１００の他の変形例の測定装置１００Ｂの構成例を示す図である。

[0137] 本変形例においては、槽３０の一方の側方に１つの検出部（第１検出部）１３０Ａが配置されるとともに、槽３０の他方の側方に他の検出部（第２検出部）１３０Ｂが配置される点を除き、第１の実施形態と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0138] 本変形例においては、被測定対象１０における分極の方向に対する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置に応じて、特に差分処理を行った後の電磁場の信号の強度が大きく変化し得ることについて、実際の測定結果を例示して詳述する。

[0139] まず、図１８（ａ）に示す例においては、１つの検出部（第１検出部）１３０Ａは、被測定対象１０における紙面に対して平行な分極の方向（図１８（ａ）の白抜きの矢印）に対して垂直又は略垂直の位置に検出部を備える。その結果、第１検出部１３０Ａは、被測定対象１０からの電磁場の信号（V_1）を検出する。また、図１８（ａ）に示す例においては、他の検出部（第２検出部）１３０Ｂも、第１検出部１３０Ａと同様に、被測定対象１０における紙面に対して平行な分極の方向に対して垂直又は略垂直の位置に検出部を備える。その結果、第２検出部１３０Ｂは、被測定対象１０からの電磁場の信号（V_2）を検出する。

[0140] 図１８（ａ）に示す２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置によれば、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、該分極の方向に対して垂直又は略垂直の位置で被測定対象０からの電磁場の信号を検出する。ここで、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出する電磁場の信号は、強度がほぼ同じで、位相が反転、又は１８０度異なったものとなるため、それらの信号の差分によって得られる信号強度は約２倍になるとともに、同位相のノイズは低減される。その結果、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した該電磁場の信号強度の差分（V_2-V_1）を算出すると、図１８（ｃ）に示すような電磁場の信号

強度が強い測定結果が得られる。

[0141] 一方、図１８（ｂ）に示す例においては、１つの検出部（第１検出部）１３０Ａとは、被測定対象１０における紙面に対して垂直な分極の方向（図１８（ｂ）の白抜きの矢印）に対して平行又は略平行の位置に検出部を備える。その結果、第１検出部１３０Ａは、被測定対象１０からの電磁場の信号（$Ｖ_1$）を検出する。また、図１８（ａ）に示す例においては、他の検出部（第２検出部）１３０Ｂも、被測定対象１０における紙面に対して垂直な分極の方向に対して平行又は略平行の位置に検出部を備える。その結果、第２検出部１３０Ｂは、被測定対象１０からの電磁場の信号（$Ｖ_2$）を検出する。

[0142] 図１８（ｂ）に示す２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの配置によれば、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、該分極の方向に対して平行又は略平行の位置で被測定対象０からの電磁場の信号を検出する。ここで、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出する電磁場の信号の強度及び位相が互いにほぼ同じなる。その結果、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した該電磁場の信号強度の差分（$Ｖ_2－Ｖ_1$）を算出すると、図１８（ｄ）に示すような電磁場の信号強度が弱い、又は殆ど観測されない測定結果が得られる。

[0143] なお、大変興味深いことに、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの位置が、図１８（ａ）及び（ｂ）において実線で示されている位置のみならず、点線で示されたそれぞれの位置であっても、図１８（ｃ）及び（ｄ）において示される測定結果とほぼ同傾向の結果が得られることが明らかとなった。従って、例えば、図１８（ａ）における紙面の最も上側の位置（すなわち、槽３０内の音波媒体１（代表的には、水面）よりも高い位置）であっても本変形例の同様の結果が得られることは特筆に値する。というのも、ヒトの体内の骨などの繊維構造を測定するに際して、音波媒体３１から離れた、すなわちヒトの皮膚から離れた位置に２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが配置されたときでも該繊維組織からの電磁場を検出し得るため、ヒトの体内の該繊維構造などの診断の実現性を大いに高めることになるからである。

[0144] ＜第１の実施形態の変形例（６）＞

本変形例においては、槽３０の鉛直下方に、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが設けられる点を除き、第１の実施形態と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0145] 図１９は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置１００Ｃの構成例を示す図である。なお、図１９は、特に音波発信部１２０、被測定対象１０、測定対象１０、及び２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの関係を説明する図面であるため、例えば、波形発生器１１０及び評価部１５２は、図１９に描かれていない。図２０乃至図２３も図１９と同様に、一部の構成が省略されて描かれている。

[0146] 図５（ｄ）又は図５（ｅ－１）においても説明したとおり、分極中心から各検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離であるr_1とr_2とが等しい（又は、略等しい）場合は、例えば検出部１３０Ａが検出した電磁場から検出部１３０Ｂが検出した電磁場を減算することにより、検出部１３０Ａ，１３０Ｂが検出した電磁場に含まれる雑音を比較的容易に低減又は除去することができる。なお、r_1とr_2とが明らかに異なる場合であっても、演算によって該雑音を低減又は除去することができる。

[0147] ＜第１の実施形態の変形例（７）＞

本変形例においては、槽３０の鉛直下方に、１つの検出部１３０Ａが配置される点、及び検出部１３０Ａが回動機構６０ａによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能である点を除き、第１の実施形態と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0148] 図２０は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置２００の構成例を示す図である。

[0149] 本変形例の測定装置２００は、回動機構６０ａを備えている。回動機構６０ａは、図示しない公知の駆動機構によって図２０中の「Ｒ」で示されるいずれの回転方向にも回動することができる。また、本変形例においては、検出部１３０Ａは、回動機構６０ａの円板上に固定されて配置されている。

[0150] その結果、上述のとおり、検出部１３０Ａが回動機構６０ａによって被測

定対象１０に対して相対的に回動可能となる。

[0151] 本変形例においては、音波発信部１２０から音波が照射されたことにより被測定対象１０が発生した電磁場を検出する検出部としての１つの検出部１３０Ａが、回動機構６０ａにより、被測定対象１０に対して相対的に異なる少なくとも２つの位置において該電磁場を検出することが可能となる。従って、本変形例においては、１つの検出部１３０Ａが、検出部における第１検出部と、該第１検出部とは異なる位置に配置された第２検出部の両方の役割を担うことになることは特筆に値する。その結果、本変形例においても、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価することができる。

[0152] また、本変形例においては、例えば、回動機構６０ａが回動するときに、被測定対象１０から検出部に役割を担う検出部１３０Ａまでの距離が実質的に等距離（すなわち、実質的に$r_1 = r_1'$）となることは好適な一態様である。前述の回動機構６０ａを設けることにより、該電磁場の信号の強度が最も強い位置と、該強度が最も弱い位置の両方を知ることが可能となる。

[0153] また、本変形例の測定装置２００は異なる位置で検出した電磁波の差分をとるため、図示しない次の（１）及び（２）の構成のうち少なくとも１つを備えることにより、該電磁場に含まれる雑音をより確度高く、且つ簡便に低減又は除去することができる。

[0154] （１）回動機構６０ａを、時間的に一定の角速度、又は時間的に異なる角速度により自動的に回動可能に駆動させる駆動部

（２）音波発信部１２０から照射された音波により被測定対象１０が発生した電磁場の信号の強度のうち、該強度の最も強い位置及び測定結果と、該強度が最も弱い位置及び測定結果との群から選択される少なくとも１つの位置及び測定結果を記録する記録部

[0155] 加えて、上述の電磁場の信号における強度の最も強い位置は、分極方向に沿った方向であるといえる。従って、例えば、分極方向（代表的には、繊維構造の配向の方向）が不明な被測定対象１０における該分極方向を知るための情報として、極めて有用である。従って、回動機構６０ａを備えることは

、より簡便に、且つより確度高く被測定対象１０の分極方向を知ることができるため、好適な一態様である。

[0156] また、該電磁場に含まれる雑音をより確度高く低減又は除去する観点から、次の（ｓ１）～（ｓ２）の工程を含む測定方法は、極めて好適な一態様である。

[0157] （ｓ１）回動機構６０ａにより、又は回動機構６０ａによらず、上述の電磁場の信号における強度の最も強い位置の情報を取得する工程

（ｓ２）その強度の最も強い位置又はその近傍の検出結果（測定結果）と、その位置から、被測定対象１０からの距離を実質的に変更することなく１８０度回転させたときの位置（すなわち、もう１つ該強度の最も強い位置）又はその近傍の検出結果（測定結果）とを取得する工程

[0158] 上述の（ｓ２）における２つの位置の検出結果（測定結果）を取得することによって、互いに位相が反対であって、且つ該強度が実質的に最も強い２つの信号を採用することとなるため、被測定対象１０における最も強度が強い、すなわちＳ／Ｎ比が実質的に最も大きい測定結果を得ることが可能となる。

[0159] また、回動時に、被測定対象１０から検出部１３０Ａまでの距離が変動する（すなわち、r_1とr_1’が異なる）ように回動機構６０ａが設けられた場合であっても、その距離を考慮した演算によって、該電磁場に含まれる雑音を低減又は除去することができる。

[0160] さらに、上述の回動機構６０ａによって検出部１３０Ａを回動させることにより、例えば、音波発信部１２０から照射された音波により被測定対象１０が発生した電磁場の信号を検出部１３０Ａが連続的に検出することは、該信号の強度の時間変化を取得できる観点から好適な他の一態様である。検出部１３０Ａによる連続的な該信号の検出によって該信号の強度の時間変化を取得することは、例えば、測定結果の予想が立てられない被測定対象１０の測定、例えば、ヒトの骨、腱、靭帯等の生体線維組織に代表される繊維構造の診断に適用され得る。

[0161] なお、本変形例においては、回動機構６０ａによって１つの検出部１３０Ａが、被測定対象１０に対して相対的に異なる２以上の位置において該電磁場を検出する例を説明したが、本変形例は、前述の例に限定されない。例えば、回動機構６０ａが設けられない場合であっても、手動によって検出部１３０Ａの検出位置を異ならせて該電磁場の検出を行うことも、１つの検出部１３０Ａが、検出部における上述の第１検出部と該第２検出部の両方の役割を担うための採用し得る他の一態様である。

[0162] ＜第１の実施形態の変形例（８）＞

本変形例においては、槽３０の鉛直下方に、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが配置される点、及び検出部１３０Ａ，１３０Ｂが回動機構６０ａによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能である点を除き、第１の実施形態及び第１の実施形態の変形例（７）と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0163] 図２１は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置３００の構成例を示す図である。

[0164] 本変形例の測定装置３００は、第１の実施形態の変形例（７）と同様に、回動機構６０ａを備えている。従って、回動機構６０ａは、図２１中の「Ｒ」で示される回転方向に回動することができる。また、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂは、回動機構６０ａの円板上に固定されて配置されている。

[0165] その結果、上述のとおり、該検出部１３０Ａ，１３０Ｂが回動機構６０ａによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能となる。

[0166] 本変形例においては、音波発信部１２０から音波が照射されたことにより被測定対象１０が発生した電磁場を検出する検出部としての２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、回動機構６０ａにより、被測定対象１０に対して相対的に異なる少なくとも２つの位置において該電磁場を検出することが可能となる。

[0167] 本変形例において、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの被測定対象１０に対する相対的な位置は特に限定されない。また、被測定対象１０に対向する

検出部の役割を担う２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの面積が同じ又は実質的に同じ（「略同じ」の意味を含む。）になるように設けられることも、好適な一態様である。

[0168] なお、例えば、図２１に示すように、１つの検出部１３０Ａが回動機構６０ａによって１８０度回転したときの位置が他の検出部１３０Ｂの位置と一致するように、該他の検出部１３０Ｂが配置されるとともに、被測定対象１０からそれぞれ検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離（図２１におけるr_1及びr_2）が等しくなる又は略等しくなるように配置されることは、好適な一態様である。前述の配置を採用することにより、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが９０度回転すれば、被測定対象１０に対して、紙面横方向（図２１のＸ方向）の左右の位置及び紙面奥行方向（図２１のＹ方向）の前後の位置の、少なくとも４つの位置における該電磁場を検出することができるため、回転時間、すなわち該電磁場の測定時間の短縮に貢献し得る。加えて、回転時間の短縮に伴い、該電磁場の信号の強度が最も強い位置と、該強度が最も弱い位置の両方を早期に知ることが可能となる。また、異なる位置で受信した信号の差分をとれば、該電磁場に含まれる雑音をより短時間に低減又は除去することができる。

[0169] ＜第１の実施形態の変形例（９）＞

本変形例においては、槽３０の鉛直下方に１つの検出部１３０Ａが配置されるとともに、槽３０の側方に他の検出部１３０Ｂが配置される点、並びに該検出部１３０Ａが回動機構６０ａによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能であるとともに該検出部１３０Ｂが回動機構６０ｂによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能である点を除き、第１の実施形態及び第１の実施形態の変形例（７）と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0170] 図２２は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置４００の構成例を示す図である。

[0171] 本変形例の測定装置４００は、回動機構６０ａ及び回動機構６０ｂを備え

ている。従って、回動機構６０ａは、図２２中の「R_1」で示されるいずれの回転方向にも回動することができ、回動機構６０ｂは、回動機構６０ａの回転軸とは直交する軸を中心に図２２中の「R_2」で示されるいずれの回転方向にも回動することができる。また、該検出部１３０Ａは回動機構６０ａの円板上に固定されて配置され、該検出部１３０Ｂは回動機構６０ｂの円板上に固定されて配置されている。

[0172] その結果、上述のとおり、該検出１３０Ａ，１３０Ｂは、回動機構６０ａ，６０ｂによって被測定対象１０に対して相対的に回動可能となる。

[0173] 本変形例においては、音波発信部１２０から音波が照射されたことにより被測定対象１０が発生した電磁場を検出する検出部としての２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、回動機構６０ａ，６０ｂにより、ぞれぞれの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが被測定対象１０に対して相対的に異なる少なくとも２つの位置（すなわち、検出部１３０Ａ，１３０Ｂ全てで少なくとも４つの位置）において該電磁場を検出することが可能となる。

[0174] 本変形例において、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの被測定対象１０に対する相対的な位置は特に限定されない。槽３０の下方の図２２に示す位置に検出部１３０Ａ及び／又は、槽３０の側方の図２２に示す位置に検出部１３０Ｂから、例えば、図２２に示すＬ方向（紙面上下方向）に検出部１３０Ａ及び／又は検出部１３０Ｂが移動したとしても、本変形例の効果の少なくとも一部の効果が奏され得る。

[0175] なお、例えば、図２２に示すように、回動時に、被測定対象１０から検出部１３０Ａまでの距離を実質的に等距離（すなわち、実質的に$r_1 = r_1'$）となるように回動機構６０ａを調整するとともに、被測定対象１０から検出部１３０Ｂまでの距離を実質的に等距離（すなわち、実質的に$r_3 = r_3'$）となるように回動機構６０ｂを調整することは好適な一態様である。

[0176] 前述の調整を行うことにより、分極方向（図２２の白抜きの矢印）に対して略平行な方向の電磁場を検出する検出部１３０Ａと、分極方向に対して略垂直な方向の電磁場を検出する検出部１３０Ｂとによる被測定対象１０から

