



(12) 发明专利



(10) 授权公告号 CN 114040723 B

(45) 授权公告日 2025. 06. 13

(21) 申请号 202080048874.8

(22) 申请日 2020.06.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114040723 A

(43) 申请公布日 2022.02.11

(30) 优先权数据
2019-136037 2019.07.24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.12.31

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2020/025254 2020.06.26

(87) PCT国际申请的公布数据
W02021/014890 JA 2021.01.28

(73) 专利权人 世美特株式会社
地址 日本东京墨田区锦糸1丁目7番7号

(72) 发明人 田畑裕太郎 折戸学 松舘直史

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205
专利代理师 杨文娟 臧建明

(51) Int.Cl.
A61B 18/12 (2006.01)
G01L 5/00 (2006.01)
G01L 5/162 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 104919292 A, 2015.09.16
JP H11183287 A, 1999.07.09
US 3838379 A, 1974.09.24

审查员 刘吉祥

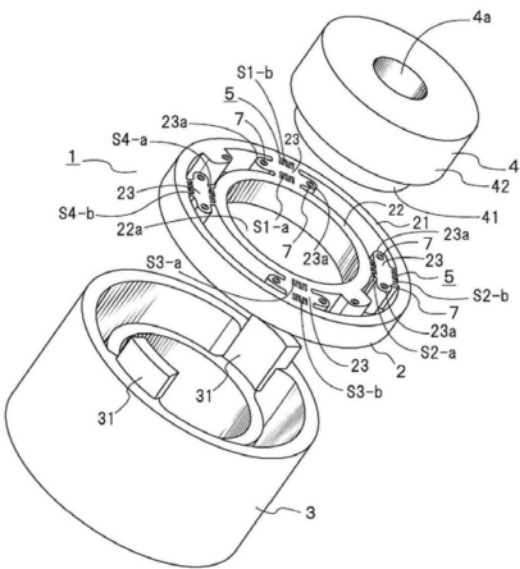
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

接触力传感器以及包括接触力传感器的装置

(57) 摘要

本发明提供一种接触力传感器以及包括接触力传感器的装置,所述接触力传感器的精度及灵敏度高,且可确保强度。所述接触力传感器具有通过对半导体材料进行加工而制作的传感器本体(2),所述传感器本体(2)包括:环状部(21);中央部(22),形成于所述环状部(21)的大致中央;辐条部(23),从所述中央部(22)向外侧连接于所述环状部(21);以及应力电气转换元件(5),配设于所述辐条部(23)的前面侧及背面侧的、相对向的位置,将所述辐条部(23)的位移转换为电信号。



1. 一种接触力传感器,其特征在于,包括:

传感器本体,通过对半导体材料进行加工而制作,

所述传感器本体包括:环状部;中央部,形成于所述环状部的大致中央;辐条部,从所述中央部向外侧连结于所述环状部;以及应力电气转换元件,配设于所述辐条部的前面侧及背面侧的相对向的位置,将所述辐条部的位移转换为电信号;

所述传感器本体具有:贯穿孔,从一面侧向另一面侧形成,供电连接于所述应力电气转换元件的导线穿过,在所述导线与所述贯穿孔的内壁之间形成有间隙,在所述贯穿孔的所述内壁形成有绝缘层,

所述导线以穿过所述贯穿孔的方式被导入,并以钎料接合于所述前面侧及所述背面侧的所述贯穿孔周围的电极层,从而形成所述间隙。

2. 根据权利要求1所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述辐条部的前面侧及背面侧,分别形成有两个应力电气转换元件。

3. 根据权利要求2所述的接触力传感器,其特征在于,
所述应力电气转换元件配置于所述辐条部的中心侧及外周侧。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
在配设于所述辐条部的应力电气转换元件的两侧的圆周方向上,形成有电极。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
所述辐条部形成有多个。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述传感器本体,形成有将多个应力电气转换元件共通地连接的布线图案。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述传感器本体的中央部形成有开口。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于包括:
保持体,保持所述传感器本体。

9. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述传感器本体,设有接触力传递体。

10. 根据权利要求9所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述接触力传递体,形成有穿插孔。

11. 根据权利要求10所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述穿插孔,配置有物理量传感器。

12. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
所述应力电气转换元件经桥接而构成桥电路。

13. 根据权利要求1所述的接触力传感器,其特征在于,
在所述贯穿孔,电连接于所述应力电气转换元件的导线的、绝缘被覆经除去的导体芯线部穿过。

14. 根据权利要求13所述的接触力传感器,其特征在于,
穿过所述贯穿孔的导体芯线部的顶端部为直线状。

15. 根据权利要求13所述的接触力传感器,其特征在于,
所述导线的导体芯线由铜银合金线形成。

16. 根据权利要求1所述的接触力传感器,其特征在于,
电连接于所述应力电气转换元件的导线由包含钎料的电极所连接。
17. 根据权利要求16所述的接触力传感器,其特征在于,
所述电极为低熔点金属。
18. 根据权利要求16所述的接触力传感器,其特征在于,
所述电极进入贯穿孔的内部而形成有侵入部。
19. 根据权利要求1所述的接触力传感器,其特征在于,
向所述贯穿孔的周围及所述贯穿孔的内壁侧伸出而形成有所述电极层。
20. 根据权利要求1至3中任一项所述的接触力传感器,其特征在于,
所述传感器本体的外表面经绝缘被覆。
21. 根据权利要求20所述的接触力传感器,其特征在于,
所述绝缘被覆具有可挠性。
22. 根据权利要求20所述的接触力传感器,其特征在于,
对于所述绝缘被覆,使用具有活体适合性的材料。
23. 一种包括接触力传感器的装置,其特征在于,包括:
如权利要求1至22中任一项所述的接触力传感器。

接触力传感器以及包括接触力传感器的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种适合在医疗机器的领域中使用的接触力传感器、以及包括接触力传感器的装置。

背景技术

[0002] 以往,例如为了治疗心房的脉律不齐而使用消融导管(ablation catheter)。在使用此种消融导管的消融治疗中,使消融导管的电极接触心脏内壁的异常部位,流动高频电流进行灼烧。

