



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105940684 A

(43)申请公布日 2016.09.14

(21)申请号 201580005865.X

(22)申请日 2015.01.21

(30)优先权数据

2014-012686 2014.01.27 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/051541 2015.01.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/111621 JA 2015.07.30

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 盐谷浩一 伊藤宽

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

(51)Int.Cl.

H04R 17/10(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

H01L 41/053(2006.01)

H01L 41/083(2006.01)

H01L 41/09(2006.01)

H01L 41/277(2006.01)

H04R 17/00(2006.01)

H04R 31/00(2006.01)

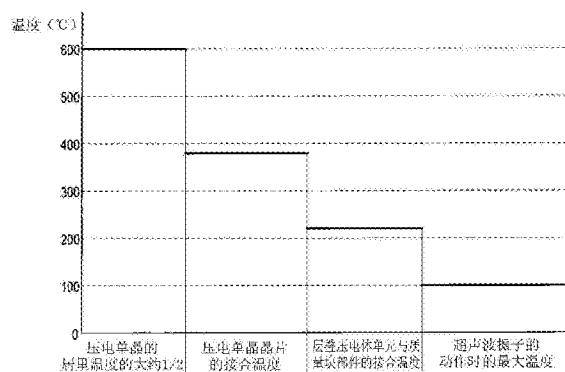
权利要求书1页 说明书10页 附图10页

(54)发明名称

层叠型超声波振动器件、层叠型超声波振动器件的制造方法以及超声波医疗装置

(57)摘要

层叠型超声波振动器件(2)具有:层叠压电体单元(75),其层叠多个压电体(61)和多个电极层(62、63)而使它们一体化;第一接合材料(73),其对多个压电体(61)进行接合,在比多个压电体(61)的居里温度的一半低的第一接合温度下融化;以及第二接合材料(76),其对层叠压电体单元(75)和两个质量块部件(42、43)进行接合,在比第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化。



1. 一种层叠型超声波振动器件, 其在两个质量块部件间设置有多压电体, 其特征在于, 该层叠型超声波振动器件具有:

层叠压电体单元, 其层叠所述多个压电体和多个电极层而使它们一体化;

第一接合材料, 其对所述多个压电体进行接合, 在比所述多个压电体的居里温度的一半低的第一接合温度下融化; 以及

第二接合材料, 其对所述层叠压电体单元和所述两个质量块部件进行接合, 在比所述第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化。

2. 根据权利要求1所述的层叠型超声波振动器件, 其特征在于,

所述第二接合材料的热膨胀系数在所述多个压电体的热膨胀系数与所述两个质量块部件的热膨胀系数的中间范围内。

3. 根据权利要求1或2所述的层叠型超声波振动器件, 其特征在于, 所述第一接合材料和所述第二接合材料是不同的钎焊材料。

4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的层叠型超声波振动器件, 其特征在于, 所述层叠压电体单元是矩形块状。

5. 根据权利要求1至4中的任意一项所述的层叠型超声波振动器件, 其特征在于, 所述多个压电体是压电单晶材料。

6. 根据权利要求1至5中的任意一项所述的层叠型超声波振动器件, 其特征在于, 所述第一接合材料和所述第二接合材料成为所述多个电极层。

7. 一种层叠型超声波振动器件的制造方法, 该层叠型超声波振动器件是权利要求1至6中的任意一项所述的层叠型超声波振动器件, 该制造方法的特征在于, 具有如下步骤:

在所述多个压电单晶晶片的正面和背面成膜出基底金属;

利用所述第一接合材料对成膜有所述基底金属的所述多个压电单晶晶片之间进行接合来制作所述层叠晶片;

对所述层叠晶片进行切割而切出多个所述层叠压电体单元; 以及

利用所述第二接合材料对一个所述层叠压电体单元和所述两个质量块部件进行接合来制作层叠振子。

8. 根据权利要求7所述的层叠型超声波振动器件的制造方法, 其特征在于,

在加热至所述第一接合温度而使所述第一接合材料融化后, 进行冷却而使所述多个压电单晶晶片之间接合。

9. 根据权利要求7或8所述的层叠型超声波振动器件的制造方法, 其特征在于,

在加热至所述第二接合温度而使所述第二接合材料融化后, 进行冷却而使所述层叠压电体单元和所述两个质量块部件接合。

10. 一种超声波医疗装置, 其特征在于, 该超声波医疗装置具有:

权利要求1至6中的任意一项所述的层叠型超声波振动器件; 以及

探针前端部, 其传递由所述层叠型超声波振动器件产生的超声波振动而对活体组织进行处置。

层叠型超声波振动器件、层叠型超声波振动器件的制造方法 以及超声波医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及激励超声波振动的层叠型超声波振动器件、该层叠型超声波振动器件的制造方法以及具备该层叠型超声波振动器件的超声波医疗装置。

背景技术

[0002] 在利用超声波振动进行活体组织的凝固/切开处置的超声波处置器具中,有时在机头内内置有使用了压电振子的超声波振动体作为超声波振动源。

[0003] 在这种超声波振动体中,存在如下的超声波振动体:将电信号转换为机械振动的压电元件被夹持在作为前质量块或后质量块的两个块状的金属部件中,通过包含粘合等在内的某种方法而一体化地振动。这样的超声波振子被称作朗之万振子。

[0004] 朗之万振子公知有螺栓紧固朗之万振子,其中,作为使压电元件和金属部件一体化的方法,例如在两个金属部件之间夹持压电元件,并利用螺栓进行牢固地紧固,从而使整体成为一体而进行振动。

[0005] 用于这样的螺栓紧固朗之万振子的压电元件通常使用锆钛酸铅(PZT、 $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$),压电元件的形状被加工成环状而在内部贯通有螺栓。

[0006] PZT具有较高的生产性和较高的电气机械转换效率,由于作为压电材料具有优良的特性,因此能够长年在超声波振子和致动器等各种领域中使用。

[0007] 然而,由于PZT使用了铅,因此从对环境的不良影响的方面来看,近年来期望利用不使用铅的非铅压电材料。作为在这样的非铅压电材料中具有较高的电气机械转换效率的材料,公知有压电单晶的铌酸锂(LiNbO_3)。

[0008] 作为廉价地实现使用了铌酸锂的朗之万振子的结构,以往公知有在利用金属块夹持压电元件的状态下使它们一体地接合的方法。尤其是,作为金属块和压电元件的接合方法,在不使用粘合剂而利用以焊料为首的钎焊材料进行接合的情况下,朗之万振子能够获得比使用粘合剂的情况更加良好的振动特性。

[0009] 然而,当利用焊料等钎焊材料来接合金属块和压电元件时,通常需要高温工艺,在作为将金属块和压电元件接合的部分的不同种材料接合部中,具有因热应力而导致压电单晶的压电元件破裂的问题。

[0010] 作为解决这样的问题的技术,例如在日本特开2008-128875号公报的超声波振动体中被公开。在该以往的超声波振动体中,公知有如下的技术:在利用粘合剂而与设置在压电振子的上下两面上的电极接合的各金属块的接合面上设置沟道或凹槽等构造来抑制在驱动中产生的剪切应变的产生,并降低在接合面的介电损耗等,从而防止压电振子产生裂纹并且使振动模式稳定。

[0011] 然而,在日本特开2008-128875号公报所公开的以往的超声波振动体中,具有在金属块表面需要加工工序而使制造成本增加的问题。

[0012] 即,关于以往的超声波振动体,由于为了吸收当通过粘合来接合金属块和压电元

件时在不同种材料间的接合部产生的热应力、因粘合剂的硬化收缩而产生的应力等而在金属块表面设置沟道或凹槽等构造,因此具有需要额外的加工工艺而使成本变高的问题。

[0013] 并且,以往的超声波振动体在要粘合固定压电振子和金属块而使用了热硬化型的粘合剂的情况下,在使该粘合剂硬化时对接合面附近进行加热。由此,以往的超声波振动体在粘合剂硬化后,可能会因为压电振子和金属块的热膨胀系数的差而产生与粘合温度和常温的温度差相当的剪切应变。

[0014] 并且,在压电振子和金属块的接合面上始终会存在残余应力,也具有因为这个原因而在压电振子的内部产生裂纹的问题。

[0015] 因此,本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供能够廉价地制造并且防止由于因作为质量块部件的金属块和压电体的热膨胀系数的差异而产生的应力导致压电体破损等的层叠型超声波振动器件、层叠型超声波振动器件的制造方法以及超声波医疗装置。

