

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-185086

(P2017-185086A)

(43) 公開日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 1 6 1
C 0 9 J 5/06 (2006.01)	C 0 9 J 5/06	4 J 0 4 0

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2016-77397 (P2016-77397)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成28年4月7日 (2016.4.7)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100106909
			弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器および医療機器用熱硬化型接着剤

(57) 【要約】

【課題】医療機器において、医療機器用熱硬化型接着剤を硬化させる際の熱的なストレスによる影響を低減することができるとともに製造時間を短縮することができるようにする。

【解決手段】内視鏡装置1は、被接着部材である外皮チューブ5および緊縛糸6と、外皮チューブ5および緊縛糸6に密着しており、熱硬化性樹脂に赤外線吸収剤が分散された医療機器用熱硬化型接着剤が硬化している接着剤硬化体7と、を備える。

【選択図】 図1

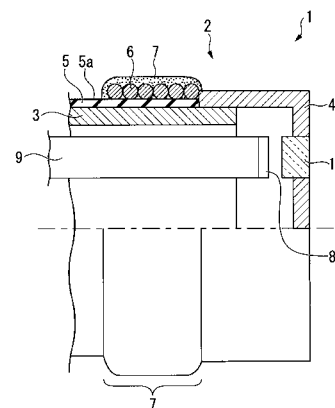


図1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被接着部材と、
前記被接着部材に密着しており、熱硬化性樹脂に赤外線吸収剤が分散された医療機器用熱硬化型接着剤が硬化している接着剤硬化体と、
を備える、医療機器。

【請求項 2】

前記被接着部材は、
可撓性を有し固定用ベース部材を被覆する被覆部材と、
前記被覆部材の外表面に巻き回された緊縛糸と、
を備え、
前記接着剤硬化体は、
前記被覆部材の外表面および前記緊縛糸を覆って密着している、
請求項 1 に記載の医療機器。

10

【請求項 3】

前記赤外線吸収剤は、
シアニン化合物、フタロシアニン化合物、ジチオール金属錯体、ナフトキノン化合物、ジインモニウム化合物、およびアゾ化合物のうちの少なくとも 1 つの化合物を含む、
請求項 1 または 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

赤外線の照射によって熱硬化する医療機器用熱硬化型接着剤であって、
熱硬化性樹脂と、
前記熱硬化性樹脂に分散された赤外線吸収剤と、
を含む、医療機器用熱硬化型接着剤。

20

【請求項 5】

前記赤外線吸収剤は、
シアニン化合物、フタロシアニン化合物、ジチオール金属錯体、ナフトキノン化合物、ジインモニウム化合物、およびアゾ化合物のうちの少なくとも 1 つの化合物を含む、
請求項 4 に記載の医療機器用熱硬化型接着剤。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器および医療機器用熱硬化型接着剤に関する。

【背景技術】

【0002】

医療機器は、患者の体内で用いられったり、生体組織と接触したりするため、外表面が液密に封止されることが多い。さらに、医療機器は、滅菌のために、薬液に浸漬されたり、高温に曝されたりするため、液密の封止部分は、耐薬品性を有する熱硬化性樹脂で封止されることが多い。

例えば、内視鏡装置では、エラストマーなどで形成された可撓性を有する外皮チューブと、口金等の硬質部材との接続部において、緊縛糸を外皮チューブに巻き回して、外皮チューブを硬質部材に縛り付けることで、液密な固定部が形成されている。さらにこの固定部では、外皮チューブおよび緊縛糸を覆うように塗布された熱硬化型接着剤が硬化した接着剤硬化体が形成されている。接着剤硬化体が、緊縛糸および外皮チューブに密着することで、緊縛糸による固定および液密性が安定するとともに、患者の体内への滑らかな挿入が可能となる。

40

例えば、特許文献 1 には、エポキシ樹脂接着剤によって部材が接合された内視鏡装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0003】

【特許文献1】特開2006-218102号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記のような従来技術の医療機器には、以下のような問題がある。

内視鏡装置等の医療機器の内部には、種々の電子部品および電子回路が配置されている。例えば、内視鏡装置では、先端部において、CCD、CMOSなどの撮像素子、および撮像素子を駆動する電子回路が配置されている。

このため、熱硬化型接着剤を使用して接着が行われる場合に、内部の電子部品および電子回路も加熱されてしまう。加熱温度が高すぎると、内部の電子部品および電子回路に熱的なストレスが加わり、故障あるいは劣化の原因になる。

そこで、電子部品および電子回路の故障あるいは劣化を防止するために、低温で長時間加熱が行われている。このため、医療機器の製造に時間がかかるという問題がある。

例えば、10分程度で硬化できる熱硬化型接着剤であっても、電子部品および電子回路への熱的なストレスを低減する必要がある場合には、加熱温度を上げられないため、硬化時間が約1時間半もかかってしまうこともある。