の電磁場の評価が可能となる。これは、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出することによる被測定対象１０の異方性に関する特性を評価することを実現する観点から、好適な一態様である。また、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂのそれぞれにより、該電磁場の信号の強度が最も強い位置と、該強度が最も弱い位置の両方を知ることが可能となる。従って、一例として、本変形例の測定装置４００が、回動機構６０ａ及び回動機構６０ｂの少なくとも１つが、第１の実施形態の変形例（７）において説明した（１）及び（２）の構成のうち少なくとも１つを備えることにより、異なる位置で検出した信号の差分を取るため、該電磁場に含まれる雑音をより確度高く、且つ簡便に低減又は除去することができる。

[0177] また、本変形例においては、回動機構６０ａ，６０ｂによって２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、被測定対象１０に対して相対的に異なるそれぞれ２以上の位置（すなわち、検出部１３０Ａ，１３０Ｂ全てで少なくとも４つの位置）において該電磁場を検出する例を説明したが、本変形例は、前述の例に限定されない。例えば、回動機構６０ａ，６０ｂが設けられない場合であっても、手動によって検出部１３０Ａの検出位置を異ならせて該電磁場の検出を行うことも、１つの検出部１３０Ａが、検出部における上述の第１検出部と該第２検出部の両方の役割を担うための採用し得る他の一態様である。

[0178] また、本変形例の更なる変形例として、第１の実施形態の変形例（８）のように、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ａが回動機構６０ａ上に配置され、２つの検出部１３０Ｂ，１３０Ｂが回動機構６０ｂ上に配置されることも、採用し得る他の一態様である。加えて、回動機構６０ａ及び回動機構６０ｂが設けられていない測定装置において、本変形例の検出部１３０Ａを、第１の実施形態の変形例（８）の検出部１３０Ｂの位置にも配置するとともに、本変形例の検出部１３０Ｂを、回動機構６０ｂによって１８０度回転したときの位置と一致するように、もう一つの検出部１３０Ｂを配置することも、

採用し得る他の一態様である。

[0179] ＜第１の実施形態の変形例（１０）＞

本変形例においては、槽３０の側方にのみ、１つの検出部１３０Ａが配置される点、並びに該検出部１３０Ａが図示しない回動機構によって被測定対象１０に対して槽３０の外周に沿って回動することにより相対的な位置を異ならせることが可能である点を除き、第１の実施形態と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0180] 図２３は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置５００の構成例を示す図である。

[0181] 本変形例の測定装置５００においては、該回動機構により、検出部１３０Ａが、槽３０の外周に沿って図２２中の「Ｒ」で示されるいずれの回転方向にも回動することができる。

[0182] その結果、該検出１３０Ａは、該回動機構によって被測定対象１０に対して相対的に回動可能となる。

[0183] 本変形例においては、音波発信部１２０から音波が照射されたことにより被測定対象１０が発生した電磁場を検出する検出部としての１つの検出部１３０Ａが、該回動機構により、被測定対象１０に対して相対的に異なる少なくとも２つの位置において該電磁場を検出することが可能となる。従って、本変形例においても、第１の実施形態の変形例（６）と同様に、１つの検出部１３０Ａが、検出部における第１検出部と、該第１検出部とは異なる位置に配置された第２検出部の両方の役割を担うことになることは特筆に値する。その結果、本変形例においても、被測定対象１０の異方性に関する特性を評価することができる

[0184] なお、本変形例においては、該回動機構によって１つの検出部１３０Ａが、被測定対象１０に対して相対的に異なる２以上の位置において該電磁場を検出する例を説明したが、本変形例は、前述の例に限定されない。例えば、該回動機構が設けられない場合であっても、手動によって検出部１３０Ａの検出位置を異ならせて該電磁場の検出を行うことも、１つの検出部１３０Ａ

が、検出部における上述の第１検出部と該第２検出部の両方の役割を担うための採用し得る他の一態様である。

[0185] ＜第１の実施形態の変形例（１１）＞

本変形例においては、第１の実施形態の変形例（２）の測定装置１００における増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂの代わりに、コンデンサー１９０ａ、コイル１９０ｂ、及び抵抗１９０ｃが、１つの検出部１３０Ａから差動増幅器１４５までの配線と、他の検出部１３０Ｂから差動増幅器１４５までの配線に対して並列に接続されている点を除き、第１の実施形態及び第１の実施形態の変形例（２）と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0186] 図２４は、槽３０内の音波媒体３１中に配置される被測定対象１０に対する本変形例の測定装置１００Ｄの構成例を示す図である。

[0187] 図２４（ａ）又は図２４（ｂ）に示すように、本変形例の測定装置１００Ｄにおいては、被測定対象１０が発生した電磁場を検出する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂから、該電磁場の信号が差動増幅器１４５に至るまでに、コンデンサー１９０ａ、コイル１９０ｂ、及び抵抗１９０ｃを設けることにより、音波発信部１２０が発信した音波の周波数にチューニングした共振フィルタを形成して、該電磁場（該電磁場の信号）に含まれる雑音を低減又は除去することができる。加えて、差動増幅器１４５は、コンデンサー１９０ａ、コイル１９０ｂ、及び抵抗１９０ｃによる該雑音の処理後の電磁場の差分信号を出力するため、該電磁場の更なる雑音の低減又は除去を実現し得る。従って、本変形例においては、コンデンサー１９０ａ、コイル１９０ｂ、及び抵抗１９０ａからなる群、及び／又は差動増幅器１４５が、第１の実施形態の測定装置１００における雑音処理部１５１の役割を担う。なお、図２４（ａ）又は図２４（ｂ）が示す２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂに限らず、例えば、槽３０の紙面下方に２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを配置することも採用し得る他の一態様である。

[0188] 次に、本変形例の更なる変形例の一つの測定装置１００Ｅについて説明す

る。

[0189] 図２５は、本変形例の更なる変形例の一つの測定装置１００Ｅの構成例を示す図である。

[0190] 図２５に示す変形例においては、第１の実施形態の変形例（２）の測定装置１００における増幅部・フィルタ部１４０Ａ、１４０Ｂの代わりに、共振回路１９０ｄが、１つの検出部１３０Ａから差動増幅器１４５までの配線と、他の検出部１３０Ｂから差動増幅器１４５までの配線に対して並列に接続されている点を除き、第１の実施形態及び第１の実施形態の変形例（２）と同様であるため、重複する説明は省略され得る。

[0191] 図２５（ａ）又は図２４（ｂ）に示すように、本変形例の測定装置１００Ｅにおいては、被測定対象１０が発生した電磁場を検出する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂから、該電磁場の信号が差動増幅器１４５に至るまでに、音波発信部１２０が発信した音波の周波数にチューニングした共振回路１９０ｄを設けることにより、該周波数帯域以外の外来雑音を低減又は除去し、および共振回路内に検出信号が蓄積されるため、Ｓ／Ｎ比を向上することができる。加えて、差動増幅器１４５は、コンデンサー１９０ａ、コイル１９０ｂ、及び抵抗１９０ｃによる該雑音の処理後の電磁場の差分信号を出力するので、該電磁場の更なる雑音の低減又は除去を実現し得る。従って、本変形例においては、共振回路１９０ｄ及び／又は差動増幅器１４５が、第１の実施形態の測定装置１００における雑音処理部１５１の役割を担う。なお、図２５（ａ）又は図２５（ｂ）が示す２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂに限らず、例えば、槽３０の紙面下方に２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂを配置することも採用し得る他の一態様である。

[0192] ＜その他の第１の実施形態の変形例（１）＞

本変形例においては、第１の実施形態の繊維組織の他の例として、骨（より具体的には、ウシの大腿骨）を被測定対象１０とした場合に、第１の実施形態の測定装置１００及び測定方法が適用された例について説明する。

[0193] 図２６は、第１の実施形態の変形例（６）の、ｒ１の距離とｒ２の距離と

が等しい場合の測定装置１００Ｃを用い、ウシの大腿骨の分極が超音波の照射方向に平行になるように設置し測定した結果のグラフ（ａ）及び、ウシの大腿骨の分極が超音波の照射方向に垂直になるように設置し測定した結果のグラフ（ｂ）である。なお、本変形例においては、音波発信部１２０から被測定対象１０までの距離が、約７０ｍｍである。また、音波発信部１２０が被測定対象１０に向けて発信する音波の周波数が３．５ＭＨｚである。また、被測定対象１０から２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離は、いずれも、約１５ｍｍである。

[0194] 本変形例の測定装置１００Ｃを用いた測定方法の一例においては、音波発信部が発信する該音波の向きが被測定対象１０の分極方向に対して略垂直である場合を想定する。この場合において、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、被測定対象１０からの距離を等しく（又は略等しく）し、且つ被測定対象１０からの電磁場を検出する際に被測定対象１０に対する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの相対的位置を変化させない条件において本変形例の測定が行われた。

[0195] その結果、図２６（ａ）に示すように、検出部１３０Ａが検出する該電磁場の第１信号は、検出部１３０Ｂが検出する該電磁場の第２信号と位相が一致（又は略一致）するとともに、第１信号（図２６（ａ）のV_1）の強度と第２信号（図２６（ａ）のV_2）の強度とが等しくなる（又は、略等しくなる）。そうすると、該第１信号と該第２信号とを加算すると該電磁場の信号の強度は約２倍に大きくなり、該強度を減算すると該電磁場の信号の強度はほぼ無くなることになる。

[0196] 一方、本変形例の測定装置２００を用いた測定方法の一例においては、音波発信部が発信する該音波の向きが被測定対象１０の分極方向に対して略垂直である場合を想定する。この場合において、１つの検出部１３０Ａが回動することにより、該検出部１３０Ａの被測定対象１０に対する相対的位置が変化する。

[0197] その結果、図２６（ｂ）に示すように、検出部１３０Ａの第１信号の位相

は、検出部１３０Ｂの第２信号の位相が反転、又は１８０度異なったものとなる。そして、第１信号（図２６（ａ）の$Ｖ_1$）の強度と第２信号（図２６（ａ）の$Ｖ_2$）の強度とは等しくなる（又は、略等しくなる）。そうすると、該第１信号と該第２信号とを加算すると該電磁場の信号の強度はほぼ無くなり、減算すると該電磁場の信号の強度は約２倍に大きくなる。

[0198] 上述のとおり、本変形例の測定方法の一例を採用することにより、骨（より具体的には、ウシの大腿骨）を被測定対象１０とした場合であっても、被測定対象１０からの電磁場の信号の強度を高めることが可能となるため、確度高く、被測定対象１０からの電磁場の信号を取得することができる。

[0199] ＜その他の第１の実施形態の変形例（２）＞

ところで、上述の各実施形態においては、音響誘起電磁法を用いて対称中心をもたない繊維構造について説明したが、該実施形態の適用例は、繊維構造に限定されない。例えば、音響誘起電磁法を用いて対称中心をもたない結晶（例えば、圧電分極が特定されている結晶）を被測定対象１０とすることも、採用し得る他の一態様である。

[0200] ＜水晶を被測定対象１０とした場合の測定例＞

図２７は、水晶を被測定対象１０とした場合の、第１の実施形態の変形例（６）の測定装置１００Ｃを用いた測定結果のグラフである。なお、本変形例においては、音波発信部１２０から被測定対象１０までの距離が、約７０ｍｍである。また、音波発信部１２０が被測定対象１０に向けて発信する音波の周波数が３．５ＭＨｚである。また、被測定対象１０から２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離は、いずれも、約１５ｍｍである。

[0201] 本変形例の測定装置１００Ｃを用いた測定方法の一例においては、音波発信部が発信する該音波の向きが被測定対象１０の分極方向に対して平行である場合を想定する。この場合において、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、被測定対象１０からの距離を等しく（又は略等しく）し、且つ被測定対象１０からの電磁場を検出する際に被測定対象１０に対する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの相対的位置を変化させない条件において本変形例の測定が

行われた。

[0202] その結果、図２７に示すように、検出部１３０Ａが検出する該電磁場の第１信号は、検出部１３０Ｂが検出する該電磁場の第２信号と位相が一致（又は略一致）するとともに、第１信号の強度（図２７の$Ｖ_1$）と第２信号の強度（図２７の$Ｖ_2$）とが等しくなる（又は、略等しくなる）。そうすると、第１信号の強度（図２７の$Ｖ_1$）と第２信号の強度（図２７の$Ｖ_2$）とを加算すると該電磁場の信号の強度は約２倍に大きくなり、該強度を減算すると該電磁場の信号の強度はほぼ無くなることになる。

[0203] 上述のとおり、本変形例の測定方法の一例を採用することにより、水晶を被測定対象１０とした場合であっても、被測定対象１０からの電磁場の信号の強度を高めることが可能となるため、確度高く、被測定対象１０からの電磁場の信号を取得することができる。

[0204] ＜ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合の測定例（１）＞

図２８は、ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合の、第１の実施形態の変形例（７）の測定装置２００を用いた測定結果のグラフである。

[0205] 本変形例においては、音波発信部１２０から被測定対象１０までの距離が、約７０ｍｍである。また、音波発信部１２０が被測定対象１０に向けて発信する音波の周波数が３．５ＭＨｚである。加えて、被測定対象１０から検出部１３０Ａまでの距離は、いずれも、約１５ｍｍである。

[0206] 本変形例の測定装置２００を用いた測定方法の一例においては、音波発信部１２０が発信する音波の向きが被測定対象１０の分極方向に対して略垂直である場合を想定する。この場合において、１つの検出部１３０Ａが回動することにより、該検出部１３０Ａの被測定対象１０に対する相対的位置が変化する。

[0207] その結果、図２８に示すように、例えば、１つの検出部１３０Ａが、ある位置において被測定対象１０からの電磁場を検出したときの第１信号の位相

は、該検出部１３０Ａが回動機構６０ａによってそのある位置から１８０度回転した位置において被測定対象１０からの電磁場を検出したときの第２信号の位相が反転、又は１８０度異なったものとなる。一方、該検出部１３０Ａによって検出された電磁場の第１信号の強度は、該検出部１３０Ｂによって検出された電磁場の第２信号の強度と異なっていることが分かる。これは、回転前後の検出部１３０Ａの位置が、被測定対象１０の分極方向に対して完全に垂直方向に位置していない、及び／又は受信信号の中に分極方向に垂直な成分のみならず平行な成分も含まれている、等の事情によるものと考えられる。

[0208] 第１信号の強度と第２信号の強度との差分を取ると、上述のとおり、互いに位相が反転、又は１８０度異なったものとなるため、該電磁場の信号の強度は、第１信号の強度及び第２信号のそれぞれの強度よりも大きくなる。

[0209] 上述のとおり、本変形例の測定方法の一例を採用することにより、ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合であっても、被測定対象１０からの電磁場の信号の強度を高めることが可能となるため、確度高く、被測定対象１０からの電磁場の信号を取得することができる。

[0210] ＜ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合の測定例（２）＞

図２９は、ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合の、第１の実施形態の変形例（６）の測定装置１００Ｃを用いた測定結果のグラフである。

[0211] 本変形例においては、音波発信部１２０から被測定対象１０までの距離が、約７０ｍｍである。また、音波発信部１２０が被測定対象１０に向けて発信する音波の周波数が３．５ＭＨｚである。加えて、被測定対象１０から２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離は、いずれも、約１５ｍｍである。なお、図２９（ａ）は、１つの検出部１３０Ａによって検出された電磁場のグラフであり、図２９（ｂ）は、他の検出部１３０Ｂによって検出された電磁場のグラフである。