[0003] 因此,已知有在顶端部设有接触力传感器的导管,所述接触力传感器感知电极的接触力(参照专利文献1及专利文献2)。

[0004] 但是,专利文献1所示的是通过粘接剂将传感器(应变规)安装于臂上的结构,传感器的安装位置容易产生偏差,而产生难以调整传感器的输出的问题。而且,为介有粘接剂的安装结构,因而也产生传感器的灵敏度降低的问题。

[0005] 而且,专利文献2所示的是以夹持传感器及导线的方式通过焊接将第一传感器结构体与第二传感器结构体接合的结构,因而有可能第一传感器结构体与第二传感器结构体的位置发生偏移。而且,由于通过焊接进行接合,因而产生在强度方面不充分的问题。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本专利第5913812号公报

[0009] 专利文献2:日本专利第5697186号公报

发明内容

[0010] 发明所要解决的问题

[0011] 本发明是鉴于所述问题而成,其目的在于提供一种接触力传感器以及包括接触力传感器的装置,所述接触力传感器的精度及灵敏度高,且可确保强度。

[0012] 解决问题的技术手段

[0013] 本发明的实施方式为一种接触力传感器,其中,包括通过对半导体材料进行加工而制作的传感器本体,所述传感器本体包括:环状部;中央部,形成于所述环状部的大致中央;辐条部,从所述中央部向外侧连结于所述环状部;以及应力电气转换元件,配设于所述辐条部的前面侧及背面侧的、相对向的位置,将所述辐条部的位移转换为电信号。

[0014] 根据所述结构,精度及灵敏度高,且可确保强度。

[0015] 而且,包括接触力传感器的装置,包括所述接触力传感器。

[0016] 接触力传感器适合用于医疗机器等装置,但不限于此。可适用于需要小型化的各种装置,适用的装置并无特别限定。

[0017] 发明的效果

[0018] 根据本发明的实施方式,可提供一种精度及灵敏度高且可确保强度的接触力传感

器、以及包括接触力传感器的装置。

附图说明

[0019] 图1A为表示适用本发明的实施方式的接触力传感器的导管的平面图、图1B为用于说明导管的顶端部的概略的截面图。

[0020] 图2为表示所述接触力传感器的立体图。

[0021] 图3为将所述接触力传感器分解表示的立体图。

[0022] 图4为表示所述接触力传感器的传感器本体的前面侧的平面图。

[0023] 图5为表示所述接触力传感器的传感器本体的背面侧的平面图。

[0024] 图6为沿着图4中的A-A'线的截面图。

[0025] 图7为沿着图4中的B-B'线的截面图。

[0026] 图8为沿着图4中的C-C'线的截面图。

[0027] 图9为用于说明接触力传感器的传感器本体的连线关系的实体说明图。

[0028] 图10为表示应力电气转换元件的连接状态的桥电路图。

[0029] [符号的说明]

[0030] 1:接触力传感器

[0031] 2:传感器本体

[0032] 21:环状部

[0033] 22:中央部

[0034] 22a:开口

[0035] 23:辐条部

[0036] 23a:突出部

[0037] 24:贯穿孔

[0038] 3:保持体

[0039] 4:接触力传递体

[0040] 4a:穿插孔

[0041] 5:应力电气转换元件(压电电阻元件)

[0042] 6:布线图案

[0043] 61:内侧布线图案

[0044] 62:外侧布线图案

[0045] 7:电极

[0046] 7a:电极层

[0047] 7b:侵入部

[0048] 8:绝缘层

[0049] 9:导线

[0050] 91:绝缘被覆

[0051] 92:导体芯线部

[0052] 10:导管

[0053] 11:控制把手

- [0054] 12: 主轴
[0055] 13: 偏向构件
[0056] 14: 顶端电极
[0057] S1-a ~ S4-d: 压电阻元件

具体实施方式

[0058] 以下,参照图1A至图10对本发明的实施方式的接触力传感器进行说明。图1A为表示适用接触力传感器的导管的概要的平面图、图1B为用于说明导管的顶端部的截面图,图2为表示接触力传感器的立体图,图3为将接触力传感器分解表示的立体图。图4为表示接触力传感器的传感器本体的前面侧的平面图,图5为表示所述传感器本体的背面侧的平面图。图6为沿着图4中的A-A'线的截面图,图7为沿着图4中的B-B'线的截面图,图8为沿着图4中的C-C'线的截面图。而且,图9为用于说明接触力传感器的传感器本体的连线关系的实体说明图,图10为表示应力电气转换元件的连接状态的桥电路图。此外,各图中为了将各构件设为可辨识的大小而适当变更各构件的比例尺。而且,有时将导管的顶端侧表述为前面侧,将后端侧表述为背面侧。

[0059] 关于本实施方式的接触力传感器,例示下述情况,即:组入至消融导管,为了进行消融治疗而测定消融导管的电极对心脏内壁的异常部位的接触力,由此应用于诊疗。

[0060] 如图1A及图1B所示,导管10为消融导管,包括控制把手11、及从所述控制把手11的一端侧导出的主轴12。而且,在控制把手11设有偏向构件13,在主轴12的顶端部12a设有顶端电极14。进而,在主轴12的顶端部12a的主轴12内配设有接触力传感器1。

[0061] 设于控制把手11的偏向构件13为用于对主轴12的顶端部12a进行偏向移动操作的构件,通过拉伸配设于主轴12内的、未图示的操作线,从而使主轴12的顶端部12a向两个方向偏向移动。

[0062] 从控制把手11的后部,导出有连接于高频产生装置或控制器的电缆15、或连接于流体源的灌注管16。高频产生装置连接于顶端电极14,向顶端电极14供给高频能量。而且,控制器具有下述功能,即:控制电气的输出信号或输入信号,而控制向顶端电极14的高频通电的状态,或接收来自接触力传感器1的输出信号而测定接触力。