【0005】

本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、医療機器用熱硬化型接着剤を硬化させる際の熱的なストレスによる影響を低減することができるとともに製造時間を短縮することができる医療機器を提供することを目的とする。

本発明は、赤外線照射による加熱によって迅速に硬化する医療機器用熱硬化型接着剤を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の課題を解決するために、本発明の第1の態様の医療機器は、被接着部材と、前記被接着部材に密着しており、熱硬化性樹脂に赤外線吸収剤が分散された医療機器用熱硬化型接着剤が硬化している接着剤硬化体と、を備える。

【0007】

上記医療機器において、前記被接着部材は、可撓性を有し固定用ベース部材を被覆する被覆部材と、前記被覆部材の外表面に巻き回された緊縛糸と、を備え、前記接着剤硬化体は、前記被覆部材の外表面および前記緊縛糸を覆って密着していてもよい。

【0008】

上記医療機器において、前記赤外線吸収剤は、シアニン化合物、フタロシアニン化合物、ジチオール金属錯体、ナフトキノン化合物、ジインモニウム化合物、およびアゾ化合物のうちの少なくとも1つの化合物を含んでもよい。

【0009】

本発明の第2の態様の医療機器用熱硬化型接着剤は、赤外線照射によって熱硬化する医療機器用熱硬化型接着剤であって、熱硬化性樹脂と、前記熱硬化性樹脂に分散された赤外線吸収剤と、を含む。

【0010】

上記医療機器用熱硬化型接着剤において、前記赤外線吸収剤は、シアニン化合物、フタロシアニン化合物、ジチオール金属錯体、ナフトキノン化合物、ジインモニウム化合物、およびアゾ化合物のうちの少なくとも1つの化合物を含んでもよい。

【0011】

ここで、赤外線吸収剤とは、広くは、可視領域(400nm-700nm)および赤外領域(700nm-1mm)の波長範囲において、最大の吸収ピークが赤外領域にある物質である。しかし、波長によっては、主剤を透過できない可能性があるため、赤外線吸収剤は、可視領域(400nm-700nm)および近赤外領域(700nm-1100nm)の波長範囲において、最大の吸収ピークが近赤外領域にある物質が好ましく、中でも、

10

20

30

40

50

赤外線照射光源の波長を考慮すれば、750nm－1000nmの波長範囲に最大の吸収ピークがあることがより好ましい。

【発明の効果】

【0012】

本発明の医療機器によれば、医療機器用熱硬化型接着剤を硬化させる際の熱的なストレスによる影響を低減することができるとともに製造時間を短縮することができるという効果を奏する。

本発明の医療機器用熱硬化型接着剤によれば、赤外線の照射による加熱によって迅速に硬化するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

10

【0013】

【図1】本発明の実施形態の医療機器の主要部の構成を示す模式的な部分断面図である。

【図2】本発明の実施形態の医療機器を製造する際の医療機器用熱硬化型接着剤の塗布工程を示す模式的な部分断面図である。

【図3】本発明の実施形態の医療機器を製造する際の医療機器用熱硬化型接着剤の硬化工程を示す模式的な部分断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下では、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。

本発明の実施形態の医療機器の構成について説明する。

20

図1は、本発明の実施形態の医療機器の主要部の構成を示す模式的な部分断面図である。

【0015】

図1に主要部を示すように、本実施形態の内視鏡装置1（医療機器）は、患者の体内に挿入する挿入部2と、挿入部2における図示略の基端部に設けられた操作部とを備える。

挿入部2の先端部は、口金3（固定用ベース部材）、先端カバー4、外皮チューブ5（被接着部材、被覆部材）、緊縛糸6（被接着部材）、および接着剤硬化体7を備える。

【0016】

口金3は、挿入部2の先端部（図1の図示右側）に配置された円筒状部材である。口金3の先端には、後述する先端カバー4が外嵌された状態で固定されている。

30

口金3の図示略の基端部には、例えば、内視鏡装置1の湾曲部を構成する湾曲駒と湾曲駒を被覆する被覆管などが接続されている。

口金3の中心部には、挿入部2の長手方向に挿通される種々の部材が挿通可能な開口が長手方向に貫通している。

【0017】

先端カバー4は、有底円筒状の部材である。先端カバー4は、口金3の先端部に外嵌している。先端カバー4の底部の外面は、挿入部2の先端面を構成している。

先端カバー4の底部および側面部には、必要に応じて、適宜の開口部が形成されていてもよい。例えば、内視鏡装置1が処置具チャンネルを有する場合には、先端カバー4の先端面を構成する底部に、処置具チャンネルの先端開口と接続する開口部が形成されている。

40

先端カバー4は、必要に応じて形成された開口部を除くと、挿入部2の先端部を液密に封止している。

先端カバー4の先端面には、透明カバーによって封止された光透過性の窓部が形成されている。少なくとも1つの窓部の内側には、外部からの光を挿入部2の内部に導く撮像光学系10が配置されている。図1は模式図のため、簡易的に、撮像光学系10が透明カバーを兼ねた一部品の場合の例を示している。しかし、透明カバーと撮像光学系10とは別部材であってもよいし、撮像光学系10は複数のレンズの組み合わせで構成されてよい。

