

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410057238.4

[51] Int. Cl.

B23K 1/00 (2006.01)

B23K 1/20 (2006.01)

B23K 1/19 (2006.01)

B23K 26/20 (2006.01)

B23K 35/22 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2009年8月19日

[11] 授权公告号 CN 100528442C

[22] 申请日 2004.8.23

[21] 申请号 200410057238.4

[30] 优先权

[32] 2003.8.22 [33] JP [31] 2003-299055

[32] 2004.7.27 [33] JP [31] 2004-219270

[73] 专利权人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都

共同专利权人 株式会社伸和热处理

[72] 发明人 佐藤康之 小幡佳宽 村井涉

时枝良治 神谷直树 清水英男

[56] 参考文献

JP2003-199706A 2003.7.15

US4081121A 1978.3.28

CN1234311A 1999.11.10

US6257882B1 2001.7.10

US5217026A 1993.6.8

CN1153690A 1997.7.9

审查员 韩建文

[74] 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

代理人 程伟

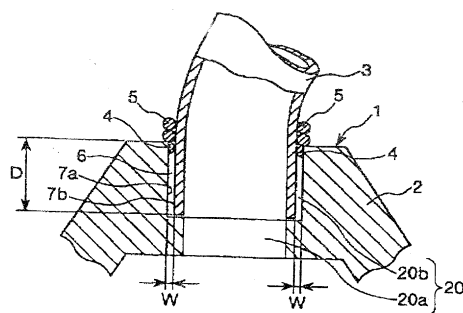
权利要求书 2 页 说明书 21 页 附图 4 页

[54] 发明名称

接合方法、医疗设备用组件部件接合体和内窥镜

[57] 摘要

本发明提供一种能够以较高的精度，较高的接合强度，将不锈钢制的医疗设备用部件接合的方法，通过该接合方法接合的医疗设备用部件接合体，以及具有该接合体的耐久性优良的内窥镜。本发明方法涉及通过 Au 含量在 62.5wt% 以上的接合材料，将不锈钢制的医疗设备用部件之间接合的方法包括的步骤为在含氢或真空气氛中，1050 ~ 1200°C 的温度下将部件加热处理；使其中的一个部件和另一部件按照在它们之间形成间隙的方式靠近；将熔融状态的接合材料供给到所述间隙内，将上述部件接合制成一个金属组件。在金属组件中形成的接合部分具有优良的化学抗性和抗腐蚀性能。因此该金属组件适合用于内窥镜。



1.一种接合方法，该接合方法通过 Au 含量在 62.5wt%以上的接合材料，将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合，其特征在于包括：

5 热处理步骤，相对所接合的两个组件部件，在含氢或真空的气氛中，在 1050~1200℃的温度下，进行加热处理；

定位步骤，使其中一个上述组件部件和另一组件部件按照在它们之间形成间隙的方式接近；

10 接合材料配设步骤，沿上述间隙的开口部配设熔融前的上述接合材料；

接合步骤，将配设的上述接合材料置入含氢或真空的气氛中，通过加热到 1050-1200℃来熔融，将熔融状态的上述接合材料供给到上述间隙内，将上述组件部件接合，形成金属部件。

15 2.根据权利要求 1 所述的接合方法，其特征在于在上述热处理步骤，上述含氢的气氛的结露点在-60℃以下。

3.根据权利要求 1 所述的接合方法，其特征在于在上述定位步骤，通过将上述其中一个组件部件的一部分插入上述另一部件中，形成上  
20 述间隙。

4.根据权利要求 3 所述的接合方法，其特征在于至少上述其中一组件部件是中空的。

25 5.根据权利要求 3 所述的接合方法，其特征在于两个组件部件均是中空的，通过将上述其中一个组件部件的一部分插入上述另一组件部件的内腔部，形成上述间隙。

6.根据权利要求 1 所述的接合方法，其特征在于上述定位步骤的间隙的平均宽度在 0.02~0.25mm 的范围内。  
30

7.根据权利要求1所述的接合方法,其特征在于在上述接合步骤之前,具有通过激光焊接,将上述组件部件的一部分焊接,由此,将它们临时固定的步骤。

5           8.根据权利要求1所述的接合方法,其特征在于其包括下述步骤,在使上述组件部件接近的状态,在相对的面至少一个面上,形成朝向另一面突出的一个以上的突起。

10           9.根据权利要求8所述的接合方法,其特征在于上述突起通过堆焊而形成。

10.根据权利要求8所述的接合方法,其特征在于形成上述突起的步骤在上述热处理步骤之前而进行。

15           11.根据权利要求1中所述的方法,其特征在于上述接合材料为纯Au、Au—Ni系合金、Au—Cu系合金和Au—Ag—Cu系合金中的至少一种。

20           12.一种医疗设备用组件部件接合体,其特征在于通过权利要求1所述的接合方法,将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合。

13.根据权利要求12所述的医疗设备用组件部件接合体,其特征在于上述组件部件为内窥镜用管路部件。

25           14.一种内窥镜,其特征在于其包括权利要求13所述的医疗设备用组件部件接合体。

## 接合方法、医疗设备用组件部件接合体和内窥镜

## 5 技术领域

本发明涉及接合方法、医疗设备用组件部件接合体和内窥镜。

## 背景技术

10 在胃内照相机（内窥镜）等的医疗设备中，包括有将相当于实现诊断人体内部的传感器的作用的监视用镜、采取内部细胞的一部分的手术刀、送入对诊断部位进行消毒清洗的液体，使内部局部地膨胀，容易进行诊断的空气等的气体的促动器的设备类等插入体内的类型。

如 JP 特开 2003—199706 号公报所述，在这样的医疗设备中，包括将管，电线等与各种传感器、促动器等集合而连接的通常称为“筒组件”的接合体（比如，参照专利文献 1）。

在该接合体中，在筒主体上，焊接有各种管接头等，其对将各种传感器、促动器等进入体内的部分，与它们用的体外所采用的装置连接的管，电线等进行导向。

20 在过去，对于筒主体与管接头等，在筒主体中开设孔，将管接头的一部分与该孔嵌合，采用各种焊剂，对嵌合面进行焊接。

近年，由于造成院内感染的耐药菌，SARS 等的恶性的病原菌常常蔓延，故通过包含过氧乙酸的强力的杀菌剂，对医疗设备进行消毒，进行灭菌。

25 为此，过去的接合体具有采用各种焊接而焊接的部分受到包含过氧乙酸的强力的杀菌剂的腐蚀，其功能受到损害的危险。

## 发明内容

30 本发明的目的在于提供可以较高的精度，以较高的接合强度，将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合的接合方法，通过上述接合方法而接合的医疗设备用组件部件接合体，以及具有该医疗设备用组件部件接合体的，耐久性优良的内窥镜。

本发明的目的通过下述的(1)~(17)来实现。

(1) 涉及一种接合方法, 该接合方法通过 Au 含量在 62.5wt% 以上的接合材料, 将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合, 其特征在于其包括:

5 第一步骤, 即, 相对所接合的两个组件部件, 在含氢的或真空气氛中, 在 1050~1200°C 的温度下, 进行加热处理;

第二步骤, 即, 使其中一个上述组件部件和另一组件部件按照在它们之间形成间隙的方式接近;

