

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4555014号  
(P4555014)

(45) 発行日 平成22年9月29日(2010.9.29)

(24) 登録日 平成22年7月23日(2010.7.23)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 2 A

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-219270 (P2004-219270)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(22) 出願日	平成16年7月27日(2004.7.27)	(73) 特許権者	503304500 株式会社伸和熱処理 埼玉県朝霞市膝折町四丁目12番63号
(65) 公開番号	特開2005-95586 (P2005-95586A)	(74) 代理人	100091292 弁理士 増田 達哉
(43) 公開日	平成17年4月14日(2005.4.14)	(74) 代理人	100091627 弁理士 朝比 一夫
審査請求日	平成19年6月18日(2007.6.18)	(72) 発明者	佐藤 康之 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ ンタックス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2003-299055 (P2003-299055)		
(32) 優先日	平成15年8月22日(2003.8.22)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 接合方法、医療機器用ユニット部品接合体および内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、Au含有量が62.5wt%以上の接合材料により接合する接合方法であって、

接合する2つの前記ユニット部品に対して、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において、1050～1200 で加熱処理を施す第1の工程と、

一方の前記ユニット部品と他方の前記ユニット部品とを、それらの間に、幅(平均)が0.02～0.25mmである間隙を形成するように接近させる第2の工程と、

溶融前の前記接合材料を前記間隙の開口部に沿って配設した後、前記接合材料を加熱して溶融させることにより、この溶融状態の前記接合材料を前記間隙内に供給して、前記ユニット部品同士を接合する第3の工程とを有することを特徴とする接合方法。

【請求項2】

前記第1の工程において、前記水素含有雰囲気は、その露点が-60 以下である請求項1に記載の接合方法。

【請求項3】

前記第2の工程において、前記一方のユニット部品の一部を前記他の部品に挿入することにより、前記間隙を形成する請求項1または2に記載の接合方法。

【請求項4】

少なくとも前記一方のユニット部品は、中空である請求項3に記載の接合方法。

【請求項5】

10

20

2つの前記ユニット部品は、いずれも中空であり、  
前記一方のユニット部品の一部を、前記他方のユニット部品の内腔部に挿入することにより、前記間隙を形成する請求項3に記載の接合方法。

【請求項6】

前記第3の工程に先立って、前記ユニット部品同士の一部をレーザー溶接により溶接することにより、これらを仮固定する工程を有する請求項1ないし5のいずれかに記載の接合方法。

【請求項7】

前記第3の工程において、前記接合材料の加熱温度は、1050～1200である請求項1ないし6のいずれかに記載の接合方法。

10

【請求項8】

前記第3の工程は、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において行われる請求項1ないし7のいずれかに記載の接合方法。

【請求項9】

前記ユニット部品同士を接近させた状態で、互いに対向する面の少なくとも一方の面に、他方の面に向かって突出する1つ以上の突起を形成する工程を有する請求項1ないし8のいずれかに記載の接合方法。

【請求項10】

前記突起は、肉盛溶接により形成される請求項9に記載の接合方法。

【請求項11】

前記突起を形成する工程は、前記第1の工程に先立って行われる請求項9または10に記載の接合方法。

20

【請求項12】

前記接合材料は、純Au、Au-Ni系合金、Au-Cu系合金およびAu-Ag-Cu系合金のうち少なくとも1種である請求項1ないし11のいずれかに記載の接合方法。

【請求項13】

請求項1ないし12のいずれかに記載の接合方法により、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を接合してなることを特徴とする医療機器用ユニット部品接合体。

【請求項14】

前記ユニット部品は、内視鏡用管路部品である請求項13に記載の医療機器用ユニット部品接合体。

30

【請求項15】

請求項14に記載の医療機器用ユニット部品接合体を備えることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、接合方法、医療機器用ユニット部品接合体および内視鏡に関するものである。

【背景技術】

40

【0002】

胃カメラ（内視鏡）などの医療機器には、人体内を診断するセンサの役割をする監視用スコープ、内部細胞の一部を採取するメス、診断部位を消毒洗浄する液体や内部を局部的に膨張させて診断をし易くする空気などの気体を送り込むアクチエータに該当する機器類などを体内に挿入するものがある。

【0003】

このような医療機器は、各種センサ、アクチエータなどにチューブ、ワイヤなどを集合接続する通常シリンダ・アSEMBリと呼ばれている接合体を備えている（例えば、特許文献1参照。）。

【0004】

50

この接合体は、シリンダ本体に、各種センサ、アクチュエータなどの体内に入る部分とこれらのための体外で使用される機器とを接続するチューブ、ワイヤなどをガイドする各種パイプ継手などがろう接されている。

【0005】

従来、シリンダ本体とパイプ継手などとは、シリンダ本体に穴を明け、この穴にパイプ継手の一部を嵌合し、嵌合面を各種はんだを用いてろう接されていた。

【0006】

近年、院内感染の原因となっている耐性菌、SARSなどの悪質な病原菌がしばしば蔓延するようになってきたため、医療機器を過酢酸などを含有する強力な殺菌剤で消毒し、滅菌するようになってきた。

【0007】

そのため、従来の接合体では、各種はんだを用いてろう接された部分が、過酢酸などを含有する強力な殺菌剤によって浸食され、その機能が損なわれるおそれがあった。

【0008】

【特許文献1】特開2003-199706号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の目的は、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、高い精度かつ高い接合強度で接合することができる接合方法、かかる接合方法により接合された医療機器用ユニット部品接合体、および、この医療機器用ユニット部品接合体を備える耐久性に優れた内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の目的は、下記(1)~(15)の本発明により達成される。

(1) ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、Au含有量が62.5wt%以上の接合材料により接合する接合方法であって、

接合する2つの前記ユニット部品に対して、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において、1050~1200で加熱処理を施す第1の工程と、

一方の前記ユニット部品と他方の前記ユニット部品とを、それらの間に、幅(平均)が0.02~0.25mmである間隙を形成するように接近させる第2の工程と、

溶融前の前記接合材料を前記間隙の開口部に沿って配設した後、前記接合材料を加熱して溶融させることにより、この溶融状態の前記接合材料を前記間隙内に供給して、前記ユニット部品同士を接合する第3の工程とを有することを特徴とする接合方法。

【0011】

これにより、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、高い精度かつ高い接合強度で接合することができる。

また、前記第2の工程における前記間隙の幅(平均)が、0.02~0.25mmであることにより、接合材料を間隙により確実にかつ均一に供給することができる。

また、前記第3の工程において、前記間隙の開口部に沿って、溶融前の前記接合材料を配設した後に、前記接合材料を加熱することにより溶融させて、前記間隙に供給することにより、接合材料を間隙により確実にかつ均一に供給することができる。