【0018】

先端カバー4の内側において、撮像光学系10と対向する位置には、撮像光学系10を

50

透過した光を撮像する撮像素子 8 が配置されている。

撮像素子 8 としては、例えば、C C D、C M O S 素子などが用いられてもよい。

撮像素子 8 は、図示略の駆動回路と配線部 9 を介して電氣的に接続されている。図示略の駆動回路は、挿入部 2 の先端部に配置されてもよいし、基端側の操作部に配置されてもよい。

配線部 9 は、少なくとも撮像素子 8 の画像信号を伝達する信号伝達線を含む複数の配線が絶縁被覆チューブで被覆されて構成されている。配線部 9 は、挿入部 2 の内部に挿通され、挿入部 2 の基端側まで延ばされている。

【0019】

図示は省略するが、口金 3 および先端カバー 4 の内部には、先端カバー 4 の先端面に設けられた照明窓部から照明光を外部に射出する照明光源あるいはライトガイドなどが配置されていてもよい。例えば、L E D 光源のような照明光源が配置される場合、L E D 駆動回路が口金 3 および先端カバー 4 の内側に設けられていてもよい。

【0020】

外皮チューブ 5 は、挿入部 2 の先端部を除いて、挿入部 2 の外周部を覆う管状部材である。

外皮チューブ 5 は、挿入部 2 が湾曲できるように、可撓性を有する材料で形成される。例えば、外皮チューブ 5 は、可撓性を有するエラストマーで形成されてもよい。

例えば、外皮チューブ 5 に好適な材料の例としては、シリコンゴム、フッ素ゴム、クロロプレングム、およびこれらの少なくとも 1 つを含む複合ゴムなどが挙げられる。

外皮チューブ 5 に好適な材料の例としては、さらに、P E E K（ポリエーテルエーテルケトン）樹脂、P O M（ポリアセタール）樹脂、例えば、レーデル（登録商標）などのサルフォン系樹脂、ポリサルフォン樹脂、ビニル樹脂などが挙げられる。

【0021】

緊縛糸 6 は、口金 3 に外嵌する外皮チューブ 5 を縛ることで、口金 3 に固定する固定用部材である。

緊縛糸 6 は、外皮チューブ 5 の外周面 5 a（外表面）に巻き回されている。緊縛糸 6 の端部は、巻き回された部位の間に挿入されるなどして固定されている。

緊縛糸 6 の材質としては、例えば、絹、綿、P E T（ポリエチレンテレフタレート）樹脂、ナイロン、ゴム、ビニル樹脂、P E E K 樹脂などが用いられてもよい。

【0022】

接着剤硬化体 7 は、熱硬化性樹脂に赤外線吸収剤が分散された医療機器用熱硬化型接着剤が硬化して形成されている。接着剤硬化体 7 は、外皮チューブ 5 の外周面 5 a と緊縛糸 6 とを互いに接着するように、少なくとも緊縛糸 6 が巻き回された部位において、外皮チューブ 5 の外周面 5 a および緊縛糸 6 を覆って密着している。

外皮チューブ 5 および緊縛糸 6 は、接着剤硬化体 7 によって接着された被接着部材である。

本実施形態では、接着剤硬化体 7 は、挿入部 2 の長手方向において、先端側が先端カバー 4 の基端部に接し、基端側が緊縛糸 6 の基端側を覆う円環状の領域に形成されている。接着剤硬化体 7 は、先端カバー 4 の外側面および外皮チューブ 5 の外周面 5 a とともに、挿入部 2 の先端部における外周面の一部を構成している。

【0023】

接着剤硬化体 7 の形成方法について説明する。

図 2 は、本発明の実施形態の医療機器を製造する際の医療機器用熱硬化型接着剤の塗布工程を示す模式的な部分断面図である。図 3 は、本発明の実施形態の医療機器を製造する際の医療機器用熱硬化型接着剤の硬化工程を示す模式的な部分断面図である。

【0024】

接着剤硬化体 7 を形成するには、図 2 に示すように、口金 3 に外嵌した外皮チューブ 5 の外周面 5 a に緊縛糸 6 を巻き回した後、外皮チューブ 5 および緊縛糸 6 上に熱硬化型接着剤 7 A（医療機器用熱硬化型接着剤）の塗布が行われる（塗布工程）。