[0212] 本変形例の測定装置１００Ｃを用いた測定方法の一例においては、音波発信部が発信する該音波の向きが被測定対象１０の分極方向に対して略平行である場合を想定する。この場合において、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが、被測定対象１０からの距離を等しく（又は略等しく）し、且つ被測定対象１０からの電磁場を検出する際に被測定対象１０に対する２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの相対的位置を変化させない条件において本変形例の測定が行われた。

[0213] その結果、図２９に示すように、検出部１３０Ａの第１信号の位相は、他方の検出部１３０Ｂの第２信号の位相が反転、又は１８０度異なったものとなる。そして、第１信号の強度と第２信号の強度とは等しくなる（又は、略等しくなる）。そうすると、第１信号と第２信号を加算すると該電磁場の信号の強度はほぼ無くなり、減算すると該電磁場の信号の強度は約２倍に大きくなる。

[0214] 上述のとおり、本変形例の測定方法の一例を採用することにより、ガリウムヒ素（ＧａＡｓ）の基板を被測定対象１０とした場合であっても、被測定対象１０からの電磁場の信号の強度を高めることが可能となるため、確度高く、被測定対象１０からの電磁場の信号を取得することができる。

[0215] ＜第２の実施形態＞

本実施形態においては、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが音波媒体３１の収容部２３０（例えば、シリコーンゴム膜のような音波が通過可能な膜１７０を蓋部又は底部として備える樹脂製の無底筒状体２３０ａ）の外周部又は外周面に接着、支持、又は成膜等されることにより、該収容部と一体化された例について説明する。従って、上述の内容を除き、第１の実施形態及び第１の実施形態の各変形例と重複する説明は省略され得る。

[0216] 図３０（ａ）は、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂと音波媒体３１を収容する収容部２３０とが一体化された本実施形態の測定装置６００の構成例を示す図である。なお、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂの材質の代表的な例は、銅である。また、無底筒状体２３０ａの材質の代表的な例は、アクリル

樹脂である。

[0217] 図３０（ｂ）は、本実施形態の測定装置６００を用いて、ヒトの腕の骨の測定を行っている様子を写した写真の一例である。

[0218] 本実施形態の測定装置６００を採用することにより、２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂが音波媒体３１及び収容部２３０と一体化するため、代表的には、測定装置の小型化、測定装置の取り扱いの容易性の向上、及び該検出部１３０Ａ，１３０Ｂの位置が変動し難くなることによる測定結果の安定性又は信頼性の向上が図られる。

[0219] 図３１は、ヒトの指の骨を被測定対象１０とした場合の、第２の実施形態の測定装置６００を用いた測定結果のグラフ（ａ）及び、ヒトの上腕の骨を被測定対象１０とした場合の、第２の実施形態の測定装置６００を用いた測定結果のグラフ（ｂ）である。なお、本実施形態の測定例においては、音波発信部１２０から被測定対象１０までの距離が、約３２ｍｍである。また、音波発信部１２０が被測定対象１０に向けて発信する音波の周波数が３．５ＭＨｚである。また、被測定対象１０から２つの検出部１３０Ａ，１３０Ｂまでの距離は、いずれも、約２０ｍｍである。

[0220] 図３１（ａ）及び（ｂ）に示すように、ヒトの皮膚（身体の表面）から骨の表面に至るまでの、図中の矢印で示された範囲の電磁場の信号強度と、骨が発生する電磁場の信号強度（Ｐ１及びＰ２）とが、測定装置６００を用いることによって簡便に且つ明確に峻別することができることを確認することができた。従って、ヒトの体内の骨における分極を測定することを実現できたことは、ヒトの骨の診断の実現性を大いに高めることになるといえる。

[0221] ＜その他の実施形態＞

また、上記の各実施形態においては、ＣＰＵがソフトウェア（プログラム）を読み込んで実行した測定処理及び雑音の低減又は除去処理を、ＣＰＵ以外の各種のプロセッサが実行することも採用し得る他の一態様である。前述のプロセッサの例は、ＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ－Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｇａｔｅ Ａｒｒａｙ）等の製造後に回路構成を変更可能なＰＬＤ（Ｐｒｏｇ

ｒａｍｍａｂｌｅ　Ｌｏｇｉｃ　Ｄｅｖｉｃｅ）、及びＡＳＩＣ（Ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ　Ｓｐｅｃｉｆｉｃ　Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ　Ｃｉｒｃｕｉｔ）等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等である。また、測定処理及び雑音の低減又は除去処理を、これらの各種のプロセッサのうちの１つで実行すること、あるいは同種又は異種の２つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のＦＰＧＡ、及びＣＰＵとＦＰＧＡとの組み合わせ等）で実行することも採用し得る他の一態様である。また、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路である。

[0222] また、上記の各実施形態では、測定処理及び雑音の低減又は除去処理のプログラムがＲＯＭまたはストレージに予め記憶（インストール）されている態様を説明したが、これに限定されない。例えば、プログラムは、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disk Read Only Memory）、ＤＶＤ－ＲＯＭ（Digital Versatile Disk Read Only Memory）、及びＵＳＢ（Universal Serial Bus）メモリ等の非一時的（non-transitory）記録媒体に記録された形態で提供されることも採用し得る他の一態様である。また、プログラムは、ネットワークを介して外部装置からダウンロードされる形態が一例として採用され得る。

[0223] 以上述べたとおり、上述の各実施形態の開示は、それらの実施形態の説明のために記載したものであって、本発明を限定するために記載したものではない。加えて、各実施形態の他の組合せを含む本発明の範囲内に存在する変形例もまた、特許請求の範囲に含まれるものである。

[0224] また、上記の各実施形態において記載された効果は、説明的又は例示的なものであり、上記の各実施形態において記載されたものに限定されない。つまり、本発明に係る技術は、上記の各実施形態において記載された効果とともに、又は上記の各実施形態において記載された効果に代えて、上記の各実施形態における記載から、本発明の技術分野における通常の知識を有する者には明らかな他の効果を奏し得る。

符号の説明

[0225] １０　被測定対象

３０　槽

３１，３１ａ　音波媒体

６０ａ，６０ｂ　回転機構

１００，１００Ａ，１００Ｂ，１００Ｄ，１００Ｄ’，１００Ｅ，１００Ｅ’，２００，３００，４００，５００，６００　測定装置

１１０　波形発生器

１２０　音波発信部

１３０Ａ，１３０Ｂ　検出部

１４０、１４０Ａ、１４０Ｂ　増幅部・フィルタ部

１４５　差動増幅器

１５０　信号処理部

１５１　雑音処理部

１５２　評価部

１５３　画像処理部

１７０　膜

１９０ａ　コンデンサー

１９０ｂ　コイル

１９０ｃ　抵抗

１９０ｄ　共振回路

２３０　収容部

２３０ａ　無底筒状体

請求の範囲

[請求項1] 被測定対象へ音波を発信する音波発信部と、

前記音波発信部から前記音波が照射されたことにより前記被測定対象が発生した、互いに異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出する検出部と、

前記検出部による前記電磁場の検出結果に基づき、前記被測定対象の異方性に関する特性を評価する評価部と、を備える、

測定装置。

[請求項2] 前記検出部による前記複数の方向からの、又は前記複数の位置における前記電磁場の検出結果を用いた演算により、前記電磁場に含まれる雑音を低減又は除去する雑音処理部をさらに備える、

請求項１に記載の測定装置。

[請求項3] 前記検出部は、第１電磁場を検出する第１検出部と、前記第１検出部とは異なる方向からの、又は異なる位置における第２電磁場を検出する第２検出部とを備え、

前記評価部は、前記第１検出部による第１検出結果及び前記第２検出部による第２検出結果に基づき、前記被測定対象の異方性に関する特性を評価する、

請求項１又は請求項２に記載の測定装置。

[請求項4] 前記雑音処理部は、

前記第１検出部による第１検出結果及び前記第２検出部による第２検出結果をフーリエ変換し、

前記第１検出部による前記第１検出結果のフーリエ変換後の波形を周波数成分毎に規格化した波形の値と、前記第２検出部による前記第２検出結果のフーリエ変換後の波形を周波数成分毎に規格化した波形の値の複素共役をとった値とを乗じて係数を求め、

フーリエ変換後の前記第１検出部による前記第１検出結果及び前記第２検出部による前記第２検出結果から、前記係数が特定の値以下

の周波数成分を除去し、

除去した後のフーリエ変換後の前記第１検出部による前記第１検出結果及び前記第２検出部による前記第２検出結果に対して逆フーリエ変換を行い、

逆フーリエ変換後の前記第１検出部による前記第１検出結果と前記第２検出部による前記第２検出結果との差分を取る、

請求項３に記載の測定装置。

[請求項5] 前記第２検出部は、前記第１検出部の外側に前記第１検出部と接しないように周状に連続して又は不連続に配置された、

請求項３又は請求項４に記載の測定装置。

[請求項6] 前記音波発信部は、前記被測定対象の２次元面又は３次元体積に亘って前記音波を走査し、

前記検出部による前記複数の方向からの、又は前記複数の位置における前記電磁場の検出結果を画像化する画像処理部をさらに備える、

請求項１乃至請求項５のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項7] 前記評価部は、前記検出部による前記複数の方向からの、又は前記複数の位置における、前記電磁場の差分又は加算、及び前記電磁場の比の群から選択される少なくとも１つに基づき、前記被測定対象の繊維構造の異方性を評価する、

請求項１乃至請求項６のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項8] 前記検出部が、前記被測定対象に対して回動する回動機構を備える、

請求項１乃至請求項７のいずれか１項に記載の測定装置。

[請求項9] 前記回動機構は、回動中の該被測定対象から前記検出部までの距離が実質的に等距離となるように設けられる、

請求項８に記載の測定装置。

[請求項10] 被測定対象へ音波を発信する発信工程と、

前記音波が照射されたことにより前記被測定対象が発生した、互い

に異なる複数の方向からの、又は互いに異なる複数の位置における電磁場を検出する検出工程と、

前記検出工程で検出した前記電磁場の検出結果に基づき、前記被測定対象の異方性に関する特性を評価する評価工程と、を含む、

測定方法。

[請求項11] 前記検出工程で検出した前記検出結果を演算して前記電磁場の雑音を低減又は除去する雑音処理工程と、

を含む、

請求項１０に記載の測定方法。

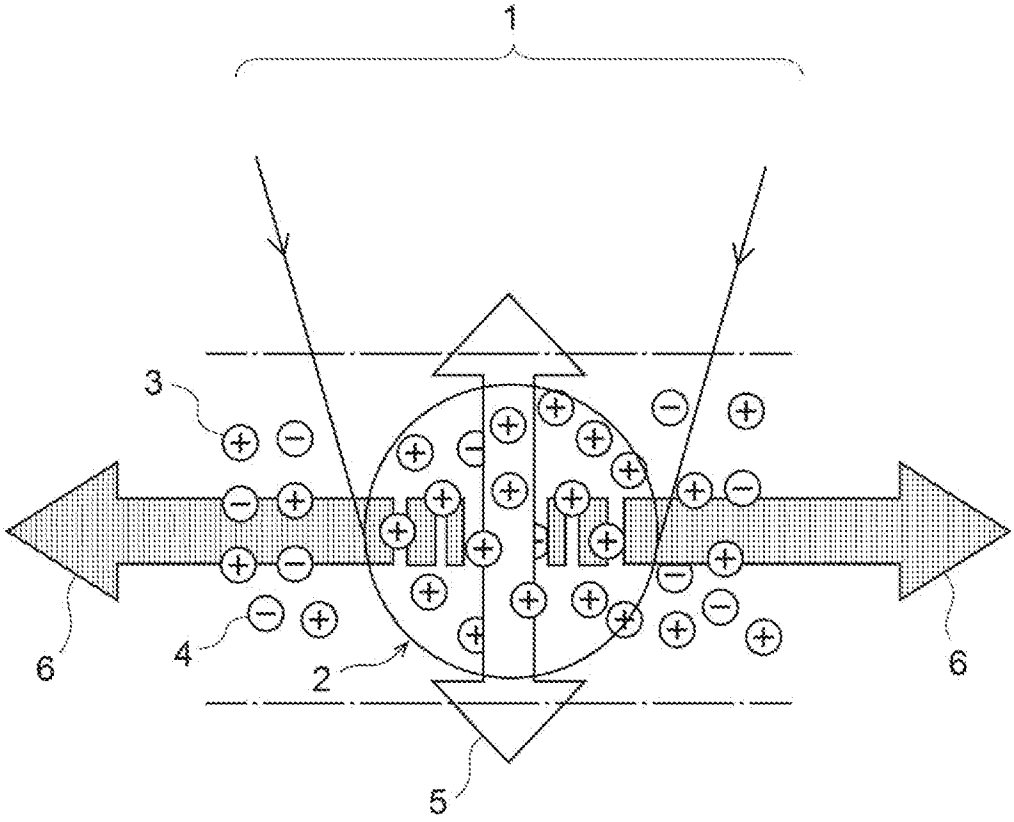
[請求項12] 音波が照射されたことにより前記被測定対象が発生した電磁場を少なくとも２つの位置で、又は少なくとも２つの方向から検出する検出工程と、

前記検出工程で検出した前記少なくとも２つの位置の、又は前記少なくとも２つの方向からの前記電磁場の検出結果の関係に基づき、前記被測定対象の異方性に関する特性を評価する評価工程と、

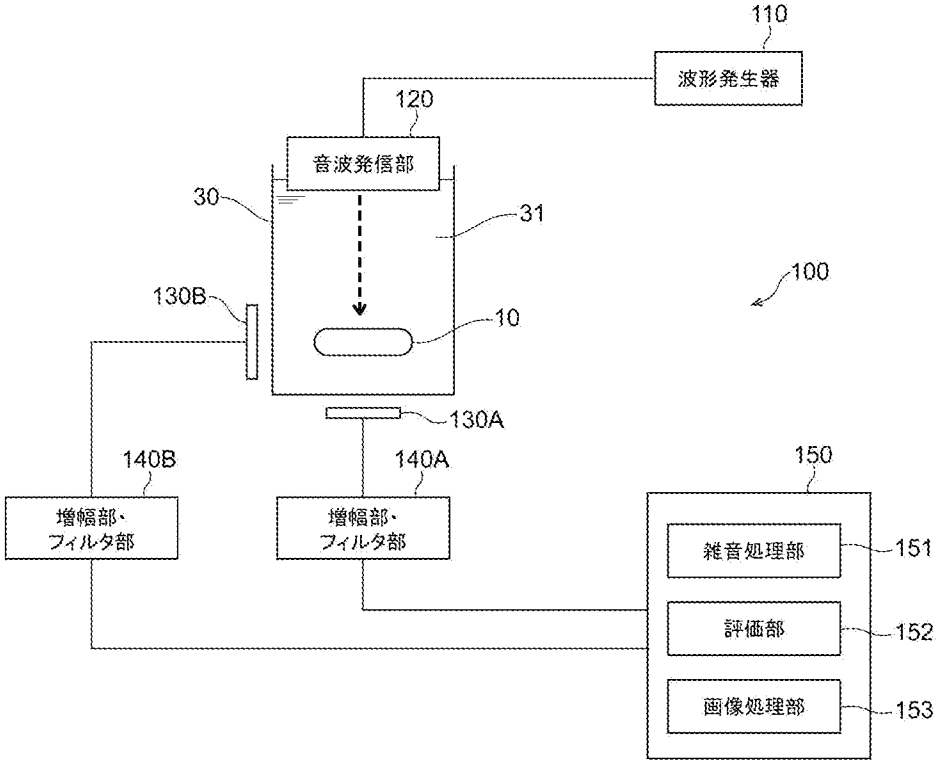
を含む、

請求項１０又は請求項１１に記載の測定方法。

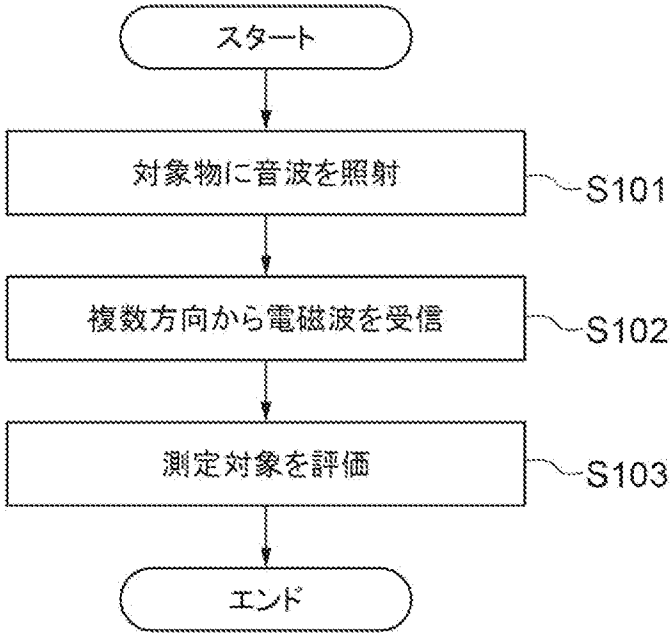
[図1]