【0012】

(2) 前記第1の工程において、前記水素含有雰囲気は、その露点が-60以下である上記(1)に記載の接合方法。

これにより、ユニット部品表面の酸化不動態皮膜をより確実に除去することができる。

【0013】

(3) 前記第2の工程において、前記一方のユニット部品の一部を前記他の部品に挿入することにより、前記間隙を形成する上記(1)または(2)に記載の接合方法。

これにより、ユニット部品同士をより確実に接合することができる。

10

20

30

40

50

## 【0014】

(4) 少なくとも前記一方のユニット部品は、中空である上記(3)に記載の接合方法。

## 【0015】

本発明の接合方法は、中空部材同士の接合、中空部材と中実部材との接合、中実部材同士の接合のいずれにも適用することができるが、特に、少なくとも一方のユニット部品が中空であるものの接合に適用するのが好適である。

## 【0016】

(5) 2つの前記ユニット部品は、いずれも中空であり、  
前記一方のユニット部品の一部を、前記他方のユニット部品の内腔部に挿入することにより、前記間隙を形成する上記(3)に記載の接合方法。 10

## 【0017】

本発明の接合方法は、中空部材同士の接合、中空部材と中実部材との接合、中実部材同士の接合のいずれにも適用することができるが、特に、中空部材同士の接合に適用するのが好適である。

## 【0019】

(6) 前記第3の工程に先立って、前記ユニット部品同士の一部をレーザー溶接により溶接することにより、これらを仮固定する工程を有する上記(1)ないし(5)のいずれかに記載の接合方法。

これにより、接合材料を間隙により確実に均一に供給することができる。 20

## 【0021】

(7) 前記第3の工程において、前記接合材料の加熱温度は、1050～1200である上記(1)ないし(6)のいずれかに記載の接合方法。

## 【0022】

これにより、接合材料のユニット部品との合金化を好適に防止しつつ、接合材料のステンレス鋼に対する濡れ性を十分に改善させることができる。

## 【0023】

(8) 前記第3の工程は、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において行われる上記(1)ないし(7)のいずれかに記載の接合方法。

## 【0024】

これにより、ステンレス鋼製のユニット部品の表面が酸化されるのを防止して、接合材料のステンレス鋼に対する濡れ性を良好に維持することができる。 30

## 【0025】

(9) 前記ユニット部品同士を接近させた状態で、互いに対向する面の少なくとも一方の面に、他方の面に向かって突出する1つ以上の突起を形成する工程を有する上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の接合方法。

## 【0026】

これにより、ユニット部品同士を位置決めした際に、これらを仮固定することができる。

## 【0027】

(10) 前記突起は、肉盛溶接により形成される上記(9)に記載の接合方法。 40

## 【0028】

肉盛溶接によれば、突起の形成の際に用いる治具に溶接することなく、所望の高さの突起を形成することができる。

## 【0029】

(11) 前記突起を形成する工程は、前記第1の工程に先立って行われる上記(9)または(10)に記載の接合方法。

## 【0030】

これにより、突起に対しても熱処理を施すことができるため、接合材料をより確実に均一に間隙に供給することができる。 50

## 【0031】

(12) 前記接合材料は、純Au、Au-Ni系合金、Au-Cu系合金およびAu-Ag-Cu系合金のうちの少なくとも1種である上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の接合方法。

## 【0032】

これらの接合材料は、いずれも、過酢酸などを含有する強力な殺菌剤に対して、高い耐薬品性(耐食性)を有することから好ましい。

## 【0033】

(13) 上記(1)ないし(12)のいずれかに記載の接合方法により、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を接合してなることを特徴とする医療機器用ユニット部品接合体。

10

## 【0034】

これにより、例えば殺菌剤等の薬液によって接合部が浸食されることを防止することができる。

## 【0035】

(14) 前記ユニット部品は、内視鏡用管路部品である上記(13)に記載の医療機器用ユニット部品接合体。

## 【0036】

本発明は、各種ユニット部品同士の接合に用いることができるが、特に、内視鏡用管路部品同士の接合に適用するのが好ましい。

20

## 【0037】

(15) 上記(14)に記載の医療機器用ユニット部品接合体を備えることを特徴とする内視鏡。

これにより、優れた耐久性を有する内視鏡を提供することができる。

## 【発明の効果】

## 【0038】

本発明の接合方法によれば、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、Au含有量が62.5wt%以上の接合材料を用いつつ、高い精度かつ高い接合強度で接合することができる。

## 【0039】

また、Au含有量が62.5wt%以上の接合材料は、例えば過酢酸などを含有する強力な殺菌剤等の薬液に対しても高い耐薬品性(耐食性)を有し、よって、本発明の医療機器用ユニット部品接合体では、薬液によって接合部が浸食されることを防止することができる。

30

## 【0040】

また、かかる医療機器用ユニット部品接合体を備える本発明の内視鏡は、優れた耐久性を有するものとなる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0041】

以下、本発明の接合方法、医療機器用ユニット部品接合体および内視鏡を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

40

## 【0042】

前記課題を解決するため、本発明者らは、各種消毒用殺菌剤(薬液)に浸食されない接合材料(ろう材)について鋭意研究した結果、各種消毒用殺菌剤に浸食され難い接合材料として、Au含有量が62.5wt%(15K)以上のもの(純Auを含む)を使用すればよいとの結論に至った。

## 【0043】

ところが、この接合材料は、ステンレス鋼に対する濡れ性が低く、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品(以下、単に「ユニット部品」と言う。)同士を接合しようとする

と接合部の全体に行き渡らないという現象や、また、ステンレス鋼との相溶性が高いため

50

、高温で熱処理を行うとステンレス鋼と容易に合金化してしまい、ユニット部品の種類（例えば薄肉のパイプ継手など）によっては、浸食により変形してしまうという問題が生じ、接合すべきユニット部品に何らかの前処理を行う必要性が生じた。

【0044】

そこで、本発明者らは、さらに、かかる接合材料を用いてユニット部品同士を接合する接合方法（ろう接方法）について研究を重ねた結果、これらを接合する前に、予め、これらに対して、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において1050～1200で加熱処理を施しておくことにより、前記接合材料のユニット部品（ステンレス鋼製のユニット部品）に対する濡れ性が向上し、ユニット部品同士を高い精度かつ高い接合強度で接合できるようになるという知見を得た。

10

【0045】

また、前記接合材料を用いる場合には、接合方法、ユニット部品の大きさなどによっても異なるが、接合すべきユニット部材同士の間に関隙（クリアランス）を設けることにより、ユニット部品同士をより高い精度かつ高い接合強度で接合することができるという知見も得た。

【0046】

本発明は、これらの知見によりなされたものである。

すなわち、本発明の接合方法は、ステンレス鋼製の医療機器（医療器具）用ユニット部品同士を、Au含有量が62.5wt%以上の接合材料で接合する方法であり、接合する2つのユニット部品に対して、水素を含有する水素含有雰囲気中または真空中において、1050～1200で熱処理を施した後、これらの間に間隙を形成するように接近させ、この間隙に溶融状態の前記接合材料を供給して接合する方法である。