【0025】

熱硬化型接着剤7Aは、赤外線照射によって熱硬化する医療機器用熱硬化型接着剤である。

熱硬化型接着剤7Aは、接着剤本体7aと、赤外線吸収剤7bとを含む。

接着剤本体7aは、熱硬化性樹脂と、加熱によって熱硬化性樹脂を硬化させる硬化剤とを含む。

接着剤本体7aに含まれる熱硬化性樹脂としては、医療機器の接着部に用いることができる熱硬化性樹脂であれば、特に限定されない。

接着剤本体7aに含まれる熱硬化性樹脂としては、接着対象である被接着部材の材質、接着剤硬化体7の配置位置などに応じて適宜の樹脂材料が用いられる。

10

例えば、図1に示すように、内視鏡装置1の先端部の外周面に配置される接着剤硬化体7の場合、生体組織と接触しても問題を起こさない生体適合性、滅菌処理に耐える耐熱性および耐薬品性を備える樹脂が用いられる。

接着剤本体7aの熱硬化性樹脂に用いることができる樹脂材料の例としては、例えば、エポキシ樹脂、シリコン樹脂、ウレタン樹脂、アクリル樹脂、あるいはこれらの誘導体を主成分とする樹脂材料などが用いられてもよい。

内視鏡装置1に用いる接着剤本体7aの熱硬化性樹脂としては、エポキシ樹脂、シリコン樹脂、アクリル樹脂、フェノールノボラック樹脂などが用いられることがより好ましい。

接着剤本体7aに含まれる硬化剤は、熱硬化性樹脂の種類に応じて適宜の硬化剤が選択される。例えば、接着剤本体7aに含まれる硬化剤の例としては、アミン、ジメチルアミン、アミド、ジメチルアミド、アミン誘導体、エーテルアミンなどが挙げられる。

20

【0026】

接着剤本体7aには、必要に応じて、熱硬化性樹脂および硬化剤以外の添加剤が含まれていてもよい。例えば、接着剤本体7aには、シリカ、アルミナなどの無機粒子が含まれていてもよく、プライマーや硬化促進剤などの有機材料が含まれていてもよい。

【0027】

赤外線吸収剤7bは、可視領域(400nm-700nm)および赤外領域(700nm-1mm)の波長範囲において、最大の吸収ピークが赤外領域にある物質が用いられる。以下、赤外領域における最大の吸収ピークの波長を極大吸収波長と言う。

30

赤外線吸収剤7bは、液体でも固体でもよい。赤外線吸収剤7bが固体の場合、粉末状、粒子状、繊維状などの適宜の形状が用いられてもよい。

赤外線吸収剤7bは、複数種類の物質が混合して用いられてもよい。赤外線吸収剤7bが複数の種類を含む場合、種類は、化合物の種類、極大吸収波長の種類、液体、固体等の相状態の種類、粉末状、粒子状、繊維状などの形状の種類、および粒子径などの大きさの種類などのうちいずれ種類が異なってもよい。

赤外線吸収剤7bは、添加物として、熱硬化型接着剤7Aにおける熱硬化性樹脂に分散されている。

赤外線吸収剤7bは、熱硬化性樹脂を透過する赤外線を吸収することによって、赤外線の光エネルギーを熱エネルギーに変換する。

40

【0028】

赤外線吸収剤7bの具体的な材質としては、赤外線吸収色素が用いられてもよい。

赤外線吸収剤7bは、例えば、シアニン化合物、フタロシアニン化合物、ジチオール金属錯体、ナフトキノン化合物、ジインモニウム化合物、およびアゾ化合物のうちの少なくとも1つの化合物を含んでいてもよい。

【0029】

接着剤本体7aに対する赤外線吸収剤7bの含有量は、効率的な光熱変換が行うことができれば特に限定されない。例えば、接着剤本体7aにおいて熱硬化性樹脂および硬化剤の含有量を10重量部とするとき、赤外線吸収剤7bは、1重量部以上、3重量部以下であってもよい。

50

赤外線吸収剤 7b が、1 重量部未満であると、赤外線吸収剤 7b によって吸収される赤外線が少なすぎるため、硬化に時間がかかりすぎてしまう。

赤外線吸収剤 7b が、3 重量部を超えると、接着剤の塗布作業性が悪くなってしまう。

【0030】

熱硬化型接着剤 7A の塗布方法は、特に限定されない。例えば、図 2 に示すように、熱硬化型接着剤 7A は、ディスペンサ 20 から吐出されることによって、外皮チューブ 5 および緊縛糸 6 上に塗布されてもよい。

図 3 に示すように、緊縛糸 6 を覆うように接着剤硬化体 7 が塗布されると、塗布工程が終了する。

【0031】

次に、熱硬化型接着剤 7A を加熱することによって、熱硬化型接着剤 7A を硬化させる（硬化工程）。

本実施形態では、熱硬化型接着剤 7A の塗布部位に向けて赤外線 L を照射することによって、熱硬化型接着剤 7A を加熱する。

赤外線 L の波長は、赤外線吸収剤 7b の極大吸収波長を含む波長とすることがより好ましい。

赤外線 L を発生する光源は、例えば、赤外線レーザ光源あるいは赤外線 LED であってもよいし、赤外線ランプであってもよい。さらに、赤外線 L を発生するため、赤外線ヒータが用いられてもよい。