发明内容

[0016] 用于解决课题的手段

[0017] 本发明的一个方式的层叠型超声波振动器件在两个质量块部件之间设置有多个压电体,其中,该层叠型超声波振动器件具有:层叠压电体单元,其层叠所述多个压电体和多个电极层而使它们一体化;第一接合材料,其对所述多个压电体进行接合,在比所述多个压电体的居里温度的一半低的第一接合温度下融化;以及第二接合材料,其对所述层叠压电体单元和所述两个质量块部件进行接合,在比所述第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化。

[0018] 并且,本发明的一个方式的层叠型超声波振动器件的制造方法是具有如下部分的层叠型超声波振动器件的制造方法:层叠压电体单元,其层叠多个压电体和多个电极层而使它们一体化;第一接合材料,其对所述多个压电体进行接合,在比所述多个压电体的居里温度的一半低的第一接合温度下融化;以及第二接合材料,其对所述层叠压电体单元和两个质量块部件进行接合,在比所述第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化,其中,该层叠型超声波振动器件的制造方法具有如下步骤:在所述多个压电单晶晶片的正面和背面成膜出基底金属;利用所述第一接合材料对成膜有所述基底金属的所述多个压电单晶晶片之间进行接合来制作所述层叠晶片;对所述层叠晶片进行切割而切出多个所述层叠压电体单元;以及利用所述第二接合材料对一个所述层叠压电体单元和所述两个质量块部件进行接合来制作层叠振子。

[0019] 并且,本发明的一个方式的超声波医疗装置具有层叠型超声波振动器件和探针前端部,其中,该层叠型超声波振动器件具有:层叠压电体单元,其层叠多个压电体和多个电极层而使它们一体化;第一接合材料,其对所述多个压电体进行接合,在比所述多个压电体的居里温度的一半低的第一接合温度下融化;以及第二接合材料,其对所述层叠压电体单元和两个质量块部件进行接合,在比所述第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化,该探针前端部传递由所述层叠型超声波振动器件产生的超声波振动而对活体组织进行处置。

[0020] 根据以上记载的本发明,能够提供能够廉价地制造并且防止由于因作为质量块部

件的金属块和压电体的热膨胀系数的差异而产生的应力导致压电体破损等的层叠型超声波振动器件、层叠型超声波振动器件的制造方法以及超声波医疗装置。

附图说明

- [0021] 图1是示出本发明的一个方式的超声波医疗装置的整体结构的剖视图。
- [0022] 图2是示出该方式的振子单元的整体结构的概略结构的图。
- [0023] 图3是示出该方式的超声波振子的结构的立体图。
- [0024] 图4是示出该方式的超声波振子的结构的侧视图。
- [0025] 图5是示出该方式的超声波振子的制造过程的流程图。
- [0026] 图6是示出该方式的压电单晶晶片的立体图。
- [0027] 图7是示出该方式的成膜有基底金属的压电单晶晶片的立体图。
- [0028] 图8是示出该方式的所层叠的多个压电单晶晶片的立体图。
- [0029] 图9是示出该方式的层叠有多个压电单晶晶片的层叠晶片的立体图。
- [0030] 图10是示出该方式的被切割的层叠晶片的立体图。
- [0031] 图11是示出该方式的从层叠晶片切出的层叠压电体单元的立体图。
- [0032] 图12是该方式的包含超声波振子在内的振子单元的分解立体图。
- [0033] 图13是示出该方式的将柔性印刷基板安装到振子单元的超声波振子的状态的分解立体图。
- [0034] 图14是示出该方式的在超声波振子上安装有FPC的振子单元的立体图。
- [0035] 图15是示出该方式的与超声波振子的制造和驱动有关的温度关系的曲线图。

具体实施方式

[0036] 下面,利用附图对本发明进行说明。另外,在下面的说明中,基于各实施方式的附图是示意性的,应注意到各部分的厚度与宽度的关系、各个部分的厚度的比例等与现实不同,即使在附图的相互之间有时也包含彼此尺寸关系或比例不同的部分的情况。

[0037] 首先,下面根据附图对本发明的一个方式的具备激励超声波振动的层叠型超声波振动器件的超声波医疗装置的实施方式进行说明。

[0038] 图1是示出超声波医疗装置的整体结构的剖视图,图2是示出振子单元的整体结构的概略结构的图,图3是示出超声波振子的结构的立体图,图4是示出超声波振子的结构的侧视图,图5是示出超声波振子的制造过程的流程图,图6是示出压电单晶晶片的立体图,图7是示出成膜有基底金属的压电单晶晶片的立体图,图8是示出所层叠的多个压电单晶晶片的立体图,图9是示出层叠有多个压电单晶晶片的层叠晶片的立体图,图10是示出被切割的层叠晶片的立体图,图11是示出从层叠晶片切出的层叠压电体单元的立体图,图12是包含超声波振子在内的振子单元的分解立体图,图13是示出将FPC安装到振子单元的超声波振子的状态的分解立体图,图14是示出在超声波振子上安装有FPC的振子单元的立体图,图15是示出与超声波振子的制造和驱动有关的温度关系的曲线图。

[0039] (超声波医疗装置)

[0040] 图1所示的超声波医疗装置1主要设置有:振子单元3,其具有产生超声波振动的超声波振子2;以及把手单元4,其利用该超声波振动进行患部的凝固/切开处置。

[0041] 把手单元4具有操作部5、由长条的外套管7构成的插入护套部8、以及前端处置部30。插入护套部8的基端部以能够在绕轴方向上旋转的方式安装在操作部5上。

[0042] 前端处置部30设置于插入护套部8的前端。把手单元4的操作部5具有操作部主体9、固定把手10、可动把手11以及旋转旋钮12。操作部主体9与固定把手10形成为一体。

[0043] 在操作部主体9与固定把手10的连结部处,在背面侧形成有供可动把手11贯穿插入的缝13。可动把手11的上部通过缝13延伸到操作部主体9的内部。

[0044] 在缝13的下侧的端部固定有把手挡块14。可动把手11经由把手支轴15可转动地安装在操作部主体9上。并且,随着可动把手11以把手支轴15为中心进行转动的动作,可动把手11相对于固定把手10进行开闭操作。

[0045] 在可动把手11的上端部设置有大致U字状的连结臂16。并且,插入护套部8具有外套管7和操作管17,其中,该操作管17以能够沿轴向移动的方式贯穿插入于该外套管7内。

[0046] 在外套管7的基端部形成有比前端侧部分直径大的大直径部18。在该大直径部18的周围安装有旋转旋钮12。

[0047] 在操作管19的外周面设置有能够沿轴向移动的环状的滑块20。在滑块20的后方隔着螺旋弹簧(弹性部件)21配设有固定环22。

[0048] 并且,把持部23的基端部以经由作用销而能够转动的方式与操作管19的前端部连结。该把持部23与探针6的前端部31一起构成超声波医疗装置1的处置部。并且,在操作管19进行沿轴向移动的动作时,把持部23经由作用销向前后方向进行推拉操作。

[0049] 这时,在操作管19进行向近前侧移动操作的动作时,把持部23经由作用销而以支点销为中心向逆时针方向转动。

[0050] 由此,把持部23向靠近探针6的前端部31的方向(闭方向)转动。这时,能够在单开型的把持部23和探针6的前端部31之间把持活体组织。

[0051] 在像这样把持活体组织的状态下,从超声波电源将电力供给到超声波振子2,使超声波振子2振动。该超声波振动一直传递到探针6的前端部31。并且,利用该超声波振动进行在把持部23和探针6的前端部31之间所把持的活体组织的凝固/切开处置。

[0052] (振子单元)

[0053] 这里,对振子单元3进行说明。

[0054] 如图2所示,振子单元3是将超声波振子2和探针6组装成一体而得的,其中,该探针6是传递由该超声波振子2产生的超声波振动的棒状的振动传递部件。

[0055] 超声波振子2连接设置有对超声波振子的振幅进行放大的喇叭32。喇叭32由不锈钢、硬铝、或例如64Ti(Ti-6Al-4V)等钛合金形成。

[0056] 喇叭32形成为外径随着朝向前端侧而变细的圆锥形状,在基端外周部形成有外向凸缘33。另外,在这里喇叭32的形状并不限于圆锥形状,也可以是外径随着朝向前端侧而呈指数函数变细的指数形状或随着朝向前端侧而分阶段变细的阶梯形状等。