20

【0047】

ここで、本発明で用いる接合材料（金ろう）としては、Au含有量が62.5wt%のものであればよく、純Auの他、81.5～82.5wt%Au - その他の元素0.15wt%以下 - 残部NiのAu - Ni系合金、74.5～75.5wt%Au - 12.0～13.0wt%Ag - その他の元素0.15wt%以下 - 残部CuのAu - Ag - Cu系合金、79.5～80.5wt%Au - その他の元素0.15wt%以下 - 残部CuのAu - Cu系合金などのAu合金のうち少なくとも1種が好適である。

【0048】

これらの接合材料は、いずれも、過酢酸などを含有する強力な殺菌剤に対して、高い耐薬品性（耐食性）を有することから好ましい。なお、接合部により高い接合強度が求められる場合には、接合材料としては、金合金を用いるのが好ましい。

30

【0049】

また、接合材料の形状（形態）としては、例えば、線状、または、純AuまたはAu合金で構成された粒子（粉末）を含有するペースト状等、いかなるものであってもよい。

【0050】

以下、本発明の接合方法を、図1～図5を参照しつつ詳細に説明する。

図1は、本発明の医療機器用ユニット部品接合体の一例を示す斜視図、図2は、図1のA部の断面拡大図、図3は、シリンダ本体の穴の内面に肉盛溶接により突起を形成する方法を説明するための概念図、図4は、本発明の接合方法の一例を説明するための概念図、図5は、パイプ継手を位置決めしたシリンダ本体を治具に固定した状態を示す断面図である。

40

【0051】

図1に示す医療機器用ユニット部品接合体（以下、単に「接合体」と言う。）1は、ガイドシリンダ（シリンダ・アセンブリ）と呼ばれるものであり、シリンダ本体2に、4本のパイプ継手3a～3dを接合してなるものである。なお、パイプ継手の数は、2本、3本、5本以上などであってもよく、またシリンダ本体2の形状も、医療機器の種類、機種などによって異なり、特に限定されない。

【0052】

50

この接合体 1 において、例えば図 1 および図 2 に示すパイプ継手 3 a ~ 3 d ( 以下の説明では、符号 3 とする。 ) が一方のユニット部品を構成し、例えば図 1 および図 2 に示すシリンダ本体 2 が他方のユニット部品を構成する。

【 0 0 5 3 】

シリンダ本体 2 およびパイプ継手 3 ( ユニット部品 ) に用いられるステンレス鋼としては、耐薬品性 ( 耐食性 ) が優れているオーステナイト系ステンレス鋼が好ましく、その鋼種は、S U S 3 0 4、3 0 4 L、3 0 5、3 1 6 などが好ましい。

【 0 0 5 4 】

また、シリンダ本体 2 およびパイプ継手 3 ( 接合すべき 2 つのユニット部品 ) を構成するステンレス鋼の種類は、同一であっても異なってもよい。なお、本発明の接合方法によれば、異なる種類のステンレス鋼で構成されるユニット部品であっても、これらを確実に接合することができる。

10

【 0 0 5 5 】

シリンダ本体 2 は、パイプ継手 3 と比較して肉厚が厚く、外形が大きくなっており、パイプ継手 3 の先端部 ( 一部 ) が入るような穴 2 0 を明けることができるようになっている。

【 0 0 5 6 】

一方、パイプ継手 3 は、通常、シリンダ本体 2 と比較して肉厚が薄く、また外径が小さくなっている。そして、パイプ継手 3 は、その一部がシリンダ本体 2 に空けた穴 2 0 に挿入され、接合材料 5 によりシリンダ本体 2 に対して接合されることになる。

20

【 0 0 5 7 】

また、他方のユニット部品であるシリンダ本体 2 に明ける穴 2 0 は、通常、段付穴 ( 図 2、図 4 参照 ) であり、挿入される一方の部品であるパイプ継手 3 の内径と同じまたはほぼ同じ径の穴 2 0 a を内部まで貫通させ、該パイプ継手 3 の外径よりやや大きい径 ( パイプ継手 3 の外径が例えば 5 . 5 m m の場合、この外径より、好ましくは 0 . 0 2 ~ 0 . 0 8 m m 程度大きい径 ) の穴 2 0 b を途中まで明けて形成されている。

【 0 0 5 8 】

[ 1 ] 突起形成工程

まず、シリンダ本体 2 の穴 2 0 ( 穴 2 0 b ) の内面 7 a に突起 4 ( 図 3、図 4 参照 ) を形成する。

30

【 0 0 5 9 】

この突起 4 は、例えば、シリンダ本体 2 とパイプ継手 3 との間に間隙 6 を確実に形成し、後の工程 [ 5 ] において、溶融した接合材料 5 を進入し易くさせる目的や、パイプ継手 3 をシリンダ本体 2 に対して位置決めした状態で仮固定 ( 自重で動くことがなく、また、後述する治具 1 1 で固定する時に動かない程度 ) する目的等により設けるものである。

【 0 0 6 0 】

なお、溶融した接合材料を進入し易くするためには、好ましくは 0 . 0 2 ~ 0 . 2 5 m m 程度の幅 ( 平均 ) の間隙 6 が必要であるので、突起 4 も同程度の高さが必要である。

この突起 4 は、シリンダ本体 2 に明けた穴 2 0 b の径が小さい、例えば 3 m m 以下で、パイプ継手 3 が曲げ加工なしのストレート形状で、かつシリンダ本体 2 に対して角度調整をしなくてもよい場合には、点状または山状のものを 1 つとするのが好ましい。

40

【 0 0 6 1 】

この場合 ( 突起 4 を 1 つ設ける場合 )、パイプ継手 3 の外面 7 b の一部がシリンダ本体 2 の穴 2 0 b の内面 7 a に接触することになるが、本発明者らは、後の工程 [ 2 ] および工程 [ 5 ] における条件を適宜設定することにより、この接触部にも十分に接合材料 5 が供給されることを確認している。

【 0 0 6 2 】

また、シリンダ本体 2 に明けた穴 2 0 b の径が前記範囲を上回る場合や、パイプ継手 3 のシリンダ本体 2 に対して角度調整を要する場合等には、突起 4 は、2 つまたは 3 つ以上、好ましくは 3 つ以上のように、複数設けるのが好ましい。また、場合によってはほぼ全

50

周に所々に切欠を有する条状のものでもよい。

【0063】

この場合（突起4を複数設ける場合）、複数の突起4は、ほぼ等しい大きさ、かつ、ほぼ等しい間隔（例えば、2つの場合：180°間隔、3つの場合：120°間隔、4つの場合：90°間隔等）で設けるのが好ましい。これにより、間隙（クリアランス）6の幅をパイプ継手3の外周においてほぼ等しくすることができることから、間隙6の幅が不均一であることに起因して、熔融状態の接合材料5が間隙6以外の部分（例えば、パイプ継手3の内面やシリンダ本体2の内面等）へ流出し、当該部分に接合材料5の被膜が形成されることをより確実に防止することができる。