[0063] 主轴12为长条状且形成有管腔,具有适度的刚性及可挠性。而且,在管腔内,沿着长度方向配设有中空状的导线穿插管17、18。主轴12的外径尺寸为8French以下,长度尺寸形成为900mm~1100mm。

[0064] 而且,顶端电极14形成为炮弹型,固定于主轴12的顶端部12a。顶端电极14在背面侧具有圆筒状的凹部14a。接触力传感器1连结于所述凹部14a。进而,在顶端电极14的背面侧,连接有电极导线14b。所述电极导线14b在导线穿插管18中穿插而连接于高频产生装置。即,顶端电极14电连接于高频产生装置,从高频产生装置对顶端电极14供给高频能量。

[0065] 顶端电极14的外径尺寸优选与主轴12的外径尺寸大致同等,形成为8French以下。而且,构成顶端电极14的材料例如可使用铂、金、不锈钢、钛合金等导热性良好的金属材料。

[0066] 此外,在顶端电极14,形成有用于将从灌注管16搬送的生理食盐水等流体向外部送出的、未图示的流路。

[0067] 此种导管10中,若顶端电极14接触心脏内壁的异常部位,则因所述接触而施加于

顶端电极14的应力传递至接触力传感器1,可测定接触力。

[0068] 接下来,参照图2及图3对接触力传感器1进行详细说明。

[0069] 接触力传感器1是通过使用半导体加工工艺的微机电系统(Micro Electro Mechanical System, MEMS)技术由硅半导体材料制作。接触力传感器1包括传感器本体2、保持体3及接触力传递体4。

[0070] 传感器本体2总体为大致短圆筒状,具有:环状部21;中央部22,形成于环状部21的大致中央;辐条部23,从中央部22向外侧连结于环状部21;以及应力电气转换元件5,配设于辐条部23而形成。

[0071] 环状部21为形成传感器本体2的外轮廓的、圆筒状的部分。在所述环状部21的内侧且大致中央,形成有较环状部21更为小径的、环状的中央部22。换言之,在中央部22沿前背方向形成有开口22a。

[0072] 辐条部23从中央部22的外壁侧沿半径方向形成至环状部21的内壁侧。而且,在辐条部23的中间部的两侧、具体而言与所述半径方向交叉的圆周方向上的两侧,形成有突出部23a。辐条部23形成有多个,具体而言,在以中央部22为中心的圆周上分别空开90度的间隔放射状地形成有四个。

[0073] 如一并参照图4及图5所示,应力电气转换元件5形成于辐条部23的前面侧及背面侧的两面。为了方便说明,以实线来表示应力电气转换元件5,但实际上应力电气转换元件5以一体地内置于传感器本体2的方式形成。应力电气转换元件5将辐条部23的位移转换为电信号,为具有应变规功能的压电电阻元件,若施加应变则电阻根据其位移而变化。

[0074] 所述压电电阻元件(S1-a、S1-b)、(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b)配置于辐条部23的一面侧、具体而言前面侧,且配置于各辐条部23的中心侧及外周侧。即,压电电阻元件(S1-a、S1-b)、(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b)是针对各辐条部23而分别配置有一对。而且,在配置有压电电阻元件(S1-a、S1-b)、(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b)的辐条部23的突出部23a,形成有电极7。所述电极7与电源侧电连接。

[0075] 进而,在前面侧,形成有作为导电层的布线图案6,在内周侧,形成有环状的内侧布线图案61,在外周侧,同样地形成有环状的外侧布线图案62。

[0076] 而且,辐条部23的另一面侧、具体而言背面侧的结构基本上与前面侧相同。在各辐条部23的中心侧及外周侧,与所述前面侧同样地,分别配置有一对压电电阻元件(S1-c、S1-d)、(S2-c、S2-d)、(S3-c、S3-d)、(S4-c、S4-d)。而且,在辐条部23的突出部23a,形成有电极7。此外,同样地形成有布线图案6。

[0077] 此种应力电气转换元件5配设于辐条部23的前面侧及背面侧的、相对向的位置。例如,若以前面侧的压电电阻元件(S1-a、S1-b)及背面侧的压电电阻元件(S1-c、S1-d)作为代表例来说明其配置关系,则压电电阻元件(S1-a)与(S1-c)配设于相对向的位置,压电电阻元件(S1-b)与(S1-d)配设于相对向的位置。而且,电极7也配设于前面侧及背面侧的相对向的位置。

[0078] 在以上的配置关系下,如图4所示,前面侧的压电电阻元件(S1-a)与压电电阻元件(S1-b)经由布线图案6而连接,在压电电阻元件(S1-a)与压电电阻元件(S1-b)之间连接有电极7。进而,压电电阻元件(S1-a)连接于内侧布线图案61,压电电阻元件(S1-b)连接于外侧布线图案62。

[0079] 根据此种压电电阻元件 (S1-a、S1-b)、(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b) 的连接关系,压电电阻元件 (S1-a、S1-b)、(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b) 共通地连接于内侧布线图案61及外侧布线图案62,因而可减少导线而简化布线。而且,如图5所示,关于背面侧的压电电阻元件 (S1-c、S1-d)、(S2-c、S2-d)、(S3-c、S3-d)、(S4-c、S4-d),也成为同样的连接关系。

[0080] 接下来,参照图6至图8对电极与导线的连接结构进行说明。

[0081] 在传感器本体2,从一面侧(前面侧)向另一面侧(背面侧)形成有贯穿孔24。贯穿孔24为供电连接于应力电气转换元件5的导线9穿过的孔,形成于在前面侧及背面侧所配设的、相对向的电极7间。

[0082] 因此,贯穿孔24在平面上如图4及图5所示,位于各压电电阻元件 (S1-a、S1-b) 及 (S1-c、S1-d)、(S2-a、S2-b) 及 (S2-c、S2-d)、(S3-a、S3-b) 及 (S3-c、S3-d)、(S4-a、S4-b) 及 (S4-c、S4-d) 的两侧而形成,详细而言,位于与半径方向交叉的圆周方向上的两侧而形成。而且,用于连接于电源线的贯穿孔24a在半径方向相向地形成。具体而言,形成于压电电阻元件的两侧的贯穿孔24为八个,用于连接于电源线的贯穿孔24a为两个,形成有合计十个贯穿孔24、24a。