[0057] 探针6具有例如由64Ti(Ti-6Al-4V)等钛合金形成的探针主体34。在该探针主体34的基端部侧配设有与上述喇叭32连接设置的超声波振子2。

[0058] 这样,形成了使探针6和超声波振子2一体化的振子单元3。另外,在探针6中,探针主体34和喇叭32通过螺纹连接而接合。

[0059] 并且,由超声波振子2产生的超声波振动通过喇叭32进行放大之后,传递到探针6

的前端部31侧。在探针6的前端部31形成有对活体组织进行处置的后述的处置部。

[0060] 并且,在探针主体34的外周面,在存在于轴向的中途的振动的节位置的几个部位分开间隔地安装有两个橡胶衬套35,该橡胶衬套35由弹性部件形成环状。并且,利用这些橡胶衬套35来防止探针主体34的外周面和后述的操作管19的接触。

[0061] 即,在进行插入护套部8的组装时,作为振子一体型探针的探针6插入到操作管19的内部。这时,利用橡胶衬套35来防止探针主体34的外周面和操作管19的接触。

[0062] 并且,超声波振子2经由电缆36与供给用于产生超声波振动的电流的未图示的电源装置主体电连接。通过该电缆36内的布线从电源装置主体将电力供给到超声波振子2,由此,驱动超声波振子2。

[0063] 根据以上的说明,振子单元3具有产生超声波振动的超声波振子2、使该超声波振子2所产生的超声波振动放大的喇叭32以及传递该放大的超声波振动的探针6。

[0064] (超声波振子)

[0065] 这里,下面对作为本发明的层叠型超声波振动器件的超声波振子2进行说明。

[0066] 如图3和图4所示,振子单元3的超声波振子2构成为从前端依次具有:上述喇叭32,其通过与作为振动传递部件之一的探针主体34螺纹连接等而连接;作为层叠压电体单元的层叠振子41,其在这里是矩形形状(四棱柱形状),连接设置于该喇叭32的后方;以及盖体51,其从喇叭32的基端至电缆36覆盖层叠振子41。

[0067] 另外,覆盖层叠振子41的盖体51具有防折部52,该防折部52覆盖电缆36的布线36a、36b,该电缆36的布线36a、36b在基端部分与作为通电部件的两个FPC(柔性印刷基板)47、48电连接。另外,通电部件并不限于FPC 47、48,也可以是单纯的金属线。

[0068] 层叠振子41的前方侧与这里是矩形形状(四棱柱状)的前质量块42接合,后方侧与矩形形状(四棱柱状)的后质量块43接合,其中,该前质量块42与喇叭32通过螺纹连接等进行连接。

[0069] 另外,前质量块42和后质量块43与喇叭32同样地由硬铝形成。并且,前质量块42和后质量块43也可以是不锈钢、或例如64Ti(Ti-6Al-4V)等钛合金。

[0070] 并且,关于层叠振子41,也可以在前质量块42和后质量块43之间夹持具有绝缘性且振动不容易衰减的绝缘部件。该绝缘部件可以使用绝缘板,其中,该绝缘板是将例如氧化铝、氮化硅等陶瓷类材料形成为矩形形状(四棱柱状)的板体而得的。

[0071] 这样,层叠振子41通过设置绝缘部件,即使图1所示的超声波医疗装置1与使用高频进行处置等的医疗用的高频手术刀等处置器具并用,也能够防止因来自处置器具的高频而导致的破损等。

[0072] 层叠振子41使用由居里点较高的非铅单晶材料形成的压电元件,且该层叠振子41层叠配置有多个(这里是四个)作为压电单晶芯片(即该压电元件)的压电单晶体61。

[0073] 在这四个压电单晶体61、前质量块42和后质量块43之间交替插装有作为正电极层的正电侧接合金属62和作为负电极层的负电侧接合金属63作为将它们分别接合的接合金属层,该接合金属层由作为钎焊材料的后述的非铅焊料形成。

[0074] 另外,关于层叠振子41,上述FPC 47、48的电接点部通过导电性浆料等与设置于压电单晶体61之间、压电单晶体61和前质量块42或后质量块43之间的正电侧接合金属62或负电侧接合金属63电连接。

[0075] (超声波振子的制造方法)

[0076] 接下来,下面对以上说明的超声波振子2的制造方法进行详细地说明。

[0077] 首先,超声波振子2使用居里温度(居里点)较高、即使在接合金属的融点下压电特性也不劣化的压电材料,在这里由压电单晶晶片71(参照图6)制成,其中,该压电单晶晶片71由作为单晶材料的铌酸锂(LiNbO_3)晶片构成。

[0078] 另外,压电单晶晶片71使用被称作36度旋转Y切的结晶方位的晶片,以使得压电元件的厚度方向的电气机械结合系数大。

[0079] 如图5的流程图所示,首先,在压电单晶晶片71(参照图6)的正面和背面形成有基底金属72(参照图7)(S1)。

[0080] 具体来说,压电单晶晶片71在正面和背面上具有与非铅焊料良好的粘附性和润湿性,例如,由Ti/Ni/Au、Ti/Pt/Au、Cr/Ni/Au或Cr/Ni/Pd/Au构成的基底金属72通过蒸镀、溅射、电镀等而成膜。

[0081] 接下来,与期望的超声波振子2的规格对应的数量(在这里是四个)的压电单晶晶片71(参照图8和图9)层叠而接合(S2)。

[0082] 具体来说,如图8所示,在四个压电单晶晶片71的基底金属72之间设置有作为第一接合材料的第一钎焊材料73,其中,该第一钎焊材料73使用了非铅焊料中的例如Zn-Al类焊料。另外,第一钎焊材料73通过丝网印刷或带状方式而配设在压电单晶晶片71的一方的基底金属72上。

[0083] 并且,由于将四个压电单晶晶片71彼此接合的第一钎焊材料73使用了Zn-Al类焊料,因此四个压电单晶晶片71被加热至第一钎焊材料73融化的第一接合温度(大约 380°C),而慢慢地冷却。这样,如图9所示,四个压电单晶晶片71通过第一钎焊材料73而彼此接合。

[0084] 由此,在四个压电单晶晶片71之间形成有由基底金属72和第一钎焊材料73构成的接合金属层而形成出一体化的层叠晶片74。

[0085] 另外,当进行接合四个压电单晶晶片71的加热工序时,可以根据需要在层叠方向上压缩的方式进行加压。

[0086] 接下来,从层叠晶片74切出加工层叠压电体单元75(参照图10和图11)(S3)。

[0087] 具体来说,利用厚度薄的切割刀片,沿着图10所示的虚线(假想线)将层叠晶片74切割成块状,从而提取多个如图11所示那样的矩形形状的作为压电材料块的多个层叠压电体单元75。

[0088] 即,从层叠晶片74提取出在层叠了四个压电单晶体61的状态下而一体化的层叠压电体单元75。并且,四个压电单晶体61之间的基底金属72和第一钎焊材料73构成层叠压电体单元75的正电侧接合金属62或负电侧接合金属63。

[0089] 这里的层叠压电体单元75的形状为符合超声波振子2的规格的矩形块状。另外,通过切割而从层叠晶片74切出的层叠压电体单元75为矩形块状,由此能够最廉价地制作。

[0090] 接下来,被切出的1个层叠压电体单元75与作为质量块部件的前质量块42和后质量块43接合(S4)。

[0091] 具体来说,如图12所示,以夹持层叠压电体单元75的两端的方式接合作为金属块的前质量块42和后质量块43。

[0092] 这里,在层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43之间设置有作为第二接合

材料的第二钎焊材料76,该第二钎焊材料76使用了作为非铅焊料的例如Sn-Ag-Cu类焊料。该第二钎焊材料76通过丝网印刷或带状方式而配设在层叠压电体单元75的两个端面的基底金属72上或前质量块42和后质量块43中的一面上。

[0093] 并且,由于将层叠压电体单元75、前质量块42和后质量块43彼此接合的第二钎焊材料76使用了Sn-Ag-Cu类焊料,因此层叠压电体单元75、前质量块42和后质量块43被加热至该Sn-Ag-Cu类焊料融化的温度(大约220℃),而慢慢地冷却。这样,层叠压电体单元75、前质量块42和后质量块43通过第二钎焊材料76而彼此接合。

[0094] 由此,在层叠压电体单元75、前质量块42和后质量块43之间形成有由基底金属72和第二钎焊材料76构成的接合金属层而成型出一体化的超声波振子2。另外,这里,当进行接合层叠压电体单元75、前质量块42和后质量块43的加热工序时,只要根据需要以在层叠方向上压缩的方式进行加压即可。

[0095] 并且,在超声波振子2中,插装于层叠压电体单元75与前质量块42或后质量块43之间的第二钎焊材料76和设置于层叠压电体单元75的两个端面的基底金属72构成层叠压电体单元75的负电侧接合金属63。

