

(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
2016年9月22日(22.09.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/147250 A1

- (51) 国際特許分類:
H04R 17/10 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/057448
- (22) 国際出願日: 2015年3月13日(13.03.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 伊藤 寛(ITO, Hiroshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 小山 卓志, 外(KOYAMA, Takashi et al.); 〒1100005 東京都台東区上野3丁目1番3号 上野鈴木ビル7階 梓特許事務所 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, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

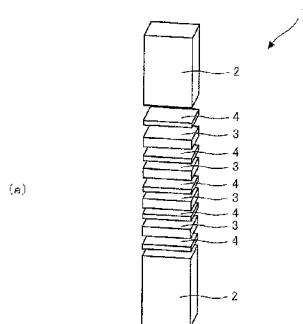
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロピア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, 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:

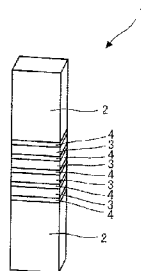
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ULTRASONIC TRANSDUCER AND ULTRASONIC MEDICAL APPARATUS

(54) 発明の名称: 超音波振動子及び超音波医療装置



(a)



(b)

(57) Abstract: [Problem] To provide an ultrasonic transducer and an ultrasonic medical apparatus in which the efficiency of vibration transmission for equalizing thermal stresses developing at four corners of a rectangular piezoelectric element and reducing cracking is excellent. [Solution] An ultrasonic transducer 1 is characterized in being provided with two metal blocks 2, a plurality of rectangular-surface piezoelectric elements 3 layered between the metal blocks 2, and a joining member 4 for joining the metal blocks 2 and the piezoelectric elements 3 together and the piezoelectric elements 3 with each other, the coefficients of thermal expansion in the diagonal direction extending from the center of surface to the four corners of the piezoelectric element 3 being equal.

(57) 要約: 【課題】 矩形の圧電素子の4つの角に発生する熱応力を均等に近づけ割れを低減する振動伝達効率が良い超音波振動子及び超音波医療装置を提供する。【解決手段】 超音波振動子1は、2つの金属ブロック2と、金属ブロック2の間に積層され、表面が矩形の複数の圧電素子3と、金属ブロック2と圧電素子3及び圧電素子3同士を接合する接合材4と、を備え、圧電素子3の表面の中心から4つの角へ向かう対角線方向の熱膨張係数が等しいことを特徴とする。

明 細 書

発明の名称：超音波振動子及び超音波医療装置

技術分野

[0001] 本発明は、超音波を励振する超音波振動子及び超音波医療装置に関する。

背景技術

[0002] 超音波振動を利用して、生体組織の凝固・切開処置を行なう超音波処置具では、ハンドピース内に超音波振動源として、ボルト締めランジュバン振動子を内蔵している。ボルト締めランジュバン振動子は、電気信号を機械振動に変換する圧電素子が、金属部材からなるフロントマス、バックマスに挟まれて、ボルトにより強固に締結されて、一体化していて、全体が一体となって振動する。圧電素子が金属部材に挟まれて、接着などを含めて何らかの方法で一体化して振動する振動子をランジュバン振動子と呼び、一体化の方法としてボルトによる締結を使用しているものをボルト締めランジュバン振動子と呼ぶ。一般的な構成としては、圧電素子としてチタン酸ジルコン酸鉛（PZT, $\text{Pb}(\text{Zr}_x, \text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$ ）が使用され、圧電素子の形状はリング状に加工されて、リング内部にボルトが押通されている。

[0003] PZTは高い生産性や高い電気機械変換効率を有し、圧電材料として優れた特性を持っているため、長年、超音波振動子やアクチュエーターなどの様々な分野で用いられてきている。しかしながら、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）は鉛を使用しているため、環境への悪影響の観点から、近年は鉛を使用しない非鉛圧電材料の使用が望まれている。

[0004] 非鉛圧電材料で高い電気機械変換効率を有する材料として圧電単結晶のニオブ酸リチウム（ LiNbO_3 ）がある。ニオブ酸リチウムを使用したランジュバン振動子を安価に実現する構成として、金属ブロック、圧電素子を接合により一体化させる方法があり、特に接合方法として接着剤ではなく、はんだをはじめとするろう材で接合した場合、接着剤よりも良好な振動特性が得られる。しかしながら、ろう材による接合は一般に高温プロセスを必要とし、金

属ブロックと圧電素子を接合した部分である異種材料接合部で、熱応力により圧電素子が割れるという課題がある。

[0005] 接合により実現したランジュバン振動子で、金属ブロック、圧電素子の異種材料接合部に生じる応力を緩和して圧電材料の割れを防止する方法として、金属ブロックに溝やくぼみを設ける構成が、特許文献 1 に開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開 2 0 0 8 - 1 2 8 8 7 5 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、特許文献 1 に記載されたような従来の超音波振動子では、接着で金属ブロックと圧電素子を接合した際に異種材料接合部で生じる熱応力や、接着剤の硬化収縮により生じる応力を吸収するために金属ブロック表面に溝やくぼみなどの構造を設けているため、接着剤などの接合材料内部に泡が混入して、振動伝達効率の低下につながるおそれがあった。特に、ハンダを接合材料として用いて、ハンダの供給方法をハンダペレットとする場合、凹凸形状のある部分を気泡なく接合することは困難であった。

[0008] また、圧電単結晶材料は異方性材料であるので、方向により熱膨張係数が異なり、等方性材料と接合する場合は、全ての方向で熱膨張係数を一致させることはできない。そのため接合型ランジュバン振動子では、熱応力を低減するように適切な熱膨張係数をもつ等方性材料を選択したとしても、応力集中しやすい角の部分に熱応力が発生する箇所が存在して、圧電素子の信頼性の低下につながる可能性があった。

[0009] 本発明にかかる実施形態は、矩形の圧電素子の 4 つの角に発生する熱応力を均等に近づけ割れを低減する超音波振動子及び超音波医療装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明のある態様に係る超音波振動子は、2つの金属ブロックと、前記金属ブロックの間に積層され、表面が矩形の複数の圧電素子と、前記金属ブロックと前記圧電素子及び前記圧電素子同士を接合する接合材と、を備え、前記圧電素子の表面の中心から4つの角へ向かう対角線方向の熱膨張係数が等しいことを特徴とする。

[0011] 本発明のある態様に係る超音波医療装置は、前記超音波振動子と、前記超音波振動子で発生した超音波振動が伝達され生体組織を処置するプローブ先端部と、を具備することを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明にかかる実施形態の超音波振動子及び超音波医療装置によれば、矩形の圧電素子の4つの角に発生する熱応力を均等に近づけ割れを低減することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本実施形態の超音波振動子を示す。

[図2]本実施形態の圧電単結晶材料の結晶軸とウエハの座標系を示す。

[図3]本実施形態の超音波振動子のウエハの座標系を示す。

[図4]他の実施形態の超音波振動子を示す。

[図5]第1実施形態の圧電素子を示す。

[図6]ニオブ酸リチウムの結晶軸と第1実施形態の圧電素子のウエハの座標系の関係を示す。

[図7]ニオブ酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。

[図8]36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムからの第1実施形態の圧電素子の切り出し方を示す。

[図9]第2実施形態の圧電素子を示す。

[図10]ニオブ酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。

[図11]36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムからの第2実施形態の圧電素子の切り出し方を示す。

[図12] タンタル酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。

[図13] 本実施形態に係る超音波医療装置の全体構成を示す。

[図14] 本実施形態に係る超音波医療装置の振動子ユニットの全体の概略構成を示す。

[図15] 本実施形態に係る超音波医療装置の他の態様の超音波医療装置の全体構成を示す。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本実施形態の超音波振動子1について説明する。

