

(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2018-191882

(P2018-191882A)

(43) 公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2017-97312(P2017-97312)
 (22) 出願日 平成29年5月16日(2017.5.16)

(71) 出願人 000000376
 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】 超音波内視鏡用音響レンズおよび超音波内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】超音波内視鏡用音響レンズにおいて、物理的な接触に対する耐久性が向上できるようにする。

【解決手段】エラストマーからなるベース材料14aと、ベース材料14aに添加された充填剤14bと、ベース材料14aのベース材料表面14dの少なくとも一部を覆うように配され、レンズ表面S1に露出する摩擦低減剤14cと、を備える。

【選択図】図3

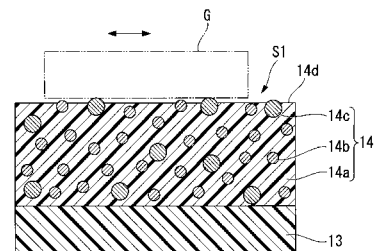


図3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エラストマーからなるベース材料と、
前記ベース材料に添加された充填剤と、
前記ベース材料の表面の少なくとも一部を覆うように配され、レンズ表面に露出する摩擦低減剤と、
を備える、超音波内視鏡用音響レンズ。

【請求項 2】

前記摩擦低減剤は、
フッ素樹脂、二硫化モリブデン、グラファイト、窒化ホウ素、ポリアミド樹脂、ポリアセタール樹脂、窒化ホウ素、および二硫化タングステンからなる群から選ばれた 1 以上の物質を含む、
請求項 1 に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

10

【請求項 3】

前記摩擦低減剤の粒径は、
10 μm 以下である、
請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

【請求項 4】

前記摩擦低減剤の含有量は、
前記ベース材料を 100 質量部として、3 質量部以上、15 質量部以下である、
請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

20

【請求項 5】

前記レンズ表面における動摩擦係数が、0.3 よりも小さい、
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

【請求項 6】

前記ベース材料は、
ジオルガノポリシロキサンまたはこれを主剤とするシリコーンゴムコンパウンドからなる、
請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

30

【請求項 7】

前記摩擦低減剤は、
前記ベース材料の前記表面に層状に配されている、
請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

【請求項 8】

前記摩擦低減剤は、
前記ベース材料の前記表面に固着している、
請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズ。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波内視鏡用音響レンズを備える、
超音波内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡用音響レンズおよび超音波内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用内視鏡として、超音波内視鏡装置が知られている。
超音波内視鏡装置は、被検体の画像を取得するため超音波振動子を備えている。超音波振動子の表面には超音波を集束するための音響レンズが配置されている。

音響レンズは、生体組織等の被検体に効率的に導入できるように、生体組織の音響特性

50

に近い音響特性を有する必要がある。例えば、音響レンズの音響インピーダンスが生体組織の音響インピーダンスに近いと、生体組織と当接部における表面反射が抑制されるため、生体組織に効率的に超音波が伝播する。

例えば、特許文献1には、感度を向上させる目的で、ビニル基を有するポリシロキサンに、無機化合物が添加された音響波プローブ用シリコーン樹脂を含む音響レンズが記載されている。特許文献1の音響レンズに含まれる無機化合物は、炭酸カルシウム、窒化アルミニウム、酸化カルシウム、酸化バナジウム、窒化ケイ素、炭酸バリウム、炭化チタン、窒化チタン、酸化銅、炭化ジルコニウム、および炭化タングステンからなる群から選択される物質からなる。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2016-107076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、上述した従来技術には以下のような問題がある。

特許文献1に記載された音響レンズのように、シリコーン樹脂などの摩擦係数が大きなエラストマーをベース材料として有する場合、音響レンズのレンズ表面が滑りにくい。このため、レンズ表面に他の物体が触れると、音響レンズが破損されやすい。例えば、ガーゼなどで音響レンズのレンズ表面を清掃する時などに、レンズ表面との摩擦力によって、ガーゼがレンズ表面に引っ掛かりやすい。ガーゼがレンズ表面に引っ掛かった状態でガーゼを動かすと、引っ掛かりが生じた部位に作用する外力によって、音響レンズが破れてしまうという問題がある。