10 第三步骤, 即, 将熔融状态的接合材料供给到上述间隙内, 将上述组件部件接合。

由此, 可以较高的精度, 以较高的接合强度, 将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合。

(2) 涉及上述(1)所述的接合方法, 其中, 在上述第一步骤, 上述含氢的气氛的结露点在-60°C 以下。

15 由此, 可更加确实地去除组件部件表面的氧化钝性表面膜。

(3) 涉及上述(1)或(2)所述的接合方法, 其中, 在上述第二步骤, 通过将上述其中一个组件部件的一部分插入上述另一部件, 形成上述间隙。

由此, 可更加确实地将组件部件之间接合。

20 (4) 涉及上述(3)所述的接合方法, 其中, 至少上述其中一组件部件是中空的。

本发明的接合方法适合用于中空部件之间的接合、中空部件与实心部件之间的接合、实心部件之间的接合中的任何一种, 本发明特别是适合用于至少一个组件部件为中空的部件的接合。

25 (5) 涉及上述(3)所述的接合方法, 其中, 两个组件部件均是中空的, 通过将上述其中一个组件部件的一部分插入上述另一组件部件的内腔部, 形成上述间隙。

30 本发明的接合方法可适合用于中空部件之间的接合、中空部件与实心部件之间的接合、实心部件之间的接合中的任何一种, 本发明特别是适合用于中空部件之间的接合。

(6) 涉及上述(1)~(5)中的任何一项所述的接合方法, 其中,

上述第二步骤的间隙的宽度（平均）在 0.02~0.25mm 的范围内。

由此，可更加确实地，均匀地将接合部件供给到间隙中。

5 (7) 涉及上述 (1) ~ (6) 中的任何一项所述的接合方法，其中，在上述第三步骤之前，具有通过激光焊接，将上述组件部件的一部分焊接，由此，将它们临时固定的步骤。

由此，可更加确实地，均匀地将接合部件供给到间隙中。

(8) 涉及上述 (1) ~ (7) 中的任何一项所述的接合方法，其中，在上述第三步骤之前，具有沿上述间隙的开口部，设置熔融前的接合材料的步骤；

10 在上述第三步骤，通过对上述接合材料进行加热，使其熔融，将该接合材料供给到上述间隙中。

由此，可更加确实地，均匀地将接合部件供给到间隙中。

(9) 涉及上述 (8) 所述的接合方法，其中，在上述第三步骤，上述接合材料的加热温度在 1050~1200℃ 的范围内。

15 由此，可适当地防止与接合材料的组件形成合金的情况，同时可充分地改善接合材料相对不锈钢的浸润性。

(10) 涉及上述 (1) ~ (9) 中的任何一项所述的接合方法，其中，上述第三步骤在含氢或真空气氛中进行。

20 由此，可防止不锈钢制的组件部件的表面受到氧化的情况，可以良好的程度保持接合材料相对不锈钢的浸润性。

(11) 涉及上述 (1) ~ (10) 中的任何一项所述的接合方法，该方法包括下述步骤，即，在使上述组件部件接近的状态，在相对的面的至少一个面上，形成朝向另一面突出的 1 个以上的突起。

由此，在对组件部件之间进行定位时，可将它们临时固定。

25 (12) 涉及上述 (11) 所述的接合方法，其中，上述突起通过堆焊而形成。

如果采用堆焊，则可在不焊接于在形成突起时所采用的装配架上，形成所需的高度的突起。

30 (13) 涉及上述 (11) 或 (12) 所述的接合方法，其中，形成上述突起的步骤在上述第一步骤之前而进行。

由此，即使对于突起，仍可进行处理，这样，可更加确实地，

均匀地将接合材料供给到间隙内。

(14) 涉及上述 (1) ~ (13) 中的任何一项所述的方法, 其中, 上述接合材料为纯 Au、Au—Ni 系合金、Au—Cu 系合金和 Au—Ag—Cu 系合金中的至少一种。

5 优选采用这些接合材料, 以便相对包含过氧乙酸等的强力的杀菌剂, 具有较高的耐药品性 (耐腐蚀性)。

(15) 涉及一种医疗设备用组件部件接合体, 其特征在于通过上述 (1) ~ (14) 中的任何一项所述的接合方法, 将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合。

10 由此, 可防止接合部受到比如, 杀菌剂等的化学液腐蚀的情况。

(16) 涉及上述 (15) 所述的医疗设备用组件部件接合体, 其中, 上述组件部件为内窥镜用管路部件。

本发明可用于各种组件部件之间的接合, 但是更优选用于内窥镜用管路部件之间的接合。

15 (17) 涉及一种内窥镜, 其特征在于其包括上述 (16) 所述的医疗设备用组件部件接合体。

由此, 可提供具有优良的耐久性的内窥镜。

按照本发明的接合方法, 可采用 Au 含量在 62.5wt% 以上的接合材料, 以较高的精度, 以较高的接合强度, 将不锈钢制的医疗设备用组件部件之间接合。

20 此外, Au 含量在 62.5wt% 以上的接合材料即使相对比如, 包含过氧乙酸的强力的杀菌剂等的化学液, 仍具有较高的耐化学品性 (耐腐蚀性), 于是, 在本发明的医疗设备用组件部件接合体中, 可防止接合部受到化学液的浸蚀。

25 还有, 具有上述医疗设备用组件部件接合体的本发明的内窥镜具有优良的耐久性。

#### 附图说明

30 图 1 为表示本发明的医疗设备用组件部件接合体的一个实例的透视图;

图 2 为图 1 的 A 部的剖面放大图;

图 3 为用于说明通过堆焊，在筒主体的孔的内面，形成突起的方法的构思图；

图 4 为用于说明本发明的接合方法的一个实例的构思图；

图 5 为表示管接头定位的筒主体固定于装配架上的状态的剖视图；

5 图 6 为表示本发明的内窥镜的实施例的剖视图。

### 符号说明

- 1: 医疗设备用组件部件接合体（导向筒）；  
2: 表示筒主体；  
10 20, 20a, 20b: 孔；  
3、3a、3b、3c、3d: 管接头；  
4: 突起；  
5: 接合材料；  
6: 间隙（间距）；  
15 60: 开口部；  
7a: 内面；  
7b: 外面；  
8: 焊接电极；  
9: 不锈钢粉末（焊接材料）；  
20 11: 装配架；  
100: 内窥镜；  
110: 操作部；  
120: 插入部；  
130: 前端部主体；  
25 140: 送气送水按钮；  
150: 目镜部；  
160: 连接柔性管；  
170: 送气道；  
180: 送水道；  
30 190: 送气管；  
200: 送水管。

## 具体实施方式

下面根据附图所示的优选实施例，对本发明的接合方法、医疗设备用组件部件接合体和内窥镜进行具体描述。

为了解决上述课题，本发明人对未为各种消毒用杀菌剂（化学液）浸蚀的接合材料（焊剂）进行了深入的研究，其结果是得出下述的结论，即，难于为各种消毒用杀菌剂（化学液）浸蚀的接合材料采用 Au 含量在 62.5wt%（15K）以上的材料（包含纯 Au）。

但是，该接合材料产生下述的现象，即，相对不锈钢的浸润性较低，如果打算不锈钢制的医疗设备用组件部件（在下面简称为“组件部件”）之间接合，则无法遍布于接合部的整体范围，另外，发生下述的问题，即，由于相对不锈钢的浸润性较高，故如果在高温下，进行热处理，则容易与不锈钢形成合金，组件部件的种类（比如，较薄的管接头等）伴随浸蚀而变形，必须对应接合的组件部件，进行某种的前处理。