[0015] 図1は、本実施形態の超音波振動子1を示す。図1(a)は、接合前の本実施形態の超音波振動子1を示す。図1(b)は、接合後の本実施形態の超音波振動子1を示す。

[0016] 本実施形態の超音波振動子1は、図1(a)に示すように、2つの金属ブロック2と、金属ブロック2の間に積層される複数の圧電素子3と、金属ブロック2と圧電素子3及び圧電素子3同士を接合する接合材4と、絶縁性の高い絶縁部材5と、を備える。

[0017] 金属ブロック2と絶縁部材5と圧電素子3及び圧電素子3同士は、接合材4によって、図1(b)に示すように、密着して接合される。接合は、接合材4が溶融する温度に加熱した後、冷却させればよい。

[0018] 本実施形態の超音波振動子1の各材料について説明する。

[0019] 圧電素子3には、キュリー点の高い単結晶のニオブ酸リチウム(LiNbO₃)を用いる。例えば、圧電素子3の厚み方向の電気機械結合係数が大きくなるように、36度回転Yカットと呼ばれる結晶方位のニオブ酸リチウムウエハを用いることが好ましい。圧電素子3は、ニオブ酸リチウムと非鉛ハンダとの濡れ性、密着性がよくなるように、ニオブ酸リチウムウエハの表裏面にTi/Pt、Cr/Ni/Au等の下地金属が成膜された後、ダイシング等により矩形に切り出して作成される。隣接する圧電素子3は、上下面が反転するように積層される。

[0020] 接合材4には、キュリー点より低い融点、好ましくはキュリー点の半分以

下の融点を有する非鉛ハンダを用いる。しかしながら、ハンダを接合材料として用いて、ハンダの供給方法をハンダペレットとする場合、凹凸形状のある部分を気泡なく接合することは困難であった。そのため、圧電素子3と金属ブロック2と絶縁部材5の接合部は、平面で構成することが好ましい。また、接合材4の厚さは、接合後の各部材間の距離を考慮して決定すればよい。

[0021] 金属ブロック2は、ジュラルミン等のアルミニウム合金、64Ti等のチタン合金、純チタン、ステンレス鋼、軟鋼、ニッケルクローム鋼、工具鋼、黄銅、モネルメタル等のうち、それぞれ熱膨張係数の異なる材料を使用する。

[0022] 図1(b)のように形成された超音波振動子1には、図示しない電気ケーブルに連結されたフレキシブル基板が側方に取り付けられ、一般の超音波振動子と同様に、積層された圧電素子3の両端及びそれぞれの間に正電極層及び負電極層が交互に取り付けられている。そして、各圧電素子3に駆動用電気信号を印加することで、超音波振動子1を駆動させることが可能となる。

[0023] 図2は、本実施形態の圧電単結晶材料の結晶軸とウエハWの座標系を示す。図3は、本実施形態の超音波振動子1のウエハWの座標系を示す。

[0024] 圧電単結晶材料は異方性材料なので、向きにより熱膨張係数が異なる。しかしながら、圧電素子3の面に垂直な方向を回転軸として回転させたときに、面内方向の熱膨張係数は周期的に変動し、4方向で熱膨張係数が等しくなる場合がある。この4方向を矩形の圧電素子3の角になるように、圧電素子3の外径の縦横寸法比及び結晶軸に対する向きを選択すると、矩形の圧電素子3の対角方向において熱膨張係数を等しくすることが可能となる。

[0025] 図2に示す圧電単結晶材料の結晶軸(X, Y, Z)と、図3に示す圧電単結晶材料から切り出したウエハW上にとった座標系(x_1 , x_2 , x_3)の関係は、連続する3回の回転により関連付けられ、その回転角はオイラー角と呼ばれる。

[0026] 図3に示すように、ウエハW上の座標系は、ウエハW表面に垂直な方向を

+ χ_3 とし、ウエハW中心から結晶軸の方向を示すオリエンテーションフラットOFに直交する方向を+ χ_1 とし、(χ_1 , χ_2 , χ_3)が右手系をなすように+ χ_2 の向きが設定される。

[0027] まず、結晶軸(X,Y,Z)を考え、第一の回転はZ軸周りに角度 ϕ 回転させる。回転の向きは、回転軸のプラス方向に右ねじが進むように回転させる向きを正とする。以下の2回の回転でも同様である。 ϕ の角度は0度から360度まで取ることが出来る。この回転により、元のX軸は χ' に変換される。次の回転は χ' として新しく定義された軸周りの回転で、回転角は角度 θ である。この回転は0度から180度の値に制限される。この回転により、Z軸は χ_3 というウエハW表面に垂直な座標軸に変換される。最後の回転は χ_3 軸周りの回転で、回転角は角度 ψ である。この角は0度から360度までの値を取り χ_{rot} 軸は χ_1 軸に変換され、その方向はウエハWのオリエンテーションフラットOFに垂直な方向となる。このように、回転角 ϕ 、 θ によりウエハW面が決定され、回転角 ψ によりウエハW面内での方向が決定される。

[0028] 図4は、他の実施形態の超音波振動子1を示す。図4(a)は、接合前の他の実施形態の超音波振動子1を示す。図4(b)は、接合後の他の実施形態の超音波振動子1を示す。

[0029] 他の実施形態の超音波振動子1は、図4(a)に示すように、2つの金属ブロック2と、金属ブロック2の間に積層される複数の圧電素子3と、金属ブロック2と圧電素子3及び圧電素子3同士を接合する接合材4と、絶縁性の高い絶縁部材5と、を備える。すなわち、図1に示した超音波振動子1の金属ブロック2と圧電素子3との間に絶縁部材5を備える構成としている。

[0030] 金属ブロック2と絶縁部材5と圧電素子3及び圧電素子3同士は、接合材4によって、図4(b)に示すように、密着して接合される。接合は、接合材4が熔融する温度に加熱した後、冷却させればよい。

[0031] 他の実施形態の超音波振動子1の圧電素子3及び接合材4は、図1に示した超音波振動子1と同様の材料を用いる。絶縁部材5は、絶縁性で強度の強いアルミナやジルコニアを用いることが好ましい。

[0032] 図4（b）のように形成された超音波振動子1には、図示しない電気ケーブルに連結されたフレキシブル基板が側方に取り付けられ、一般の超音波振動子と同様に、積層された圧電素子3の両端及びそれぞれの間に正電極層及び負電極層が交互に取り付けられている。そして、各圧電素子3に駆動用電気信号を印加することで、超音波振動子1を駆動させることが可能となる。

[0033] 図5は、第1実施形態の圧電素子3を示す。

[0034] 第1実施形態の圧電素子3は、例えば、正方形に形成され、表面での対角線方向の熱膨張係数が等しくなるように形成される。例えば、第1実施形態の圧電素子3は、36度回転YカットX伝搬と呼ばれる結晶方位のニオブ酸リチウムウエハを用いる。36度回転YカットX伝搬は、図2における ϕ を 180° 、 θ を 54° 、 ψ を 180° に設定したもので、オイラー角表示で $(180^\circ, 54^\circ, 180^\circ)$ と表される。

[0035] 図6は、ニオブ酸リチウムの結晶軸と第1実施形態の圧電素子3のウエハWの座標系の関係を示す。図6（a）はニオブ酸リチウムの結晶軸、図6（b）はウエハWの座標系への変換の様子を示す。

[0036] まず、図6（a）に示すニオブ酸リチウムの結晶軸と同じ図6（b）に示す座標系から、z軸周りに $\phi = 180^\circ$ 回転する。続いて、x'軸周りに $\theta = 54^\circ$ 回転しウエハ面を決める。次に、z''軸周りに $\psi = 180^\circ$ 回転しウエハ面内の方向を決める。