20

ガーゼに限らず、種々の材質からなる物体に対して、エラストマーの動摩擦係数は、例えば、0.3~0.45のような大きな値を有する。このため、音響レンズは、他の物体との物理的な接触が繰り返される場合に耐久性が悪くなるという問題がある。

【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、物理的な接触に対する耐久性が向上できる超音波内視鏡用音響レンズおよび超音波内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【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の態様の超音波内視鏡用音響レンズは、エラストマーからなるベース材料と、前記ベース材料に添加された充填剤と、前記ベース材料の表面の少なくとも一部を覆うように配され、レンズ表面に露出する摩擦低減剤と、を備える。

【0007】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記摩擦低減剤は、フッ素樹脂、二硫化モリブデン、グラファイト、窒化ホウ素、ポリアミド樹脂、ポリアセタール樹脂、窒化ホウ素、および二硫化タングステンからなる群から選ばれた1以上の物質を含んでもよい。

40

【0008】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記摩擦低減剤の粒径は、10 μ m以下であってもよい。

【0009】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記摩擦低減剤の含有量は、前記ベース材料を100質量部として、3質量部以上、15質量部以下であってもよい。

【0010】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記レンズ表面における動摩擦係数が、0.3よりも小さくてもよい。

50

【 0 0 1 1 】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記ベース材料は、ジオルガノポリシロキサンまたはこれを主剤とするシリコーンゴムコンパウンドからなってもよい。

【 0 0 1 2 】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記摩擦低減剤は、前記ベース材料の前記表面に層状に配されていてもよい。

【 0 0 1 3 】

上記超音波内視鏡用音響レンズにおいては、前記摩擦低減剤は、前記ベース材料の前記表面に固着していてもよい。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 2 の態様の超音波内視鏡装置は、上記超音波内視鏡用音響レンズを備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波内視鏡用音響レンズおよび超音波内視鏡装置によれば、物理的な接触に対する耐久性が向上できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡装置の概略構成を示す模式的な正面図である。

【 図 2 】本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡装置の主要部の構成を示す模式的な断面図である。

【 図 3 】本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 図 4 】本発明の第 2 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 図 5 】本発明の第 3 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 図 6 】本発明の第 4 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

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。すべての図面において、実施形態が異なる場合であっても、同一または相当する部材には同一の符号を付し、共通する説明は省略する。

【 0 0 1 8 】

[第 1 の実施形態]

本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズおよび超音波内視鏡装置について説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡装置の概略構成を示す模式的な正面図である。図 2 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡装置の主要部の構成を示す模式的な断面図である。なお、各図面は、模式図のため形状や寸法は誇張されている（以下の図面も同じ）。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示すように、本実施形態の超音波内視鏡 1（超音波内視鏡装置）は、体内に挿入される細長の挿入部 2 と、挿入部 2 の基端に接続された操作部 3 と、操作部 3 から延出するユニバーサルコード 4 とを備える。

挿入部 2 は、その先端から、先端硬質部 5、湾曲自在な湾曲部 6、および細径でかつ長尺で可撓性を有する可撓管部 7 がこの順に接続されて構成される。可撓管部 7 の内部には、処置具を挿通する処置具チャンネルが設けられていてもよい。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

図 2 に示すように、先端硬質部 5 は、円筒状部材 30、および複数の超音波振動子 10 を備える。特に図示しないが、可撓管部 7 に処置具チャンネルが設けられている場合には、先端硬質部 5 には、処置具チャンネルの出口開口が形成されている。

円筒状部材 30 は、環状の鍔 31 と、鍔 31 の中央の縁から図示略の可撓管部 7 の方向（図示の上から下に向かう方向）に延びる円筒状部 32 とを備える。

円筒状部材 30 の円筒状部 32 の内部には、同軸ケーブル 40 が挿通されている。

【0021】

超音波振動子 10 は、超音波を被検体に放射する装置部分である。超音波振動子 10 は、円筒状部材 30 の外周面に沿って周方向に複数配列されている。

各超音波振動子 10 は、それぞれ、圧電素子 11、バッキング材 12、音響整合層 13、音響レンズ 14（超音波内視鏡用音響レンズ）、および図示略の電極を備える。