赤外線 L は、熱硬化型接着剤 7A の塗布範囲に限って照射されることがより好ましい。

【0032】

熱硬化型接着剤 7A に赤外線 L が照射されると、赤外線 L が熱硬化型接着剤 7A によって吸収される。熱硬化型接着剤 7A には、赤外線吸収剤 7b が含まれているため、赤外線吸収剤 7b によって効率的に赤外線 L が吸収される。これにより、熱硬化型接着剤 7A が効率よく加熱される。

熱硬化型接着剤 7A の内部に分散された赤外線吸収剤 7b が赤外線 L を吸収することで、熱硬化型接着剤 7A がその内部からも加熱されるため、熱硬化型接着剤 7A の硬化時間が短縮される。

さらに、赤外線吸収剤 7b が含まれない場合に比べると、熱硬化型接着剤 7A によって透過、反射される赤外線 L の光量が低減されるため、赤外線 L が熱硬化型接着剤 7A 以外の部材に照射される量が低減される。

この結果、熱硬化型接着剤 7A 以外の部材の温度上昇が抑制される。

【0033】

挿入部 2 の先端部には、例えば、撮像素子 8 およびその駆動回路のような電子部品、電子回路が配置されている。このような内視鏡装置 1 に用いられる電子部品、電子回路は、高熱が加えられると、熱的なストレスによって、故障したり、劣化したりするおそれがある。

本実施形態の熱硬化型接着剤 7A によれば、熱硬化型接着剤 7A の塗布領域以外の部材の加熱量が低減されるため、塗布領域の近傍の電子部品、電子回路などが熱的なストレスによって、故障したり、劣化したりすることが防止される。

【0034】

このようにして、熱硬化型接着剤 7A が硬化すると、少なくとも外皮チューブ 5 および緊縛糸 6 に密着する接着剤硬化体 7 が形成される。これにより、外皮チューブ 5 および緊縛糸 6 が接着剤硬化体 7 を介して互いに接着される。緊縛糸 6 の表面は接着剤硬化体 7 によって覆われるため、緊縛糸 6 が保護される。このため、緊縛糸 6 によって口金 3 に外皮チューブ 5 が固定された状態が安定して保持される。

さらに、接着剤硬化体 7 が挿入部 2 の先端部の外周面の一部を構成することで、緊縛糸 6 による表面の凹凸が平滑化されるため、挿入部 2 の摺動性が向上する。

【0035】

以上説明したように、本実施形態の熱硬化型接着剤 7A では、内部に赤外線吸収剤 7b

10

20

30

40

50

が分散されているため、熱硬化型接着剤 7 A は赤外線照射による加熱によって迅速に硬化する。

本実施形態の内視鏡装置 1 は、このような熱硬化型接着剤 7 A が赤外線照射によって硬化されている接着剤硬化体 7 によって被接着部材同士が接着されている。熱硬化型接着剤 7 A の硬化工程では、熱硬化型接着剤 7 A の塗布領域に局所的に赤外線 L を照射しても、熱硬化型接着剤 7 A が迅速かつ確実に硬化する。これにより、熱硬化型接着剤 7 A の塗布領域以外の部材の温度上昇が抑制される。

このため、内視鏡装置 1 によれば、熱硬化型接着剤 7 A を硬化させる際の熱的なストレスの影響を低減することができるとともに製造時間を短縮することができる。

この結果、内視鏡装置 1 の耐久性や寿命が向上する。さらに、内視鏡装置 1 は製造コストが低減される。

10

【0036】

なお、上記の実施形態の説明では、熱硬化型接着剤 7 A が、挿入部 2 の先端部に巻き回された緊縛糸 6 と外皮チューブ 5 との接着に用いられる場合の例で説明した。

しかし、熱硬化型接着剤 7 A による接着部位および被接着部材は、これには限定されない。

例えば、熱硬化型接着剤 7 A は、挿入部 2 の基端部において、外皮チューブ 5 を口金に固定する緊縛糸と外皮チューブ 5 とを接着するために用いられてもよい。

【0037】

上記実施形態の説明では、熱硬化型接着剤 7 A が医療機器の最外周部に塗布されてから硬化される場合の例で説明したが、熱硬化型接着剤 7 A は、製造時に赤外線照射が可能であれば、医療機器の内部を含むいかなる部位に塗布されてもよい。

20

【0038】

上記実施形態の説明では、医療機器が内視鏡装置 1 の場合の例で説明した。しかし、本発明の実施形態の医療機器の種類は、内視鏡装置には限定されない。例えば、本発明の医療機器の実施形態は、処置具、カテーテル、バルーンなどの医療機器であってもよい。

【0039】

上記実施形態の説明では、接着剤硬化体 7 が挿入部 2 の最外周部の一部を構成する場合の例で説明したが、接着剤硬化体 7 の外周面には、摺動性や親水性を向上するための層状部が形成されていてもよい。