1
3
6
4
2
6
5

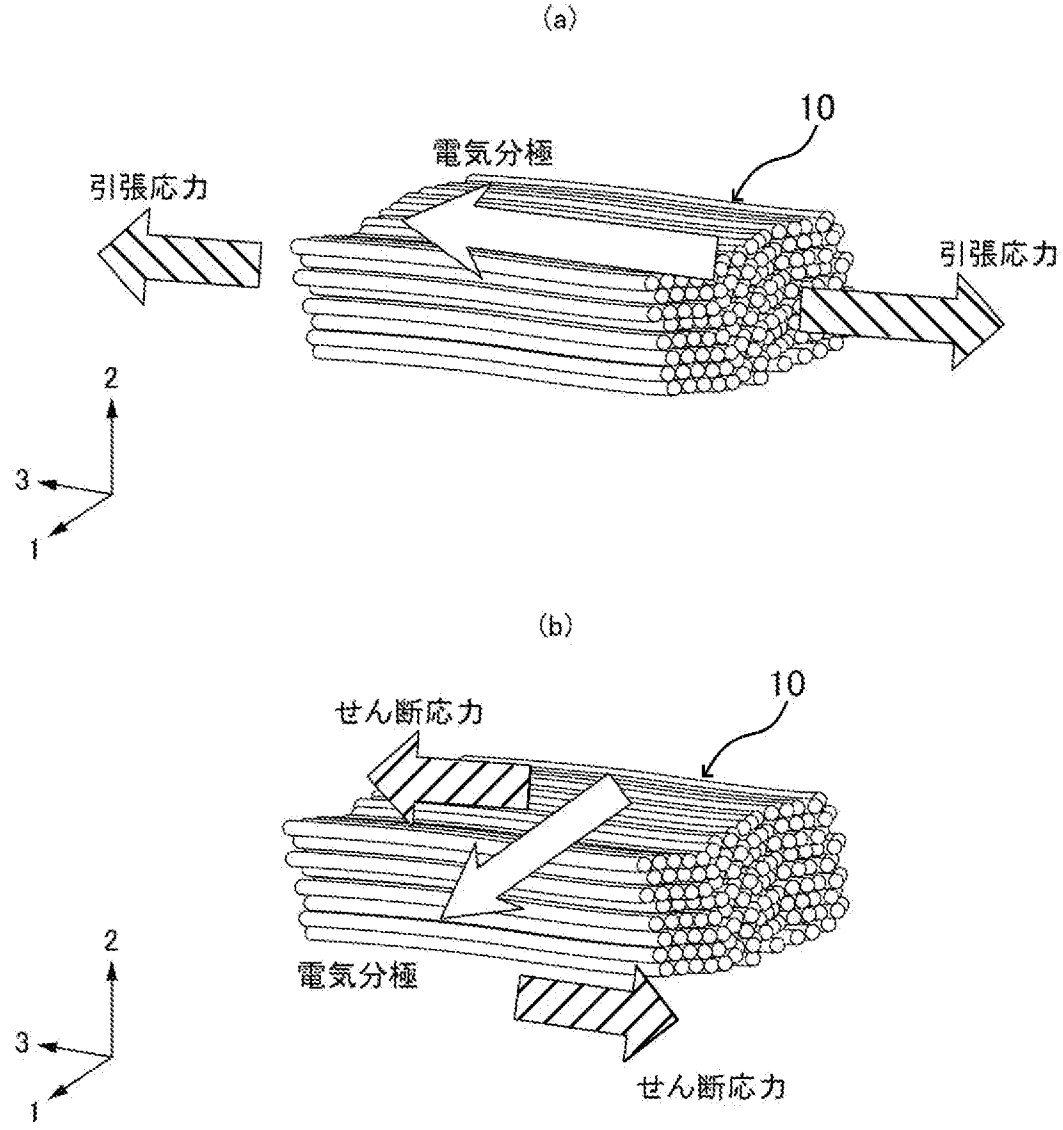
[図2]


110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100
130B
10
130A
140B
140A
150
増幅部、
フィルタ部
増幅部、
フィルタ部
雑音処理部
151
評価部
152
画像処理部
153

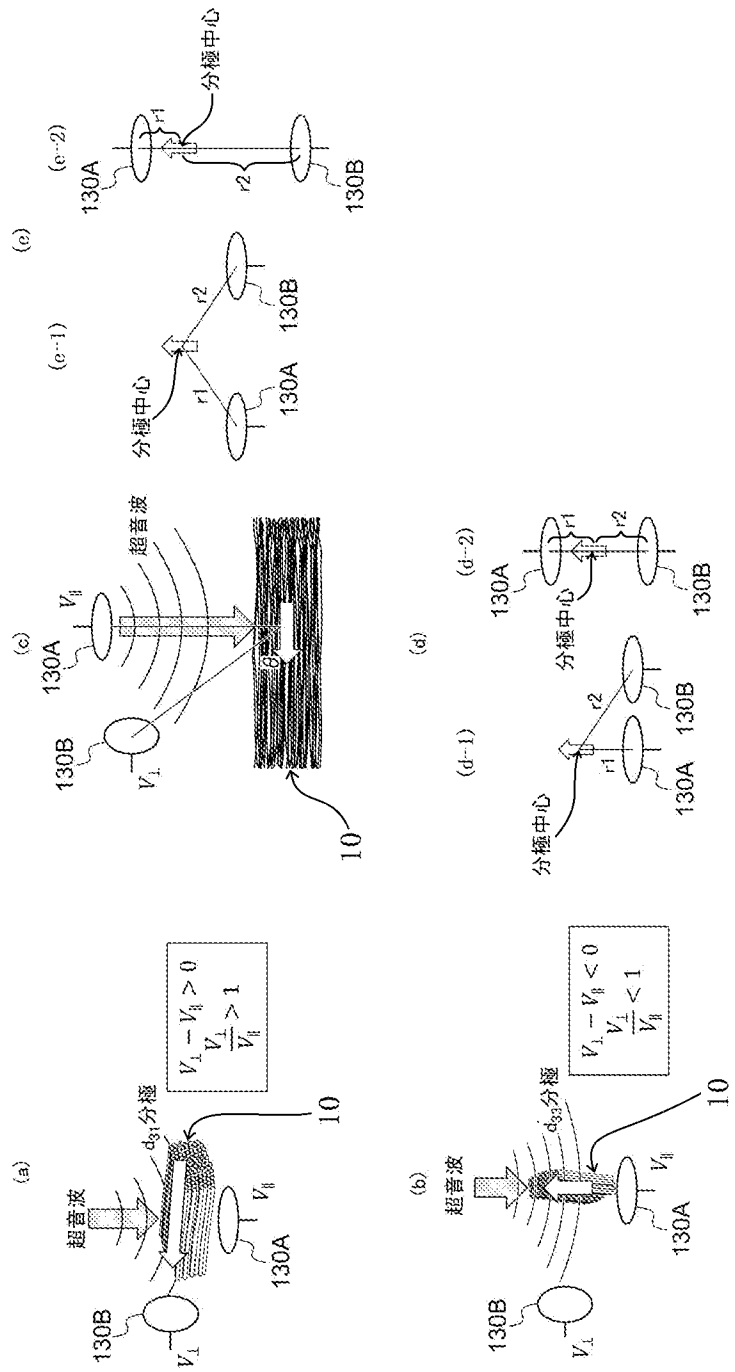
[図3]


スタート
対象物に音波を照射
S101
複数方向から電磁波を受信
S102
測定対象を評価
S103
エンド

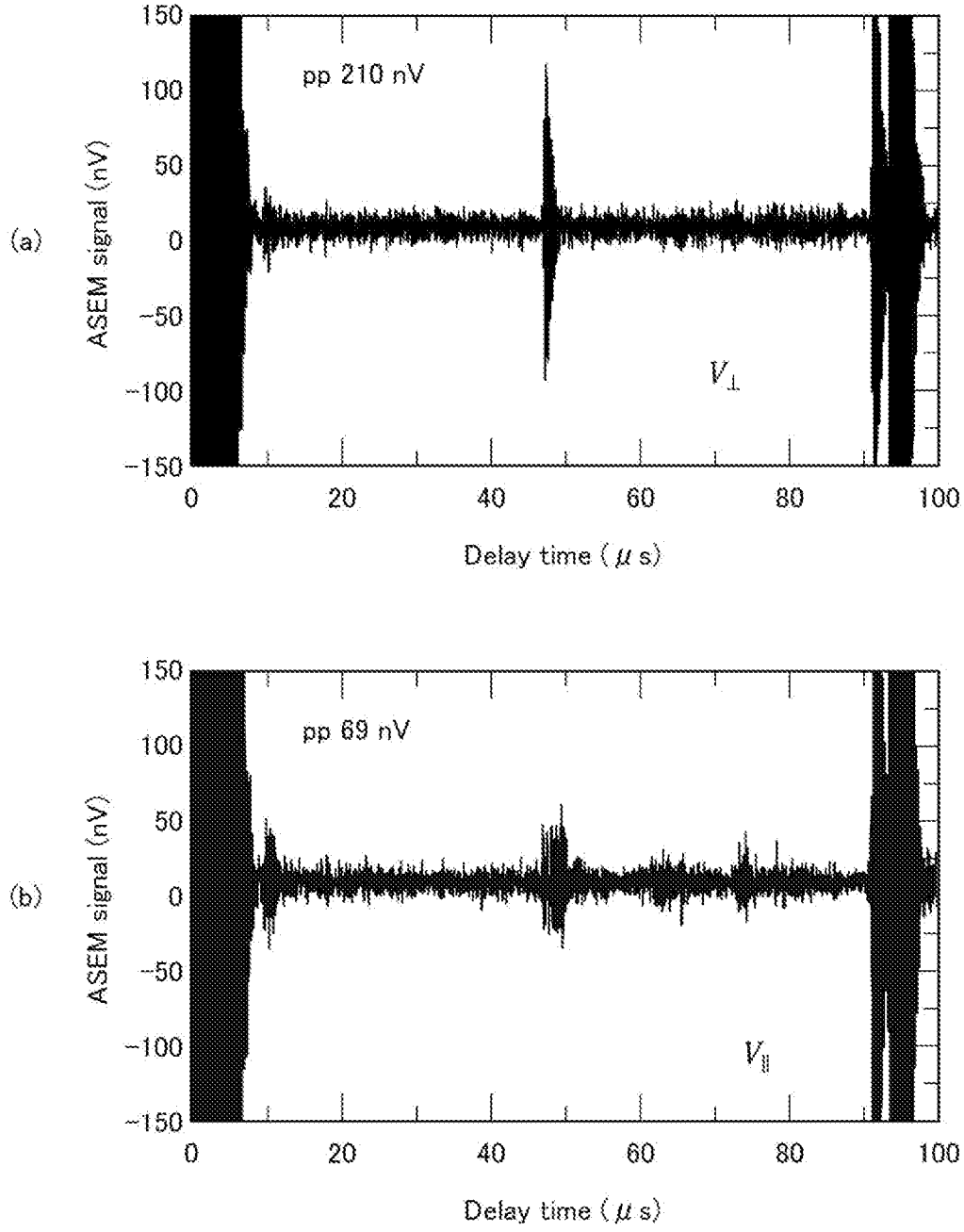
[図4]


(a)
10
電気分極
引張応力
引張応力
2
3
1
(b)
10
せん断応力
電気分極
せん断応力
2
3
1

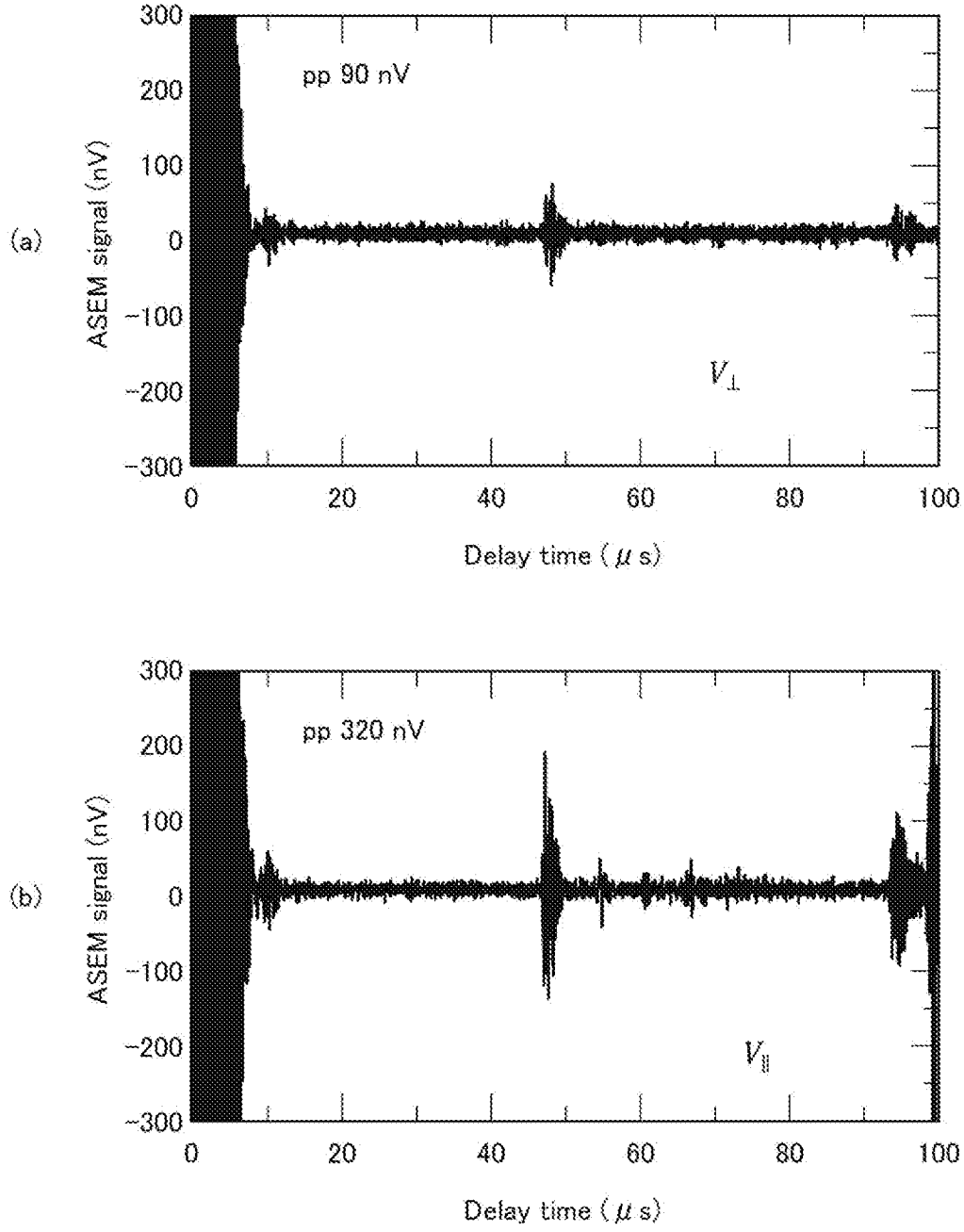
[図5]