[0037] 図7は、ニオブ酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。

[0038] 図7の横軸は、36度Yカット基板のオイラー角表示で3回目の回転を表す角度 ϕ である。このグラフから、熱膨張係数8~14.5ppmの範囲で、ある熱膨張係数に対して、熱膨張係数が等しくなるオイラー角が4つあることがわかる。特に、オイラー角 ϕ が 45° 、 135° 、 225° 、 315° では、 90° ごとに熱膨張係数が等しくなるので、圧電素子の対角線方向で熱膨張係数が等しくなるようにすると、圧電素子の外形は正方形となり、最も好ましい形状となる。

[0039] 図8は、36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムからの第1実施形態の圧電素子3の切り出し方を示す。

[0040] 図5に示したような形状の圧電素子3をニオブ酸リチウム36度回転YカットX伝搬基板から作成するには、図8に示すように、オリエンテーションフラットOFと平行、および、垂直な方向にダイシングを行って、圧電素子3を切り出せばよい。このとき、結晶軸のX軸に対して、圧電素子3の各辺は平行、および、垂直な方向に対して、平行になっている。このようにニオブ酸リチウム36度回転YカットX伝搬基板でオイラー角 ϕ が 45° 、 135° 、 225° 、 315° となる方向が対角線となるように圧電素子3を切り出して作成すると、その外形は正方形で、対角線方向 α_x 、 α_y の熱膨張係数が互いに等しくなり、等方性材料の絶縁部材5や金属ブロック2と接合した時に、圧電素子3の4つの角に発生する熱応力を均等にすることが可能になる。4つの角に発生する熱応力が等しいので、絶縁部材5や金属ブロック2の熱膨張係数を適切に設定することにより、応力集中が起こりやすい4つの角に発生する熱応力を均等に低減することができ、圧電素子3の割れを低減させることが可能となる。

[0041] 図9は、第2実施形態の圧電素子3を示す。図10は、ニオブ酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。図11は、36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムからの第2実施形態の圧電素子3の切り出し方を示す。

[0042] 第2実施形態の圧電素子3は、長方形に形成され、表面での対角線方向の熱膨張係数が等しくなるように形成される。例えば、第2実施形態の圧電素子3は、36度回転YカットX伝搬と呼ばれる結晶方位のニオブ酸リチウムウエハを用いる。図10に示すように、36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムウエハにおいて、図2に示した3番目の回転のオイラー角が $\phi=60^\circ$ 、 120° 、 240° 、 300° では、熱膨張係数が9.6ppmで等しくなっている。

[0043] そこで、図11に示すように、圧電素子3の中心からオリエンテーションフラットOFに垂直な方向を 0° とした場合、圧電素子3の中心から4つの角の方向が反時計回りに 60° 、 120° 、 240° 、 300° となるように、圧電素子3を切り出すことが好ましい。

[0044] 切り出された圧電素子 3 は、短辺がオリエンテーションフラット OF に垂直な方向で、長辺がオリエンテーションフラット OF に平行な方向の長方形となる。また、短辺と長辺の比は、 $1 : \sqrt{3}$ となる。

[0045] このようにニオブ酸リチウム 36 度回転 Y カット X 伝搬基板から圧電素子 3 を切り出して作成すると、その外形は長方形で、対角線方向の熱膨張係数が互いに等しくなり、等方性材料の絶縁板や金属ブロック 2 と接合した時に、圧電素子 3 の 4 つの角に発生する熱応力を均等にすることが可能になる。4 つの角に発生する熱応力が等しいので、絶縁板 4 や金属ブロック 2 の熱膨張係数を適切に設定することにより、4 つの角に発生する熱応力を均等に低減することができ、圧電素子 3 の割れを低減させることが可能となる。

[0046] なお、第 1 実施形態及び第 2 実施形態の圧電素子 3 は、共に対角線方向の熱膨張係数を互いに等しくしたものであるが、完全に対角線方向がオイラー角と等しくなる必要はなく、多少の誤差が生じてよい。例えば、オイラー角 ϕ の誤差が $\pm 4^\circ$ 以内であれば、対角線方向の熱膨張係数の差を 1ppm 以下におさえることができるので好ましい。したがって、本発明にかかる実施形態では、対角線方向とは対角線に対して $\pm 4^\circ$ 以内の方向を含んでもよい。

[0047] 図 12 は、タンタル酸リチウムのオイラー角に対応する熱膨張係数を示す。

[0048] 本実施形態では、圧電素子 3 の材料としてニオブ酸リチウムを用いたが、異なる材料でもよい。例えば、図 12 に示した太線はタンタル酸リチウム (LiTaO_3) の 47° 回転 Y カット X 伝搬 (180° , 53° , ϕ) でのオイラー角に対応する熱膨張係数である。なお、細線はニオブ酸リチウムの 36 度回転 Y カット X 伝搬 (180° , 54° , ϕ) でのオイラー角に対応する熱膨張係数である。

[0049] タンタル酸リチウム 47° 回転 Y カット X 伝搬では、3 番目の回転のオイラー角が $\phi = 45^\circ$, 135° , 225° , 315° では、熱膨張係数が 12.1ppm で等しくなっている。すなわち、 $\phi = 45^\circ$, 135° , 225° , 315° の方向が圧電素子 3 の対角線となるようにウエハ W からダイシング等で切り出すことにより、

圧電素子 3 が正方形となり、対角線方向の熱膨張係数を等しくすることが可能となる。なお、図 10 に示した例のように、等しくなる熱膨張係数をずらすことによって長方形の圧電素子 3 とすることが可能となる。

[0050] 図 13 は、本実施形態に係る超音波医療装置の全体構成を示す。図 14 は、本実施形態に係る超音波医療装置の振動子ユニットの全体の概略構成を示す。

[0051] 図 13 に示す、超音波医療装置 10 は、主に超音波振動を発生させる超音波振動子 1 を有する振動子ユニット 13 と、その超音波振動を用いて患部の治療を行うハンドルユニット 14 とが設けられている。

[0052] ハンドルユニット 14 は、操作部 15 と、長尺な外套管 17 からなる挿入シース部 18 と、先端処置部 40 とを備える。挿入シース部 18 の基端部は、操作部 15 に軸回り方向に回転可能に取り付けられている。先端処置部 40 は、挿入シース部 18 の先端に設けられている。ハンドルユニット 14 の操作部 15 は、操作部本体 19 と、固定ハンドル 20 と、可動ハンドル 21 と、回転ノブ 22 とを有する。操作部本体 19 は、固定ハンドル 20 と一体に形成されている。

[0053] 操作部本体 19 と固定ハンドル 20 との連結部には、背面側に可動ハンドル 21 を挿通するスリット 23 が形成されている。可動ハンドル 21 の上部は、スリット 23 を通して操作部本体 19 の内部に延出されている。スリット 23 の下側の端部には、ハンドルストッパ 24 が固定されている。可動ハンドル 21 は、ハンドル支軸 25 を介して操作部本体 19 に回転可能に取り付けられている。そして、ハンドル支軸 25 を中心として可動ハンドル 21 が回転する動作に伴い、可動ハンドル 21 が固定ハンドル 20 に対して開閉操作されるようになっている。

[0054] 可動ハンドル 21 の上端部には、略 U 字状の連結アーム 26 が設けられている。また、挿入シース部 18 は、外套管 17 と、この外套管 17 内に軸方向に移動可能に挿通された操作パイプ 27 とを有する。外套管 17 の基端部には、先端側部分よりも大径な大径部 28 が形成されている。この大径部 2

8の周囲に回転ノブ22が装着されるようになっている。

[0055] 操作パイプ27の外周面には、リング状のスライダ30が軸方向に沿って移動可能に設けられている。スライダ30の後方には、コイルばね（弾性部材）31を介して固定リング32が配設されている。