【0064】

また、この場合、各突起4の大きさは、シリンダ本体2の穴20b内にパイプ継手3を容易に挿入することができ、容易に外れることがなく、かつ、パイプ継手3の角度調整を容易に行い得る程度とするのが好ましい。

【0065】

突起4の形成方法は、いかなる方法を用いてもよく、特に限定されないが、肉盛溶接による方法が好ましい。肉盛溶接の方法としては、図3に示すように、マイクロ抵抗溶接のプラス電極にステンレス鋼粉末を付け、または、マイクロティグ溶接、マイクロミグ溶接のプラス電極の近くにステンレス極細線材（例えば、直径0.1mm）を配置し、シリンダ本体2をマイナスに接続しておき、前記プラス電極をシリンダ本体2に明けた穴20bの内面7a（穴20bの縁部も含む。）に接触または接近させることによって行うことができる。

【0066】

かかる肉盛溶接は、シリンダ本体2に明けた穴20bの中に、接合するパイプ継手3または同径の治具を入れた状態で行うが、パイプ継手3または同径の治具に溶接することなく、内面7aに所望の高さの突起4を形成することができるという利点がある。

【0067】

突起4は、肉盛溶接による方法の他、パイプ継手3とほぼ等しい外径のガイド部を有するポンチを用いた塑性加工（いわゆる、「矢弦かしめ」）により好適に形成することもできる。かかる矢弦かしめによれば、ほぼ等しい大きさ、かつ、ほぼ等しい間隔で、複数の突起4を形成する場合に、特に、有効である。

【0068】

また、本工程[1]を次工程[2]（熱処理工程）に先立って行うことにより、突起4に対しても熱処理を施すことができるため、接合材料5をより確実にかつ均一に間隙6（接合部）に供給することができる。

【0069】

なお、突起4は、シリンダ本体2の穴20bの内面（嵌合面）7aに代えて、パイプ継手3の外表面（嵌合面）7bに形成するようにしてもよく、内面7aおよび外面7bの双方に形成するようにしてもよい。

【0070】

[2]熱処理工程（第1の工程）

次に、シリンダ本体2およびパイプ継手3に対して、水素を含有する水素含有雰囲気（水素を含有しかつ非酸化性の雰囲気）中または真空中において、1050～1200（好ましくは1080～1150程度）で加熱処理を施す。

【0071】

これにより、シリンダ本体2およびパイプ継手3の表面に形成された酸化不動態皮膜を還元して除去したり、表面付着物の清浄化（表面付着物の還元、蒸発などによる除去）したり等することができる。その結果、シリンダ本体2およびパイプ継手3に対する接合材料5の濡れ性や密着性を高くすることができる。

【0072】

なお、この加熱処理を行わないと、シリンダ本体2およびパイプ継手に対する接合材料

10

20

30

40

50

5の濡れ性が向上しないため、この接合材料5がシリンダ本体2とパイプ継手3との間隙6(接合部)に十分に供給させず、正常なフィレットが形成されなくなったり、また、接合材料5が、溶融状態で一定の箇所に長時間滞留することになり、シリンダ本体2やパイプ継手3の構成材料であるステンレス鋼と合金化し、局部的にパイプ継手3の肉厚が減少したり、内径が変化したり等して、パイプ継手3の機能を損なうことになる。

#### 【0073】

また、この加熱処理において1050以上の温度で加熱するのは、加熱温度が1050より低いと、酸化不動態皮膜の還元などが不十分となり、接合材料5のステンレス鋼に対する濡れ性や密着性などが十分改善しないからである。一方、1200以下の温度で加熱することにしたのは、1200より高温にしても前記還元、清浄化の作用効果が飽和し、それ以上の効果の増大が期待できないからである。また、温度が高過ぎると、ステンレス鋼中において、結晶粒度の粗大化を招き、加熱処理するユニット部品の機械的性質が劣化したり、加熱に際してのコストが高くなったり、また、加熱処理するユニット部品が変形したり等するという問題も生じる。

#### 【0074】

また、加熱処理における時間も、特に限定されないが、1~60分間程度であるのが好ましく、10~45分間程度であるのがより好ましい。

#### 【0075】

加熱処理における雰囲気の水素含有雰囲気とする場合、水素含有雰囲気は、その露点が-60以下であるのが好ましい。露点が-60を超えて高いということは、水素含有雰囲気中の水素濃度が低いことを意味し、かかる水素含有雰囲気は、還元能力などが低く、加熱温度等によっては、酸化不動態皮膜を十分に除去できないおそれがある。なお、還元能力などを高して、酸化不動態皮膜を十分に除去すべく加熱温度を上昇させると、処理するユニット部品への悪影響が生じるおそれがあり、一方、加熱時間を長くするのは、経済的に不利であるため好ましくない。

#### 【0076】

また、加熱処理における雰囲気を真空中(減圧状態)とする場合、真空の程度(真空度)は、 $5 \times 10^{-4}$  mmHg以下であるのが好ましく、 $5 \times 10^{-5}$  mmHg以下であるのがより好ましい。真空の程度を前記範囲とすることにより、酸化不動態皮膜の除去や、表面付着物の清浄化(表面付着物の還元、蒸発などによる除去)をより確実に行うことができる。

#### 【0077】

[3]間隙形成工程(位置決め工程:第2の工程)

次に、シリンダ本体2とパイプ継手3とを、それらの間に間隙6を形成するように接近させる。本実施形態では、シリンダ本体2の穴(内腔部)20bにパイプ継手3の先端部(一部)を挿入することにより、間隙6を形成する。

#### 【0078】

図4中Wで示す間隙(クリアランス)6の幅は、その平均値が0.02~0.25mm程度であるのが好ましく、特に、パイプ継手3の外径が10mm以下の場合、0.02~0.08mm程度であるのが好ましく、パイプ継手3の外径が10mmを超え30mm以下の場合、0.032~0.089mm程度であるのが好ましい。間隙6の幅を前記範囲とすることにより、後の工程[5]において、接合材料5を間隙6により確実にかつ均一に供給することができる。

#### 【0079】

また、図4中Dで示すパイプ継手3の挿入深さ(間隙6の深さ)は、間隙6の幅(平均)を前記範囲とする場合には、3.8mm以下であるのが好ましく、3.5mm以下であるのがより好ましい。間隙6の深さを前記範囲とすることにより、接合材料5を間隙6により確実に供給することができる。その結果、シリンダ本体2とパイプ継手3とをより高い接合強度で接合することができる。

#### 【0080】

本実施形態では、前記工程〔1〕において、シリンダ本体2の穴20bの内面7aに突起4が形成されているため、本工程〔3〕においてパイプ継手3がシリンダ本体2に対して、遊嵌状態で仮固定（位置決め）される。これにより、次工程〔4〕以降の操作をより容易かつ確実に行うことができる。