(a)
超音波
d_{31}分極
$V_{\parallel}$
130A
130B
$V_{\perp}$
10
$V_{\perp} - V_{\parallel} > 0$
$\frac{V_{\perp}}{V_{\parallel}} > 1$
(b)
超音波
d_{33}分極
$V_{\parallel}$
130A
130B
$V_{\perp}$
10
$V_{\perp} - V_{\parallel} < 0$
$\frac{V_{\perp}}{V_{\parallel}} < 1$
(c)
超音波
$V_{\parallel}$
130A
130B
$V_{\perp}$
θ
10
(d)
(d-1)
分極中心
r1
r2
130A
130B
(d-2)
分極中心
r1
r2
130A
130B
(e)
(e-1)
分極中心
r1
r2
130A
130B
(e-2)
分極中心
r1
r2
130A
130B

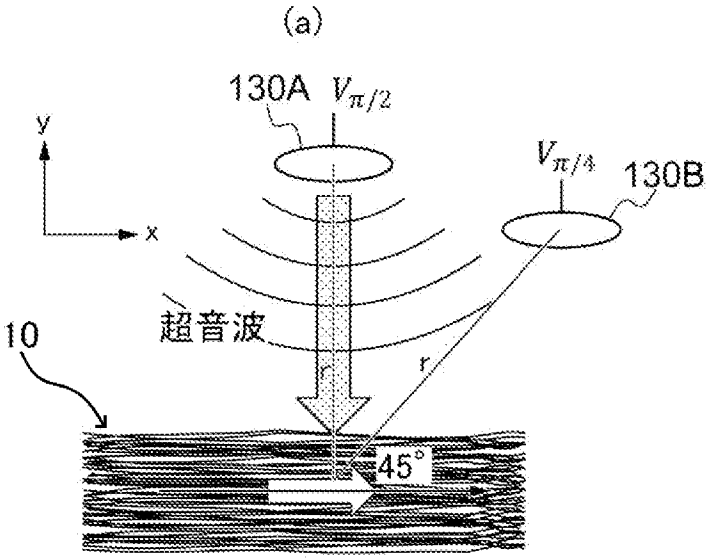
[図6]


(a)
pp 210 nV
$V_{\perp}$
ASEM signal (nV)
150
100
50
0
−50
−100
−150
0
20
40
60
80
100
Delay time (μs)
(b)
pp 69 nV
$V_{\parallel}$
ASEM signal (nV)
150
100
50
0
−50
−100
−150
0
20
40
60
80
100
Delay time (μs)

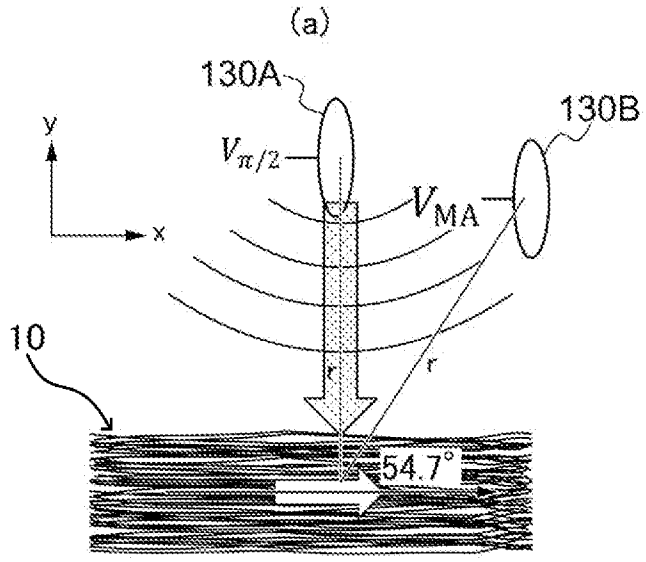
[図7]

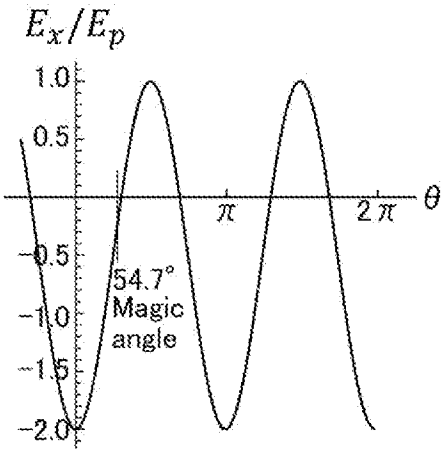

(a)
pp 90 nV
ASEM signal (nV)
300
200
100
0
−100
−200
−300
0
20
40
60
80
100
Delay time (μs)
$V_{\perp}$
(b)
pp 320 nV
ASEM signal (nV)
300
200
100
0
−100
−200
−300
0
20
40
60
80
100
Delay time (μs)
$V_{\parallel}$

[図8]


(a)
130A
$V_{\pi/2}$
$V_{\pi/4}$
130B
y
x
超音波
10
r
r
45°
(b)
E_y/E_p
1.5
1.0
0.5
−0.5
−1.0
−1.5
45°
π
2π
θ

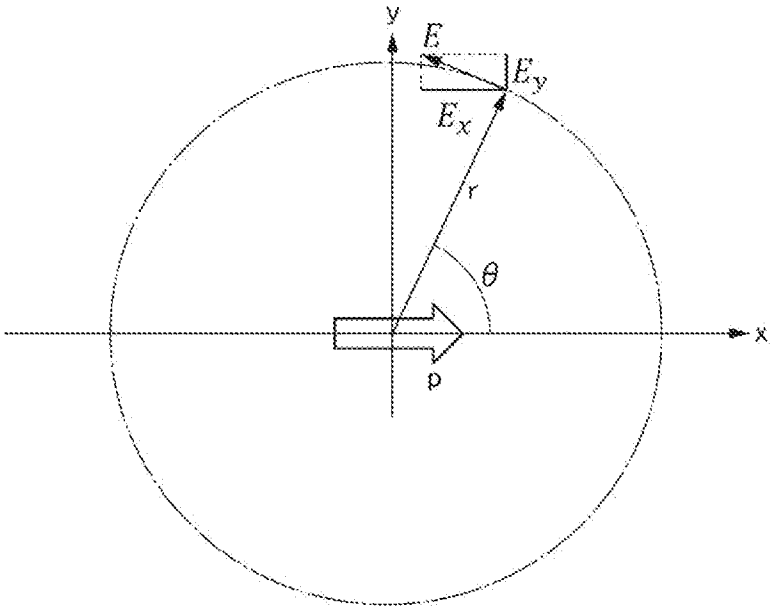
[図9]


(a)
130A
130B
y
x
$V_{\pi/2}$
V_{MA}
10
r
r
54.7°

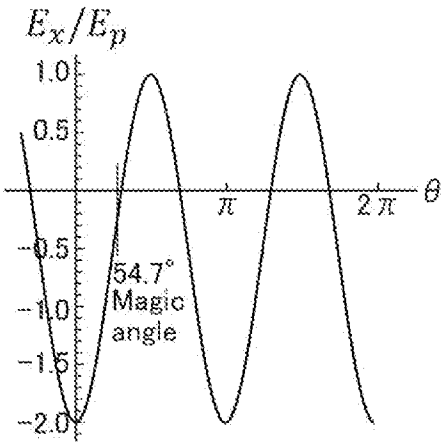

(b)
E_x/E_p
1.0
0.5
−0.5
−1.0
−1.5
−2.0
π
2π
θ
54.7°
Magic
angle

[図10]

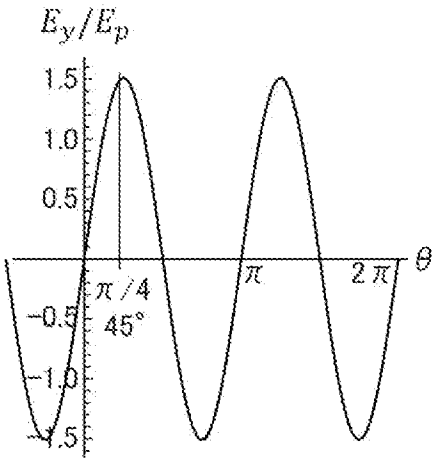
(a)


y
E
E_y
E_x
r
θ
x
p

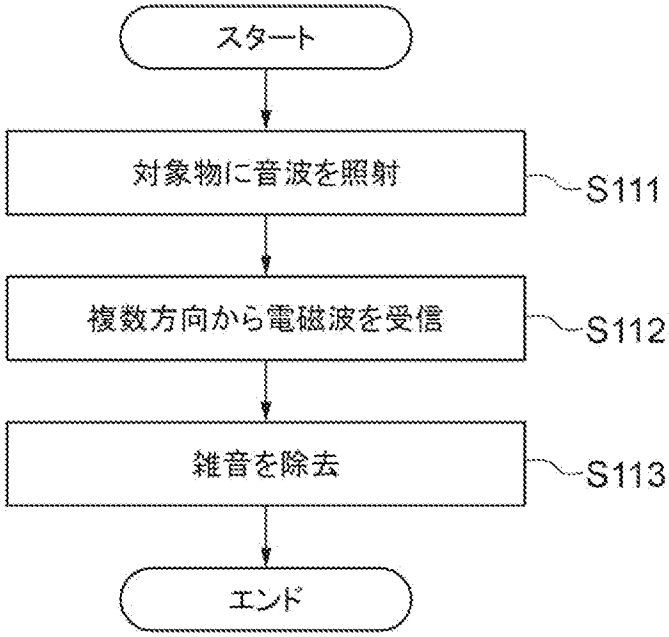
(b)


E_x/E_p
1.0
0.5
−0.5
−1.0
−1.5
−2.0
π
2π
θ
54.7°
Magic
angle

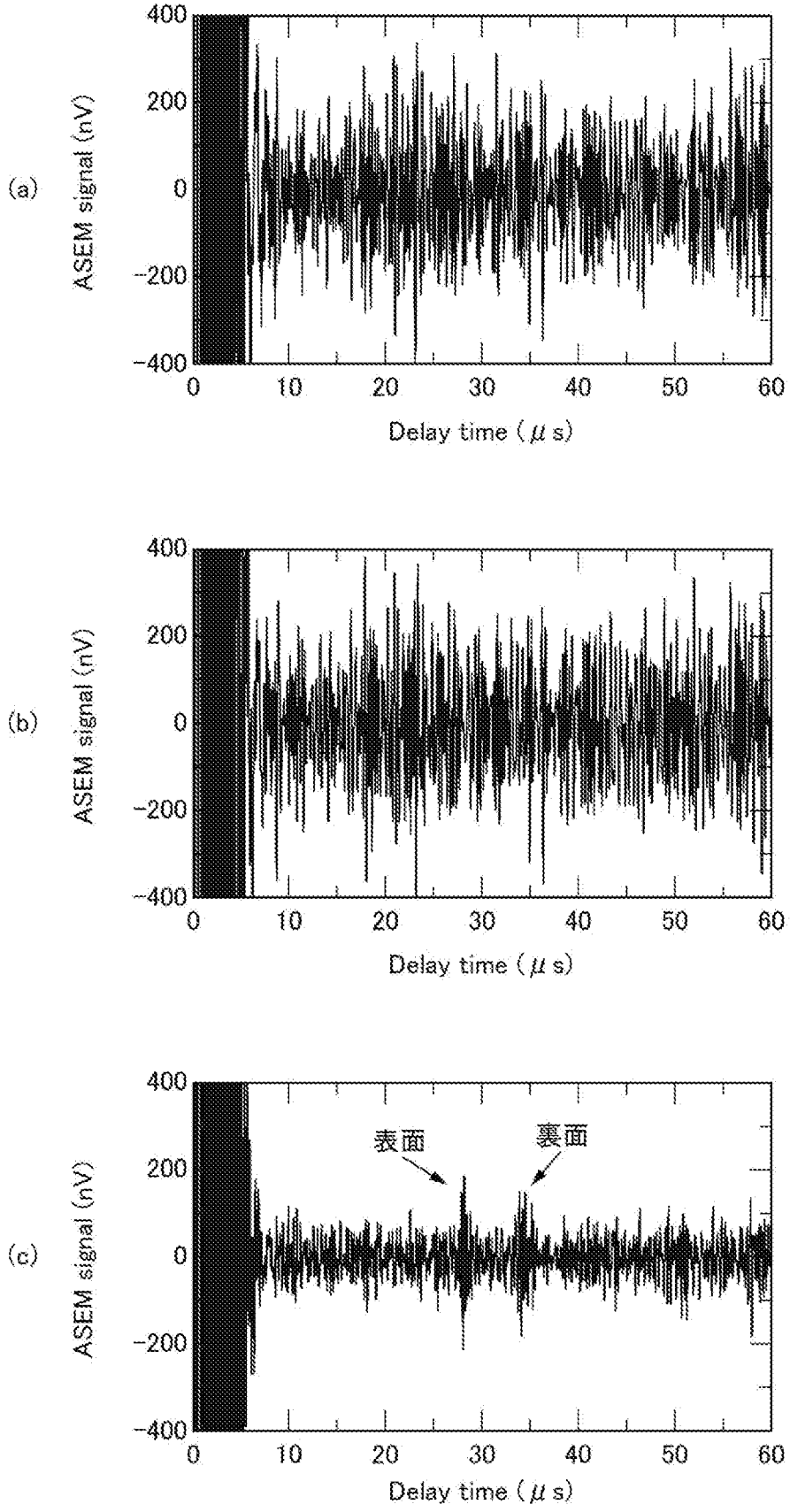
(c)