[0056] さらに、操作パイプ27の先端部には、把持部33の基端部が作用ピンを介して回転可能に連結されている。この把持部33は、プローブ16の先端部41と共に超音波医療装置10の処置部を構成している。そして、操作パイプ27が軸方向に移動する動作時に、把持部33は、作用ピンを介して前後方向に押し引き操作される。このとき、操作パイプ27が手元側に移動操作される動作時には作用ピンを介して把持部33が支点ピンを中心に反時計回り方向に回転される。これにより、把持部33がプローブ16の先端部41に接近する方向（閉方向）に回転する。このとき、片開き型の把持部33と、プローブ16の先端部41との間で生体組織を把持することができる。

[0057] このように生体組織を把持した状態で、超音波電源から電力を超音波振動子1に供給し、超音波振動子1を振動させる。この超音波振動は、プローブ16の先端部41まで伝達される。そして、この超音波振動を用いて把持部33とプローブ16の先端部41との間で把持されている生体組織の治療を行う。

[0058] 振動子ユニット3は、図14に示すように、超音波振動子1と、この超音波振動子1で発生した超音波振動を伝達する棒状の振動伝達部材であるプローブ16とを一体的に組み付けたものである。

[0059] 超音波振動子1は、超音波振動子の振幅を増幅するホーン42が連設されている。ホーン42は、ジュラルミン、ステンレス鋼、または例えば64Ti（Ti-6Al-4V）などのチタン合金によって形成されている。ホーン42は、先端側に向かうに従って外径が細くなる円錐形状に形成されており、基端外周部に外向フランジ43が形成されている。なお、ここでホーン42の形状は円錐形状に限るものではなく、先端側に向かうに従って外径が指数関数的に細くなる指数形状や、先端側に向かうに従って段階的に細くな

るステップ形状などであってもよい。

[0060] プローブ 16 は、例えば 64 Ti (Ti-6Al-4V) などのチタン合金によって形成されたプローブ本体 44 を有する。このプローブ本体 44 の基端部側には、上述のホーン 42 に連設された超音波振動子 1 が配設されている。このようにして、プローブ 16 と超音波振動子 1 とを一体化した振動子ユニット 13 が形成されている。なお、プローブ 16 は、プローブ本体 44 とホーン 42 とが螺着されており、プローブ本体 44 とホーン 42 が接合される。

[0061] そして、超音波振動子 1 で発生した超音波振動は、ホーン 42 で増幅されたのち、プローブ 16 の先端部 41 側に伝達するようになっている。プローブ 16 の先端部 41 には、生体組織を処置する後述する処置部が形成されている。

[0062] また、プローブ本体 44 の外周面には、軸方向の途中にある振動の節位置の数箇所に弾性部材でリング状に形成された間隔をあけて 2 つのゴムライニング 45 が取り付けられている。そして、これらのゴムライニング 45 によって、プローブ本体 44 の外周面と後述する操作パイプ 27 との接触を防止するようになっている。つまり、挿入シース部 18 の組み立て時に、振動子一体型プローブとしてのプローブ 16 は、操作パイプ 27 の内部に挿入される。このとき、ゴムライニング 45 によってプローブ本体 44 の外周面と操作パイプ 27 との接触を防止している。

[0063] また、超音波振動子 1 は、超音波振動を発生させるための電流を供給する図示しない電源装置本体に電気ケーブル 46 を介して電氣的に接続される。この電気ケーブル 46 内の配線を通じて電源装置本体から電力を超音波振動子 1 に供給することによって、超音波振動子 1 が駆動される。なお、振動子ユニット 13 は、超音波振動を発生させる超音波振動子 1、発生した超音波振動を増幅させるホーン 42 および増幅された超音波振動を伝達するプローブ 16 を備えている。

[0064] 図 15 は、本実施形態に係る超音波医療装置の他の態様の超音波医療装置

の全体構成を示す。

[0065] 超音波振動子 1 と振動子ユニット 13 は、必ずしも図 13 に示したように操作部本体 19 内に収納されている必要はなく、例えば、図 15 に示すように操作パイプ 27 内に収納されていてもよい。この図 15 の超音波医療装置 10 において、超音波振動子 1 の折れ止 62 から操作部本体 19 の基部に配設されたコネクタ 48 までの間にある電気ケーブル 46 は金属パイプ 47 の中に挿通されて収納されている。ここで、コネクタ 48 は、必須ではなく、電気ケーブル 46 を操作部本体 19 内部まで延長し、直接超音波振動子 1 の折れ止 62 に接続する構成であってもよい。超音波医療装置 10 は、図 15 のような構成により、操作部本体 19 内を、より省スペース化を向上することができる。なお、図 15 の超音波医療装置 10 としての機能は、図 13 と同様であるので詳細な説明は省略する。

[0066] 以上、本実施形態の超音波振動子 1 によれば、2つの金属ブロック 2 と、金属ブロック 2 の間に積層され、表面が矩形の複数の圧電素子 3 と、金属ブロック 2 と圧電素子 3 及び圧電素子 3 同士を接合する接合材 4 と、を備え、圧電素子 3 の表面の中心から 4 つの角へ向かう対角線方向の熱膨張係数が等しいので、矩形の圧電素子の 4 つの角に発生する熱応力を均等に近づけ割れを低減することが可能となる。

[0067] また、本実施形態の超音波振動子 1 によれば、圧電素子 3 は、36度回転 Y カット X 伝搬のニオブ酸リチウムウエハから結晶軸 X 軸に平行及び垂直な辺を有する形状に切り出されるので、的確に切り出すことが可能となる。

[0068] また、本実施形態の超音波振動子 1 によれば、圧電素子 3 の表面は、正方形であるので、圧電素子の 4 つの角に発生する熱応力を均等にすることが可能となる。

[0069] また、本実施形態の超音波振動子 1 によれば、金属ブロック 2 と圧電素子 3 の間に積層される絶縁部材 5 を備えるので、振動子を的確に作動させることが可能となる。

[0070] さらに、本実施形態の超音波医療装置 10 は、前記超音波振動子 1 と、超

音波振動子 1 で発生した超音波振動が伝達され生体組織を処置するプローブ先端部と、を具備するので、応力を低減し、振動伝達効率が良好な超音波医療装置 10 を提供することが可能となる。

[0071] なお、この実施形態によって本発明は限定されるものではない。すなわち、実施形態の説明に当たって、例示のために特定の詳細な内容が多く含まれるが、当業者であれば、これらの詳細な内容に色々なバリエーションや変更を加えても、本発明の範囲を超えないことは理解できよう。従って、本発明の例示的な実施形態は、権利請求された発明に対して、一般性を失わせることなく、また、何ら限定をすることもなく、述べられたものである。