于是，本发明人还对采用上述接合材料，将组件部件之间接合的接合方法（焊接方法）进行了重点研究，其结果是，获得下述的观点，即，在将它们接合之前，预先在含氢或真空气氛中，在 1050~1200℃ 的范围内，对它们进行加热处理，由此，可对上述接合材料相对组件部件（不锈钢制的组件部件）的浸润性提高，以较高的精度，按照较高的接合强度，将组件部件之间接合。

此外，还获得下述的观点，即，在采用前述的接合材料的场合，接合方法伴随组件部件的尺寸等而不同，但是，可在应接合的组件部件之间，设置间隙（间距），以更高的精度，按照较高的接合强度，将组件部件之间接合。

本发明根据这些观点而得出。

即，本发明的接合方法为，通过 Au 含量为 62.5wt% 以上的接合材料接合不锈钢制医疗机器（医疗器具）用组件部件的接合方法。对于接合的两个组件部件来说，在 1050~1200℃ 的条件下，含有氢元素的含氢气氛或者真空条件下进行接合。

即，作为本发明所采用的接合材料（金焊料），Au 含量可为 62.5wt%，适合采用纯 Au，以及 81.5~82.5wt%Au—其它的元素 0.15wt%

以下—剩余部 Ni 的 Au—Ni 系合金、74.5~75.5wt%Au—12.0~13.0wt%Ag—其它的元素 0.15wt%以下—剩余部 Cu 的 Au—Ag—Cu 系合金、79.5~80.5wt%Au—其它的元素 0.15wt%以下—剩余部 Cu 的 Au—Cu 系合金等的 Au 合金中的至少 1 种。

- 5 优选采用这些接合材料，以便相对具有过氧乙酸等的强力的杀菌剂，具有较高的耐化学品性（耐腐蚀性）。另外，在要求高于接合部的接合强度的场合，优选接合材料采用金合金。

此外，接合材料的形状（形态）也可为比如，线状，或具有由纯 Au，或 Au 合金构成的颗粒（粉末）的膏状等的任何一种。

- 10 下面参照图 1~图 5，对本发明的接合方法进行描述。

图 1 为表示本发明的医疗设备用组件部件接合体的一个实例的透视图，图 2 为图 1 中的 A 部的剖面放大图，图 3 为用于说明通过堆焊，在筒主体接合体的孔的内面，形成突起的方法的构思图，图 4 为用于说明本发明的接合方法的一个实例的构思图，图 5 为表示管接头定位  
15 的筒主体固定于装配架上的状态的剖视图。

图 1 所示的医疗设备用组件部件接合体（在下面简称为“接合体”）1 称为导向筒（筒组件），在筒主体 2 上，接合有四个管接头 3a~3d。另外，管接头的数量也可为两个，三个，五个以上等，此外，筒主体 2 的形状也可伴随医疗设备的种类、机型等而不同，其不特别受到限制。

- 20 在该接合体 1 中，比如图 1 和图 2 所示的管接头 3a~3d（在下面的描述中，为 3）构成一个组件部件，比如图 1 和图 2 所示的筒主体 2 构成另一组件部件。

筒主体 2 和管接头 3（组件部件）所采用的不锈钢优选为耐化学品性（耐腐蚀性）优良的奥氏体系的不锈钢，其钢种优选为 SUS304、304L、  
25 305、316 等。

此外，构成筒主体 2 和管接头 3（应接合的两个组件部件）的不锈钢的种类既可相同，也可不同。此外，按照本发明的接合方法，即使在由不同种类的不锈钢构成的组件部件的情况下，仍可确实将它们接合。

- 30 筒主体 2 的厚度大于管接头 3，外形尺寸增加，可开设管接头 3 的前端部（一部分）能进入的孔 20。

另一方面，通常，管接头 3 的厚度小于筒主体 2，此外其外径变小。此外，管接头 3 的一部分插入开设于筒主体 2 中的孔 20 内，通过接合材料 5 与筒主体 2 接合。

还有，在作为另一组件部件的筒主体 2 中开设的孔 20 通常为带台阶部的孔（参照图 2 和图 4），在其内部贯通有其直径与作为所插入的一个部件的管接头 3 的内径相同，或大致相同的孔 20a，其直径（在管接头 3 的外径为比如 5.5mm 的场合，根据其外径，优选 0.02~0.08mm 范围内的较大直径）的孔 20b 开设于途中。

#### （1）突起形成步骤

首先，在筒主体 2 的孔 20（孔 20b）的内面 7a 上形成突起 4（参照图 3，图 4）。

该突起 4 根据下述的目的等而设置，该目的在于比如在筒主体 2 和管接头 3 之间，确实形成间隙 6，在后一步骤（5），容易使熔融的接合材料进入；在使管接头 3 相对筒主体 2 定位的状态，将该管接头 3 临时固定（不因自重而运动，另外，在通过后述的装配架 11 固定时不运动的程度）。

此外，为了使熔融的接合材料容易进入，间隙 6 的宽度（平均）必须在优选的 0.02~0.25mm 的范围内，由此，突起 4 也必须为相同程度的高度。

在开设于筒主体 2 中的孔 20b 的直径较小，比如，在 3mm 以下，管接头 3 为不进行弯曲加工的平直状，并且也可不相对筒主体 2 进行角度调整的场合，优选形成 1 个点状，或人字形的突起 4。

在此场合（设置 1 个突起 4 的场合），管接头 3 的外面 7b 的一部分与筒主体 2 的孔 20b 的内面 7a 接触，但是，本发明人通过适当地设定后一步骤（2）和步骤（5）的条件，确认接合材料 5 充分供给向该接触部的情况。

还有，在开设于筒主体 2 中的孔 20b 的直径超过上述范围的场合，在要求管接头 3 相对筒主体 2 的角度调整的场合等情况下，优选两个，或三个以上，更优选三个以上的那样设置多个突起 4。另外，也根据情况，在其全周分别形成缺口的条状。

在此场合（设置多个突起 4 的场合），优选多个突起 4 按照基本相

等的尺寸，并且以基本相同的间距（比如，在两个的场合为  $180^\circ$  的间距，在三个的场合为  $120^\circ$  的间距，在四个的场合为  $90^\circ$  的间距等）设置。由此，间隙（间距）6 的宽度可在管接头 3 的外周基本相等，这样，可进一步确实防止下述情况，该情况指由于间隙 6 的宽度不均匀，熔融状态的接合材料 5 朝向间隙 6 以外的部分（比如，管接头 3 的内面，筒主体 2 的内面等）流出，在该部分上形成接合材料 5 的膜。

再有，在此场合，各突起 4 的尺寸优选为能够容易将管接头 3 插入筒主体 2 的孔 20b 的内部，不容易拆下，并且可容易实现管接头 3 的角度调整的程度。

突起 4 的形成方法也可采用任何的方法，其不特别受到限制，但是，优选采用堆焊的方法。作为堆焊的方法，可通过下述的方式实现，该方式为：如图 3 所示，在微电阻焊接的正电极上，设置不锈钢粉末，或接近微型钨极惰性气体保护电弧焊，微型惰性气体保护金属极电弧焊的正电极处，设置不锈钢极细线材（比如，直径为  $0.1\text{mm}$ ），将筒主体 2 与负极连接，使上述正电极与开设于筒主体 2 中的孔 20b 的内面 7a（还包括孔 20b 的缘部）接触，或接近该内面 7a。

上述堆焊在使所接合的管接头 3，或相同直径的装配架进入开设于筒主体 2 中的孔 20b 中的状态进行，但是，具有下述的优点，即，不焊接于管接头 3，或相同直径的装配架上，可在内面 7a 形成所需的高度的突起 4。