E_y/E_p
1.5
1.0
0.5
−0.5
−1.0
−1.5
π/4
45°
π
2π
θ

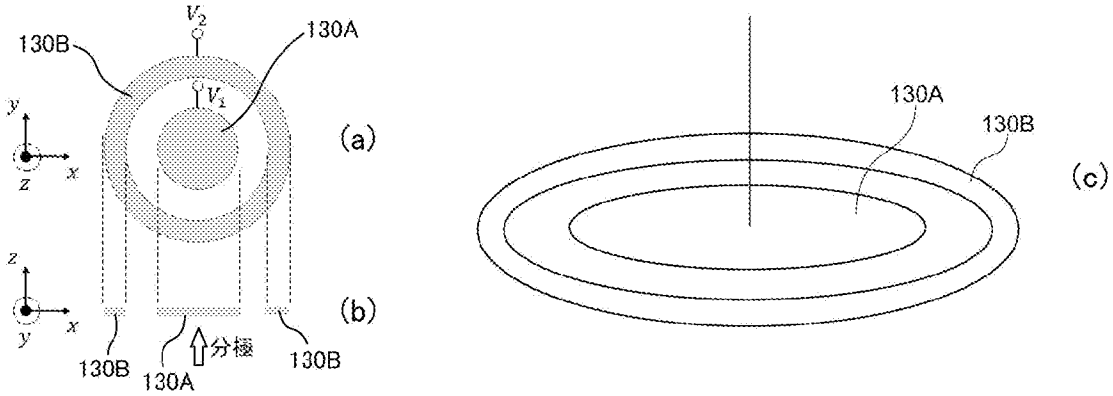
[図11]



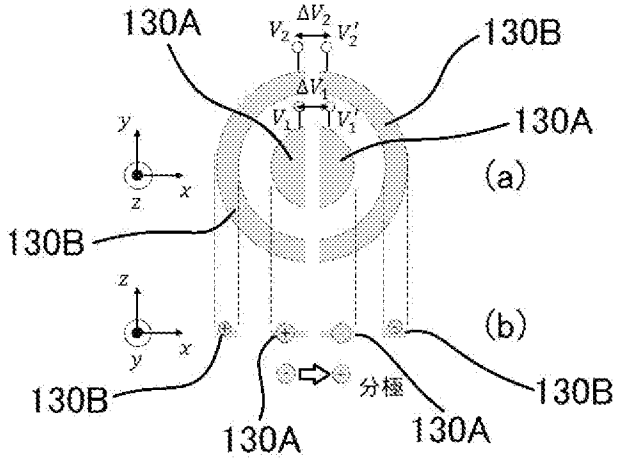
[図12]


(a)
(b)
(c)
ASEM signal (nV)
400
200
0
-200
-400
0
10
20
30
40
50
60
Delay time (μs)
表面
裏面

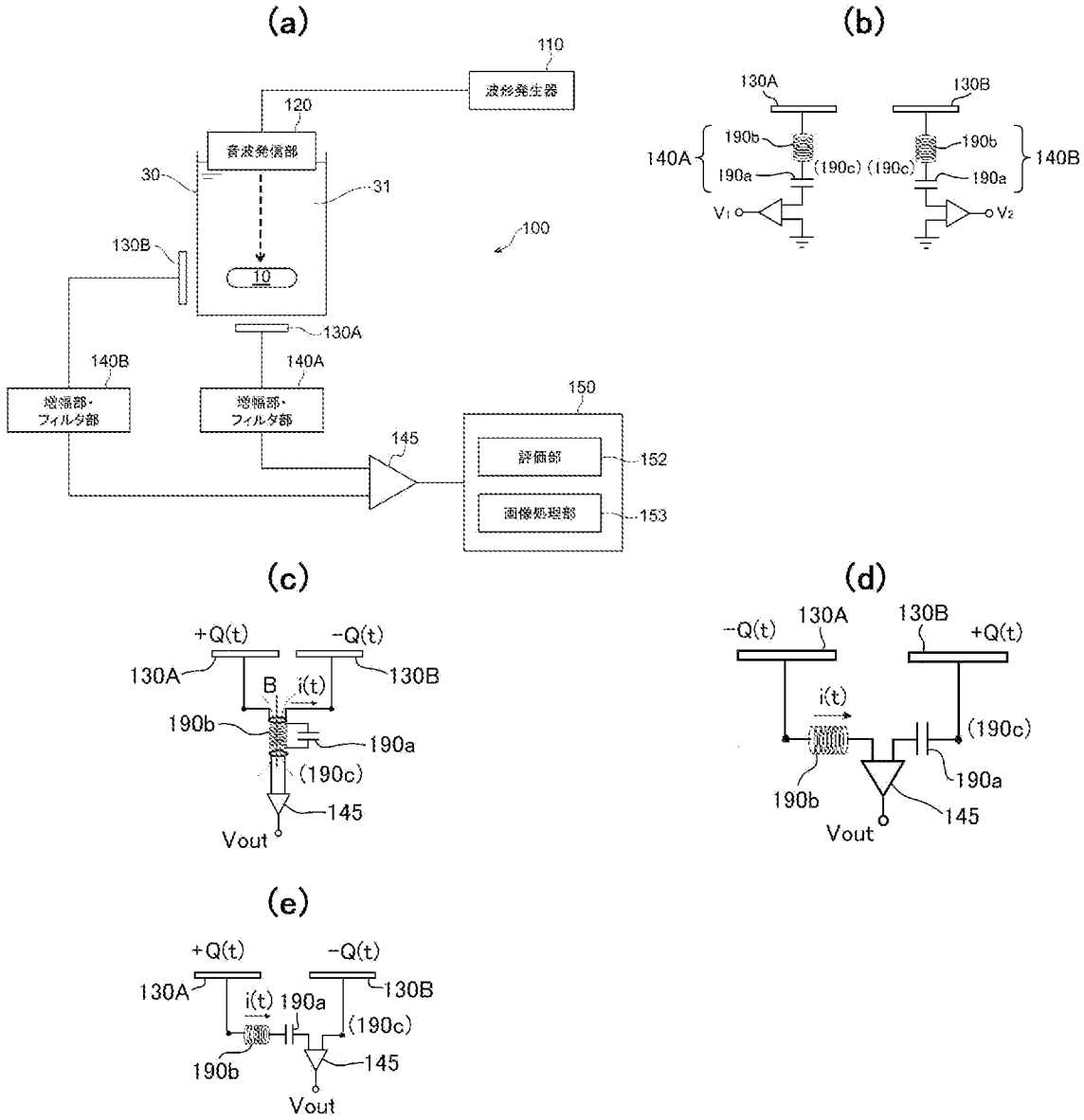
[図13]


V_2
130B
130A
V_1
y
x
z
(a)
z
x
y
(b)
130B
130A
分極
130B
130A
130B
(c)

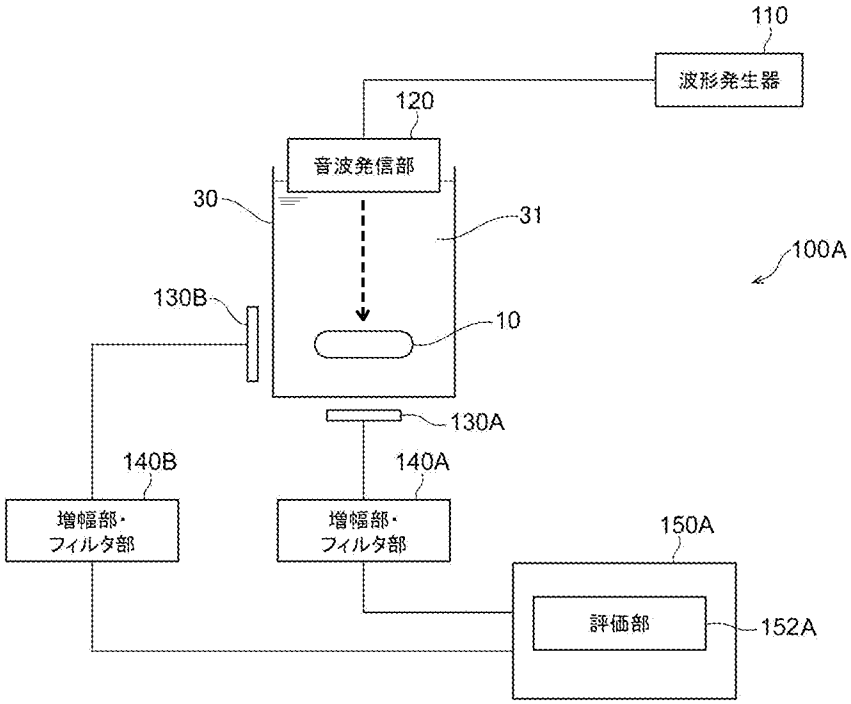
[図14]


130A
ΔV_2
V_2
V_2'
130B
ΔV_1
V_1
V_1'
130A
y
z
x
(a)
130B
z
x
y
(b)
130B
分極
130B
130A
130A

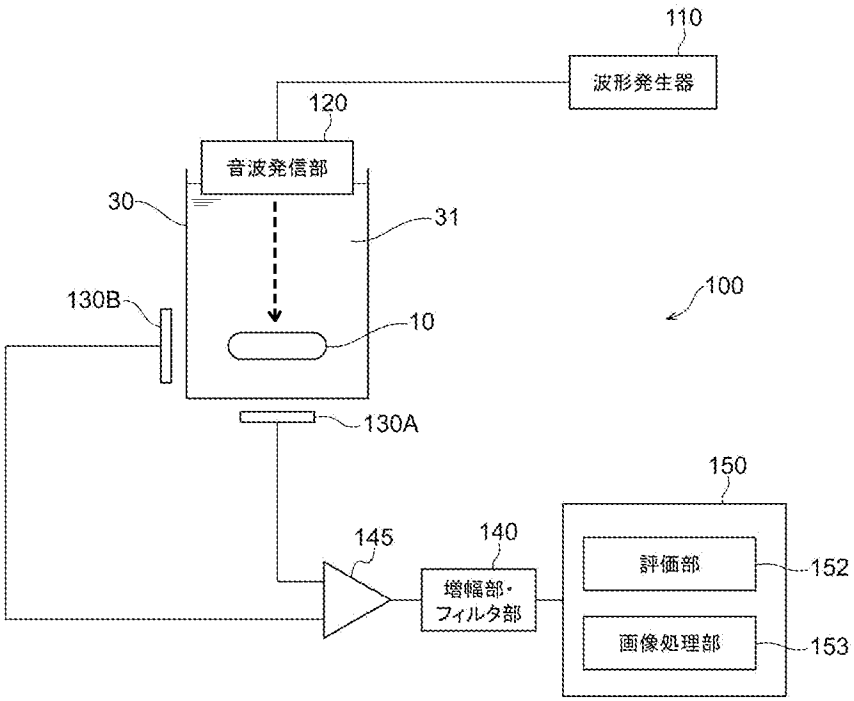
[図15]


(a)
110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100
130B
10
130A
140B
140A
増幅部・フィルタ部
増幅部・フィルタ部
150
145
評価部
152
画像処理部
153
(b)
130A
130B
140A
190b
190a
(190c)
140B
V1
V2
(c)
+Q(t)
-Q(t)
130A
130B
B
i(t)
190b
190a
(190c)
145
Vout
(d)
-Q(t)
130A
130B
+Q(t)
i(t)
(190c)
190b
190a
145
Vout
(e)
+Q(t)
-Q(t)
130A
130B
i(t)
190a
(190c)
190b
145
Vout

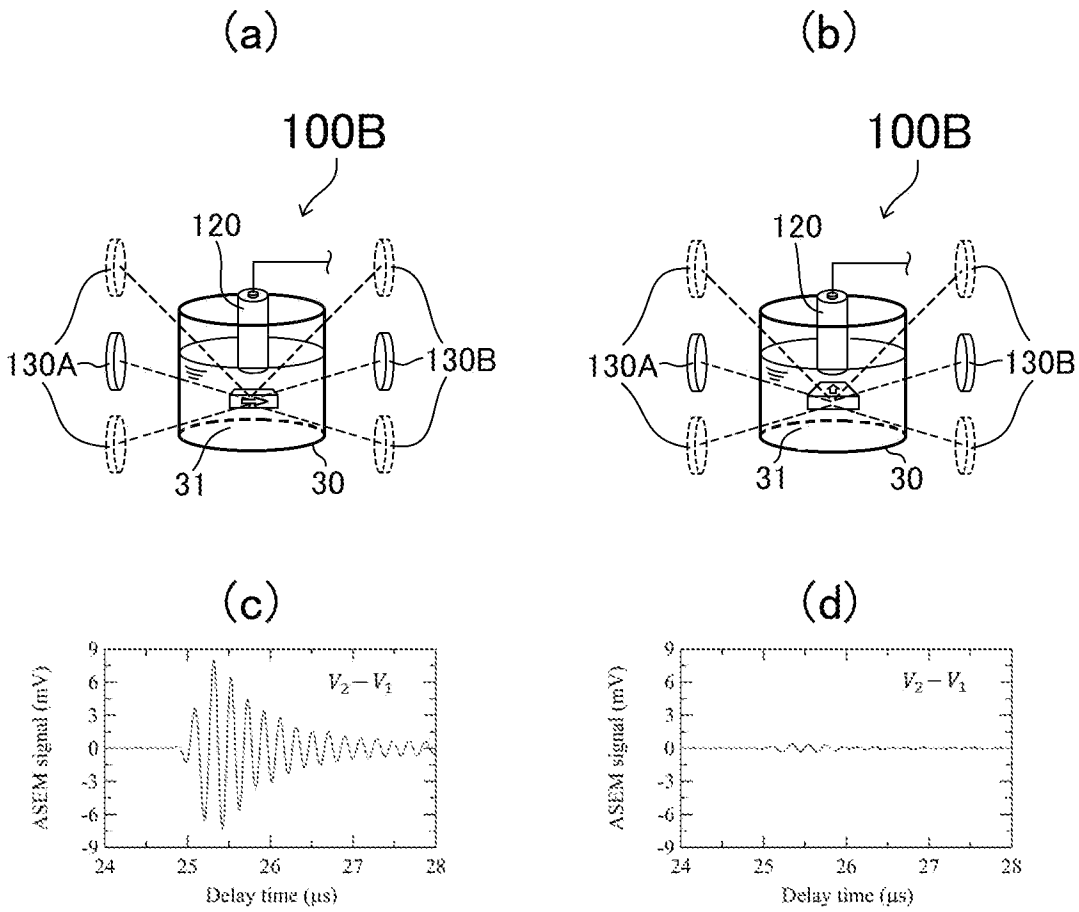
[図16]


110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100A
130B
10
130A
140B
140A
増幅部・
フィルタ部
増幅部・
フィルタ部
150A
評価部
152A

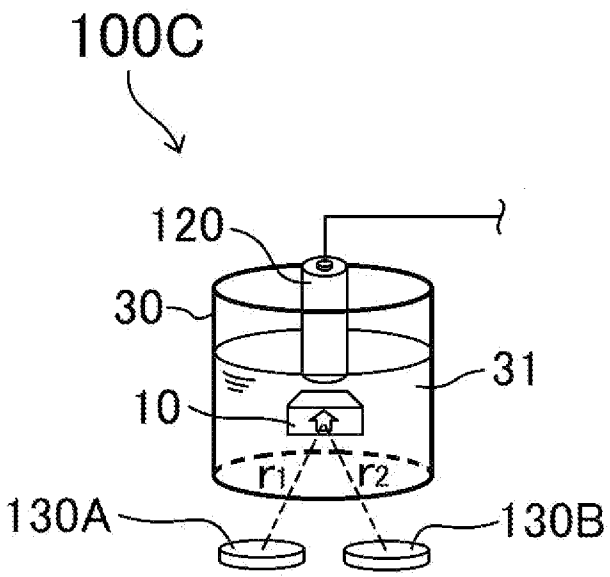
[図17]