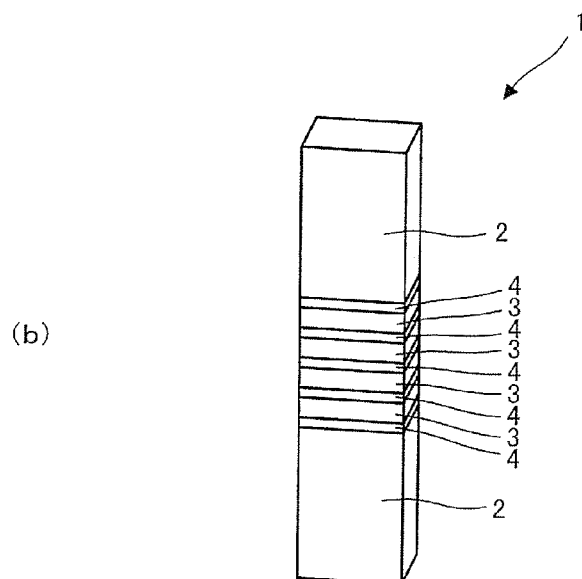
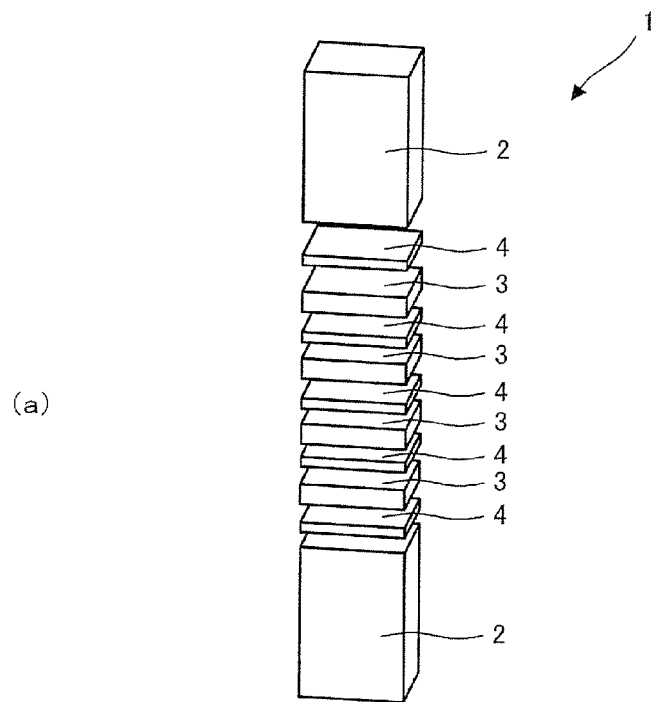
符号の説明

[0072] 1 …超音波振動子
2 …金属ブロック
3 …圧電素子
4 …接合部
5 …絶縁部材

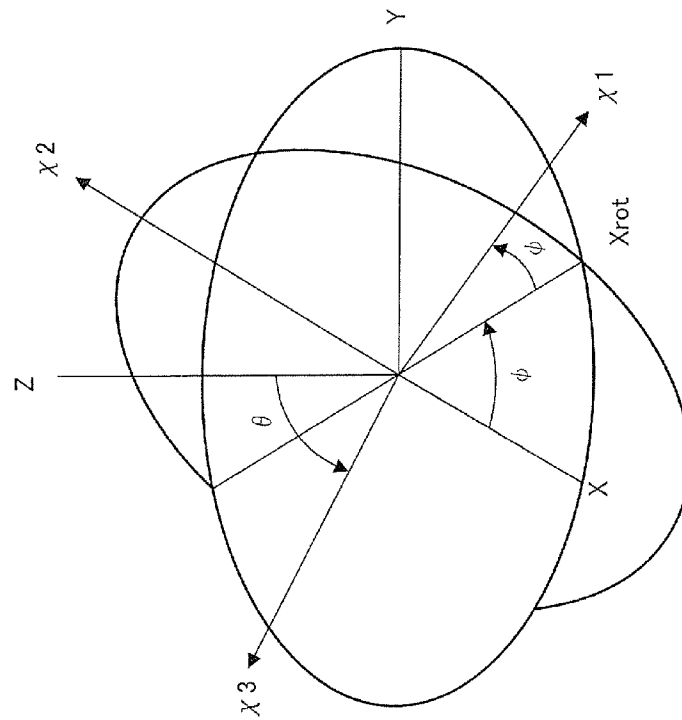
請求の範囲

- [請求項1] 2つの金属ブロックと、
前記金属ブロックの間に積層され、表面が矩形の複数の圧電素子と、
、
前記金属ブロックと前記圧電素子及び前記圧電素子同士を接合する
接合材と、
を備え、
前記圧電素子の表面の中心から4つの角へ向かう対角線方向の熱膨
張係数が等しい
ことを特徴とする超音波振動子。
- [請求項2] 前記圧電素子は、36度回転YカットX伝搬のニオブ酸リチウムウ
エハから結晶軸X軸に平行及び垂直な辺を有する形状に切り出される
請求項1に記載の超音波振動子。
- [請求項3] 前記圧電素子の表面は、正方形である
請求項1又は2に記載の超音波振動子。
- [請求項4] 前記金属ブロックと前記圧電素子の間に積層される絶縁部材を備え
る
請求項1乃至3のいずれか1つに記載の超音波振動子。
- [請求項5] 請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の超音波振動子と、
前記超音波振動子で発生した超音波振動が伝達され生体組織を処置
するプローブ先端部と、
を具備する
ことを特徴とする超音波医療装置。

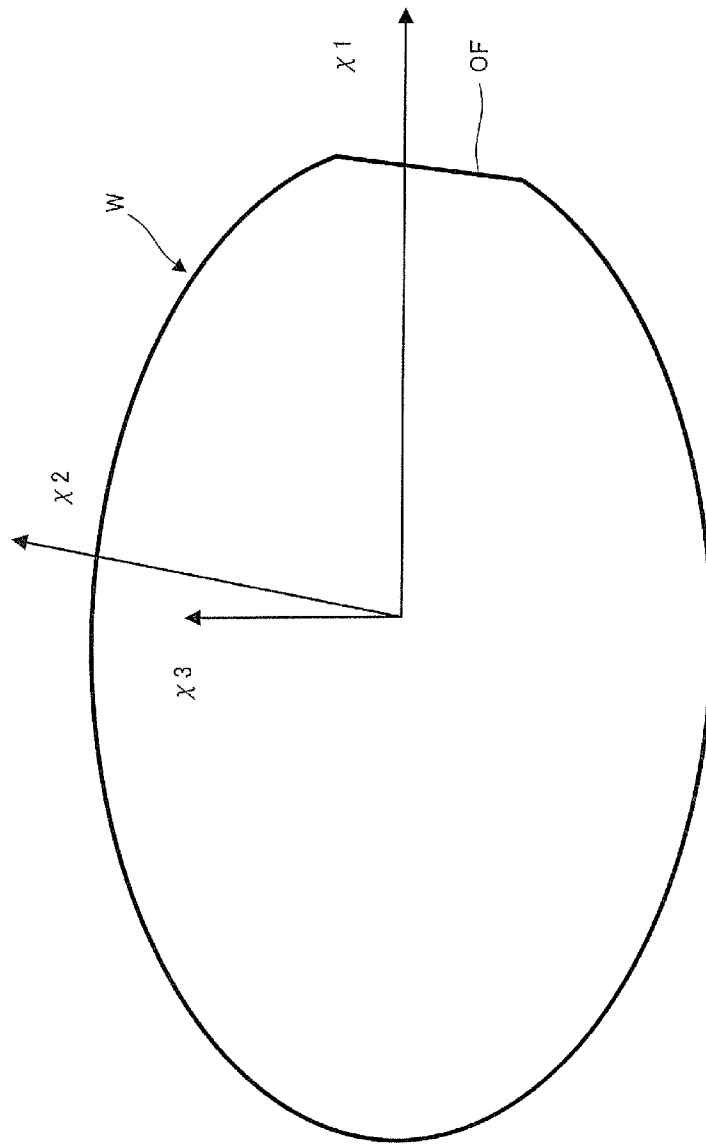
[図1]