【0022】

圧電素子 11 は、図示略の電極によって電圧が印加されることで、超音波振動を発生する。本実施形態における圧電素子 11 は、平板状に形成されている。圧電素子 11 の一方の板面 11a は、円筒状部材 30 の径方向において円筒状部 32 と対向する位置に配置されている。

【0023】

バッキング材 12 は、圧電素子 11 で発生する超音波振動のうち板面 11a から径方向内側に向かう振動を吸収するための部材である。バッキング材 12 は、円筒状部 32 と圧電素子 11 との間に充填されている。

バッキング材 12 の材質としては、適宜の振動吸収特性を有する樹脂材料が用いられる。

バッキング材 12 は、軸方向においては、円筒状部 32 を内部に挿通する環状部材 33、34 に挟まれている。

環状部材 33 は、鍔 31 と隣接し、圧電素子 11 から先端硬質部 5 の先端方向に延出する基板 50 に接するように取り付けられている。

環状部材 34 は、圧電素子 11 よりも可撓管部 7（図示略）寄りの位置で後述する音響整合層 13 に接するように取り付けられている。

【0024】

音響整合層 13 は、被検体と圧電素子 11 とにおける音響インピーダンスの差を低減する層状部である。被検体の音響インピーダンスに応じて、音響整合層 13 の音響インピーダンスが適正に設定されることにより、被検体による超音波の反射が低減される。

音響整合層 13 は、少なくとも圧電素子 11 において板面 11a と反対側の板面 11b を覆うように設けられている。このため、音響整合層 13 を介して、板面 11b から径方向外側に放射される超音波が被検体に効率的に導入される。

音響整合層 13 は、単層で構成されてもよいし、複数層で構成されてもよい。

【0025】

音響レンズ 14 は、圧電素子 11 で発生し、音響整合層 13 を通して径方向外側に伝搬する超音波を集束して外部に放射する。音響レンズ 14 は、超音波を集束させるための適宜形状に成形されている。例えば、音響レンズ 14 のレンズ表面 S1 は、外側に凸の湾曲面とされている。音響レンズ 14 は、音響整合層 13 を径方向外側から覆うように設けられている。

音響レンズ 14 の構成は、超音波内視鏡 1 の説明の後に詳述される。

【0026】

円筒状部材 30 の鍔 31 において、環状部材 33 と反対方向の面 31a には、多数の電極パッド 51 が設けられている。

電極パッド 51 には、同軸ケーブル 40 から延びる配線 41 が結線されている。電極パッド 51 と、基板 50 上に設けられた電極層 52 とは、ワイヤー 53 で結線されている。電極パッド 51 とワイヤー 53 とは半田 54 によって接合されている。電極層 52 とワイヤー 53 とは半田 55 で接合されている。

10

20

30

40

50

電極パッド 5 1 と配線 4 1 との結線部の全体は、例えば同軸ケーブル 4 0 に負荷がかかることによって配線 4 1 が電極パッド 5 1 から外れることを防ぐために、ポッティング樹脂 5 6 で被覆されている。

先端硬質部 5 の先端には、電極パッド 5 1 と配線 4 1 との結線部を塞ぐように、先端構造部材 6 0 が設けられている。また、先端硬質部 5 は、接続部材 7 0 を介して湾曲部 6 に接続される。

【 0 0 2 7 】

次に、音響レンズ 1 4 の詳細構成について説明する。

図 3 は、本発明の第 1 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 0 0 2 8 】

図 3 に示すように、本実施形態の音響レンズ 1 4 は、ベース材料 1 4 a と、充填剤 1 4 b と、摩擦低減剤 1 4 c と、を含んで構成されている。