[0083] 贯穿孔24的径尺寸优选 $\phi 40\ \mu\text{m} \sim \phi 60\ \mu\text{m}$ 左右,本实施方式中形成为 $\phi 50\ \mu\text{m}$ 。

[0084] 在传感器本体2的前面侧及背面侧的表面,通过扩散而形成有布线图案6作为导电层。此导电层与应力电气转换元件5电连接。

[0085] 而且,在贯穿孔24的内壁形成有绝缘层8,所述内壁由绝缘层8所被覆。因此,贯穿孔24内成为确保了绝缘性的状态。所述绝缘层8也伸出至传感器本体2的前面侧及背面侧而形成。关于传感器本体2的前面侧及背面侧的绝缘层8,由于经由电极7将布线图案6与导线9电连接,因而以作为导电层的布线图案6的一部分露出的方式被覆布线图案6。此外,绝缘层8例如由二氧化硅的材料形成,厚度尺寸为 $1\ \mu\text{m} \sim 2\ \mu\text{m}$ 。

[0086] 而且,在贯穿孔24的前面侧及背面侧的周围且绝缘层8上,通过溅镀法等薄膜形成技术而成膜有电极层7a。电极层7a连接于一部分露出的部位的布线图案6,向贯穿孔24的内壁侧稍许伸出而形成。关于形成电极层7a的材料,例如可使用钛/铜(Ti/Cu)、铝-硅合金(Al-Si)及钛/钨(Ti/W)等。三层结构的电极层的情况下,有钛/铜/金(Ti/Cu/Au)等。

[0087] 电极7将导线9电连接于应力电气转换元件5,本实施方式的电极7由焊料镀覆的钎料构成。钎料例如可使用低熔点金属的锡(Sn)(熔点为 231.1°C)。而且,关于底层镀覆,可使用镍(Ni)。此外,钎料可使用低熔点金属的铟(In)(熔点为 156.6°C)及通常的焊材。

[0088] 导线9为导体芯线由铜银合金(Cu-Ag)线所形成的绝缘被覆电线,屈曲强度、拉伸强度大,与通常的导体芯线为铜(Cu)的情况相比可大幅度地改善强度。尤其已知,若将银含量设为3%至15%,则强度大幅度地提高。导线9具有作为氟树脂的全氟烷氧基烷烃(PFA)树脂的绝缘被覆91,此绝缘被覆91经剥离除去的、裸的导体芯线部92以穿过传感器本体2的贯穿孔24的方式被导入,顶端部不弯折而成为直线状。

[0089] 此导线9的导体芯线部92虽不妨碍与电极层7a直接接触,但不直接接触电极层7a,而是经由作为电极7的钎料接合,所述钎料接合于电极层7a,与布线图案6、应力电气转换元件5连接。而且,电极7进入贯穿孔24的内部的一部分而形成侵入部7b。此种导线9向传感器本体2的背面侧被导出,末端部连接于控制把手11。此外,关于导线9的导体芯线部92的径尺

寸,优选使用 $\phi 15\ \mu\text{m}\sim\phi 30\ \mu\text{m}$ 左右,本实施方式中使用 $\phi 25\ \mu\text{m}$ 。因此,在穿过贯穿孔24的导体芯线部92的外周、与贯穿孔24的内壁之间,形成有 $10\ \mu\text{m}$ 左右的间隙。

[0090] 而且,关于从传感器本体2的背面侧导出的导线9,也可利用例如环氧树脂等粘接剂将其导出部分固定。

[0091] 进而,传感器本体2的外表面及由所述粘接剂固定的部分的外表面优选为了确保防水性、绝缘性及柔软性,而由具有可挠性的绝缘材料进行绝缘被覆。此时,可合适地使用派瑞林(Parylene,注册商标)或硅酮的涂材。此外,绝缘被覆的厚度尺寸成为 $2\ \mu\text{m}\sim 3\ \mu\text{m}$ 。

[0092] 关于作为医疗机器的用于导管等的机器,在这些机器在活体内露出的危险性高的情况下,对于所使用的材料,要求由考虑到活体适合性的材料构成。通过下述方式来实现,即:至少传感器本体2的外表面经派瑞林(注册商标)涂布,而且,导线9由氟树脂进行绝缘被覆91,此外传感器本体2使用硅材料。确认到这些材料具有活体适合性,可确保安全性。

[0093] 根据以上那样的结构,在贯穿孔24的内壁形成有绝缘层8,因而对于绝缘被覆91经剥离的、裸的导体芯线部92,可确保绝缘性而穿过贯穿孔24。因此,在贯穿孔24的大小为极其小径的限制下,由于绝缘被覆91经剥离而除去,因而可使用导体芯线的径相应地大的、粗的导线9。即,可使用接近贯穿孔24的孔径的、芯线粗的导线9,可增大拉伸强度而提高可靠性。

[0094] 由于使导线9的导体芯线部92变粗,因而通过在将导体芯线部92插入至贯穿孔24并穿过,将作为电极7的焊料镀覆的钎料熔融,从而可将导线9接合于电极层7a,接合工序变容易。

[0095] 而且,电极7进入贯穿孔24的内部而形成侵入部7b,因此导线9的连接状态变可靠,可防止导线9的连接脱落。

[0096] 进而,导线9的导体芯线部92的顶端部不弯折而成为直线状,通过焊料镀覆形成有电极7,因而可减少向传感器本体2的一面侧的突出量。而且,可减少由焊料镀覆所得的钎料的量,可减轻对传感器本体2的辐条部23施加的应力。

[0097] 再次参照图2及图3对接触力传感器1进行说明。

[0098] 所述传感器本体2通过粘接或晶片接合等而安装于作为基底构件的保持体3,而且,在传感器本体2的前面侧,通过粘接或晶片接合等而安装设置有接触力传递体4。

[0099] 保持体3保持传感器本体2,呈中央部为空洞状的大致圆筒状,以与传感器本体2的外径尺寸大致相同的外径尺寸形成。而且,在前面侧形成有一对爪状部31,在将传感器本体2结合于保持体3的情况下,支撑传感器本体2。