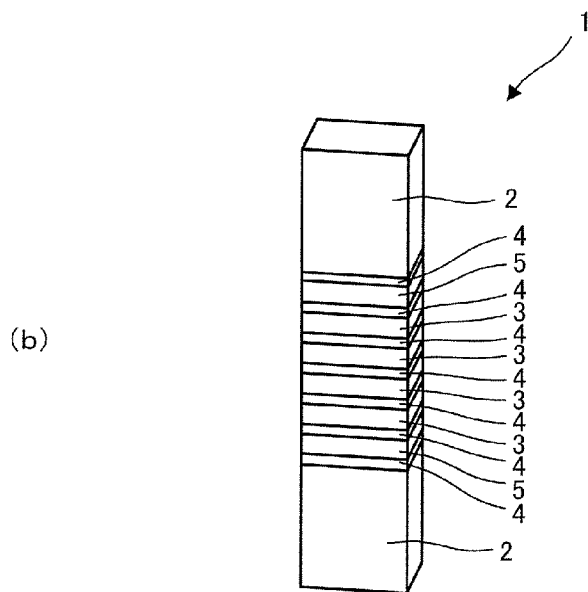
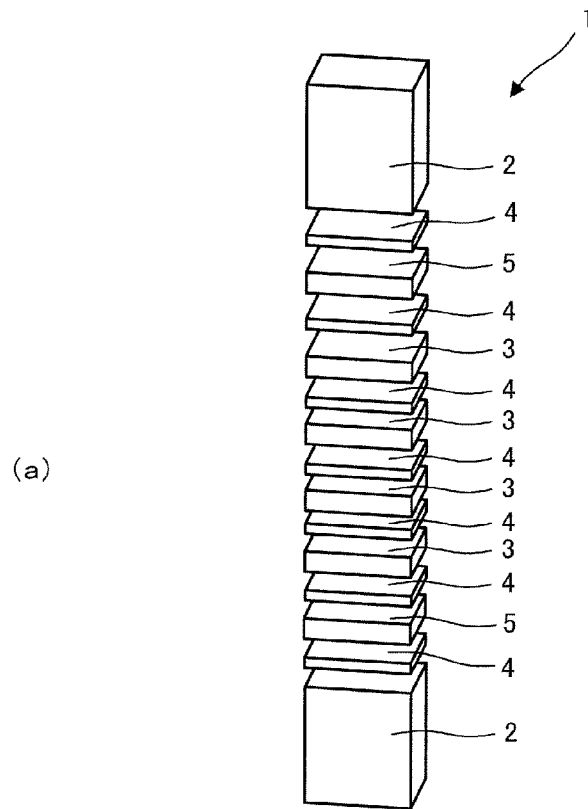
[図2]



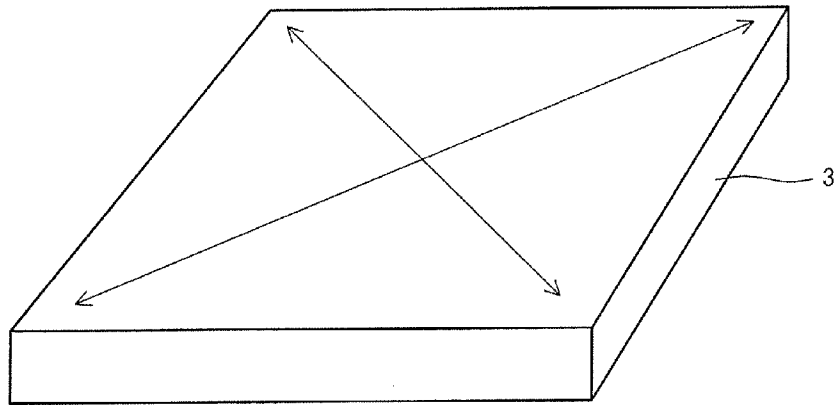
[図3]



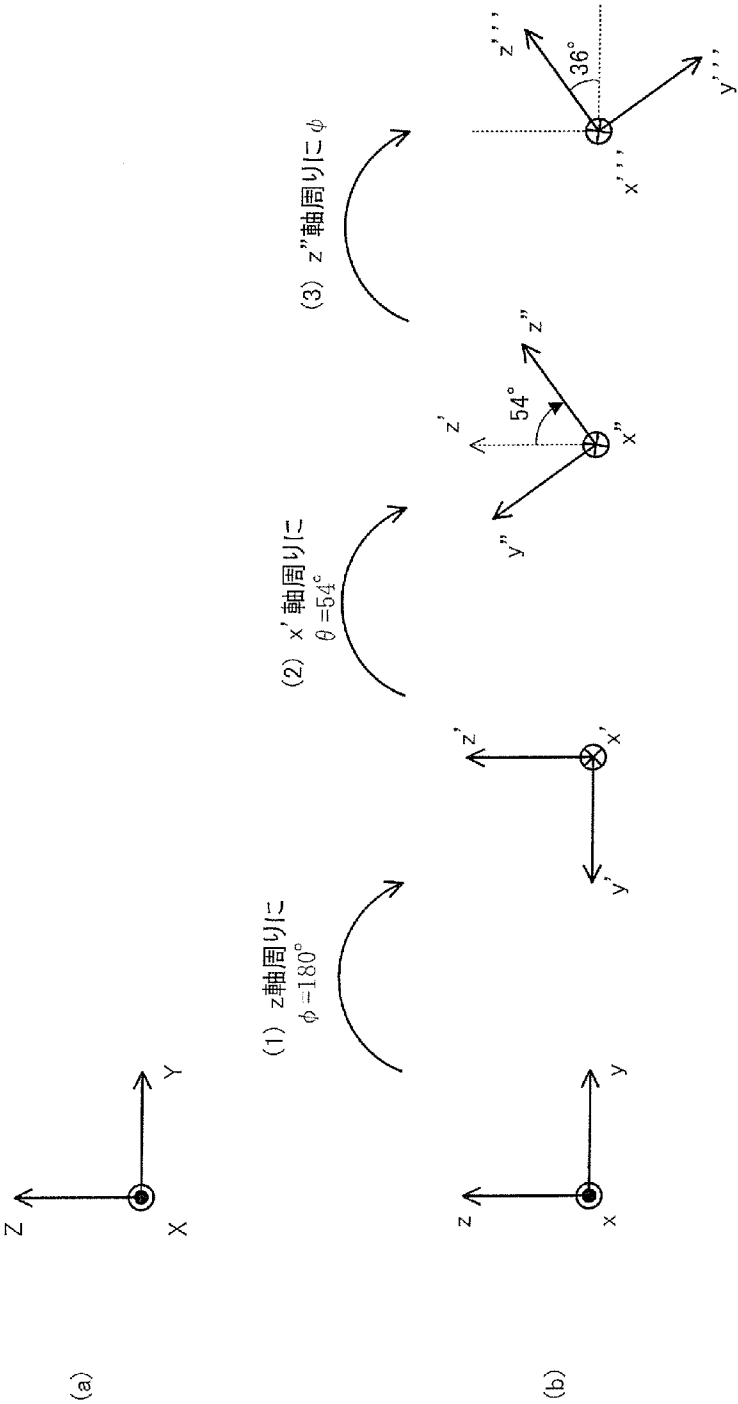
[図4]