【 0 0 2 9 】

ベース材料 1 4 a は、被検体である生体組織などと音響特性が近いエラストマーが用いられる。例えば、ベース材料 1 4 a としては、ジオルガノポリシロキサンまたはこれを主剤とするシリコーンゴムコンパウンド（以下、まとめて、「シリコーンエラストマー」を称する場合がある）が用いられてもよい。ただし、シリコーンエラストマーは、成形性、接着性などに優れた材料が用いられることがより好ましい。例えば、成形性の観点からシリコーンはミラブル型でなく、非ミラブル型がより好ましい。成形性、接着性などに優れたシリコーンエラストマーは、摩擦係数が大きくなりがちである。

ベース材料 1 4 a に用いられる、ジオルガノポリシロキサンまたはこれを主剤とするシリコーンゴムコンパウンドの構成は、特に限定されない。ジオルガノポリシロキサンにおける有機基の構成、およびジオルガノポリシロキサンを主剤とするシリコーンゴムコンパウンドの構成としては、例えば、特開昭 6 2 - 1 1 8 9 7 号公報に記載の構成はすべて用いることができる。

【 0 0 3 0 】

充填剤 1 4 b は、ベース材料 1 4 a に適宜量添加されることにより音響レンズ 1 4 として必要な音響特性が得られる無機フィラーが用いられる。ここで、音響レンズ 1 4 に必要な音響特性の例としては、例えば、音響インピーダンス、超音波に対する減衰率などが挙げられる。

充填剤 1 4 b の材料は、高い密度を有することがより好ましい。この場合、ベース材料 1 4 a に対する充填剤 1 4 b の添加量が少量でも、必要な音響インピーダンスが得られるため、減衰率が低減できる。

充填剤 1 4 b の材料は、高い機械的強度を有することがより好ましい。この場合、音響レンズ 1 4 の機械的強度が向上される。高密度の物質は一般的に機械的強度も高いため、充填剤 1 4 b の密度が大きいと、音響レンズ 1 4 の機械的強度が高くなりやすい。

充填剤 1 4 b として好適な無機フィラーの例としては、シリカ、アルミナ、ベーマイト、酸化セリウム、窒化ホウ素、窒化アルミニウム、酸化マグネシウム、水酸化アルミニウム、酸化亜鉛、三酸化タンゲステン、ジルコニア、ダイヤモンド、窒化珪素、炭化珪素、サファイヤなどが挙げられる。以上に例示した無機フィラーはいずれも機械的強度が高いため、せん断強度も高い。

充填剤 1 4 b は、1 種類には限定されない。充填剤 1 4 b として複数種類の無機フィラーが用いられてもよい。

【 0 0 3 1 】

図 3 は模式図のため、充填剤 1 4 b が球状に図示されているが、充填剤 1 4 b の形状は、球形には限定されない。例えば、充填剤 1 4 b の形状は、球以外の粒状、多面体状、板状、棒状、繊維状、不定形状などであってもよい。

【 0 0 3 2 】

音響レンズ 1 4 における充填剤 1 4 b の含有量は、音響レンズ 1 4 に必要な音響特性お

10

20

30

40

50

よび機械的強度が得られる適宜の含有量が可能である。

例えば、音響レンズ14における充填剤14bの含有量は、100質量部のベース材料14aに対して、1質量部以上100質量部以下であってもよい。

充填剤14bが1質量部未満であると、充填剤14bの添加量が少なすぎるために、音響インピーダンスを適正に調整しづらくなったり、機械的強度があまり向上できなくなったりするおそれがある。

充填剤14bが100質量部を超えると、成形性が低下するため、成形型の形状が正確に転写されないおそれがある。この場合、音響レンズ14としてのレンズ性能が低下するおそれがある。さらに、充填剤14bの添加量が多くなると超音波の減衰率が増大するおそれがある。

【0033】

摩擦低減剤14cは、音響レンズ14のレンズ表面S1の少なくとも一部に露出するように配されている。本実施形態では、ベース材料14aに分散して添加されることによって、一部の摩擦低減剤14cがレンズ表面S1におけるベース材料表面14dから露出している。