[0096] 另外,在前质量块42的一个端面中央,加工有带有接头(tap)的螺纹孔42a。通过一体地形成于喇叭32的螺纹部32a与该螺纹孔42a螺合,将喇叭32和前质量块42螺纹连接。

[0097] 并且,将作为通电部件的两个FPC 47、48安装到超声波振子2(参照图13和图14)(S5)。

[0098] 如图13和图14所示,超声波振子2的正电侧接合金属62和负电侧接合金属63经由使用导电性浆料等形成的电连接部49而与FPC 47、48的电接点电连接。

[0099] 即,要取得正电侧接合金属62和负电侧接合金属63与FPC 47、48的电连接,FPC 47、48的电接点经由电连接部49与正电侧接合金属62和负电侧接合金属63的外表面接触,并且将FPC 47、48固定于层叠压电体单元75。

[0100] 这样,确立了正电侧接合金属62和负电侧接合金属63与FPC 47、48的电连接。并且,FPC 47、48连接有上述电缆36的布线36a、36b(参照图3和图4)。

[0101] 另外,在图13和图14中,示出了喇叭32和前质量块42被螺纹连接的状态,但是,关于喇叭32和前质量块42通过螺纹连接的接合,只要在上述的步骤S5的将FPC 47、48安装到超声波振子2之前或之后进行即可。

[0102] 根据这样的结构,作为正电极侧,电缆36的布线36a与FPC 47、电连接部49以及正电极侧金属62电连接。并且,作为负电极侧,电缆36的布线36b与FPC 48、电连接部49以及负电极金属63电连接。通过这些电连接,驱动信号经由正电侧接合金属62被施加到四个压电单晶体61,从负电侧接合金属63返回。

[0103] 另外,可以在正电侧接合金属62、负电侧接合金属63和电连接部49的露出的表面部分,通过树脂等绝缘体覆盖,防止产生不良的不必要的电连接,也可以以加强FPC 47、48的机械的固定为目的,通过粘合剂将FPC 47、48固定于正电侧接合金属62和负电侧接合金属63。并且,FPC 47、48也可以通过粘合剂而固定于四个压电单晶体61的侧部的表面上。

[0104] 根据以上说明的超声波振子2的制造工艺,利用作为接合金属层的正电侧接合金属62和负电侧接合金属63来层叠前质量块42、四个压电单晶体61和后质量块43而使它们一体化,将驱动信号从设置于该层叠体的侧面的FPC 47、48经由电连接部49施加到正电侧接

合金属62,并由负电侧接合金属63进行返回,从而使超声波振子2的整体进行超声波振动。

[0105] 这样,在本实施方式的超声波医疗装置1中,作为层叠型超声波振动器件的超声波振子2构成为具有矩形块状的层叠压电体单元75,其中,该层叠压电体单元75是通过如下的方式而得到的:在多个(这里是四个)压电单晶晶片71上形成基底金属72后,利用第一钎焊材料73对四个压电单晶晶片71进行层叠接合,对这样得到的层叠晶片74进行切割而切出,从而层叠有四个压电单晶体61、正电侧接合金属62以及负电侧接合金属63。

[0106] 由此,关于设置于超声波振子2的层叠压电体单元75,不需要单独接合压电单晶体61的工序就能够从层叠晶片74一次性制造多个层叠压电体单元75。

[0107] 因此,关于超声波振子2,由于不需要单独从压电单晶晶片71切出压电单晶体61,因此减少了切割次数,缩短了加工时间从而有利于降低成本。其结果是能够廉价地制造超声波振子2。

[0108] 另外,在上述内容中,关于超声波振子2,列举了矩形块状的能够最廉价地制造的形状,但并不限于此,这些部件的形状也可以例如是圆柱形状。并且,也不限于通过切割从层叠晶片74切出层叠压电体单元75而成为矩形块状,例如也可以是预先对形成有基底金属72的压电单晶晶片71进行切割而成为矩形形状,并使用多块该压电单晶晶片71进行层叠接合而得的层叠压电体单元75。

[0109] 并且,在超声波振子2中,接合被层叠的四个压电单晶晶片71的第一钎焊材料73使用Zn-Al类焊料,接合从层叠晶片74切出的层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的第二钎焊材料76使用比第一钎焊材料73熔点(融化温度)低的Sn-Ag-Cu类焊料。

[0110] 具体来说,接合四个压电单晶晶片71时的第一接合温度被设定为第一钎焊材料73的融化温度(大约380℃),接合从层叠晶片74切出的层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43时的第二接合温度被设定为比第一接合温度低的第二钎焊材料76的融化温度(大约220℃)。

[0111] 即,如图15所示,在超声波振子2中,接合四个压电单晶晶片71(压电单晶体61)的第一接合温度大约是380℃,接合从层叠晶片74切出的层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的第二接合温度是比第一接合温度(大约380℃)低的大约220℃。

[0112] 并且,层叠压电体单元75在与前质量块42和后质量块43接合时,成为由第一钎焊材料73接合四个压电单晶体61的状态,从而即使被加热至第二钎焊材料76的融化温度(大约220℃),也因为使用了融化温度(大约380℃)比220℃高的第一钎焊材料73,因此不会使接合压电单晶体61之间的第一钎焊材料73融化,不会损害压电单晶体61之间的接合的可靠性。

[0113] 可是,在超声波振子2的制造过程中,在将前质量块42和后质量块43接合到层叠压电体单元75时存在对压电单晶体61产生影响,在压电单晶体61的内部产生裂纹的情况。其原因是,超声波振子2有时因压电单晶体61与前质量块42和后质量块43的热膨胀系数的不同而导致在压电单晶体61侧产生剪切应变而始终产生残余应力。

[0114] 如上所述,通过使在前质量块42或后质量块43与层叠压电体单元7的接合部位所使用的第二钎焊材料76的融化温度比第一钎焊材料73低,能够抑制因该热膨胀系数的不同而产生的影响,能够防止在压电单晶体61的内部产生裂纹。

[0115] 并且,在超声波振子2中,作为层叠压电体单元75而层叠的4个压电单晶体61使用

了铌酸锂(LiNbO_3)。该铌酸锂(LiNbO_3)的居里点(居里温度)大约是 1200°C ,其一半的温度(大约 600°C)作为可使用的上限。

[0116] 并且,超声波振子2的制造时的最大温度在接合四个压电单晶晶片71时会使第一钎焊材料73融化,接合四个压电单晶晶片71(压电单晶体61)的第一接合温度是比压电单晶体61的居里温度的一半(大约 600°C)低的大约 380°C 。因此,不会使由压电单晶晶片71形成的四个压电单晶体61的压电性能劣化。

[0117] 可是,超声波振子2的动作时的温度最大上升到大约 100°C 。即,如图15所示,在超声波振子2中,接合四个压电单晶晶片71的第一钎焊材料73的融化温度(大约 380°C)和接合层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的第二钎焊材料76的融化温度(大约 220°C)比动作时的最大温度(大约 100°C)高。

[0118] 因此,超声波振子2在动作时,由于未达到由第一钎焊材料73或第二钎焊材料76形成的正电侧接合金属62和负电侧接合金属63融化的温度,因此不会损害四个压电单晶体61之间的接合和层叠压电体单元75与前质量块42或后质量块43的接合的可靠性。

[0119] 换言之,在超声波振子2中,接合层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的第二接合温度(大约 220°C)是比层叠压电体单元75的制造时的接合四个压电单晶晶片71时的第一接合温度(大约 380°C)低并且比超声波振子2的动作时的最大温度(大约 100°C)高的温度。

[0120] 这样,通过使超声波振子2具有在驱动时的最大温度(大约 100°C)和第一接合温度(大约 380°C)之间设定有第二接合温度(大约 220°C)的温度关系,不损害四个压电单晶体61之间的接合和层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的接合的可靠性就能够制造超声波振子2。

[0121] 除此之外,超声波振子2构成为在动作时,即使达到最大温度(大约 100°C),对作为四个压电单晶体61之间的接合部和层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的接合部的正电侧接合金属62和负电侧接合金属63也没有影响。

[0122] 在本实施方式的超声波振子2中,将接合层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的部位的接合材料(即第二钎焊材料76)的热膨胀系数设为压电单晶体61与前质量块42和后质量块43的中间范围。

[0123] 因此,在超声波振子2中,能够抑制有时因设置于层叠压电体单元75的两端的压电单晶体61与前质量块42和后质量块43的热膨胀系数的不同而产生的压电单晶体61侧的剪切应变,能够防止在压电单晶体61的内部产生裂纹。