30

【実施例】

【0040】

次に、上記実施形態の実施例について、比較例とともに説明する。

下記「表 1」に、実施例 1～9、比較例 1、2 に用いた医療機器用熱硬化型接着剤の組成およびその評価結果を示す。

【0041】

【表 1】

	組成					評価		
	主剤+硬化剤		添加剤		重量部	硬化方法	硬化時間 (分)	作業性
	主剤材料	硬化剤材料	材料	重量部				
実施例1	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#1	10	1	赤外線照射	8	○
実施例2	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#1	10	2	赤外線照射	5	○
実施例3	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#1	10	3	赤外線照射	5	○
実施例4	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#1	10	5	赤外線照射	5	△
実施例5	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#2	10	2	赤外線照射	5	○
実施例6	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#3	10	2	赤外線照射	5	○
実施例7	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#4	10	2	赤外線照射	5	○
実施例8	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#5	10	2	赤外線照射	5	○
実施例9	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#6	10	2	赤外線照射	5	○
実施例10	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#7	10	2	赤外線照射	5	○
実施例11	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#8	10	2	赤外線照射	5	○
実施例12	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	赤外線吸収剤#9	10	2	赤外線照射	5	○
比較例1	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	カーボンブラック	10	2	乾燥炉	80	○
比較例2	エポキシ樹脂	脂肪族アミン	カーボンブラック	10	2	赤外線照射	30	○

【0042】

〔表1〕における各添加剤における赤外線の極大吸収波長（〔表2〕には「極大波長」と記載）と、各添加剤の商品名およびメーカーについて、下記〔表2〕に示す。

【0043】

10

20

30

40

【表 2】

	極大波長(nm)	商品名	メーカー
赤外線吸収剤#1	780	KP Deeper NR Paste	日本化薬株式会社
赤外線吸収剤#2	817	IR-T	昭和電工株式会社
赤外線吸収剤#3	819	IR-13F	昭和電工株式会社
赤外線吸収剤#4	780	YKR-2016	山本化成株式会社
赤外線吸収剤#5	790	YKR-2100	山本化成株式会社
赤外線吸収剤#6	900	YKR-2900	山本化成株式会社
赤外線吸収剤#7	890	YKR-2081	山本化成株式会社
赤外線吸収剤#8	1000	YKR-2200	山本化成株式会社
赤外線吸収剤#9	840	YKR-2090	山本化成株式会社
カーボンブラック	-	AT-NO. 40	オリエンタル産業株式会社

【0044】

[実施例 1]

〔表 1〕に示すように、実施例 1 の熱硬化型接着剤 7 A は、接着剤本体 7 a を構成する主剤としてビスフェノール F 型エポキシ樹脂、硬化剤として脂肪族アミンが用いられた。

具体的には、ビスフェノール F 型エポキシ樹脂は、アデカレジエン EP（登録商標）- 4901（商品名；（株）ADEKA 製）が用いられた。硬化剤は、エポキシ樹脂硬化剤 ST-13（商品名；三菱化学（株）製）が用いられた。

実施例 1 の熱硬化型接着剤 7 A は、主剤および硬化剤の合計を 10 重量部として、1 重量部の赤外線吸収剤 # 1 が添加された。主剤および硬化剤の配合比は硬化時間にはあまり影響しないことが分かっている。本実施例では、一例として、主剤が 6 重量部、硬化剤が 4 重量部とされた。

〔表 2〕に示すように、赤外線吸収剤 # 1 は、分散液状タイプの赤外線吸収剤 KP Deeper NR Paste（商品名；日本化薬（株）製）が用いられた。赤外線吸収剤 # 1 の赤外線の極大吸収波長は、780 nm である。

実施例 1 の熱硬化型接着剤 7 A の硬化方法としては、波長 800 nm の赤外線を照射する硬化方法が採用された。赤外線の照射光量は 500 W とされた。

【0045】

[実施例 2～4]

〔表 1〕に示すように、実施例 2、3、4 の熱硬化型接着剤 7 A は、上記実施例 1 の赤外線吸収剤 # 1 がそれぞれ 2、3、5 重量部添加された点が、実施例 1 と異なる。

【0046】

[実施例 5～12]

〔表 1〕に示すように、実施例 5～12 の熱硬化型接着剤 7 A は、上記実施例 2 の赤外線吸収剤 # 1 に代えて、それぞれ赤外線吸収剤 # 2～# 9 が添加された点が、実施例 2 と異なる。

さらに、各赤外線吸収剤の極大吸収波長の相違に基づいて、硬化のために照射された赤外線の波長が変更された場合がある。

以下、実施例 2 と異なる点を中心に説明する。

【0047】

〔表 2〕に示すように、実施例 5 の赤外線吸収剤 # 2 は、近赤外線吸収色素 IR-T（商品名；昭和電工（株）製）が用いられた。赤外線吸収剤 # 2 の赤外線の極大吸収波長は、817 nm である。硬化に用いた赤外線の波長は 800 nm であった。