[0100] 接触力传递体4在中央部,在前背方向形成有穿插孔4a,为包含小径部41及大径部42的二段状的构件。所述小径部41嵌合于传感器本体2的中央部22的开口22a,以大径部42的背面侧载置于中央部22的方式配置并结合于传感器本体2。

[0101] 而且,传感器本体2的径尺寸形成为 $\phi 2.2\ \text{mm}$,厚度尺寸形成为 $0.20\ \text{mm}$,保持体3的外径尺寸形成为 $\phi 2.2\ \text{mm}$,厚度尺寸形成为 $0.35\ \text{mm}$,接触力传递体4的外径尺寸形成为 $\phi 1.3\ \text{mm}$,厚度尺寸形成为 $0.35\ \text{mm}$,穿插孔4a的尺寸形成为 $\phi 0.4\ \text{mm}$ 。此外,理想的是以传感器本体2、保持体3及接触力传递体4的所述各尺寸的 $\pm 20\%$ 的范围形成。

[0102] 接下来,参照图9及图10对应力电气转换元件(压电电阻元件)5的电连接状态进行

说明。图9为用于说明连线关系的实体且示意性的说明图,表示传感器本体2的前面侧及背面侧的、导线9的连接状态。此外,关于传感器本体2的背面侧的压电阻元件或布线图案6,表示从前面侧透视观看背面侧的状态。

[0103] 以前面侧的压电阻元件(S1-a、S1-b)及背面侧的压电阻元件(S1-c、S1-d)作为代表例来进行说明。如图9所示,与连接于前面侧的压电阻元件(S1-a)及(S1-b)的中间的电极71a(图示上为右侧)所连接的导线9连接于背面侧的电极72a(图示上为右侧)而导出。而且,与前面侧的电极71b(图示上为左侧)连接的导线9连接于背面侧的电极72b(图示上为左侧)而导出。另外,检测所述导线9间的电压作为输出电压 V_1 。此外,电极71b及电极72a成为不与压电阻元件电连接的经绝缘的电极。此外,关于压电阻元件(S2-a、S2-b)、(S3-a、S3-b)、(S4-a、S4-b)、(S2-c、S2-d)、(S3-c、S3-d)、(S4-c、S4-d),也成为同样的连接关系。

[0104] 而且,在前面侧形成有用于连接于电源线的电极73a、73b,在背面侧同样地形成有用于连接于电源线的电极74a、74b。与电极73a连接的导线9连接于背面侧的电极74a而被导出。与前面侧的电极73b连接的导线9连接于背面侧的电极74b而被导出。另外,在所述导线9间连接有电源E。此外,电极73a、74a连接于外侧布线图案62,电极73b、74b连接于内侧布线图案61。

[0105] 如图10所示,由压电阻元件(S1-a、S1-b)及(S1-c、S1-d)此四个元件构成桥电路(全桥电路)并检测输出电压 V_1 。同样地,由压电阻元件(S2-a、S2-b)及(S2-c、S2-d)此四个元件构成全桥电路并检测输出电压 V_2 ,由压电阻元件(S3-a、S3-b)及(S3-c、S3-d)此四个元件构成全桥电路并检测输出电压 V_3 ,由压电阻元件(S4-a、S4-b)及(S4-c、S4-d)此四个元件构成全桥电路并检测输出电压 V_4 。这些四个全桥电路并联地连接。输出电压随着对压电阻元件施加应变而输出,向控制器发送输出电压并进行运算处理。

[0106] 如以上那样,由在一个辐条部23的前面侧及背面侧的两面的相对向的位置分别形成有两个的合计四个应力电气转换元件5来构成全桥电路。

[0107] 接下来,对使用所述导管10的消融治疗的方法进行说明。消融治疗中,预先通过映射(mapping)来确定心脏的异常部位,然后将心脏的内壁组织的异常部位灼烧而使其凝固坏死。

[0108] 当利用导管10对异常部位进行烧灼时,主要从位于大腿根部的大腿静脉或大腿动脉穿插导管10,一边通过X射线摄影(roentgenography)进行透视一边使管10的顶端到达心脏内。接着,操作控制把手11而使导管10的顶端电极14接触心脏的内壁组织的异常部位,从高频产生装置在顶端电极14与位于患者背部的对极板之间流动例如13.56MHz的高频电流,灼烧异常部位。

[0109] 此时,在导管10设有接触力传感器1,因而可检测接触心脏的内壁组织的、顶端电极14的接触力(应力)。具体而言,形成于接触力传感器1的应力电气转换元件(压电阻元件)5对微小应变作出反应,通过施加有应变而电阻变化。

[0110] 若对顶端电极14施加接触力,则所述接触力经由接触力传递体4、辐条部23直接传递至应力电气转换元件(压电阻元件)5。另外,应力电气转换元件(压电阻元件)5三维地感知压缩/伸张的应变。

[0111] 例如,在从某方向对辐条部23施加了应力的情况下,在压电阻元件被压缩的情

况下电阻值减小,在压电电阻元件伸张的情况下电阻值增大。

[0112] 因此,可利用控制器来检测由图10所示的桥电路的输出电压 V_1 、 V_2 、 V_3 及 V_4 所得的三维的差动输出而测定接触力。通过这样测定接触力,从而可应用于消融治疗的诊疗。

[0113] 如以上那样,根据本实施方式的结构,可实现一种精度及灵敏度高且可确保强度的接触力传感器。

[0114] 此外,在接触力传递体4形成有穿插孔4a,但也可在所述穿插孔4a的内壁配置温度传感器或压力传感器等物理量传感器而设置。由此,可除了接触力以外还探测温度或压力等物理量。进而,也可在穿插孔4a中,穿插用于将从灌注管16搬送的流体送出的流路构件。因此,形成于接触力传递体4的穿插孔4a的运用并无特别限定,可适当地有效发挥功能。