【0081】

なお、前記工程〔1〕（突起形成工程）は、前記工程〔2〕（熱処理工程）の前に行わず、本工程〔3〕（位置決め工程）に続いて行うようにしてもよく、前記工程〔2〕の前および本工程〔3〕に続いて2回行うようにしてもよい。

【0082】

また、前記工程〔1〕（突起形成工程）に代えて、本工程〔3〕（位置決め工程）に続いて、シリンダ本体2およびパイプ継手3の一部をレーザー溶接により溶接することにより、これらを仮固定する工程を設けるようにしてもよく、この仮固定の工程および前記工程〔1〕の双方を行うようにしてもよい。

10

【0083】

かかる仮固定の方法によれば、パイプ継手3を圧入により仮固定する場合のように、パイプ継手3を変形させる必要がないため、得られる接合体（医療機器用ユニット部品接合体）1の機能が低下するのを好適に防止することができる。また、間隙6を確実に確保できることから、接合材料5を間隙6に確実に供給することができ、接合強度の低下を防止することもできる。

【0084】

20

また、これらの仮固定の方法を用いることにより、パイプ継手3の内面の平滑性が損なわれることを防止して、結果として、パイプ継手3（接合体1）の機能が損なわれることを好適に防止することもできる。

【0085】

このようなことから、本発明の接合方法は、少なくとも一方のユニット部品（本実施形態では、パイプ継手3）が中空であるユニット部品同士の接合への適用に、特に適している。

【0086】

なお、接合する2つのユニット部品の双方が中実の部材であってもよいことは言うまでもない。

30

【0087】

〔4〕接合材料配設工程

次に、間隙6の開口部60に沿って、溶融前の接合材料5を配設する。

【0088】

これは、図4に示すように、シリンダ本体2との境界部においてパイプ継手3の周囲に、線状の接合材料5を巻き付けたり、ペースト状の接合材料5を張り付けたり等して行うことができる。なお、接合材料5は、シリンダ本体2とパイプ継手3との接合（ろう接）に必要な量を用いるようにすればよい。

【0089】

また、この際、接合材料5は、接着剤（瞬間接着剤）で固定するのが好ましい。

40

また、このようにして、間隙6に接合材料5を供給するようにすると、接合材料5を間隙6により確実に均一に供給することができる。

【0090】

〔5〕接合工程（第3の工程）

次に、図5に示すように、パイプ継手3を位置決めしたシリンダ本体2を治具11にセットする。この状態で、接合材料5を加熱することにより溶融させて、間隙6に供給する。その後、溶融状態の接合材料5を硬化させることにより、シリンダ本体2とパイプ継手3とが接合される。

【0091】

接合材料5を加熱する際の温度（加熱温度）は、接合材料5の種類等によっても若干異

50

なり、特に限定されないが、1050～1200 程度であるのが好ましく、1080～1150 程度であるのがより好ましい。加熱温度が低過ぎると、接合材料5のステンレス鋼に対する濡れ性が十分に改善せず、接合材料5を間隙6に効率よく供給できないおそれがある。一方、加熱温度が高過ぎると、接合材料5がシリンダ本体2およびパイプ継手3（母材）と合金化することにより消費され、接合材料としての役割を果たさなくなるおそれがある。また、ステンレス鋼中において、結晶粒度の粗大化を招き、加熱処理する部品の機械的性質が劣化したり、またパイプ継手3が浸食されるおそれもある。

【0092】

接合材料5を加熱する際の時間（加熱時間）も、特に限定されないが、1～60分間程度であるのが好ましく、10～45分間程度であるのがより好ましい。

10

【0093】

また、接合材料5を加熱する際の雰囲気は、水素を含有する水素雰囲気（水素を含有しかつ非酸化性の雰囲気）中または真空中（減圧状態）とするのが好ましい。これにより、ステンレス鋼製のシリンダ本体2およびパイプ継手3の表面が酸化されるのを防止して、接合材料5のステンレス鋼に対する濡れ性を良好に維持することができる。

【0094】

接合材料5を加熱する際の雰囲気を水素含有雰囲気とする場合、水素含有雰囲気は、その露点が-60 以下のものが好ましい。露点が-60 を超えて高いということは、水素含有雰囲気中の水素濃度が低いことを意味し、かかる水素含有雰囲気では、接合材料5の種類等によっては、ステンレス鋼に対する濡れ性を良好に維持できないおそれがある。

20

【0095】

また、接合材料5を加熱する際の雰囲気を真空中（減圧状態）とする場合、真空の程度（真空度）は、 $5 \times 10^{-4}$  mmHg以下であるのが好ましく、 $5 \times 10^{-5}$  mmHg以下であるのがより好ましい。真空の程度を前記範囲とすることにより、ステンレス鋼に対する濡れ性をより確実に良好なものに維持することができる。

【0096】

以上の工程を経て、シリンダ本体2とパイプ継手3とが接合された接合体（本発明の医療機器用ユニット接合体）が得られる。

【0097】

このような接合体を用いて、例えば、図6に示すような内視鏡の送気・送水ボタンを構成することができる。

30

【0098】

次に、図6に基づいて、本発明の内視鏡の一例について説明する。

図6は、本発明の内視鏡の実施形態を示す平面図である。

【0099】

図6に示す内視鏡100は、胃その他の消化管検査用に用いられるものであり、操作部110と、可撓性を有する挿入部120とを有している。

【0100】

この挿入部120の先端には、対物光学系などを内蔵した先端部本体130が連結されている。

40

【0101】

操作部110には、前側に送気・送水ボタン140が設けられ、上端に接眼部150が突設されている。

【0102】

また、操作部110に連結された連結可撓管160の先端には、光源装置に着脱自在に接続されるコネクタ（図示せず）が取り付けられている。

【0103】

操作部110内から挿入部120内には、先端部本体130において外方に開口する送気チャンネル170と、送水チャンネル180が挿通されている。

【0104】

50

この送気チャンネル170および送水チャンネル180の基端側は、それぞれ、送気・送水ボタン140のガイドシリンダ1（パイプ継手3bおよびパイプ継手3a）に連続接続されている。

【0105】

また、図示されていない外部の送気装置と送気装置に接続された送気管190および送水管200が、連結可撓管160内を通過して、それぞれ、送気・送水ボタン140のガイドシリンダ1の側面（パイプ継手3cおよびパイプ継手3d）に接続されている。

【0106】

このような送気・送水ボタン140のガイドシリンダ（接合体1）内には、例えば、内視鏡100の消毒や滅菌等に際して、その内腔部に薬液（殺菌剤）が供給されるが、本発明では、シリンダ本体2とパイプ継手3とが、薬液に対する高い耐性（耐薬品性）を有する接合材料5を用いて、かつ、十分な量の接合材料5により強固に接合されているため、内視鏡100に繰り返し消毒や滅菌等を行っても、接合部を介して内視鏡100内部へ薬液が漏れ出すことを確実に防止することができる。これにより、内視鏡100の内蔵物が故障してしまうことや、内視鏡の挿入部120を湾曲させる操作（湾曲操作）を行う際のアンクル力量の増大を防止すること、すなわち、内視鏡100を耐久性に優れるものとすることができる。