実施例 6 の赤外線吸収剤 # 3 は、近赤外線吸収色素 I R - 1 3 F (商品名; 昭和電工 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 3 の赤外線の極大吸収波長は、8 1 9 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

実施例 7 の赤外線吸収剤 # 4 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 0 1 6 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 4 の赤外線の極大吸収波長は、7 8 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

実施例 8 の赤外線吸収剤 # 5 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 1 0 0 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 5 の赤外線の極大吸収波長は、7 9 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

実施例 9 の赤外線吸収剤 # 6 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 9 0 0 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 6 の赤外線の極大吸収波長は、9 0 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

実施例 1 0 の赤外線吸収剤 # 7 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 0 8 1 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 7 の赤外線の極大吸収波長は、8 9 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

実施例 1 1 の赤外線吸収剤 # 8 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 2 0 0 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 8 の赤外線の極大吸収波長は、1 0 0 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 1 0 0 0 n m であった。

実施例 1 2 の赤外線吸収剤 # 9 は、近赤外線吸収色素 Y K R - 2 0 9 0 (商品名; 山本化成 (株) 製) が用いられた。赤外線吸収剤 # 9 の赤外線の極大吸収波長は、8 4 0 n m である。硬化に用いた赤外線の波長は 8 0 0 n m であった。

【0048】

[比較例 1]

[表 1] に示すように、比較例 1 の熱硬化型接着剤は、上記実施例 2 の赤外線吸収剤 # 1 に代えて、赤外線吸収剤 # 1 と同重量部のカーボンブラックが添加された点が実施例 2 と異なる。

具体的なカーボンブラックの材料としては、[表 2] に示すように、アモルファス系黒鉛粉である A T - N o . 4 0 (商品名; オリエンタル産業 (株) 製) が用いられた。

さらに、比較例 1 では、硬化方法として、乾燥炉による加熱が行われた。乾燥炉による加熱温度は、8 0 °C とされた。

【0049】

[比較例 2]

[表 1] に示すように、比較例 2 は、硬化方法が赤外線照射である点のみが、比較例 1 と異なる。

比較例 1 のカーボンブラックは、赤外線の極大吸収波長を有しないため、赤外線の波長および照射光量は、上記実施例 2 と同様とされた。

【0050】

[評価]

評価としては、各実施例、各比較例において熱硬化型接着剤の硬化時間の測定と、熱硬化型接着剤の塗布作業の作業性の評価とが行われた。

塗布作業の作業性は、作業者が塗布作業の行いやすさを、良い (g o o d) ([表 1] では「○」)、可 (f a i r) ([表 1] では「△」)、不可 (n o g o o d) ([表 1] では「×」) の 3 段階で評価した。ここで「可」は、塗布可能であるが「良」の場合に比べると塗布作業を丁寧に行わねばならず作業時間が増大した場合などが該当する。「不可」は、熱硬化型接着剤の粘度が高くなりすぎる結果、時間をかけても良好な塗布が行えなかった場合などが該当する。

【0051】

[評価結果]

[表 1] の「硬化時間」欄に記載されたように、赤外線吸収剤 # 1 の添加量のみが異なる実施例 1 ~ 4 の硬化時間は、実施例 1 が 8 分、実施例 2 ~ 4 が 5 分であった。

このように、赤外線吸収剤 # 1 の添加量は 2 重量部以上であれば、硬化時間は変わらなかった。実施例 1 のように赤外線吸収剤 # 1 の添加量が 1 重量部であっても、硬化時間は 3 分増大するのみであった。

作業性に関しては、実施例 1 ～ 3 が「良」、実施例 4 が「可」と評価された。実施例 4 は、赤外線吸収剤 # 1 の添加量が 5 重量部であるため、熱硬化型接着剤 7 A の粘度が増大して、塗布しにくくなった。しかし、丁寧に作業を行えば、塗布ムラなどが抑制されるため、使用可能なレベルであった。

赤外線吸収剤の添加量と、硬化時間、作業性の関係は、赤外線吸収剤の種類を変えてもあまり変わらなかったため、実施例 5 ～ 12 の各赤外線吸収剤の添加量は、実施例 2 と同重量部とした。

10

実施例 5 ～ 12 の硬化時間は、いずれも 5 分であり、作業性も「良」であった。

【0052】

これに対して、乾燥炉で硬化させた比較例 1 は、電子部品等に悪影響を与えないように、加熱温度が 80℃ に設定されたため、硬化時間が 80 分であった。

赤外線吸収剤に代えてカーボンブラックが添加された比較例 2 は、硬化時間が 30 分であった。これは、カーボンブラックが、赤外線吸収剤 # 1 ～ # 9 に比べると、赤外線の吸収性能が劣るためであると考えられる。