ベース材料表面14dから露出した摩擦低減剤14cは、外部から見て、ベース材料表面14dを覆う状態に配置されている。ベース材料表面14dから露出した充填剤14bおよびベース材料表面14dとともに、レンズ表面S1を構成する。

【0034】

摩擦低減剤14cの材質は、レンズ表面S1の滑り特性を、ベース材料表面14dの滑り特性に比べて向上できる固体であれば、特に限定されない。

例えば、摩擦低減剤14cとしては、外力によって容易にせん断破壊されたり、すべり変形したりすることによって、滑り特性を向上できる固体潤滑剤が用いられてもよい。例えば、摩擦低減剤14cとしては、層状分子構造が分子間力で結合された積層構造粒子からなる固体潤滑剤が用いられてもよい。

例えば、摩擦低減剤14cとしては、例えば、フッ素樹脂などのように、表面の摩擦係数が小さい材料からなる固体潤滑剤が用いられてもよい。

ただし、摩擦低減剤14cは、上述したような固体潤滑剤には限定されない。例えば、摩擦低減剤14cとしては、ベース材料表面14dの摩擦係数よりも小さい摩擦係数を有していれば、必ずしも固体潤滑剤と称されない無機材料または有機材料が用いられてもよい。

図3は模式図のため、摩擦低減剤14cが球状に図示されているが、摩擦低減剤14cの形状は、球形には限定されない。例えば、摩擦低減剤14cの形状は、球以外の粒状、多面体状、板状、棒状、繊維状、不定形状などであってもよい。

【0035】

摩擦低減剤14cとして好適な材料としては、二硫化モリブデン、二硫化タングステン、グラファイト、フッ化黒鉛、窒化ホウ素、マイカ、タルク、フッ化カルシウム、二酸化珪素、フラーレン、カーボンナノチューブ、一酸化鉛、金、銀、錫、鉛、銅、PTFE（ポリテトラフルオロエチレン）（フッ素樹脂）、PFA（ペルフルオロアルコキシフッ素樹脂）（フッ素樹脂）、ポリアミド樹脂、ポリアセタール樹脂、などが挙げられる。

音響レンズ14に含有される摩擦低減剤14cは、種類には限定されない。例えば、上述のように例示された物質の群から選ばれた1以上の物質が摩擦低減剤14cとして用いられてもよい。

【0036】

ベース材料表面14dにおける摩擦低減剤14cの露出形状、露出面積、および露出部の分布密度は、レンズ表面S1の摩擦係数がベース材料表面14dの摩擦係数に比べて低減できれば、特に限定されない。

例えば、摩擦低減剤14cは、ベース材料表面14dにおいて、粒状、島状、層状などの適宜形状で露出してもよい。図3では、一例として、摩擦低減剤14cが粒径以下の範囲で粒状に露出している場合の例が描かれている。

10

20

30

40

50

レンズ表面 S 1 における摩擦係数は動摩擦係数として 0.3 より小さいことがより好ましい。

【0037】

摩擦低減剤 14c の粒径は、10 μm 以下であることがより好ましい。摩擦低減剤 14c の粒径が 10 μm を超えると、音響レンズ 14 において、超音波の減衰率が大きくなりすぎるおそれがある。音響レンズ 14 において減衰率が大きくなりすぎると、被検体の深部に超音波が届きにくくなるため、被検体の深部観察がしにくくなる。

減衰率をより低下させるため、摩擦低減剤 14c の粒径は 6 μm 以下であることがさらに好ましい。

【0038】

本実施形態では、摩擦低減剤 14c がベース材料 14a の内部にも分散しているため、摩擦低減剤 14c の含有量は、音響レンズ 14 の音響特性にも影響するおそれがある。このため、摩擦低減剤 14c の含有量は、充填剤 14b の含有量と併せて、音響レンズ 14 として必要な音響特性が得られるように設定される。

例えば、音響レンズ 14 における摩擦低減剤 14c の含有量は、100 質量部のベース材料 14a に対して、3 質量部以上 15 質量部以下であってもよい。この場合、レンズ表面 S 1 に露出する摩擦低減剤 14c の量が適正となるため、摩擦低減剤 14c による摩擦低減効果がより良好となる。