【0107】

以上、本発明の接合方法、医療機器用ユニット部品接合体および内視鏡を図示の実施形態について説明したが、本発明は、これに限定されるものではない。

【0108】

例えば、本発明の接合方法では、任意の目的の工程を追加することもできる。

また、本発明の接合方法は、内視鏡用管路部品であるシリンダ本体2とパイプ継手3との接合への適用に限定されず、例えば、処置具挿通チャンネル等を構成する内視鏡用管路部品同士の接合に用いることができる。

【0109】

また、本発明の接合方法は、内視鏡用管路部品同士の接合への適用に限定されず、例えば、内視鏡を構成するユニット部品同士の接合、鉗子、細胞診ブラシ、穿刺針のような内視鏡処置具を構成するユニット部品同士の接合、送気・送水ボトル、各種（撮影、洗浄、消毒、滅菌、三方活栓等の）アダプター、挿入用スライディングチューブのような内視鏡関連機器を構成するユニット部品同士の接合等に適用することもできる。

【0110】

従って、本発明の接合方法は、内視鏡に限らず、各種の医療機器（医療器具）を構成するユニット部品同士の接合に適用することができる。

【実施例】

【0111】

以下、本発明の具体的実施例について説明する。

A．接合状態の評価

（実施例1A）

まず、図1に示すような形状のシリンダ本体および4本のパイプ継手を用意した。

【0112】

なお、シリンダ本体は、SUS304製、寸法：外径9mm、肉厚1.5mm、長さ35mmとし、パイプ継手は、SUS304製、寸法：外径1.5～3.0mm、肉厚0.2mmとした。

【0113】

次に、シリンダ本体に、各パイプ継手に対応するサイズの段付穴を明けた。

次に、それぞれの穴に接合するパイプ継手を挿入し、シリンダ本体をマイナス極にし、図3に示すように、マイクロ抵抗溶接機の電極にステンレス鋼粉末を付着させ、それぞれシリンダ本体の穴の内面に、1～3個の突起を設けた。

【0114】

次に、パイプ継手をシリンダ本体の穴から取り出し、これらの部品を、純水素雰囲気（ $H_2$  露点： $-73$ ）の連続炉に入れ、 $1130 \times 20$ 分間（昇温20分、降温20分）で加熱処理をした。

【0115】

次に、再度、シリンダ本体にパイプ継手4本をそれぞれ挿入した。

なお、シリンダ本体と各パイプ継手との間隙は、いずれも、 $0.05$  mmであり、各パイプ継手の挿入深さは、 $3.5$  mmであった。

【0116】

次に、図4に示すように、接合材料として、 $82$  wt% Au -  $18$  wt% NiのAu合金の線材（直径： $0.4$  mm）を各パイプ継手の外周に1~2巻し、瞬間接着材で固定した。

10

【0117】

次に、この状態で、図5に示すように、シリンダ本体を治具に固定した。

次に、このものを、前記加熱処理をした純水素雰囲気（ $H_2$  露点： $-73$ ）の連続炉に入れ、 $1130 \times 20$ 分間（昇温20分、降温20分）で加熱して接合した。

以上のようにして、ガイドシリンダを作製した。

【0118】

（実施例2A）

加熱処理を、真空（真空度： $1 \times 10^{-4}$  mmHg）の真空炉に入れ、 $1130 \times 20$ 分間（昇温20分、降温20分）で行った以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

20

【0119】

（実施例3A）

接合を、真空（真空度： $1 \times 10^{-4}$  mmHg）の真空炉に入れ、 $1130 \times 20$ 分間（昇温20分、降温20分）で行った以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

【0120】

（実施例4A）

接合を、大気炉に入れ、 $1130 \times 20$ 分間（昇温20分、降温20分）で行った以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

30

【0121】

（実施例5A）

接合材料として、 $82$  wt% Au -  $18$  wt% CuのAu合金の線材（直径： $0.4$  mm）を用いた以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

【0122】

（実施例6A）

接合材料として、純Auの線材（直径： $0.4$  mm）を用いた以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

【0123】

（実地例7A）

まず、シリンダ本体および2本のパイプ継手を用意した。

40

【0124】

なお、シリンダ本体は、SUS304製、寸法：外径約 $10$  mm、肉厚 $1.5$  mm、長さ $23$  mmとし、パイプ継手は、SUS304製、寸法：外径 $4.0$  mm、肉厚 $0.2$  mmとした。

【0125】

次に、シリンダ本体に、各パイプ継手に対応するサイズの段付穴を明けた。

次に、それぞれの穴に接合するパイプ継手を挿入し、シリンダ本体をマイナス極にし、図3に示すように、マイクロ抵抗溶接機の電極にステンレス鋼粉末を付着させ、それぞれシリンダ本体の穴の内面に、断続的にかつ全周（全周の約 $\frac{4}{3}$ 程度）に突起を設けた

50

。

## 【0126】

次に、パイプ継手をシリンダ本体の穴から放り出し、これらの部品を、純水素雰囲気（ $H_2$  露点：-76）の連続炉に入れ、1130 × 20分間（昇温20分、降温20分）で加熱処理をした。

## 【0127】

次に、再度、シリンダ本体にパイプ継手2本をそれぞれ挿入した。

なお、シリンダ本体と各パイプ継手との間隙は、いずれも、0.05mmであり、各パイプ継手の挿入深さは、3.5mmであった。

## 【0128】

次に、図4に示すように、接合材料として、75wt%Au-12.5wt%Ag-12.5wt%CuのAu合金の線材（直径：0.4mm）を各パイプ継手の外周に2巻き、瞬間接着材で固定した。

## 【0129】

次に、この状態で、図5に示すように、シリンダ本体を治具に固定した。

次に、このものを、前記加熱処理をした純水素雰囲気（ $H_2$  露点：-76）の連続炉に入れ、1130 × 20分間（昇温20分、降温20分）で加熱して接合した。

以上のようにして、ガイドシリンダを作製した。

## 【0130】

（比較例1A）

加熱処理を省略した以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

## 【0131】

（比較例2A）

加熱処理時の温度を1000とした以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

## 【0132】

（比較例3A）

加熱処理時の温度を1250とした以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

## 【0133】

（比較例4A）

加熱処理時の雰囲気を大気中とした以外は、前記実施例1Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

## 【0134】

（比較例5A）

加熱処理を省略した以外は、前記実施例7Aと同様にしてガイドシリンダを作製した。

## 【0135】

各実施例および各比較例で作製したガイドシリンダについて、それぞれ、接合部の接合強度および接合部の縦断面について観察した。

## 【0136】

その結果、各実施例のガイドシリンダでは、いずれも、接合部に十分な接合強度が得られ、各接合部には、接合材料が空隙なく行き渡っていた。

## 【0137】

これに対して、各比較例のガイドシリンダでは、いずれも、接合部に十分な接合強度が得られず、また、各接合部には、接合材料が行き渡っていない箇所が確認された。特に、比較例3Aのガイドシリンダでは、パイプ継手の一部に変形が認められた。