以上の評価結果から、実施例 1 ～ 12 は、比較例 1、2 に比べて格段に硬化時間が短縮されたことが分かる。

【0053】

20

以上、本発明の好ましい実施形態、実施例を説明したが、本発明はこのような実施形態、実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の特許請求の範囲によってのみ限定される。

【符号の説明】

【0054】

- 1 内視鏡装置（医療機器）
- 2 挿入部
- 3 口金（固定用ベース部材）
- 4 先端カバー
- 5 外皮チューブ（被接着部材、被覆部材）
- 5 a 外周面（外表面）
- 6 緊縛糸（被接着部材）
- 7 接着剤硬化体
- 7 a 接着剤本体
- 7 A 熱硬化型接着剤（医療機器用熱硬化型接着剤）
- 7 b 赤外線吸収剤
- 8 撮像素子
- 9 配線部
- L 赤外線

30

40

【図 1】

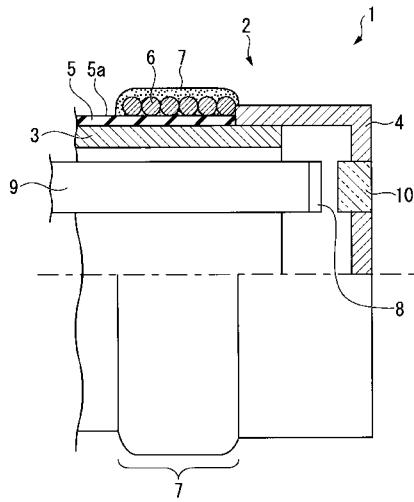


図 1

【図 2】

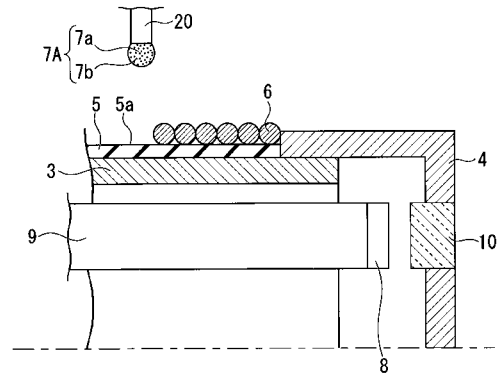


図 2

【図 3】

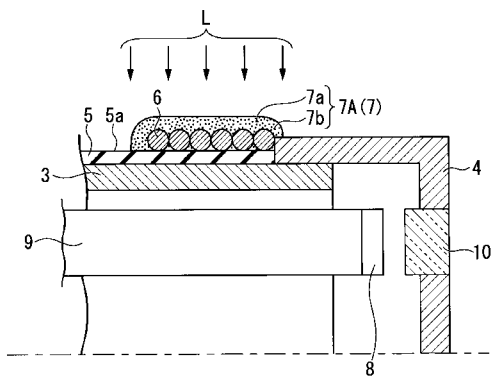


図 3

フロントページの続き

(72)発明者 横山 大輝

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C161 DD03 FF35 JJ03 JJ06 JJ11 LL02

4J040 DF021 EB071 EC001 EC061 EK031 HC02 KA16 KA17 KA42 NA02

PA30 PA32

专利名称(译)	用于医疗设备和医疗设备的热固性粘合剂		
公开(公告)号	JP2017185086A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2016077397	申请日	2016-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	横山大輝		
发明人	横山 大輝		
IPC分类号	A61B1/00 C09J5/06		
CPC分类号	A61B1/0011 A61B1/005 C08G59/56 C08K5/0041 C08L33/00 C08L63/00 C09J5/06 C09J11/06 C09J2205/31 A61B1/00071 A61B1/00121 A61B1/0014 C09J133/00		
FI分类号	A61B1/00.300.P C09J5/06 A61B1/00.715		
F-TERM分类号	4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/JJ03 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4J040/DF021 4J040/EB071 4J040/EC001 4J040/EC061 4J040/EK031 4J040/HC02 4J040/KA16 4J040/KA17 4J040/KA42 4J040/NA02 4J040/PA30 4J040/PA32		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减少热应力对医疗设备中医疗设备用热固性粘合剂的固化的影响，并缩短制造时间。的内窥镜装置1包括包覆管5和捆纱6被接合部件，并且与所述护套管5并列纱6紧密接触，并且，红外线吸收剂分散在热固化性树脂用于医疗设备的热固性粘合剂的粘合剂固化和固化产品7。

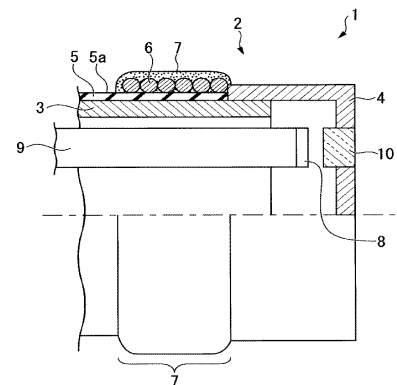


图 1