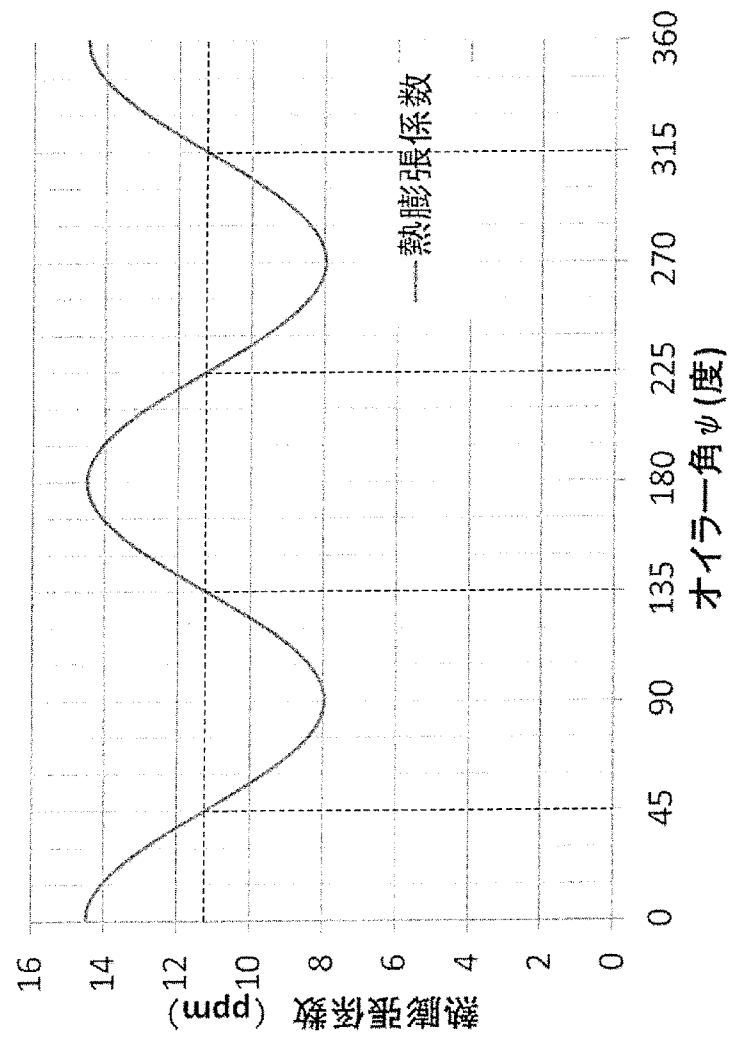
[図5]



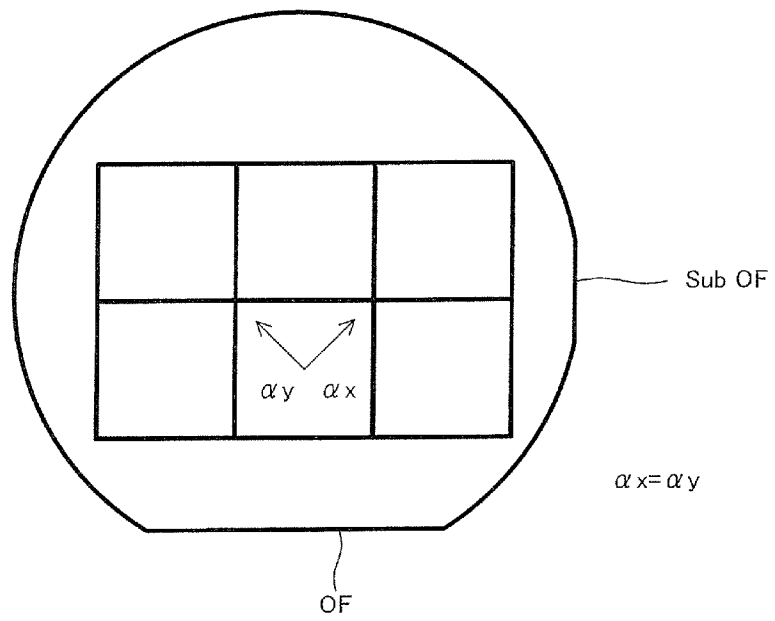
[図6]



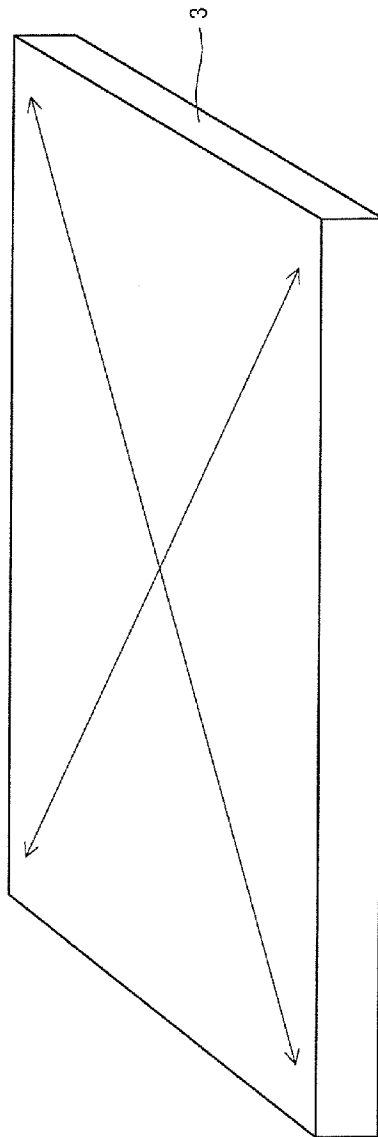
[図7]



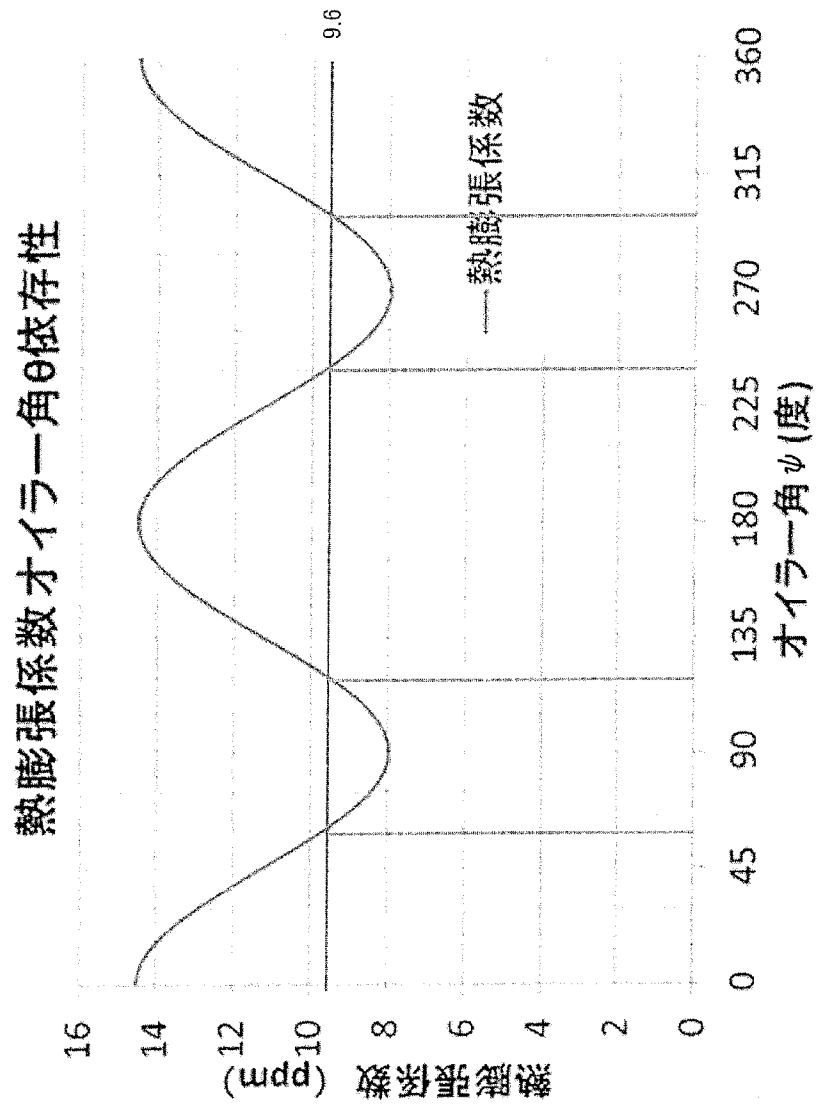
[図8]