110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100
130B
10
130A
150
145
140
評価部
152
増幅部・
フィルタ部
画像処理部
153

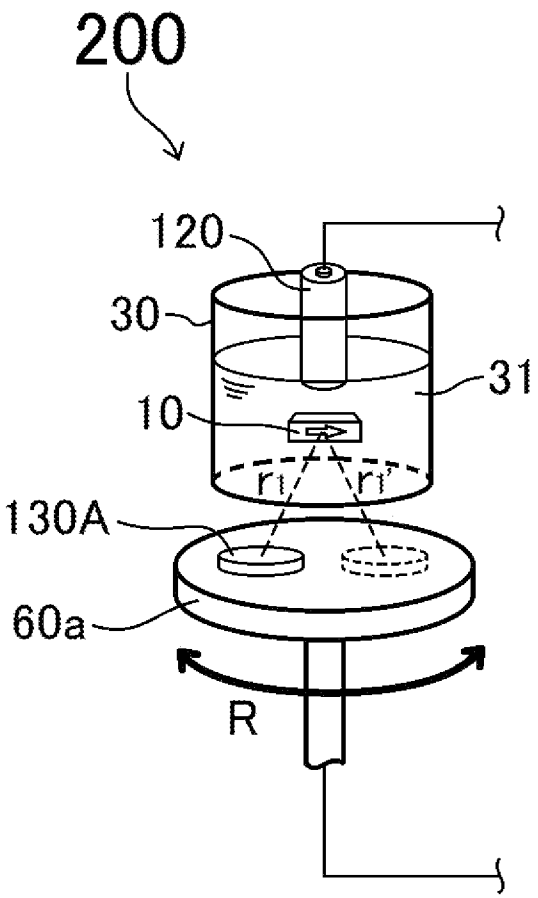
[図18]


(a)
(b)
100B
120
130A
130B
31
30
(c)
(d)
ASEM signal (mV)
V_2-V_1
Delay time (μs)

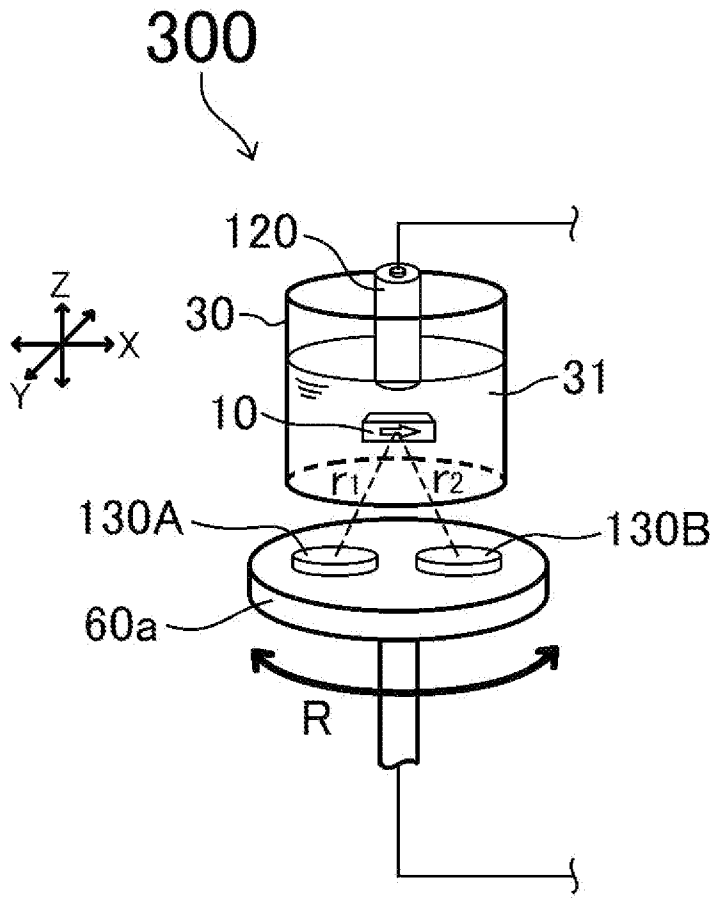
[図19]


100C
120
30
31
10
r1
r2
130A
130B

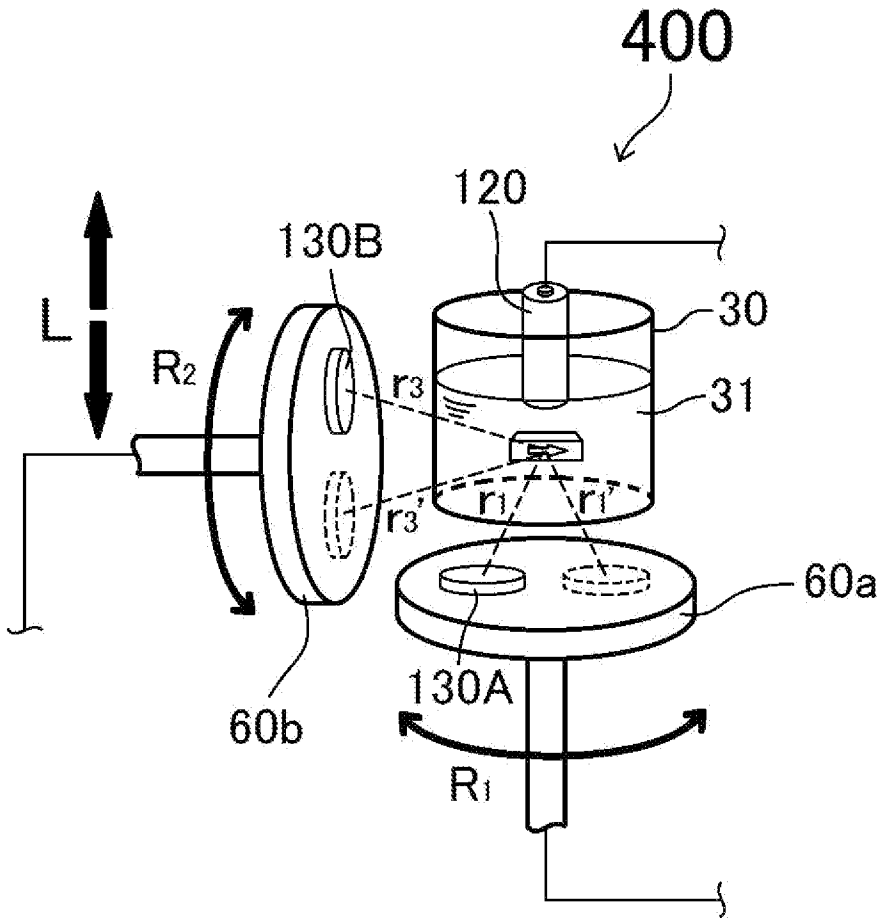
[図20]



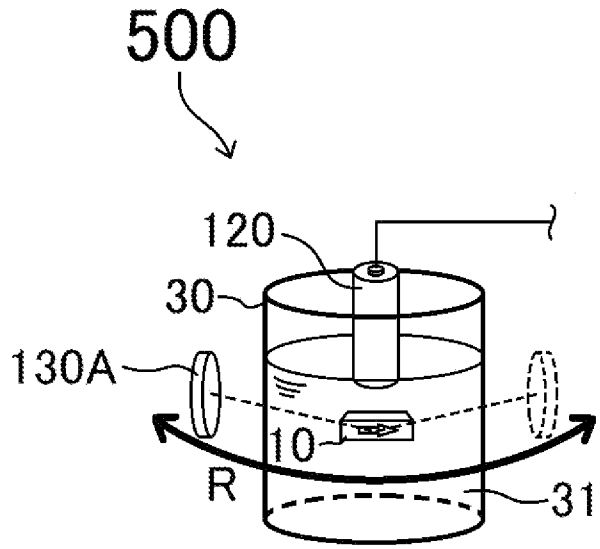
[図21]



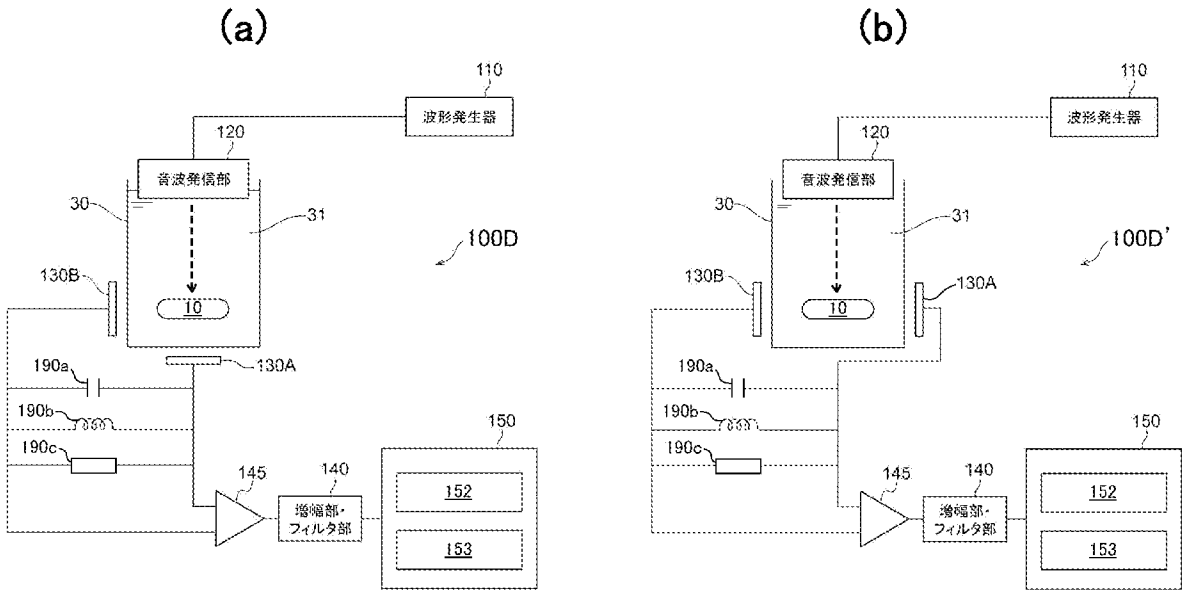
[図22]


400
120
130B
30
L
R2
r3
31
r3'
r1
r1'
60a
130A
60b
R1

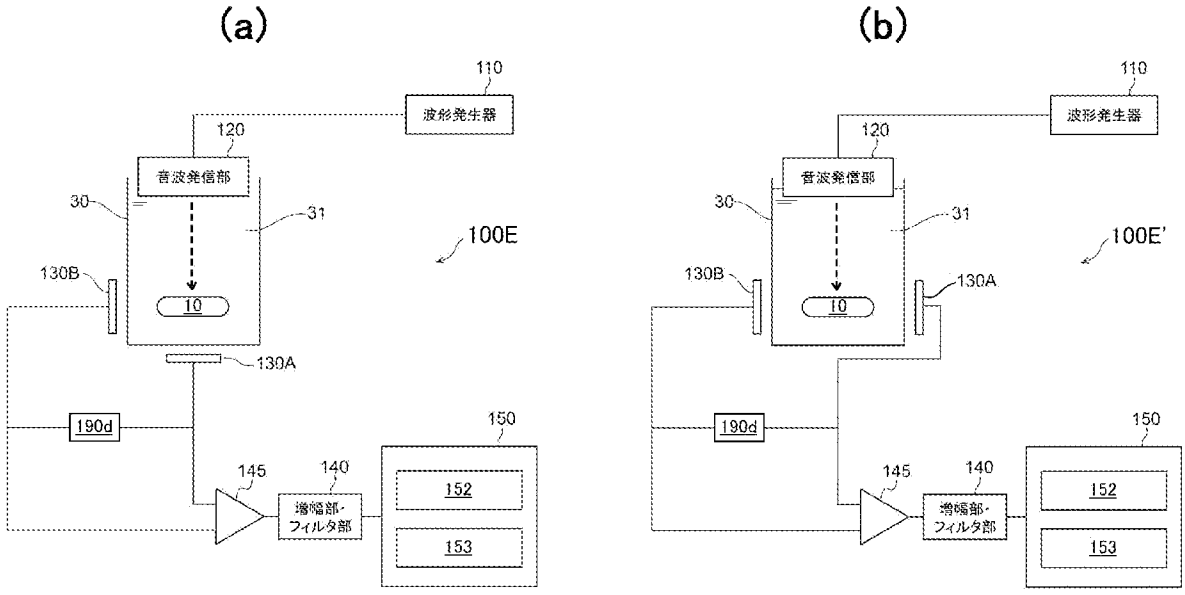
[図23]


500
120
30
130A
10
R
31

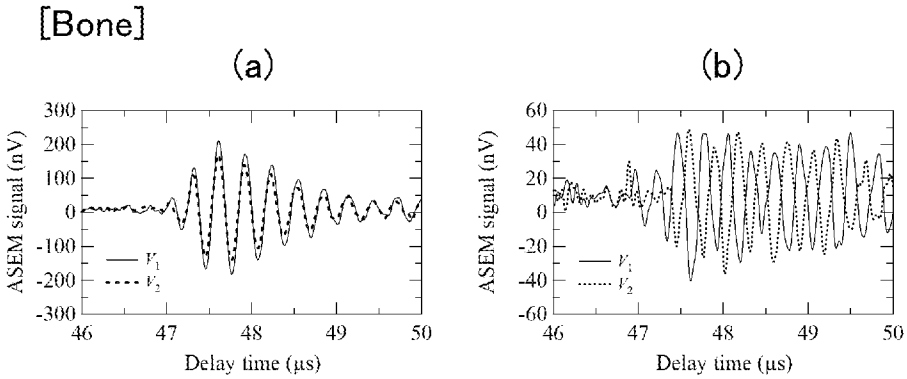
[図24]


(a)
(b)
110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100D
100D'
130B
130A
10
190a
190b
190c
145
140
増幅部・
フィルタ部
150
152
153

[図25]

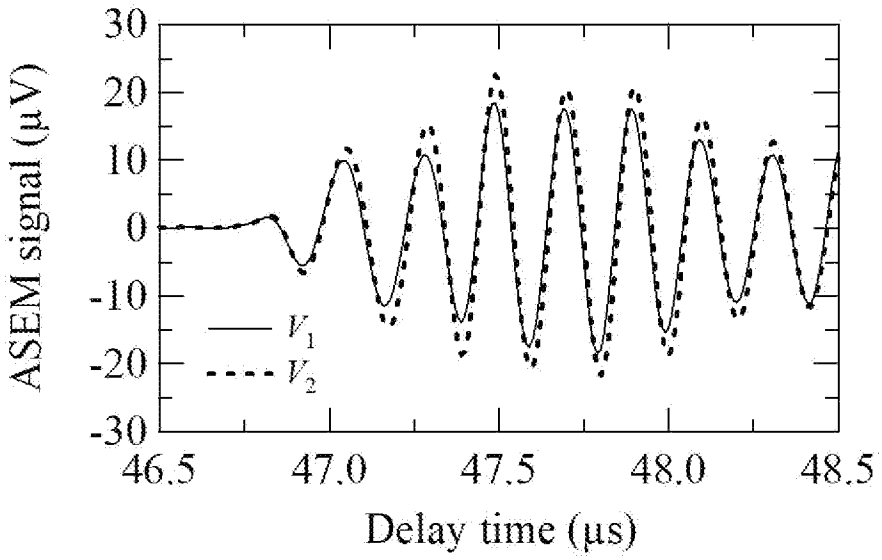

(a)
(b)
110
波形発生器
120
音波発信部
30
31
100E
100E'
130B
130A
10
190d
145
140
増幅部・
フィルタ部
150
152
153