## 【0138】

B. 耐久性（耐薬品性）の評価

以下の各実施例および各比較例の内視鏡を、それぞれ、2つずつ作製した。

## 【0139】

10

20

30

40

50

(実施例 1 B ~ 7 B)

前記実施例 1 A ~ 7 A と同様にして、それぞれ、ガイドシリンダを作製した。  
各ガイドシリンダを用いて、それぞれ、図 6 に示すような内視鏡を作製した。

【 0 1 4 0 】

(比較例 1 B ~ 5 B)

前記比較例 1 A ~ 5 A と同様にして、それぞれ、ガイドシリンダを作製した。  
各ガイドシリンダを用いて、それぞれ、図 6 に示すような内視鏡を作製した。

【 0 1 4 1 】

(比較例 6 B)

接合材料として、62 wt % Pb - 38 wt % Sn の線材 (直径 : 0.4 mm) を用いた以外は、前記実施例 1 A と同様にして、ガイドシリンダを作製した。 10

このガイドシリンダを用いて、図 6 に示すような内視鏡を作製した。

【 0 1 4 2 】

各実施例および各比較例で作製した内視鏡について、それぞれ、以下に示す条件で、薬液による滅菌処理を施した後、内視鏡の湾曲操作を行ってアングル力量の変化を確認し、以下の 4 段階の基準に従って評価した。

【 0 1 4 3 】

：滅菌処理の前後において変化なし

：滅菌処理後においてアングル力量に若干の増大有り

：滅菌処理後においてアングル力量が増大有して、内視鏡の操作に若干の支障有り 20

×：滅菌処理後においてアングル力量が明らかに増大して、内視鏡の操作に支障有り

【 0 1 4 4 】

[ 過酢酸水溶液 ]

各内視鏡を、それぞれ、0.3 wt % 過酢酸水溶液に、20 で 7 日間浸漬させた。

【 0 1 4 5 】

[ 酸性電解水 ]

各内視鏡を、それぞれ、50 ppm 有効塩素濃度の水溶液に、20 で 7 日間浸漬させた。

これらの結果を表 1 に示す。

【 0 1 4 6 】

30

【表1】

表1

	接合材料 (組成比: wt%)	加熱処理時の処理条件	接合時の処理条件	評価結果	
				過酢酸水溶液	酸性電解水
実施例 1 B	Au: Ni=82:18	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	◎	◎
実施例 2 B	Au: Ni=82:18	真空中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	◎	◎
実施例 3 B	Au: Ni=82:18	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	真空中 1130°C×20分間	◎	◎
実施例 4 B	Au: Ni=82:18	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	大気中 1130°C×20分間	○	○
実施例 5 B	Au: Cu=82:18	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	◎	◎
実施例 6 B	Au=100	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	◎	◎
実施例 7 B	Au: Ag: Cu=75:12.5:12.5	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	◎	◎
比較例 1 B	Au: Ni=82:18	—*	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	×	×
比較例 2 B	Au: Ni=82:18	純水素雰囲気中 1000°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	△	△
比較例 3 B	Au: Ni=82:18	純水素雰囲気中 1250°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	△	△
比較例 4 B	Au: Ni=82:18	大気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	×	×
比較例 5 B	Au: Ag: Cu=75:12.5:12.5	—*	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	×	×
比較例 6 B	Pb: Sn=62:38	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	純水素雰囲気中 1130°C×20分間	×	×

\* ; 加熱処理を省略

【0147】

表1に示すように、各実施例の内視鏡は、いずれも、評価試験の終了後においても、全く問題なく使用することができ、優れた耐久性を有するものであった。

10

20

30

40

50

## 【0148】

これに対し、各比較例の内視鏡は、いずれも、アングル力量の増大が認められ、耐久性に劣るものであった。これは、比較例1B～比較例5Bでは、それぞれ、接合材料による接合部の接合が不十分であったこと、また、比較例6Bでは、接合材料自体の耐薬品性が劣ることにより、接合部から薬液が内部に浸入して、潤滑剤が変質・劣化したことが大きな要因であると推察される。

## 【産業上の利用可能性】

## 【0149】

本発明の接合方法は、ステンレス鋼製の医療機器用ユニット部品同士を、従来、各種はんだを用いて接合（ろう接）していた部分を、これらより耐薬品性（耐食性）が高い接合材料で接合することができるようにしたものである。従来、各種はんだにより接合したものの用途のほか、より耐薬品性を要求される用途のものにも利用することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0150】

【図1】本発明の医療機器用ユニット部品接合体の一例を示す斜視図である。

【図2】図1のA部の断面拡大図である。

【図3】シリンダ本体の穴の内面に肉盛溶接により突起を形成する方法を説明するための概念図である。

【図4】本発明の接合方法の一例を説明するための概念図である。

【図5】パイプ継手を位置決めしたシリンダ本体を治具に固定した状態を示す断面図である。

【図6】本発明の内視鏡の実施形態を示す平面図である。

## 【符号の説明】

## 【0151】

- |               |                         |
|---------------|-------------------------|
| 1             | 医療機器用ユニット部品接合体（ガイドシリンダ） |
| 2             | シリンダ本体                  |
| 20、20a、20b    | 穴                       |
| 3、3a、3b、3c、3d | パイプ継手                   |
| 4             | 突起                      |
| 5             | 接合材料                    |
| 6             | 間隙（クリアランス）              |
| 60            | 開口部                     |
| 7a            | 内面                      |
| 7b            | 外面                      |
| 8             | 溶接電極                    |
| 9             | ステンレス鋼粉末（溶接材料）          |
| 11            | 治具                      |
| 100           | 内視鏡                     |
| 110           | 操作部                     |
| 120           | 挿入部                     |
| 130           | 先端部本体                   |
| 140           | 送気・送水ボタン                |
| 150           | 接眼部                     |
| 160           | 連結可撓管                   |
| 170           | 送気チャンネル                 |
| 180           | 送水チャンネル                 |
| 190           | 送気管                     |
| 200           | 送水管                     |