[0124] 具体来说,在超声波振子2中,压电单晶体61使用铌酸锂(LiNbO_3),前质量块42和后质量块43使用了硬铝。另外,铌酸锂(LiNbO_3)的热膨胀系数是 $8\sim 15\times 10^{-6}[1/^\circ\text{C}]$,硬铝的热膨胀系数是 $24\times 10^{-6}[1/^\circ\text{C}]$ 。

[0125] 因此,在本实施方式中,使用了作为Sn-Ag-Cu类焊料的第二钎焊材料,其中,该Sn-Ag-Cu类焊料具有铌酸锂(LiNbO_3)的压电单晶体61与硬铝的前质量块42和后质量块43的热膨胀系数之间的热膨胀系数。

[0126] 另外,Sn-Ag-Cu类焊料的热膨胀系数是比铌酸锂(LiNbO_3)的热膨胀系数($8\sim 15\times 10^{-6}[1/^\circ\text{C}]$)大且比硬铝的热膨胀系数($24\times 10^{-6}[1/^\circ\text{C}]$)小的 $21\times 10^{-6}[1/^\circ\text{C}]$ 。

[0127] 由此,作为层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的接合材料的Sn-Ag-Cu

类焊料的第二钎焊材料76发挥吸收层叠压电体单元75与前质量块42和后质量块43的热膨胀系数差的作用,减小对压电单晶体61的应力,防止在压电单晶体61的内部产生裂纹。

[0128] 另外,第二钎焊材料76只要具有铌酸锂(LiNbO_3)和硬铝的热膨胀系数之间的热膨胀系数即可,除了Su-Ag-Cu类焊料之外,例如也可以是Sn类焊料、Sn-Ag类焊料或Sn-Cu类焊料。

[0129] 并且,作为压电单晶体61彼此的接合材料的第一钎焊材料73使用了Zn-Al类焊料,但只要第一钎焊材料73的融化温度(第一接合温度)与第二钎焊材料76的融化温度(第二接合温度)的大小关系成立,则也可以使用其它的钎焊材料。即,第一钎焊材料73只要具有比第二钎焊材料76的融化温度高的融化温度(第一接合温度>第二接合温度)即可。但是,考虑到制造时的温度偏差,其融化温度的差期望是几十℃以上。

[0130] 并且,第一钎焊材料73和第二钎焊材料76所使用的焊料即使在未达到融化温度而未融化的状态下,若温度接近融化温度则杨氏模量也会降低而柔软,使超声波振子2的性能降低。因此,尤其优选使用第二钎焊材料76的融化温度与超声波振子2的驱动时的最大温度(大约100℃)的差较大的焊料。

[0131] 可是,作为以往的超声波振子的压电材料而当前广泛使用的锆钛酸铅(PZT、 $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$)的居里温度大约是300℃,由于其一半(大约150℃)作为可使用的上限,因此即使使用了低熔点焊料,也不会获得第一接合温度与第二接合温度的差,从而无法适用于本实施方式那样的超声波振子2的制造方法。

[0132] 如以上说明的那样,作为本实施方式的层叠型超声波振动器件的超声波振子2和具有该超声波振子2的超声波医疗装置1能够廉价地制造,并且构成为能够防止由于因作为质量块部件的金属块和压电体的热膨胀系数的差异而产生的应力导致压电体破损等。

[0133] 上述实施方式中记载的发明并不限于其实施方式以及变形例,除此之外,在实施阶段在不脱离其主旨的范围内可以实施各种变形。并且,在上述实施方式中,包含了各种阶段的发明,通过将公开的多个结构要素进行适当的组合可以提出各种发明。

[0134] 例如,即使从实施方式所示的所有结构要素中删除几个结构要素,也能够解决上述课题,在能够获得上述效果的情况下,删除该结构要素的结构也可以作为发明而被提出。

[0135] 本申请是以2014年1月27日在日本申请的日本特愿2014-012686号作为优先权主张的基础而申请的,上述内容在本申请说明书、权利要求书、附图中被引用。