[0115] 进而,例如所述实施方式的接触力传递体优选设置,但未必需要。也可由传感器本体直接感知接触力。

[0116] 而且,所述接触力传感器适合用于作为医疗机器的消融导管或导引导管(guiding catheter)等装置,但不限于此。不仅是医疗机器的领域,适用于包括接触力传感器且需要小型化的各种装置也无妨。适用的装置并无特别限定。

[0117] 本发明不限定于所述实施方式的结构,可在不偏离发明主旨的范围进行各种变形。而且,所述实施方式是作为一例而提示,并非意在限定发明的范围。这些新颖的实施方式能以其他各种方式实施,可进行各种省略、替换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或主旨,并且包含于权利要求所记载的发明及其均等范围。

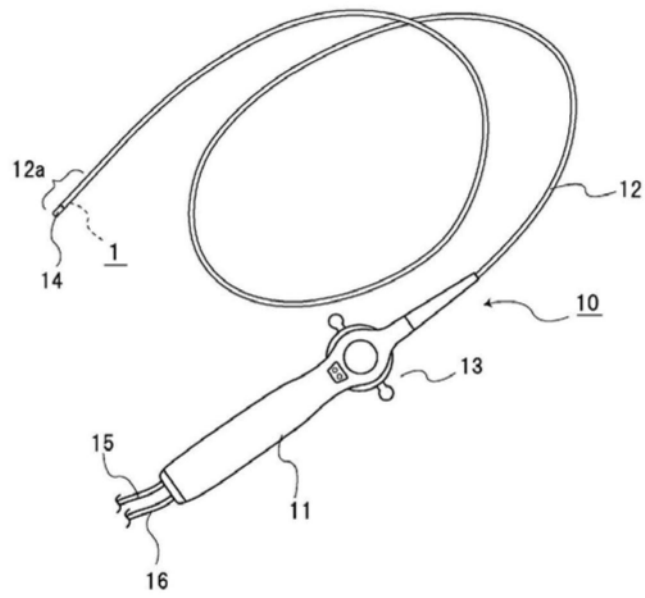


图1A

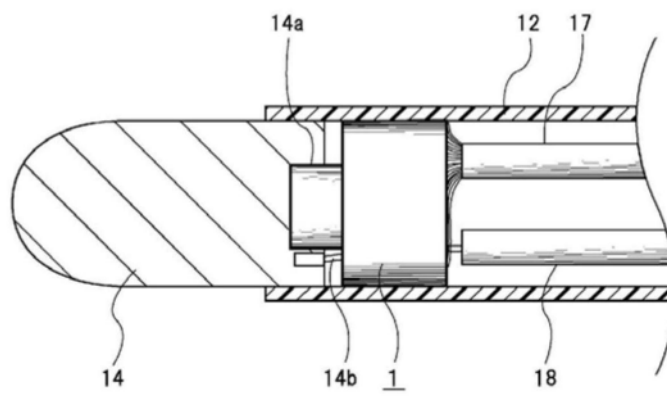


图1B

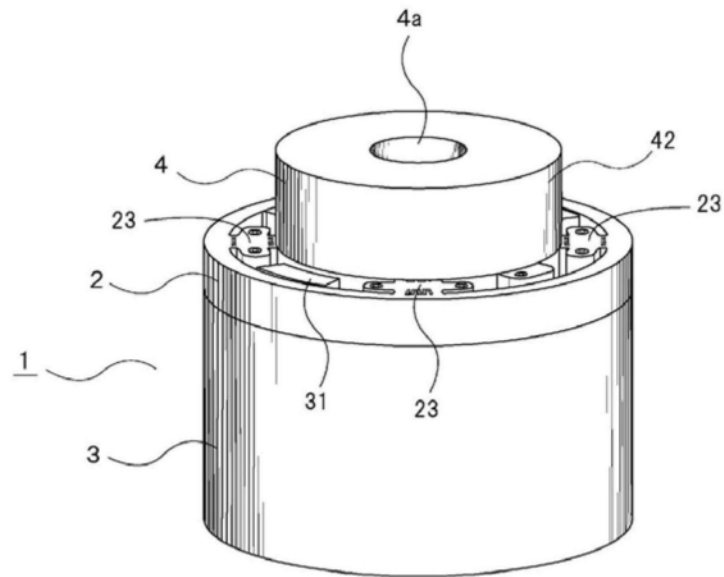


图2

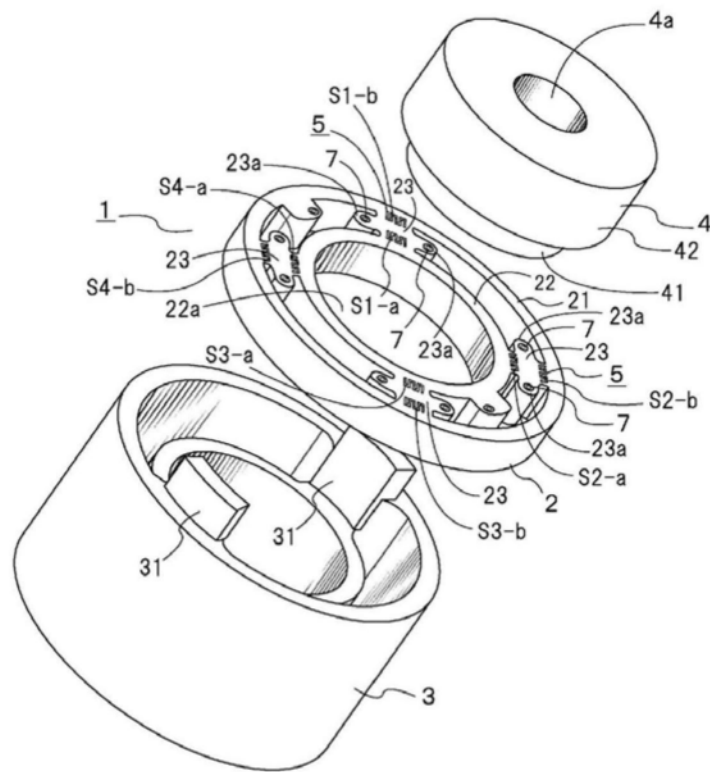


图3

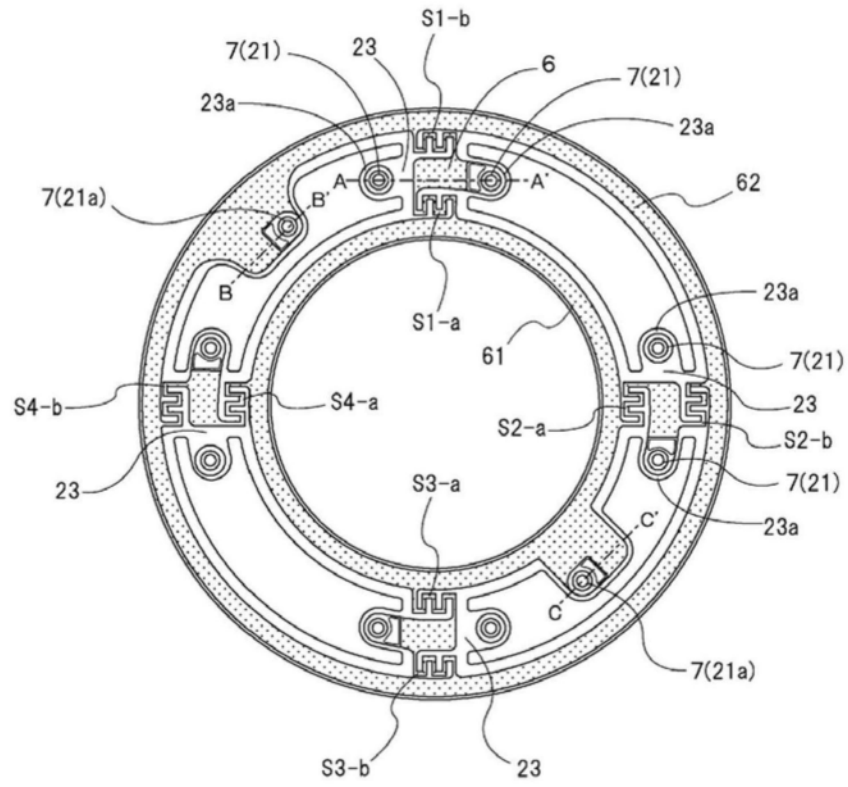