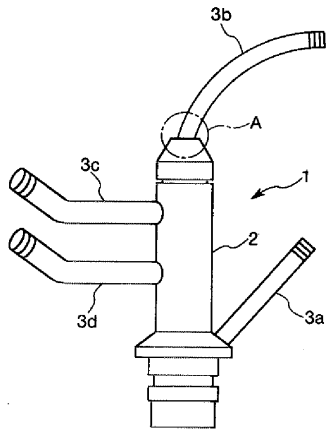
10

20

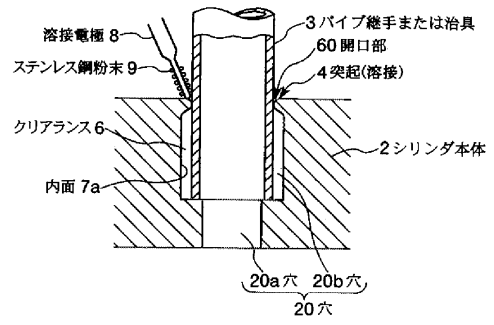
30

40

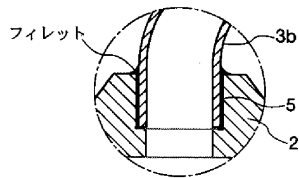
【図1】



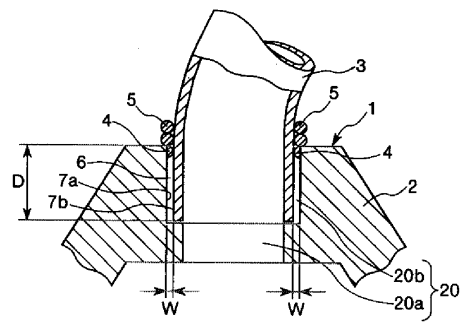
【図3】



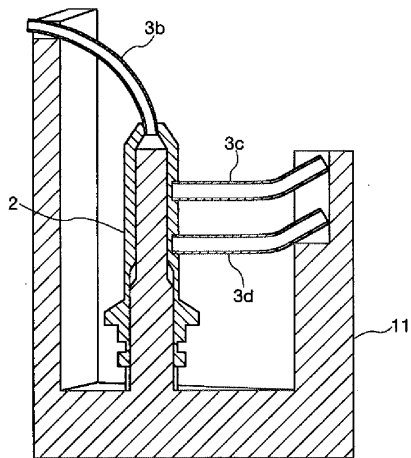
【図2】



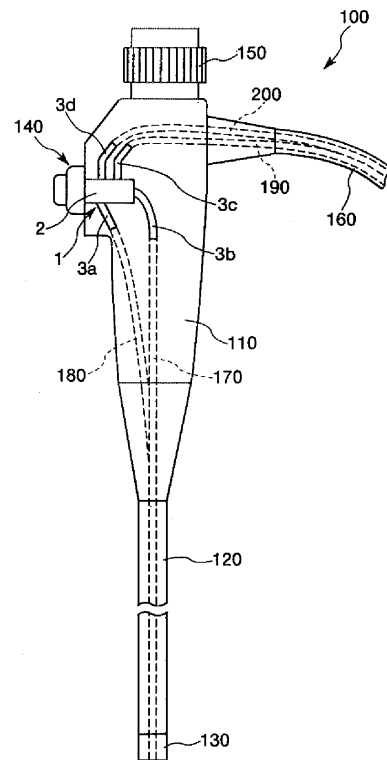
【図4】



【図5】



【図6】



## フロントページの続き

- (72)発明者 小幡 佳寛  
東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内
- (72)発明者 村井 渉  
東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内
- (72)発明者 時枝 良治  
埼玉県朝霞市膝折町四丁目1番63号 株式会社伸和熱処理内
- (72)発明者 神谷 直樹  
埼玉県朝霞市膝折町四丁目1番63号 株式会社伸和熱処理内
- (72)発明者 清水 英男  
埼玉県朝霞市膝折町四丁目1番63号 株式会社伸和熱処理内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平06-209898(JP,A)  
特開昭63-130263(JP,A)  
特開昭56-154299(JP,A)  
特開昭63-192555(JP,A)  
特開平09-236188(JP,A)  
特開平07-079071(JP,A)  
特開2003-199706(JP,A)  
藤原力, 航空宇宙機器の真空ろう付, 溶接学会誌, 社団法人溶接学会, 1998年10月 5日  
, 第67巻、第7号, p.536-539  
M.C.Rey et.al., Dew Point/Temperature Curves for Selected Metal/Metal Oxide Systems in  
Hydrogen Atmospheres, Welding Journal, 1984年, Vol63, No.5, p.162-166

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	连接方法，医疗设备和内窥镜的单元组件组装		
公开(公告)号	<a href="#">JP4555014B2</a>	公开(公告)日	2010-09-29
申请号	JP2004219270	申请日	2004-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
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 小幡佳寛 村井涉 時枝良治 神谷直樹 清水英男		
发明人	佐藤 康之 小幡 佳寛 村井 涉 時枝 良治 神谷 直樹 清水 英男		
IPC分类号	A61B1/00 B23K1/008 B23K1/20 B23K35/30		
CPC分类号	A61B1/0011 B23K1/008 B23K1/20 B23K1/206 B23K35/3013		
FI分类号	A61B1/00.332.A A61B1/015 A61B1/015.511 A61B1/018.511 A61B1/018.512		
F-TERM分类号	4C061/FF42 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C161/FF42 4C161/JJ01 4C161/JJ06		
代理人(译)	增田达也		
优先权	2003299055 2003-08-22 JP		
其他公开文献	JP2005095586A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于连接医疗器械的不锈钢单元部件的高精度和连接强度的连接方法，用于通过该方法连接的医疗器械的单元部件的连接体和具有优异耐久性的内窥镜配备有用于医疗器械的单元部件的连接体。ZSOLUTION：接合方法包括将由不锈钢制成的医疗器械的单元部件（圆筒主体2和管接头3）与包含62.5重量%或更多的Au的接合材料接合并构成第一步骤在含氢气气氛中或在1050-1,200°C的真空中加热待连接的两个单元部件，第二步是将一个单元部件紧密地放置到另一个单元部件上以形成间隙6，并且第三步骤将熔融状态下的接合材料5供给到间隙6中，以将单元部分粘在一起。Z

	接合材料 (鋼板比：4:1)	加熱処理の処理条件	接合時の処理条件	評価結果	
				引張強さ低下	断面収縮率
実験例 1 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
実験例 2 B	Al-Ni=0:18 真空中 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
実験例 3 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	真空中 1100℃×20分間	○	○
実験例 4 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
実験例 5 B	Al-Cu=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
実験例 6 B	Al=100 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
実験例 7 B	Al-Ag-Cu=15:11.5:12.5 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	○	○
比較例 1 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	X	X
比較例 2 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	△	△
比較例 3 B	Al-Ni=0:18 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	△	△
比較例 4 B	Al-Ni=0:18 真空中 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	X	X
比較例 5 B	Al-Ag-Cu=15:11.5:12.5 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	X	X
比較例 6 B	Al-Si=0:30 1100℃×20分間	鋼板標準厚板中	鋼板標準厚板中 1100℃×20分間	X	X