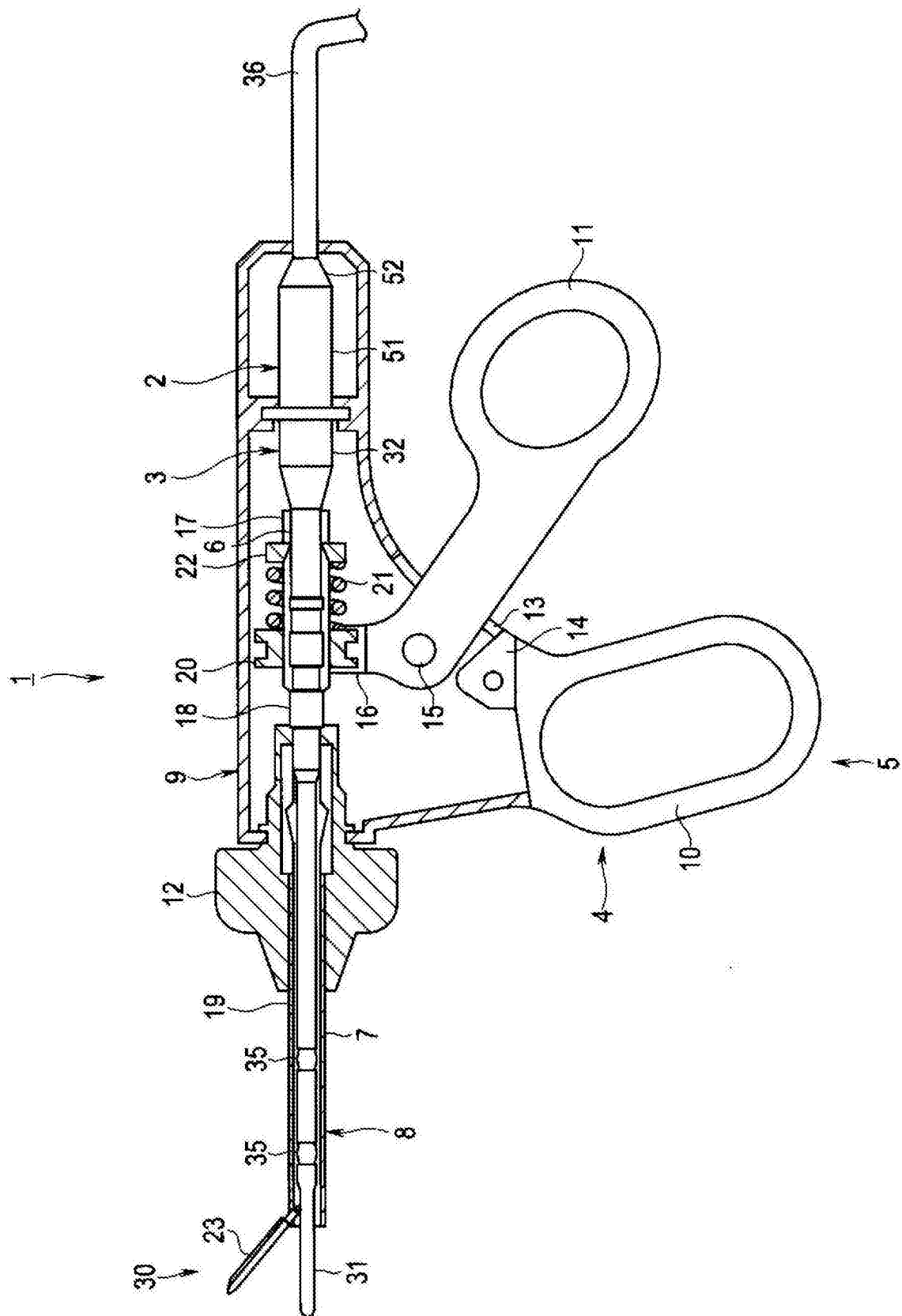


图1

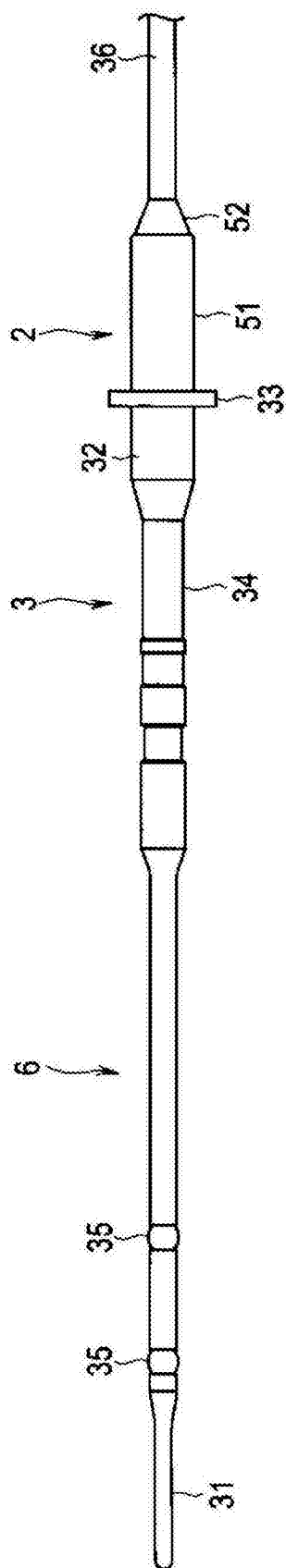


图2

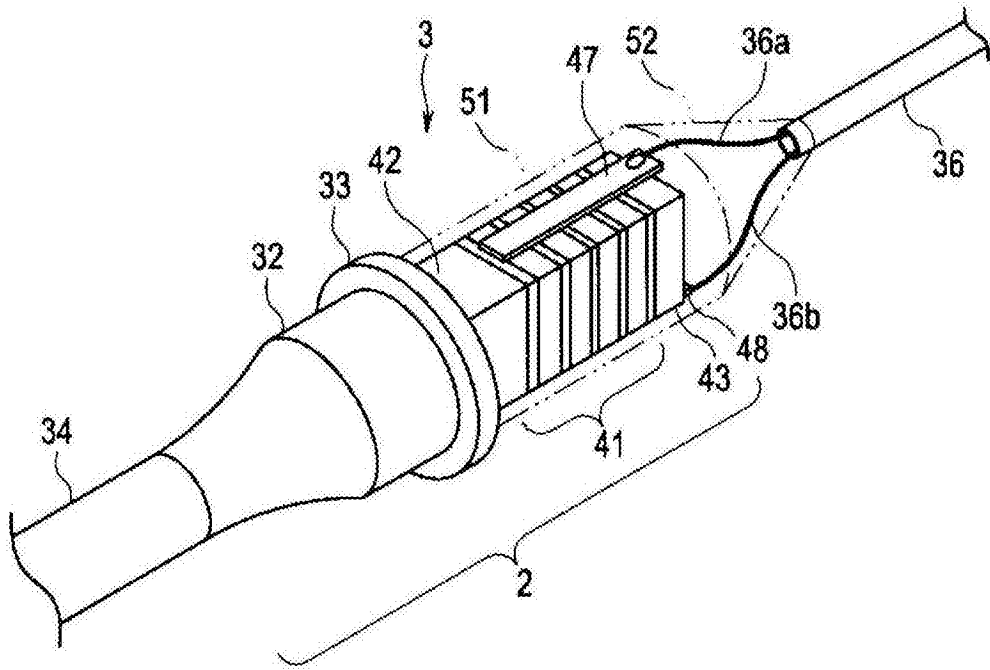


图3

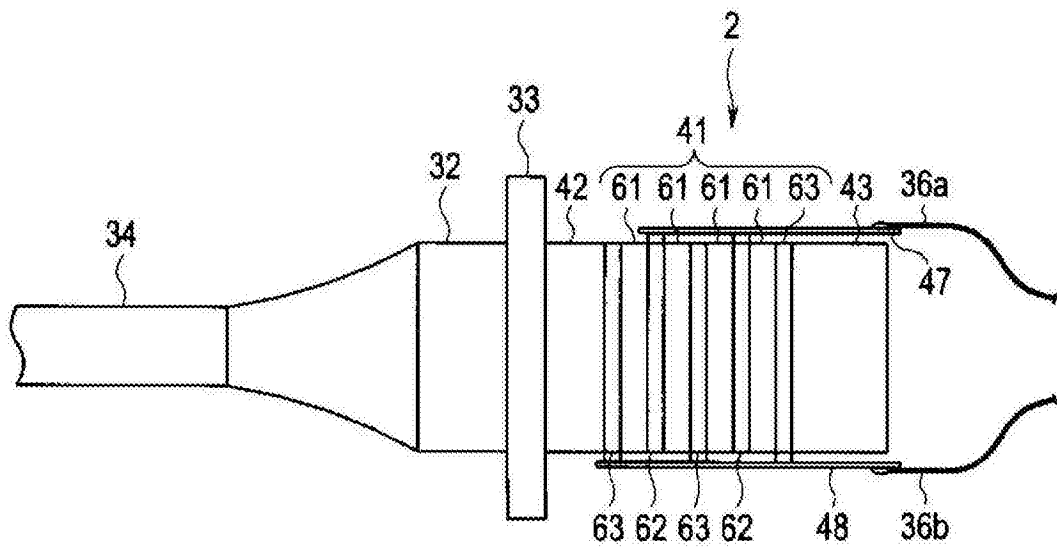


图4

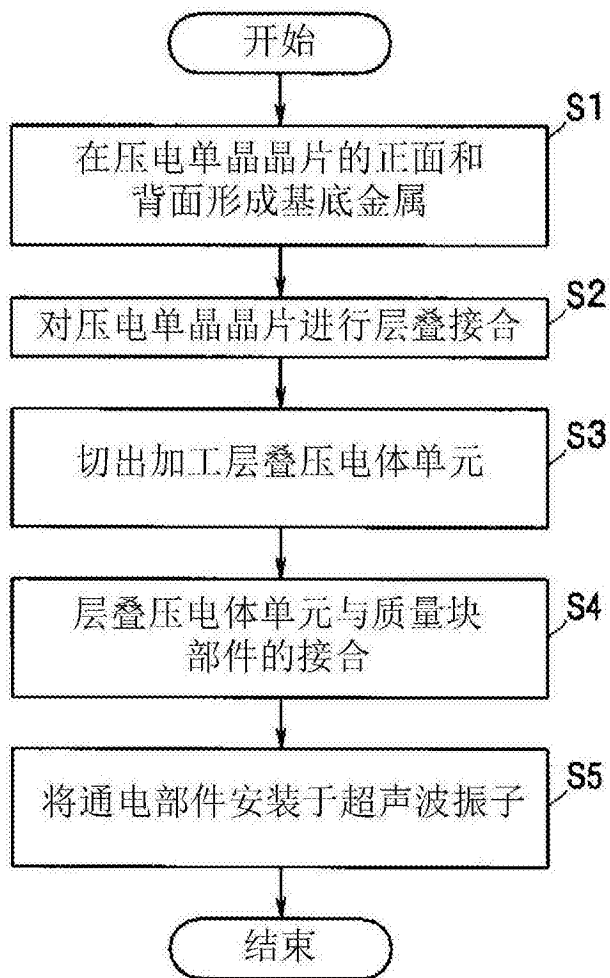


图5

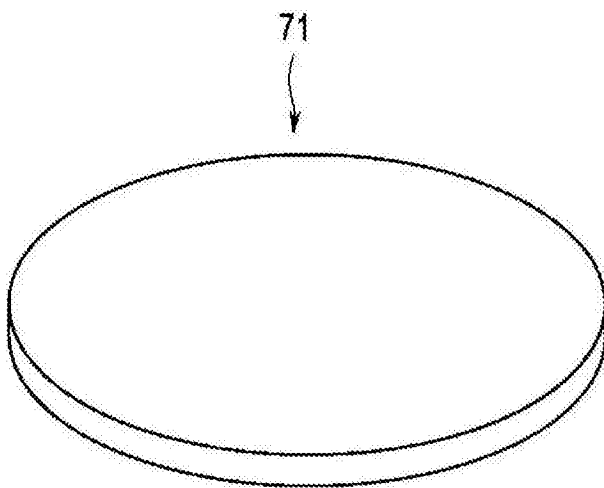


图6

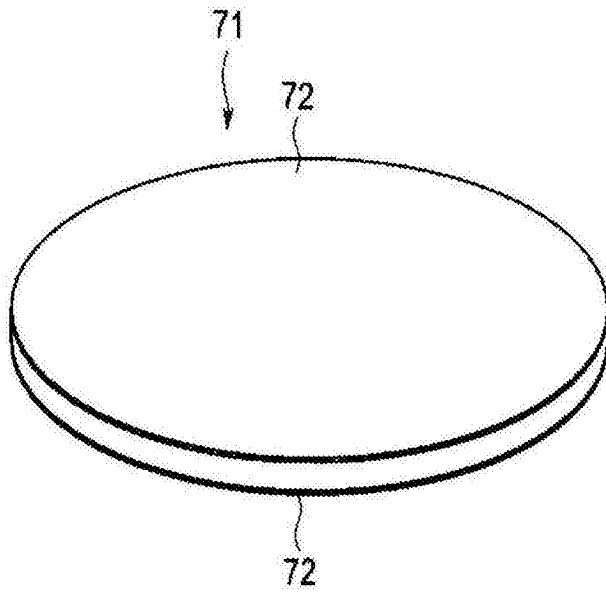


图7

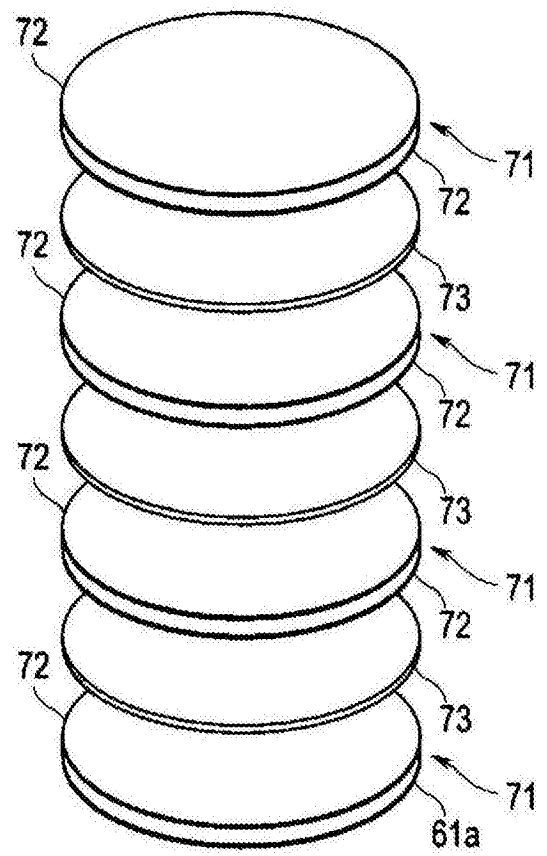


图8

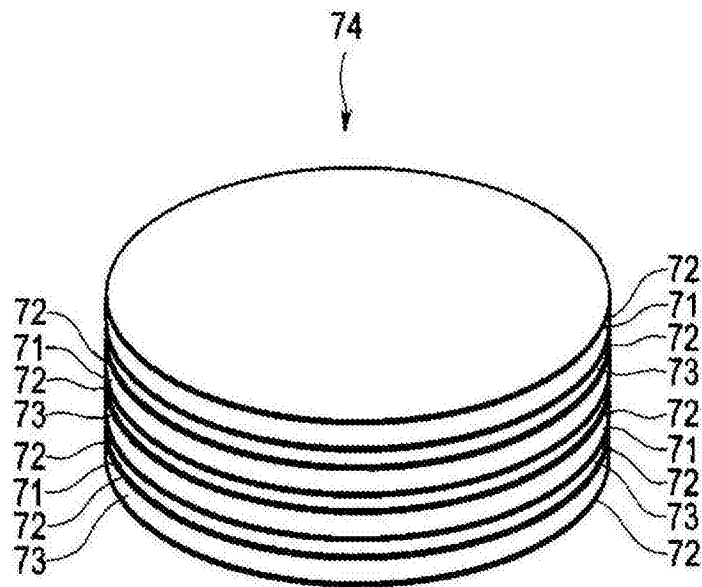


图9

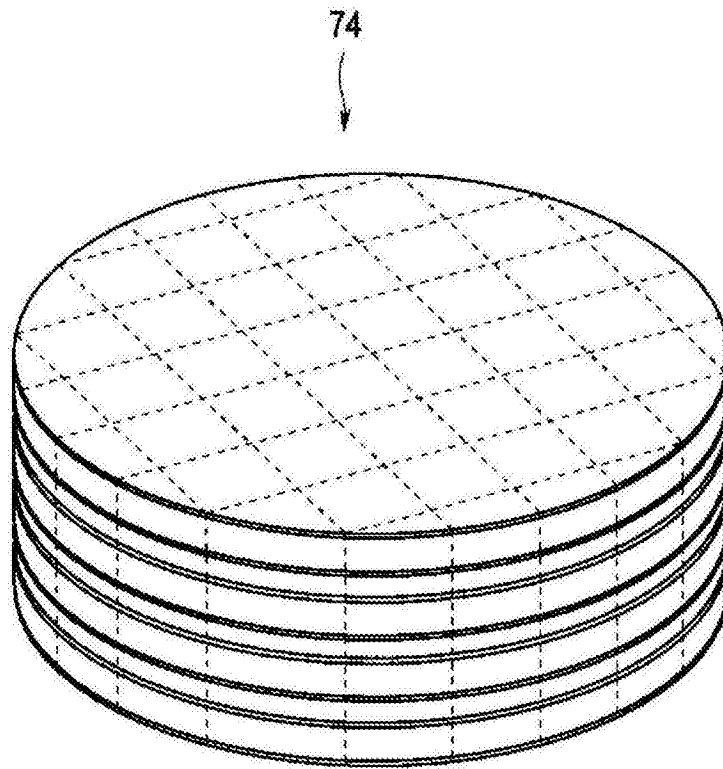


图10

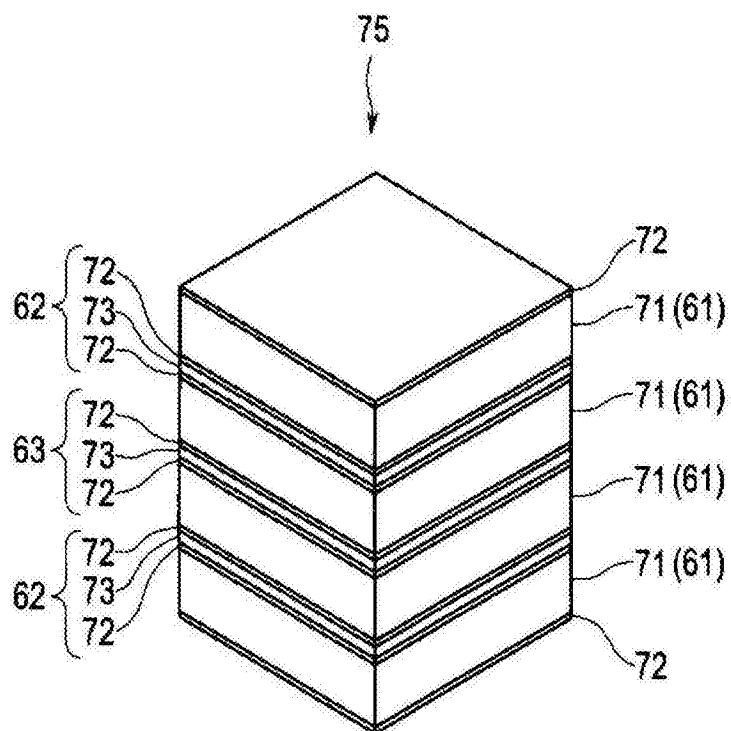