除了通过堆焊的方法形成，突起 4 也可适合通过采用具有其外径与管接头 3 基本相等的导向部的冲压机而进行塑性加工（所谓的“弧形铆接”）形成。按照该弧形铆接，在按照基本相等的尺寸，并且基本相等的间距形成突起 4 的场合，特别有效。

另外，本步骤（1）在下一步骤（2）（热处理步骤）之前进行，由此，可即使相对突起 4，仍可进行热处理，这样可更加确实地，均匀地将接合材料 5 供给到间隙 6（接合部）。

此外，突起 4 既可代替筒主体 2 的孔 20b 的内面（嵌合面）7a，形成于管接头 3 的外面（嵌合面）7b，还可形成于内面 7a 和外面 7b 这两个面上。

（2）热处理步骤（第一步骤）

接着，相对筒主体 2 和管接头 3，在含氢（包含氢，并且非氧化性的气氛）或真空气氛中，在 1050~1200℃的范围内（优选在 1080~1150℃的范围内）进行加热处理。

由此，可进行将形成于筒主体 2 和管接头 3 的表面的氧化钝性表面膜还原，将其去除，进行表面附着物的清洁处理（表面附着物的还原，蒸发等的去除）等处理。其结果是，可提高接合材料 5 相对筒主体 2 和管接头 3 的浸润性，密着性等的性能。

另外，如果不进行该加热处理，由于接合材料 5 相对筒主体 2 和管接头 3 的浸润性不提高，无法充分地将该接合材料 5 供给到筒主体 2 和管接头 3 之间的间隙 6（接合部），未形成正常的角焊缝（fillet），另外，接合材料 5 在熔融状态，长时间地滞留于一定的部位，与作为筒主体 2，管接头 3 的组成材料的不锈钢形成合金，在局部，管接头 3 的厚度减小，内径变化等损害管接头 3 的功能。

此外，在该加热处理中，按照 1050℃以上的温度进行加热的目的在于如果加热温度小于 1050℃，则氧化钝性表面膜的还原等不充分，接合材料 5 相对不锈钢的浸润性，粘附性等未充分地改善。另一方面，按照 1200℃以下的温度加热的目的即使在高于 1200℃的温度下，上述还原，清洁的作用效果饱和，不能够期待其以上的效果的增加。另外，如果温度过高，则还产生在不锈钢中，导致晶体粒度变大，加热处理的组件部件的机械性能变差，或加热时的成本上升，另外，加热处理的组件部件变形等问题。

此外，加热处理的时间不受到特别限制，但是，优选在 1~60 分钟的范围内，更优选是在 10~45 分钟的范围内。

在加热处理的气氛为含氢的气氛的场合，含氢的气氛的结露点优选在-60℃以下。结露点超过-60℃意味着含氢的气氛中的氢浓度降低，具有上述的含氢的气氛的还原能力等降低，因加热温度等，无法充分地去除氧化钝性表面膜的危險。另外，如果提高还原能力等，使加热温度上升，以便充分地去除氧化钝性表面膜，则具有对所处理的组件部件产生不利影响的危險，另一方面，由于从经济方面来说是不利的，故优选不延长加热时间。

还有，在加热处理的气氛为真空（减压状态）的场合，优选真空

的程度(真空度)在  $5 \times 10^{-4}$  mmHg 以下,特别是优选在  $5 \times 10^{-5}$  mmHg 以下。通过使真空度在上述范围内,可更加确实地去除氧化钝性表面膜,实现表面的附着物的净化(表面附着物的还原,蒸发等的去除)。

(3) 间隙形成步骤(定位步骤: 第二步骤)

5 接着,使筒主体 2 和管接头 3 按照在它们之间,形成间隙 6 的方式接近。在本实施例中,在筒主体 2 的孔(内腔部) 20b 中,插入管接头 3 的前端部(一部分),由此,形成间隙 6。

在图 4 中,由 W 表示的间隙(间距)6 的宽度的平均值优选在 0.02~0.25mm 的范围内,特别是在管接头 3 的外径在 10mm 以下的场合,优选上述平均值在 0.02~0.08mm 的范围内,在管接头 3 的外径超过  
10 10mm,而在 30mm 以下的场合,优选上述平均值在 0.032~0.089mm 的范围内。由于上述间隙 6 的宽度在上述范围内,在后一步骤(5),可更加确实地,均匀地将接合材料 5 供给到上述间隙 6 中。

此外,由图 4 中的 D 表示的管接头 3 的插入深度(间隙 6 的深度)  
15 在间隙 6 的宽度(平均值)在上述范围内的场合,优选在 3.8mm 以下,更优选在 3.5mm 以下。通过使间隙 6 的深度在上述范围内,可更加确实地将接合材料 5 供给到间隙 6 中。其结果是,可通过更高的接合强度,将筒主体 2 与管接头 3 接合。

在本实施例中,由于在上述步骤(1),在筒主体 2 的孔 20b 的内  
20 面 7a,形成突起 4,故在本步骤(3),管接头 3 相对筒主体 2,以游嵌状态而临时固定(定位)。由此,可更加容易,并且确实地进行下一步骤(4)以后的操作。

此外,前述步骤(1)(突起形成步骤)既可不在上述步骤(2)(热处理步骤)之前进行,而紧接在本步骤(3)(定位步骤)之后进行,  
25 还可在上述步骤(2)之前,紧接在本步骤(3)之后进行两次。

还有,也可代替上述步骤(1)(突起形成步骤),而设置下述的步骤,即,紧接在本步骤(3)(定位步骤)之后,通过激光焊接的方式,将筒主体 2 和管接头 3 的一部分焊接,将它们临时固定;还可进行上述临时固定的步骤和前述步骤(1)这两个步骤。

30 按照上述临时固定的方法,由于象通过压配合的方式,临时固定管接头 3 的场合那样,不必使管接头 3 变形,故可良好地防止所获得

的接合体（医疗设备用组件部件接合体）1的功能下降的情况。另外，由于可确实确保间隙6，故可确实将接合材料5供给到间隙6中，还可防止接合强度的降低。

再有，通过采用这些临时固定的方法，可防止管接头3的内面的平滑性受到损害，其结果是，还可适当地防止管接头3（接合体1）的功能受到损害的情况。

由于这样的情况，本发明的接合方法特别适合用于至少一个组件部件（在本实施例中，为管接头3）是中空的组件部件之间的接合。

另外，显然，所接合的两个组件部件这两者也可为实心的部件。

#### 10 (4) 接合材料设置步骤

下面沿间隙6的开口部60，设置熔融前的接合材料5。

该步骤可通过下述等的方式进行，该方式为：如图4所示的那样，在与筒主体2的边界部，在管接头3的周围，缠绕线状的接合材料5或者贴附膏状的接合材料5。另外，筒主体2和管接头3的接合（焊接）  
15 可采用必要量的接合材料5。

此外，优选接合材料5通过粘接剂（瞬时粘接剂）固定。

还有，如上所述，将接合材料5供给到间隙6中，则可更加确实地，并且均匀地将接合材料5供给到间隙6中。

#### (5) 接合步骤（第三步骤）

20 如图5所示，将实现了管接头3定位的筒主体2设定在装配架11上。在该状态，通过对该接合材料5进行加热，使其熔融，将其供给到间隙6中。然后，使熔融状态的接合材料5硬化，由此，将筒主体2和管接头3接合。