图4

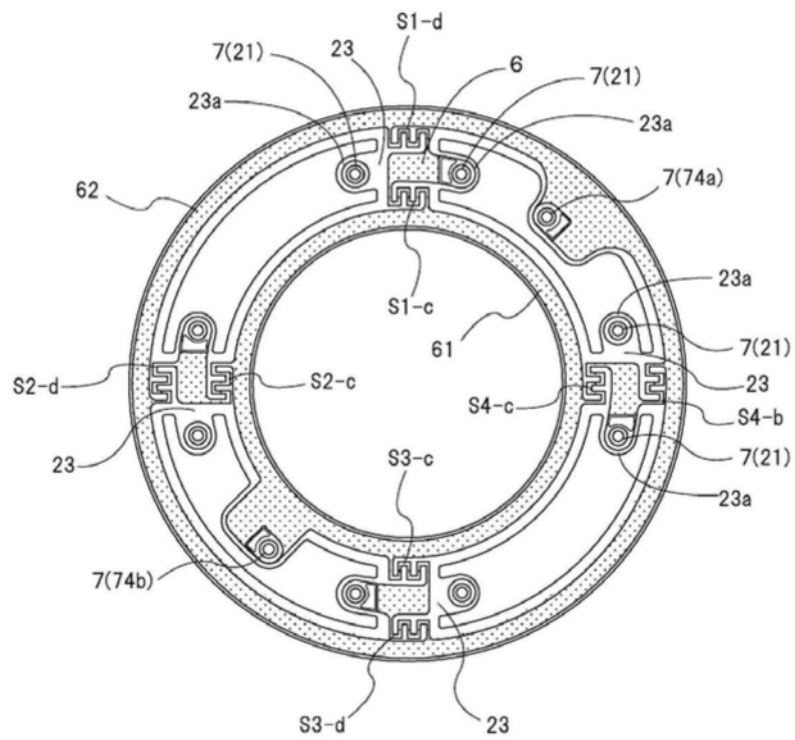


图5

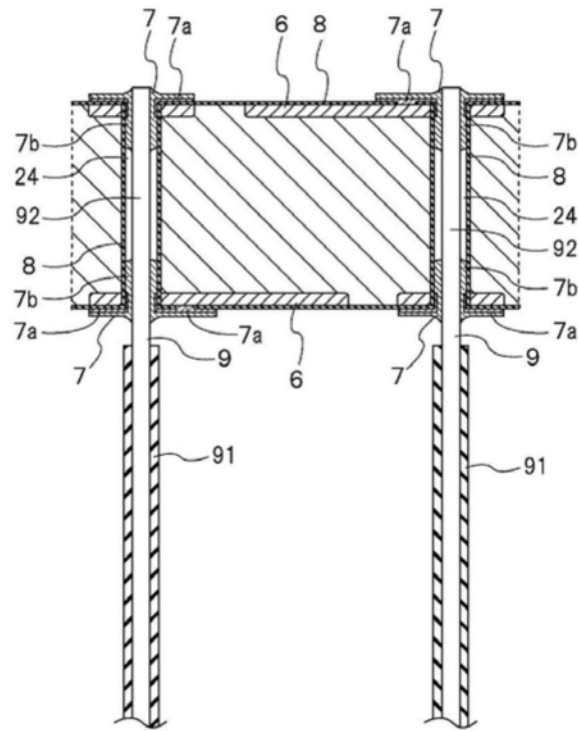


图6

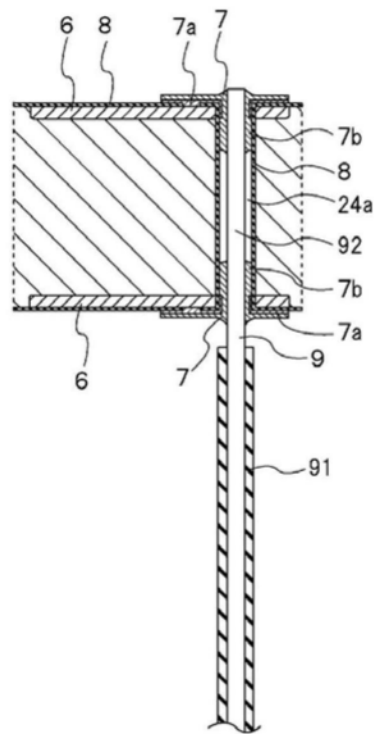


图7

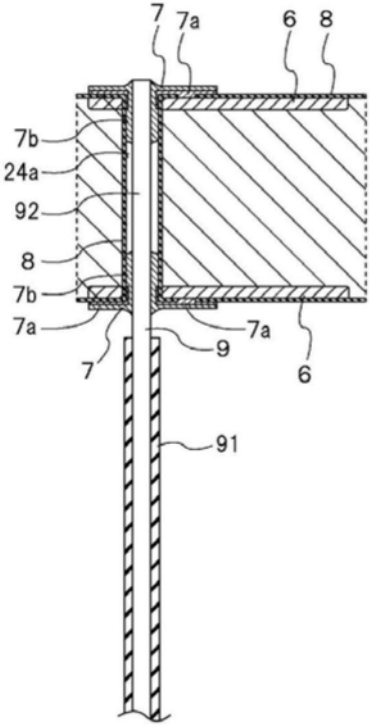


图8

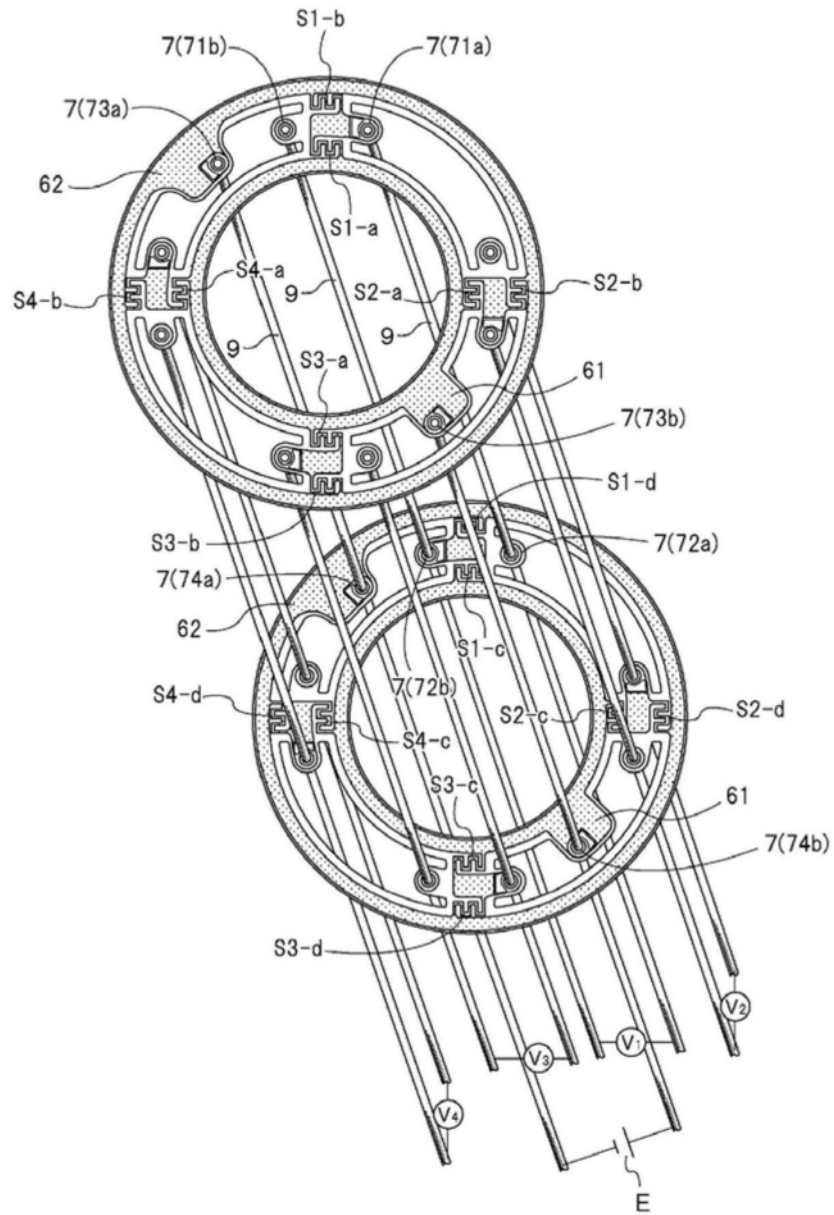


图9

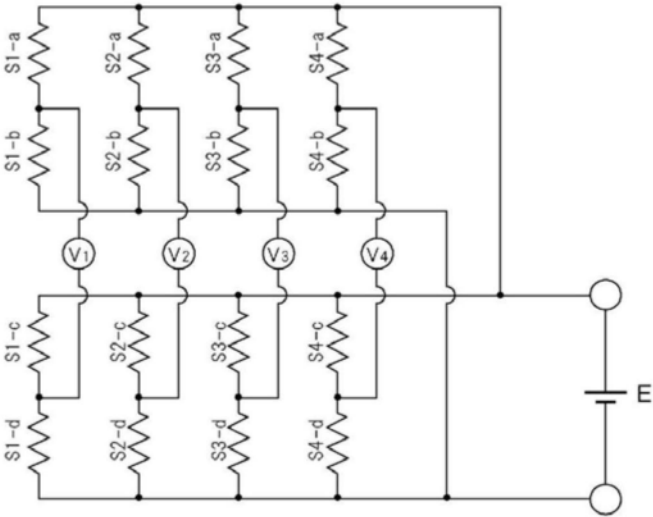


图10