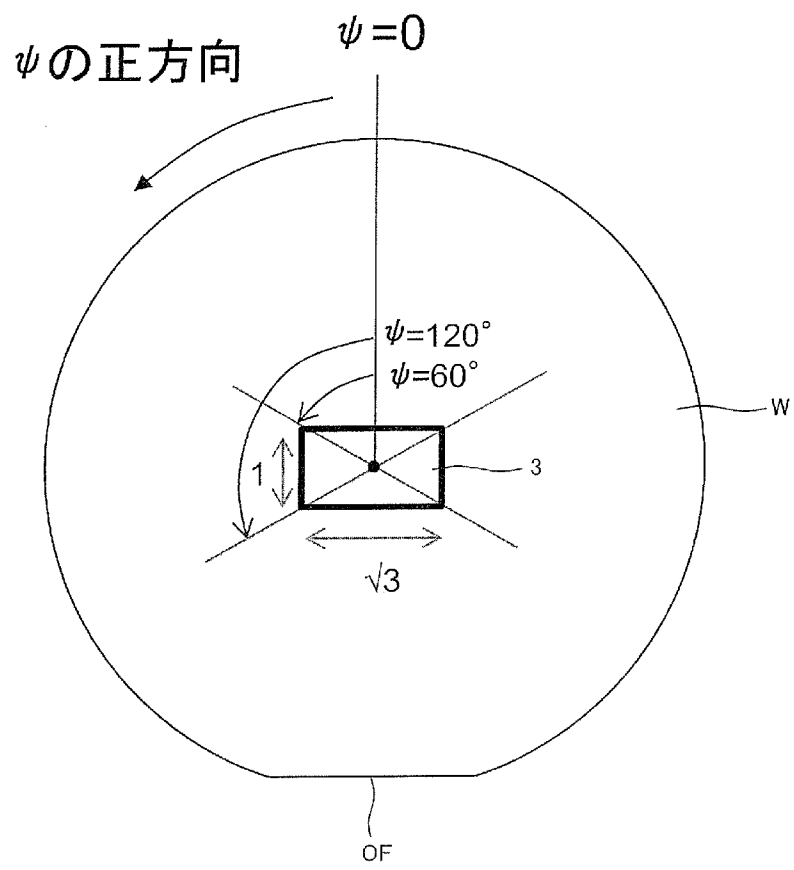
[図9]



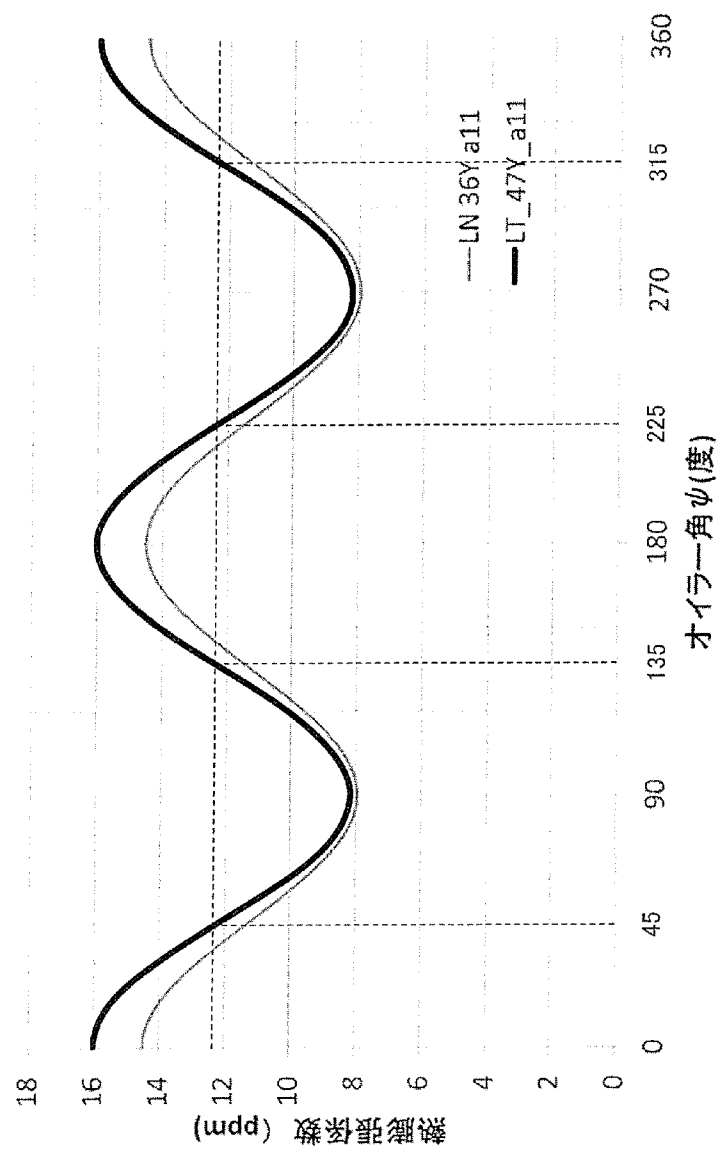
[図10]



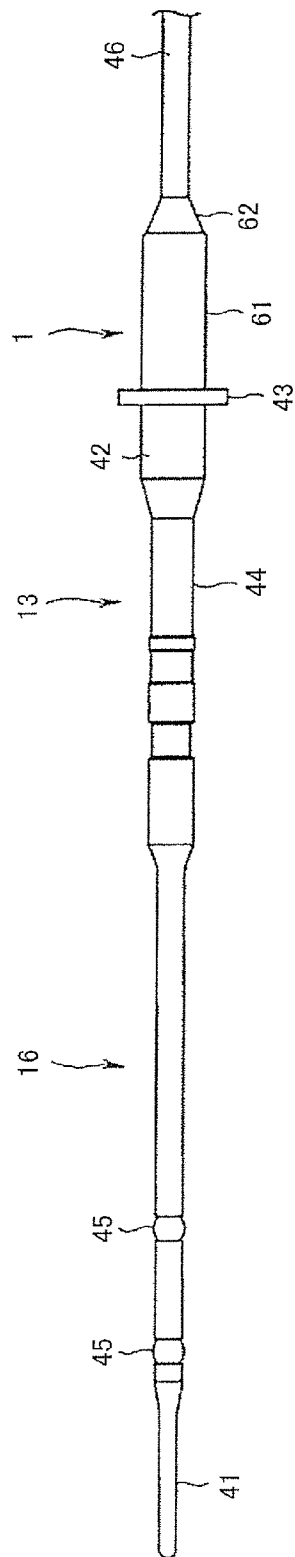
[図11]



[図12]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/057448

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04R17/10(2006.01)i, A61B18/00(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)

H04R17/10, A61B18/00

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
A	JP 2014-30795 A (Olympus Corp.), 20 February 2014 (20.02.2014), paragraphs [0017] to [0075]; fig. 1 to 23 & WO 2014/020993 A1	1-5
A	WO 2011/004669 A1 (Murata Mfg. Co., Ltd.), 13 January 2011 (13.01.2011), paragraphs [0010], [0038] to [0040]; fig. 6 & JP 5093405 B & US 2012/0096941 A1	1-5
A	JP 2015-43879 A (Olympus Corp.), 12 March 2015 (12.03.2015), paragraph [0043] (Family: none)	1-5

☐ 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
18 May 2015 (18.05.15)

Date of mailing of the international search report
26 May 2015 (26.05.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. H04R17/10(2006.01)i, A61B18/00(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（I P C））

Int.Cl. H04R17/10, A61B18/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
A	JP 2014-30795 A（オリンパス株式会社）2014.02.20, 【0017】 －【0075】、第1－23図 & WO 2014/020993 A1	1-5
A	WO 2011/004669 A1（株式会社村田製作所）2011.01.13, [0010], [0038]－[0040], 第6図 & JP 5093405 B & US 2012/0096941 A1	1-5
A	JP 2015-43879 A（オリンパス株式会社）2015.03.12, 【0043】 (ファミリーなし)	1-5

☐ 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

1 8 . 0 5 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

2 6 . 0 5 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

渡邊 正宏

5 Z

4 5 4 6

電話番号 03-3581-1101 内線 3591