对接合材料5进行加热时的温度（加热温度）伴随接合材料5的种类等因素而稍稍不同，其不受到特别限制，但是，该温度优选在1050~1200℃的范围内，更优选在1080~1150℃的范围内。如果加热温度过低，则具有接合材料5相对不锈钢的浸润性无法充分地改善，无法有效地将接合材料5供给到间隙6中的危险。另一方面，如果加热温度过高，则具有接合材料5伴随与筒主体2和管接头3（母材）形成合金的情况而消耗，无法实现接合材料的作用的危险。此外，还具有在不锈钢中，导致晶体粒度变大，所加热处理的部件的机械性能变  
30

差，另外，管接头 3 受到腐蚀的危险。

对接合材料 5 进行加热时的时间（加热时间）也不受到特别限制，优选在 1~60 分钟的范围内，更优选在 10~45 分钟的范围内。

此外，对接合材料 5 进行加热时的优选为含氢的气氛（包含氢，并且非氧化性的气氛）状态，或真空状态（减压状态）。由此，防止不  
5 锈钢制的筒主体 2 和管接头 3 的表面受到氧化的情况，可保持良好的，接合材料 5 相对不锈钢的浸润性。

在对接合材料 5 进行加热时的气氛为含氢的气氛的场合，含氢的气氛的结露点优选在 $-60^{\circ}\text{C}$ 以下。结露点超过 $-60^{\circ}\text{C}$ 而较高，就意味着含  
10 氢的气氛中的氢浓度较低，在上述含氢的气氛的场合，具有伴随接合材料 5 的种类等，无法保持良好的相对不锈钢的浸润性的危险。

还有，在对接合材料 5 进行加热时的气氛处于真空状态（减压状态）的场合，优选真空的程度（真空度）在 $5 \times 10^{-4}\text{mmHg}$ 以下，更优选在 $5 \times 10^{-5}\text{mmHg}$ 以下。通过使真空度在上述范围内，可更加确实地  
15 保持良好的相对不锈钢的浸润性。

经过以上的步骤，获得筒主体 2 和管接头 3 接合的接合体（本发明的医疗设备用组件接合体）。

可采用这样的接合体，比如，构成图 6 所示的那样的内窥镜的送气送水按钮。

20 下面根据图 6，对本发明的内窥镜的一个实例进行描述。

图 6 为表示本发明的内窥镜的实施例的平面图。

图 6 所示的内窥镜 100 用于胃和别的消化道检查，其包括操作部 110，与具有柔性的插入部 120。

在插入部 120 的前端，连接有内部设置有对象光学系统的前端部  
25 主体 130。

在操作部 110 中，在其前侧，设置有送气送水按钮 140，在其顶端，突设目镜部 150。

此外，在与操作部 110 连接的连接柔性管 160 的前端，安装有以可装卸的方式与光源装置连接连接器（图中未示出）。

30 从操作部 110 的内部，到插入部 120 的内部，穿有在前端部主体 130 的外方开口的送气道 170，与送水道 180。

该送气道 170 和送水道 180 的基端侧分别与送气送水按钮 140 的导向筒 1（管接头 3b 和管接头 3a）以连通方式连接。

还有，图中未示出的外部的送气装置和与该送气装置连接的送气管 190 和送水管 200 通过连接柔性管 160 的内部，分别与送气送水按钮 140 的导向筒 1 的侧面（管接头 3c 和管接头 3d）连接。

在这样的送气送水按钮 140 的导向筒（接合体 1）的内部，比如，在内窥镜 100 的消毒，灭菌等时，将化学液（杀菌剂）供给到内腔部，但是，按照本发明，由于筒主体 2 和管接头 3 采用对化学液，具有较高的抵抗性（耐化学品性）的接合材料 5，并且，通过足够量的接合材料 5 牢固接合，故即使在反复地对内窥镜 100 进行消毒，灭菌等的情况下，仍可确实防止化学液通过接合部朝向内窥镜 100 的内部泄漏。由此，防止内窥镜 100 的内部设置物发生故障，使内窥镜 100 的插入部 120 弯曲的操作（弯曲操作）时的弯矩的增加，即，内窥镜 100 的耐久性优良。

以上，针对图示的实施例，对本发明的接合方法，医疗设备用组件部件接合体和内窥镜进行了描述，但是，本发明不限于此实施例。

比如，在本发明的接合方法中，还可添加任意目的的步骤。

另外，本发明的接合方法不限于用于作为内窥镜用管路部件的筒主体 2 与管接头 3 的接合，比如，可用于构成处理器具过通道等的内窥镜用管路部件之间的接合。

此外，本发明的接合方法不限于用于内窥镜用管路部件之间的接合，也可用于比如，构成内窥镜的组件部件之间的接合；构成钳子、细胞诊断刷、穿刺针这样的内窥镜处理器具的组件部件之间的接合；构成送风送水螺栓、各种（拍摄、清洗、消毒、灭菌、三通阀等）适配器、插入用滑动管这样的内窥镜相关装置的组件部件之间的接合等。

于是，本发明的接合方法不限于内窥镜，可用于构成各种医疗设备（医疗器具）的组件部件之间的接合。

### （实施例）

下面对本发明的具体的实施例进行描述。

#### A.接合状态的评价

(实施例 1A)

首先, 配备图 1 所示的那样的形状的筒总体和四个管接头。

另外, 筒主体由 SUS304 制成, 其尺寸: 外径为 9mm, 厚度为 1.5mm, 长度为 35mm, 管接头由 SUS304 制成, 其尺寸: 外径在 1.5~3.0mm 的范围内, 厚度为 0.2mm。

接着, 在筒主体中, 开设与各管接头相对应的尺寸的带台阶部的孔。

然后, 在相应的孔中, 插入所接合的管接头, 使筒主体为负极, 如图 3 所示, 在微电阻焊接机的电极上, 附着不锈钢粉末, 分别在筒主体的孔的内面, 设置 1~3 个突起。

之后, 从筒主体的孔中, 取出管接头, 使这些部件进入纯氢气氛 ( $H_2$  结露点:  $-73^{\circ}C$ ) 的连续炉, 按照  $1130^{\circ}C \times 20$  分钟 (升温为 20 分钟, 降温为 20 分钟) 的时间, 进行处理。

接着, 再次, 分别将四个管接头插入筒主体。

另外, 筒主体和各管接头之间的间隙分别为 0.05mm, 各管接头的插入深度为 3.5mm。

然后, 如图 4 所示, 作为接合材料, 在各管接头的外周上, 缠绕 1~2 圈的 82wt% Au—18wt% Ni 的 Au 合金的线材 (直径: 0.4mm), 通过瞬间粘接材料固定。

之后, 在该状态, 如图 5 所示, 将筒主体固定于装配架上。

接着, 使该组件进入进行了上述加热处理的纯氢气氛 ( $H_2$  结露点:  $-73^{\circ}C$ ) 的连续炉, 按照  $1130^{\circ}C \times 20$  分钟 (升温为 20 分钟, 降温为 20 分钟) 的时间, 进行加热, 实现接合。

如上所述, 制作导向筒。

(实施例 2A)

伸入真空 (真空度:  $1 \times 10^{-4}$  mmHg) 的真空炉中, 按照  $1130^{\circ}C \times 20$  分钟 (升温为 20 分钟, 降温为 20 分钟) 的时间, 进行加热处理, 除此以外, 按照与上述实施例 1A 相同的方式, 制作导向筒。

(实施例 3A)

伸入真空（真空度： $1 \times 10^{-4}$  mmHg）的真空炉中，按照  $1130^\circ\text{C} \times 20$  分钟（升温为 20 分钟，降温为 20 分钟）的时间，进行接合，除此以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作导向筒。