[図26]


[Bone]
(a)
(b)
ASEM signal (nV)
Delay time (μs)
300
200
100
0
-100
-200
-300
60
40
20
-20
-40
-60
46
47
48
49
50
V_1
V_2

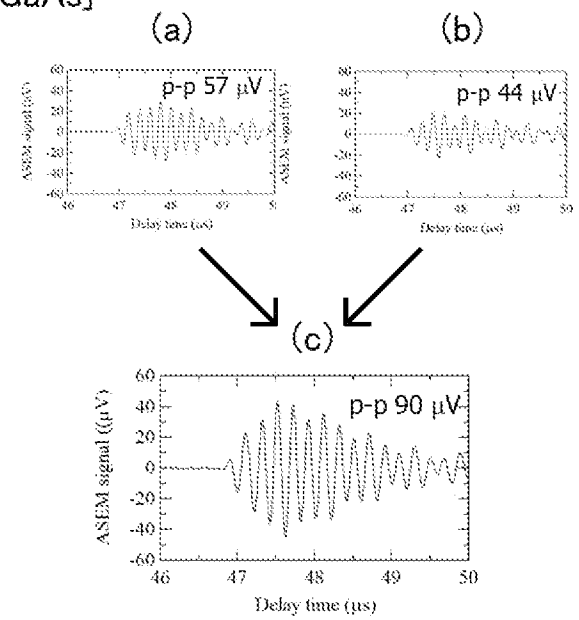
[図27]

[quartz]

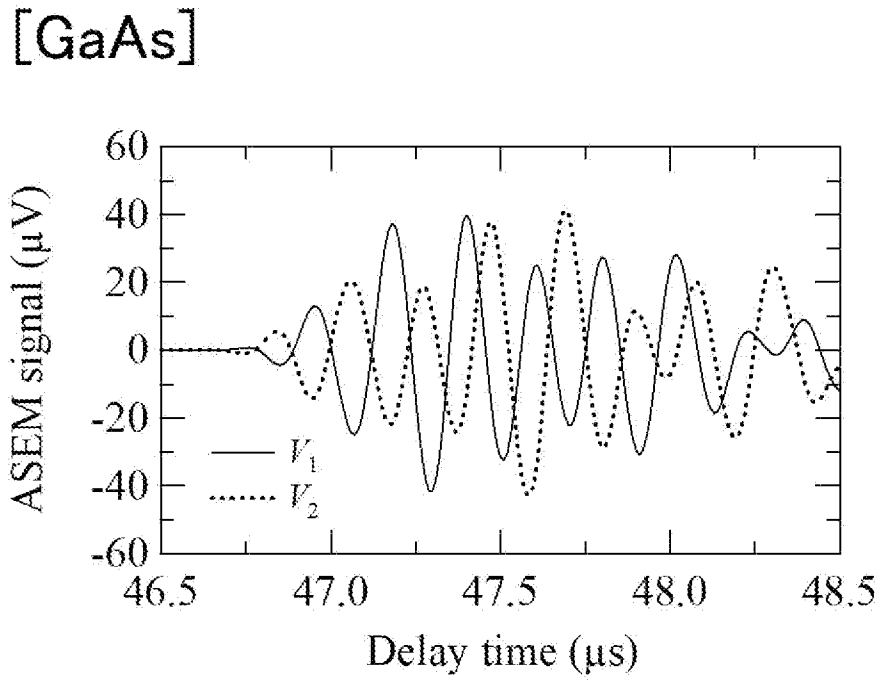


[図28]

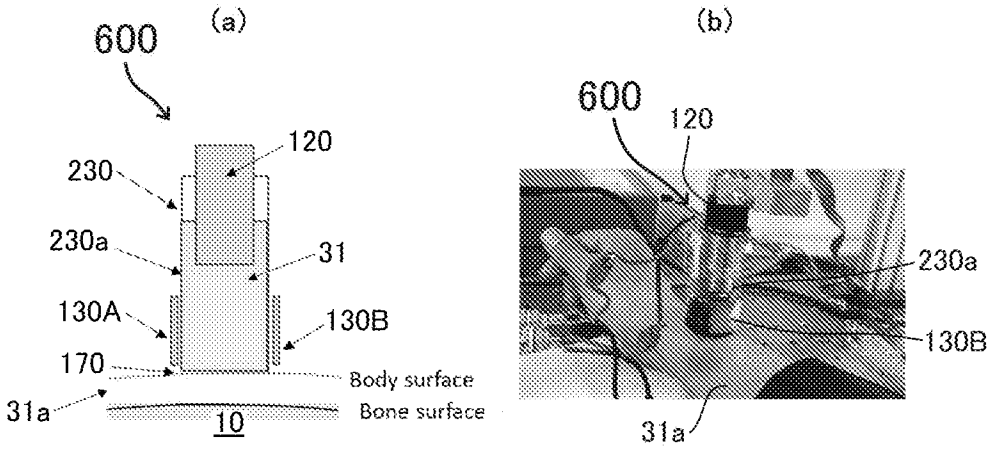
[GaAs]



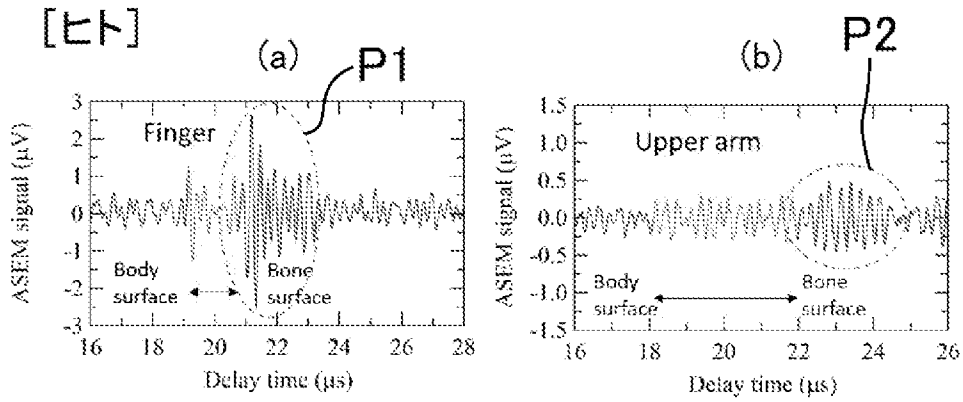
[図29]


[GaAs]
ASEM signal (μV)
60
40
20
0
-20
-40
-60
46.5
47.0
47.5
48.0
48.5
Delay time (μs)
V_1
V_2

[図30]


(a)
600
120
230
230a
31
130A
130B
170
Body surface
31a
Bone surface
10
(b)
600
120
230a
130B
31a

[図31]


[ヒト]
(a)
P1
Finger
ASEM signal (μV)
Body surface
Bone surface
Delay time (μs)
(b)
P2
Upper arm
ASEM signal (μV)
Body surface
Bone surface
Delay time (μs)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2023/006283

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 22/00(2006.01)i; ***G01N 24/00***(2006.01)i
FI: G01N22/00 Z; G01N24/00 Z

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)

G01N22/00-G01N22/04, G01N24/00-G01N24/14, G01R33/00-G01R33/64

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023
Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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

KAKEN, IEEE Xplore, Scitation, Science Direct, Nature, SCIENCE, JSTPlus/JST7580/JSTChina (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	音響誘起電磁法による体内線維の非侵襲センシング, ＪＳＴ計測・分析技術　新技術説明会［オンライン］, ２０２１年度, 国立研究開発法人　科学技術振興機構, 17 February 2022, <URL:https://shingi.jst.go.jp/pdf/2021/2021_chizaibu_005.pdf> pp. 2, 4, 8, 11-12, 15-16, 18-21, non-official translation (Non-invasive sensing of fibers in the body by acoustically stimulated electromagnetic method. JST Measurement and Analysis Technology New Technology Presentation Meetings [online]. 2021. Japan Science and Technology Agency.)	1-2, 6-12
Y		3-5
X	骨の音響刺激電磁応答の測定, 第６０回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 11 March 2013 text, fig. 2-3, (Measurements of acoustically stimulated electromagnetic response from bone), non-official translation (Lecture Preprints of the 60th JSAP Spring Meeting)	1-2, 6-12
Y		3-5
Y	JP 2016-138791 A (UNIV TOKYO AGRICULTURE & TECHNOLOGY) 04 August 2016 (2016-08-04) paragraphs [0086]-[0088], fig. 11	3-5

☑ 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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
07 April 2023	**25 April 2023**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2023/006283

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2016-138873 A (UNIV TOKYO AGRICULTURE & TECHNOLOGY) 04 August 2016 (2016-08-04) paragraphs [0089]-[0093], fig. 11	3-5
Y	JP 2017-142088 A (UNIV TOKYO AGRICULTURE & TECHNOLOGY) 17 August 2017 (2017-08-17) paragraphs [0117]-[0121], fig. 11	3-5
Y	JP 2017-142089 A (UNIV TOKYO AGRICULTURE & TECHNOLOGY) 17 August 2017 (2017-08-17) paragraphs [0109]-[0113], fig. 11	3-5
A	超音波によって誘起される生体組織の電気分極 II, 第８０回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 18a-C206-11. 04 September 2019 entire text, all drawings, (Electric polarization of biomedical tissues induced by ultrasound waves II), non-official translation (Lecture Preprints of the 80th JSAP Autumn Meeting)	1-12
A	生体組織における超音波誘起電気分極の異方性, 第８１回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 10p-Z22-18 entire text, all drawings, (Anisotropy of Acoustically Induced Electric Polarization in Biological Tissues), non-official translation (Lecture Preprints of the 81st JSAP Autumn Meeting)	1-12
A	生体線維組織の圧電分極の引張応力依存性, 第８２回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 11p-S401-6. 26 August 2021 entire text, all drawings, (Tensile-stress dependence of piezoelectric polarization in biological fibrous tissues), non-official translation (Lecture Preprints of the 82nd JSAP Autumn Meeting)	1-12
A	超音波による骨の圧電イメージング, 第７５回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 18p-A15-3. 01 September 2014 entire text, all drawings, (Piezoelectric imaging of bones through ultrasonic excitation), non-official translation (Lecture Preprints of the 75th JSAP Autumn Meeting)	1-12
A	骨の超音波誘電磁応答の異方性, 第６２回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 26 February 2015 entire text, all drawings, (Anisotropy of Acoustically Stimulated Electromagnetic Response of Bones), non-official translation (Lecture Preprints of the 62nd JSAP Spring Meeting)	1-12
A	音響誘起電磁法を利用した臓器線維化の定量可視化, 科学研究費助成事業　研究成果報告書, 19K22956. 15 June 2021 3. Research method, (Quantitative visualization of organ fibrosis using the acoustically stimulated electromagnetic method. Grants-in-Aid for Scientific Research: Final Research Report.)	1-12
A	Electric Polarization of Soft Biological Tissues Induced by Ultrasound Waves. Physical Review Letters. 03 December 2019, vol. 123, 238101 entire text, all drawings	1-12
A	WO 2021/039104 A1 (JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY AGENCY) 04 March 2021 (2021-03-04)	1-12
A	JP 2019-015519 A (UNIV TOKYO AGRICULTURE & TECHNOLOGY) 31 January 2019 (2019-01-31)	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2023/006283

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2016-138791 A	04 August 2016	(Family: none)	
JP 2016-138873 A	04 August 2016	(Family: none)	
JP 2017-142088 A	17 August 2017	(Family: none)	
JP 2017-142089 A	17 August 2017	(Family: none)	
WO 2021/039104 A1	04 March 2021	US 2022/0287618 A1	
JP 2019-015519 A	31 January 2019	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2023/006283

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

G01N 22/00(2006.01)i; G01N 24/00(2006.01)i
FI: G01N22/00 Z; G01N24/00 Z

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））

G01N22/00-G01N22/04, G01N24/00-G01N24/14, G01R33/00-G01R33/64

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	１９７１－２０２３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２３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）

KAKEN, IEEE Xplore, Scitation, Science Direct, Nature, SCIENCE, JSTPlus/JST7580/JSTChina (JDreamIII)

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	音響誘起電磁法による体内線維の非侵襲センシング，ＪＳＴ計測・分析技術　新技術説明会［オンライン］，２０２１年度，国立研究開発法人　科学技術振興機構，2022.02.17, <URL:https://shingi.jst.go.jp/pdf/2021/2021_chizaibu_005.pdf> pages 2, 4, 8, 11-12, 15-16, 18-21	1-2, 6-12
Y		3-5
X	骨の音響刺激電磁応答の測定，第６０回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集，2013.03.11 本文、Figs. 2-3	1-2, 6-12
Y		3-5
Y	JP 2016-138791 A (国立大学法人東京農工大学) 04.08.2016 (2016-08-04) ［００８６］－［００８８］、図１１	3-5
Y	JP 2016-138873 A (国立大学法人東京農工大学) 04.08.2016 (2016-08-04) ［００８９］－［００９３］、図１１	3-5
Y	JP 2017-142088 A (国立大学法人東京農工大学) 17.08.2017 (2017-08-17) ［０１１７］－［０１２１］、図１１	3-5

☑ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
07.04.2023	25.04.2023

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
嶋田　行志 2W 8353

電話番号 03-3581-1101 内線 3257

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
Y	JP 2017-142089 A (国立大学法人東京農工大学) 17.08.2017 (2017-08-17) ［０１０９］－［０１１３］、図１１	3-5
A	超音波によって誘起される生体組織の電気分極 II, 第８０回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 18a-C206-11, 2019.09.04 全文全図	1-12
A	生体組織における超音波誘起電気分極の異方性, 第８１回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 10p-Z22-18 全文全図	1-12
A	生体線維組織の圧電分極の引張応力依存性, 第８２回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 11p-S401-6, 2021.08.26 全文全図	1-12
A	超音波による骨の圧電イメージング, 第７５回応用物理学会秋季学術講演会講演予稿集, 18p-A15-3, 2014.09.01 全文全図	1-12
A	骨の超音波誘電磁応答の異方性, 第６２回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集 , 2015.02.26 全文全図	1-12
A	音響誘起電磁法を利用した臓器線維化の定量可視化, 科学研究費助成事業　研究成果報告書, 19K22956, 2021.06.15 ３．研究の方法	1-12
A	Electric Polarization of Soft Biological Tissues Induced by Ultrasound Waves, Physical Review Letters, 2019.12.03, Vol. 123, 238101 全文全図	1-12
A	WO 2021/039104 A1 (国立研究開発法人科学技術振興機構) 04.03.2021 (2021-03-04)	1-12
A	JP 2019-015519 A (国立大学法人東京農工大学) 31.01.2019 (2019-01-31)	1-12

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2023/006283

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2016-138791 A	04.08.2016	（ファミリーなし）	
JP 2016-138873 A	04.08.2016	（ファミリーなし）	
JP 2017-142088 A	17.08.2017	（ファミリーなし）	
JP 2017-142089 A	17.08.2017	（ファミリーなし）	
WO 2021/039104 A1	04.03.2021	US 2022/0287618 A1	
JP 2019-015519 A	31.01.2019	（ファミリーなし）	