图11

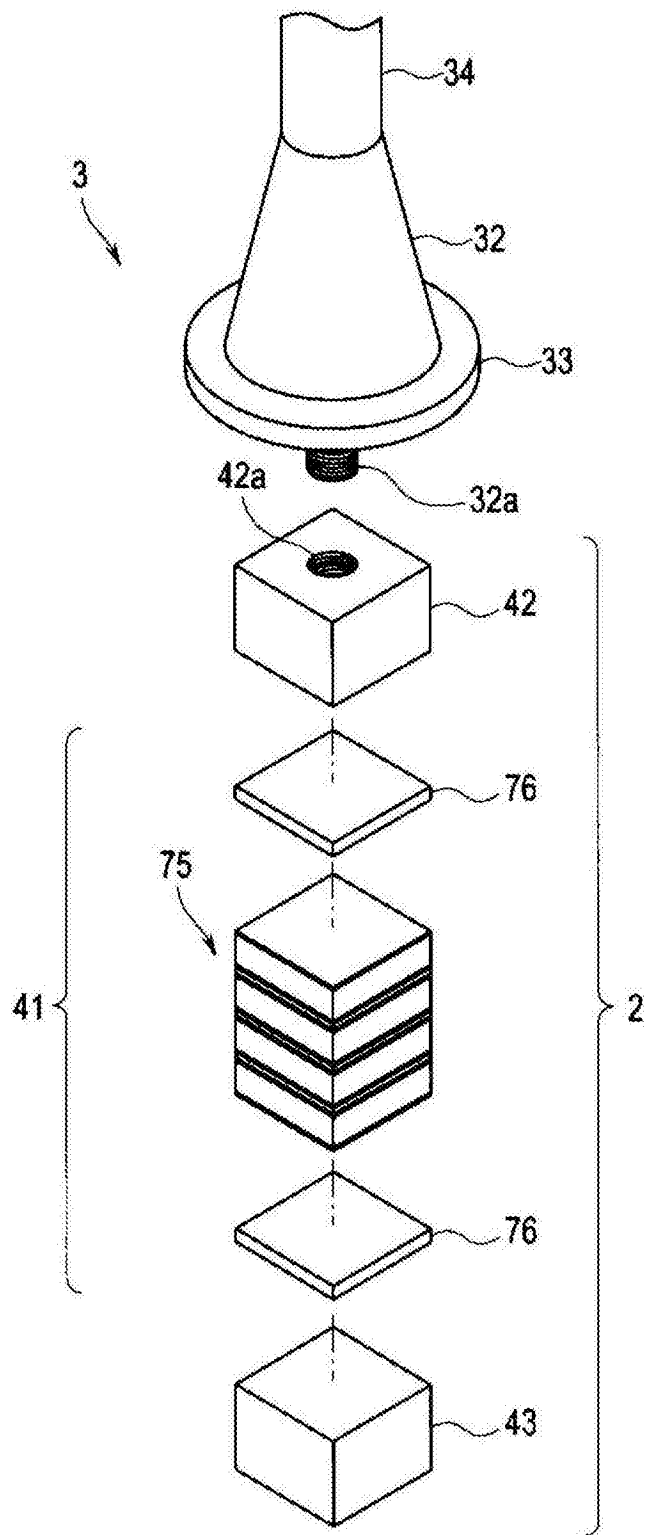


图12

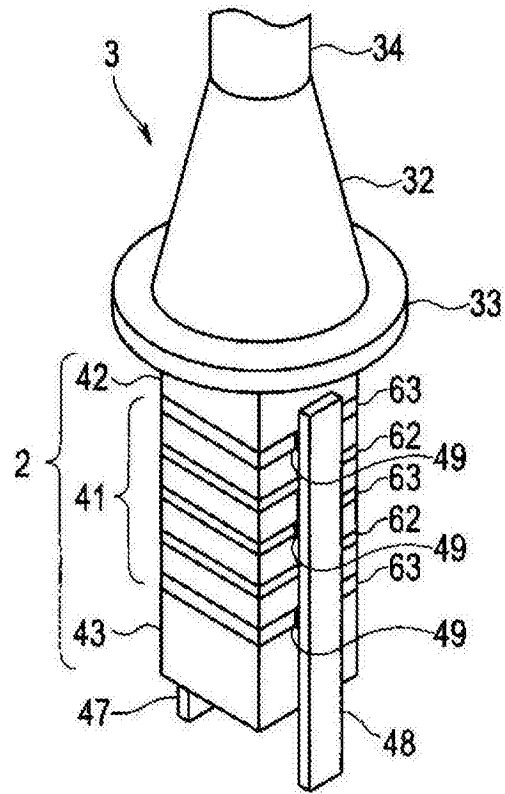


图14

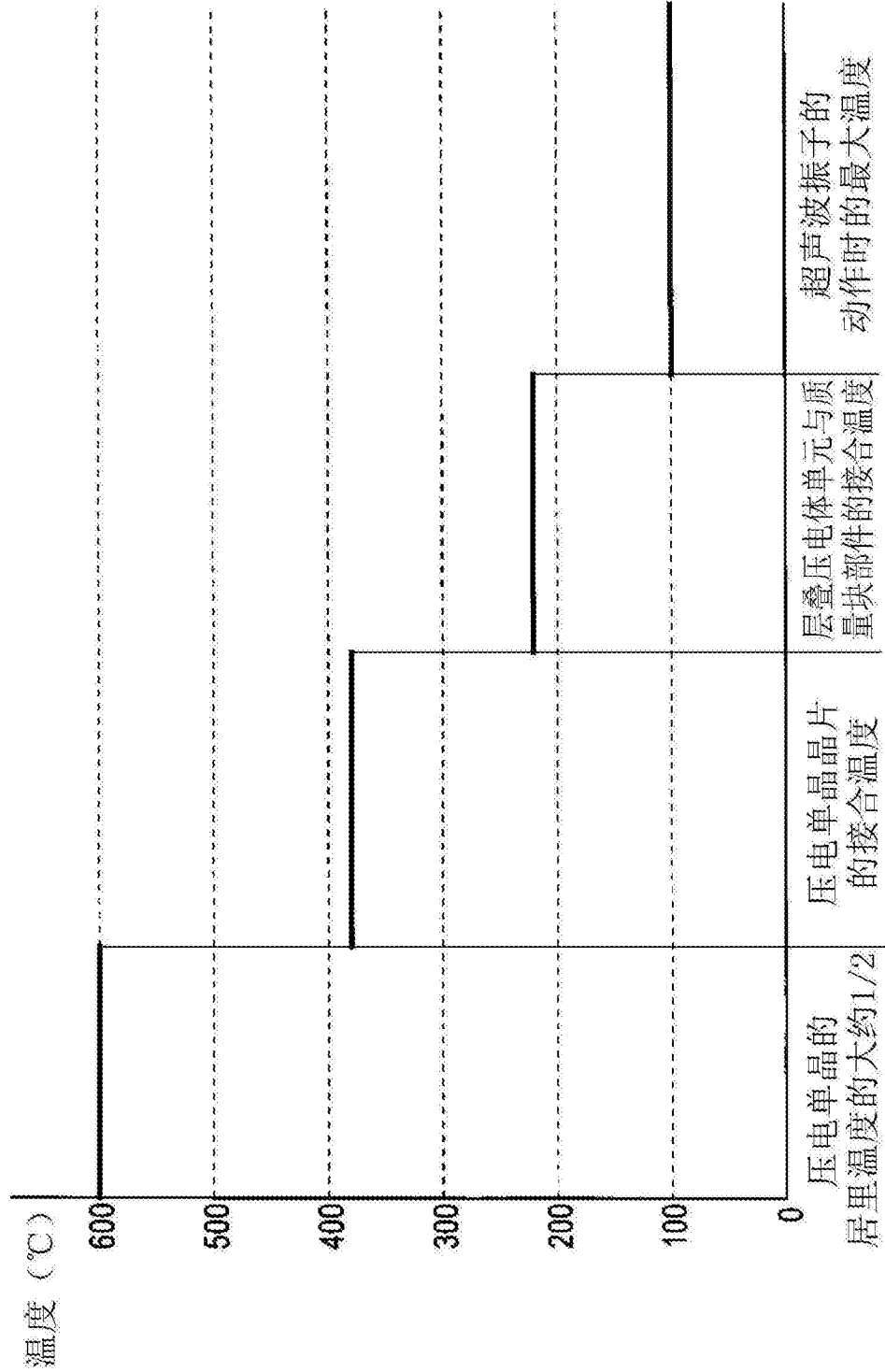


图15

专利名称(译)	层叠型超声波振动器件、层叠型超声波振动器件的制造方法以及超声波医疗装置		
公开(公告)号	CN105940684A	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	CN201580005865.X	申请日	2015-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	盐谷浩一 伊藤宽		
发明人	盐谷浩一 伊藤宽		
IPC分类号	H04R17/10 A61B18/00 B06B1/06 H01L41/053 H01L41/083 H01L41/09 H01L41/277 H04R17/00 H04R31/00		
CPC分类号	A61N7/00 A61B2017/00526 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2018/00607 B06B1/0611 B23K20/10 B32B7/12 B32B9/005 B32B15/04 B32B37/18 B32B2307/20 B32B2311/18 B32B2315/02 B32B2535/00 H01L41/083 H01L41/0986 H01L41/277 H01L41/33		
代理人(译)	李辉		
优先权	2014012686 2014-01-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

层叠型超声波振动器件(2)具有：层叠压电体单元(75)，其层叠多个压电体(61)和多个电极层(62、63)而使它们一体化；第一接合材料(73)，其对多个压电体(61)进行接合，在比多个压电体(61)的居里温度的一半低的第一接合温度下融化；以及第二接合材料(76)，其对层叠压电体单元(75)和两个质量块部件(42、43)进行接合，在比第一接合温度低且比驱动时的最大温度高的第二接合温度下融化。