5           （实施例 4A）

伸入大气炉，按照  $1130^\circ\text{C} \times 20$  分钟（升温为 20 分钟，降温为 20 分钟）的时间，进行接合，除此以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作导向筒。

10           （实施例 5A）

接合材料采用 82wt%Au—18wt%Cu 的 Au 合金的线材（直径为 0.4mm），除此以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作导向筒。

              （实施例 6A）

15           接合材料采用纯 Au 的线材（直径为 0.4mm），除此以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作导向筒。

              （实施例 7A）

首先，配备筒主体和两个管接头。

20           此外，筒主体由 SUS304 制成，其尺寸：外径为 9mm，厚度为 1.5mm，长度为 23mm，管接头由 SUS304 制成，其尺寸：外径为 4.0mm，厚度为 0.2mm。

接着，在筒主体中，开设与各管接头相对应的尺寸的带台阶部的孔。

25           然后，在相应的孔中，插入所接合的管接头，使筒主体为负极，如图 3 所示，在微电阻焊接机的电极上，附着不锈钢粉末，分别在筒主体的孔的内面上，间断地并且在全周（全周的约 3/4 程度），设置突起。

之后，从筒主体的孔中，取出管接头，使这些部件进入纯氢气氛  
30           （ $\text{H}_2$  结露点： $-73^\circ\text{C}$ ）的连续炉，按照  $1130^\circ\text{C} \times 20$  分钟（升温为 20 分钟，降温为 20 分钟）的时间，进行加热处理。

接着，再次，分别将两个管接头插入筒主体。

另外，筒主体和各管接头之间的间隙分别为 0.05mm，各管接头的插入深度为 3.5mm。

然后，如图 4 所示，作为接合材料，在各管接头的外周上，缠绕 2  
5 圈的 75wt%Au—12.5wt%Ag—12.5wt%Cu 的 Au 合金的线材（直径：  
0.4mm），通过瞬间粘接材料固定。

之后，在该状态，如图 5 所示，将筒主体固定于装配架上。

接着，使该组件进入进行了上述加热处理的纯氢气氛（ $H_2$  结露点：  
—76℃）的连续炉，按照 1130℃×20 分钟（升温为 20 分钟，降温为  
10 20 分钟）的时间，进行加热，实现接合。

如上所述，制作导向筒。

（比较实例 1A）

除了省略加热处理以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作  
15 导向筒。

（比较实例 2A）

除了加热处理时的温度为 1000℃以外，按照与上述实施例 1A 相  
同的方式，制作导向筒。

20

（比较实例 3A）

除了加热处理时的温度为 1250℃以外，按照与上述实施例 1A 相  
同的方式，制作导向筒。

25

（比较实例 4A）

除了加热处理时的气氛以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，  
制作导向筒。

（比较实例 5A）

除了省略加热处理以外，按照与上述实施例 7A 相同的方式，制作  
30 导向筒。

针对通过各实施例和各比较实例制作的导向筒，分别观察接合部的接合强度和接合部的纵向剖面。

其结果是，在各实施例的导向筒中，均在接合部获得足够的接合强度，接合材料在没有空隙的情况下遍布于各接合部。

- 5 与此相对，在各比较实例的导向筒中，均未在接合部获得足够的接合强度，此外，在各接合部，确认有没有分布有接合材料的部位。特别是，在比较实例 3A 的导向筒中，在管接头的一部分，确认变形。

#### B.耐久性（耐化学品性）的评价

- 10 分别每次两个地制作以下的各实施例和各比较实例的内窥镜。

##### （实施例 1B—7B）

按照与上述实施例 1A~7A 相同的方式，分别制作导向筒。

采用各导向筒，分别制作图 6 所示的那样的内窥镜。

15

##### （比较实例 1B—5B）

按照与上述实施例 1A~5A 相同的方式，分别制作导向筒。

采用各导向筒，分别制作图 6 所示的那样的内窥镜。

- 20 （比较实例 6B）

除了接合材料采用 62wt%Pt—38wt%Sn 的线材（直径为 0.4mm）以外，按照与上述实施例 1A 相同的方式，制作导向筒。

采用该导向筒，制作图 6 所示的那样的内窥镜。

- 25 分别通过在下面给出的条件，对按照各实施例和各比较实例制作的内窥镜进行化学液的灭菌处理，然后，进行内窥镜的弯曲操作，确认弯矩的变化，按照下述的四种阶段的基准，进行评价。

◎：在灭菌处理的前后，没有变化；

○：在灭菌处理后，弯矩有稍稍的增加；

- 30 △：在灭菌处理后，弯矩有增加，内窥镜的操作有稍稍的妨碍；

×：在灭菌处理后，弯矩有明显增加，内窥镜的操作有妨碍。

(过氧乙酸水溶液)

在 20℃ 的温度下, 分别将各内窥镜浸渍于 0.3wt% 过氧乙酸水溶液中达 7 天。

(酸性电解水)

- 5 在 20℃ 的温度下, 分别将各内窥镜浸渍于 50ppm 的有效氯浓度的水溶液中达 7 天。

这些结果在表 1 中给出。

10

表 1

	接合材料 (组成比: wt%)	加热处理时的 处理条件	接合时的处 理条件	评价结果	
				过氧乙酸水 溶液	酸性电 解水
实施例 1B	Au : Ni=82 : 18	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	◎	◎
实施例 2B	Au : Ni=82 : 18	真空中 1130℃×20 分钟	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	◎	◎
实施例 3B	Au : Ni=82 : 18	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	真空中 1130℃×20 分钟	◎	◎
实施例 4B	Au : Ni=82 : 18	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	大气中 1130℃×20 分钟	○	○
实施例 5B	Au : Cu=82 : 18	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	纯氢气氛中 1130℃×20 分钟	◎	◎
实施例 6B	Au=100	纯氢气氛中 1130℃×20	纯氢气氛中 1130℃×20	◎	◎

		分钟	分钟		
实施例 7B	Au : Ag : Cu=75 : 12.5 : 12.5	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	◎	◎
比较实例 1B	Au : Ni=82 : 18	—*	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	×	×
比较实例 2B	Au : Ni=82 : 18	纯氢气氛中 1000°C × 20 分钟	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	△	△
比较实例 3B	Au : Ni=82 : 18	纯氢气氛中 1250°C × 20 分钟	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	△	△
比较实例 4B	Au : Ni=82 : 18	大气中 1130°C × 20 分钟	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	×	×
比较实例 5B	Au : Ag : Cu=75 : 12.5 : 12.5	—*	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	×	×
比较实例 6B	Pb : Sn=62 : 38	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	纯氢气氛中 1130°C × 20 分钟	×	×

\*: 省略加热处理

如表 1 所示的那样, 对于各实施例的内窥镜, 即使在评价试验结束后, 可完全没有问题地使用, 具有优良的耐久性。

与此相对, 对于各比较实例的内窥镜, 均确认有弯矩的增加, 耐久性变差。据推测, 其主要原因在于在比较实例 1B~比较实例 5B 中, 接合材料的接合部的接合均不充分, 另外, 在比较实例 6B 中, 接合材料本身的耐化学品性能变差, 由此, 化学液从接合部浸入, 润滑剂变质, 性能变差。

---

在本发明的接合方法中，对于不锈钢制的医疗设备用组件部件，采用过去的，各种焊锡而接合（焊接）的部分可通过其耐化学品性（耐腐蚀性）高于它们的接合材料接合，由此，可用于通过过去的各种焊锡接合的部分的用途，还可用于要求更高的耐化学品性能的用途。

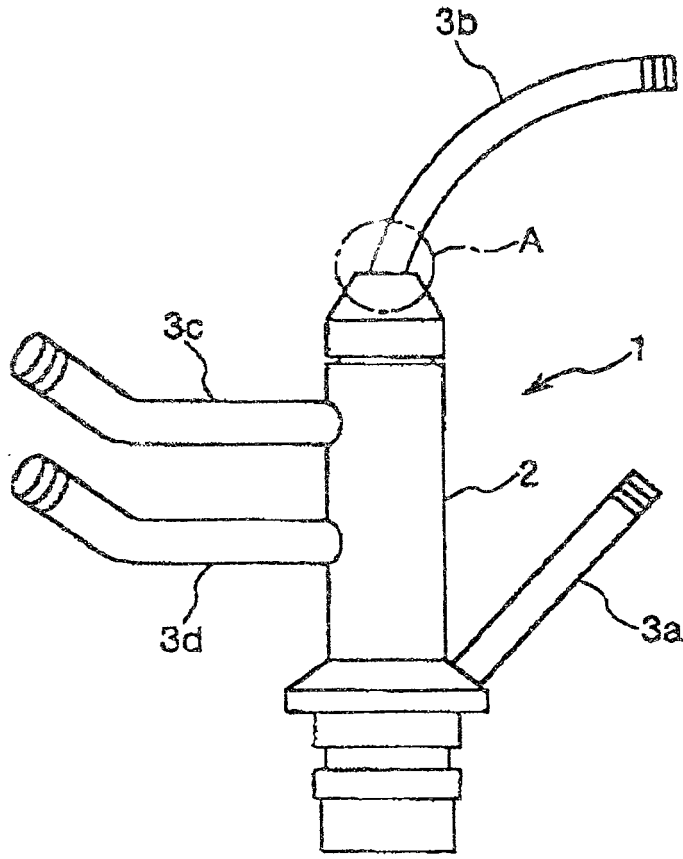


图1

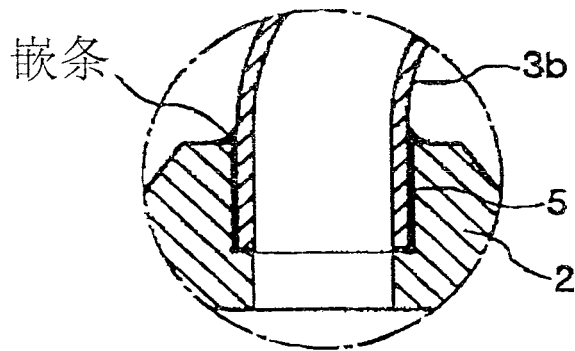


图2

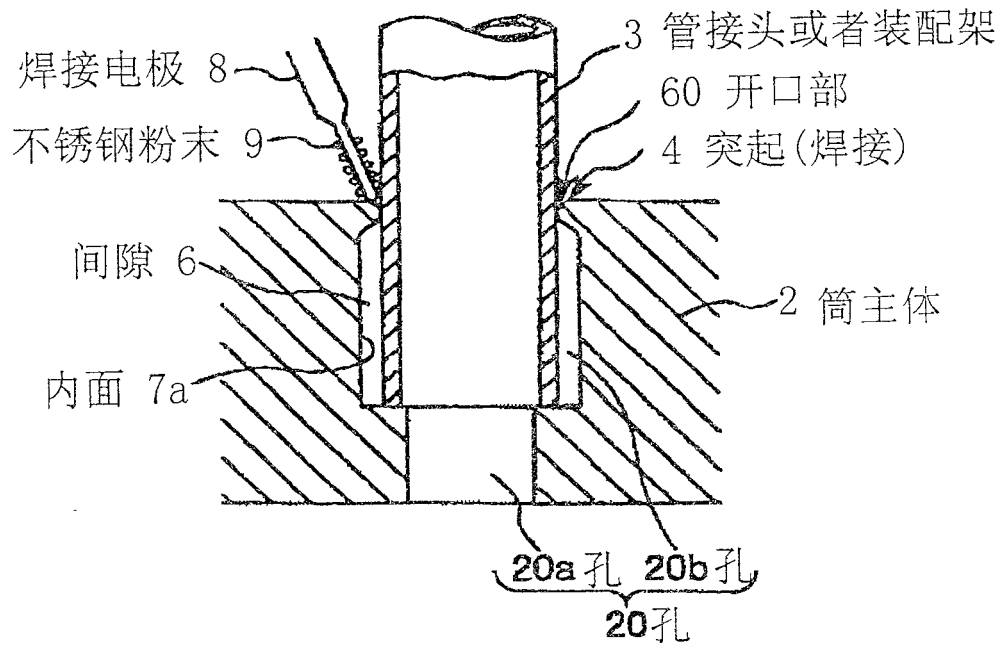


图3

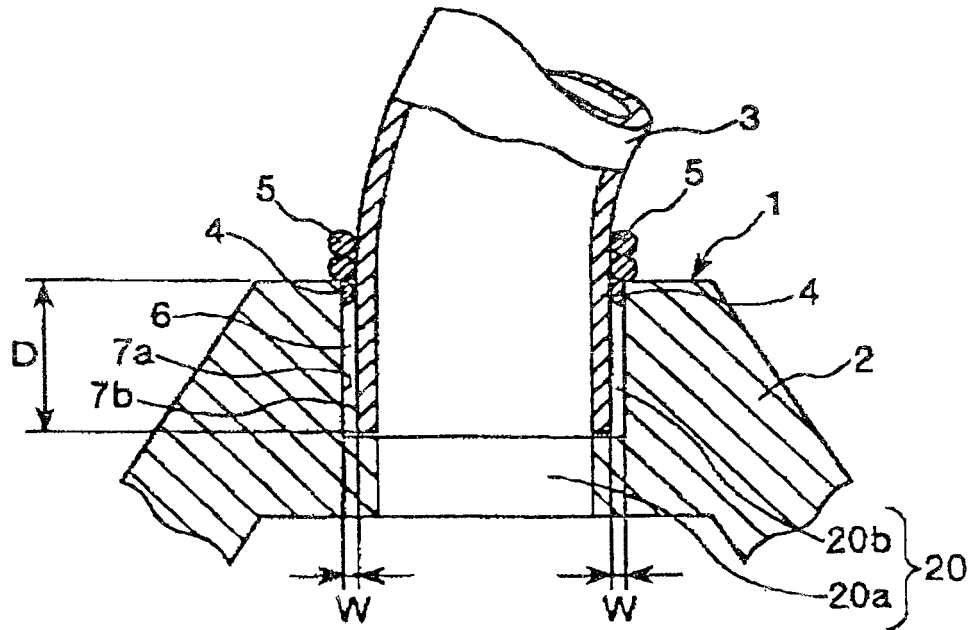


图4

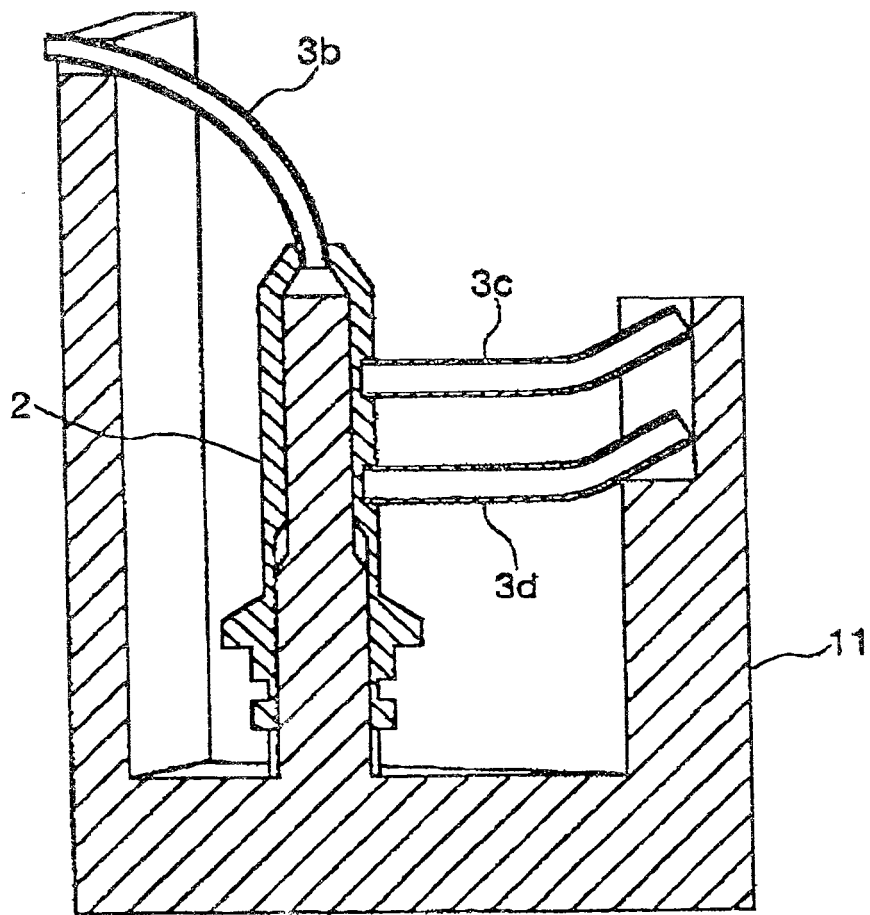


图5

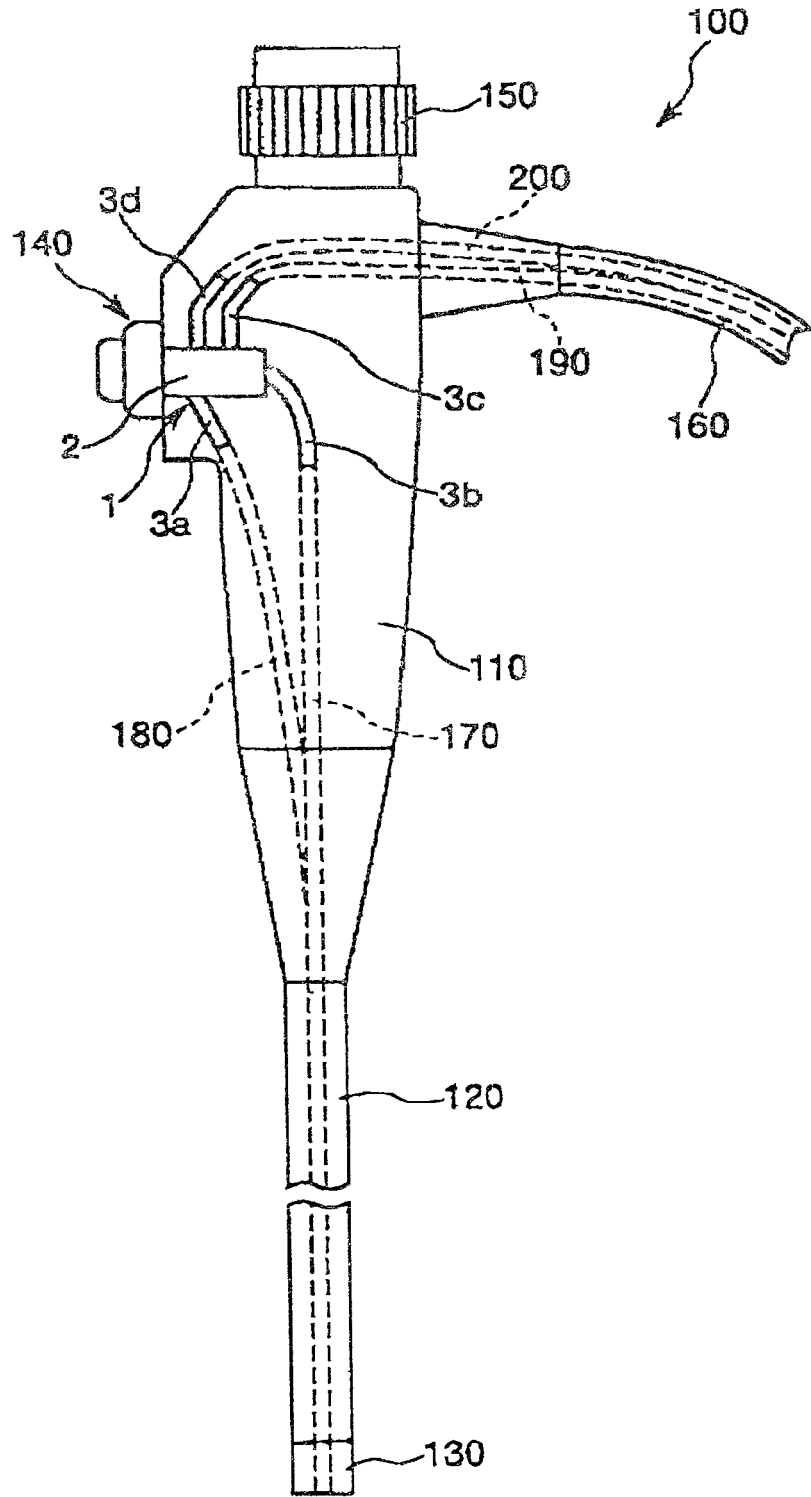


图6

专利名称(译)	接合方法、医疗设备用组件部件接合体和内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">CN100528442C</a>	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	CN200410057238.4	申请日	2004-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 株式会社伸和热处理		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 株式会社伸和热处理		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 株式会社伸和热处理		
[标]发明人	佐藤康之 小幡佳宽 村井涉 时枝良治 神谷直树 清水英男		
发明人	佐藤康之 小幡佳宽 村井涉 时枝良治 神谷直树 清水英男		
IPC分类号	B23K1/00 B23K1/20 B23K1/19 B23K26/20 B23K35/22 A61B1/00 B23K1/008 B23K35/30		
CPC分类号	B23K1/20 B23K35/3013 B23K1/206 B23K1/008 A61B1/0011		
代理人(译)	程伟		
审查员(译)	韩建文		
优先权	2003299055 2003-08-22 JP 2004219270 2004-07-27 JP		
其他公开文献	CN1583339A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种能够以较高的精度，较高的接合强度，将不锈钢制的医疗设备用部件接合的方法，通过该接合方法接合的医疗设备用部件接合体，以及具有该接合体的耐久性优良的内窥镜。本发明方法涉及通过Au含量在62.5wt%以上的接合材料，将不锈钢制的医疗设备用部件之间接合的方法包括的步骤为在含氢或真空气氛中，1050~1200°C的温度下将部件加热处理；使其中的一个部件和另一部件按照在它们之间形成间隙的方式靠近；将熔融状态的接合材料供给到所述间隙内，将上述部件接合制成一个金属组件。在金属组件中形成的接合部分具有优良的化学抗性和抗腐蚀性能。因此该金属组件适用于内窥镜。