摩擦低減剤 14c が 3 質量部未満であると、表面に露出する摩擦低減剤 14c の量が少なくなりすぎるため、レンズ表面 S 1 の摩擦係数が下がりにくくなるおそれがある。

摩擦低減剤 14c が 15 質量部を超えると、摩擦低減剤によって超音波の伝播が阻害されるため、超音波の減衰率が増大しやすくなる。このため、超音波内視鏡 1 の超音波画像の解像度が低下するおそれがある。

【0039】

本実施形態の音響レンズ 14 を備える超音波振動子 10 は、例えば以下のようにして製造される。

板面 11a、11b にそれぞれ電極（図示せず）を設けた圧電素子 11 と、予め成形された音響整合層 13 とが接合される。その後、圧電素子 11 に、面方向に延びるように基板 50 が取り付けられる。さらに、環状部材 33、34 が所定の位置にそれぞれ配置される。

この後、環状部材 33、34 によって囲われた圧電素子 11 と円筒状部材 30 との間に、バッキング材 12 を形成するための樹脂組成物が流し入れられる。この樹脂組成物が硬化すると、バッキング材 12 が形成される。

この後、音響整合層 13 における圧電素子 11 と反対方向の面 13a に、音響レンズ 14 が配置される。

【0040】

音響レンズ 14 は、以下のようにして製造される。例えば、ベース材料 14a、充填剤 14b、および摩擦低減剤 14c が混合される。この混合物は、例えば、プレス加工などによって音響レンズ 14 の形状に成形、加硫される。

このようにして製造された音響レンズ 14 は、音響整合層 13 と音響レンズ 14 とのそれぞれの音響インピーダンスの間の値に調整された接着剤によって、互いに接着される。

このようにして、超音波振動子 10 が製造される。

【0041】

ただし、音響レンズ 14 の形成方法は、上述の方法には限定されない。例えば、音響レンズ 14 は、以下のようにして形成されてもよい。

まず、音響整合層 13 の周りに音響レンズ 14 の成形型が配置される。成形型には音響レンズ 14 を形成するための樹脂組成物が流し込まれる。この樹脂組成物が硬化する前に、圧電素子 11 に取り付けられた音響整合層 13 とこの樹脂組成物とが接触した状態で加熱硬化が行われる。これにより、音響整合層 13 に音響レンズ 14 が接合される。音響レンズ 14 が硬化したら、成形型が外される。

10

20

30

40

50

【0042】

次に、音響レンズ14の作用について説明する。

音響レンズ14は、ベース材料14aに充填剤14bを含有しているため、充填剤14bの含有量を適正に設定することによって、超音波内視鏡装置の音響レンズとして好適な音響特性が得られる。

音響インピーダンスは媒質の密度×媒質内での音速で求まる。音響インピーダンスは、被検体に応じて適正な値に設定される必要がある。例えば、充填剤14bは、ベース材料14aと、密度が異なるため、ベース材料14aに対する含有量を変えることで、音響インピーダンスが調整される。充填剤14bの密度がベース材料14aの密度よりも高い場合には、充填剤14bの含有量を増大させることによって、音響インピーダンスをベース材料14a単体の場合よりも増大させることができる。

摩擦低減剤14cとして、高密度の材料が用いられる場合には、摩擦低減剤14cと充填剤14bとを併せて必要な音響特性が得られるように、充填剤14bの添加量が適宜調整される。

【0043】

図3に示すように、音響レンズ14では、一部の摩擦低減剤14cがベース材料表面14dから露出している。レンズ表面S1に接触部材Gが接触すると、接触部材Gの一部に摩擦低減剤14cが接触する。このため、摩擦低減剤14cに比べて滑り特性が悪いベース材料14aと接触部材Gとの接触面積が低下する。接触部材Gと摩擦低減剤14cとの接触部では、摩擦低減剤14cの摩擦低減効果によって、接触部材Gと音響レンズ14との間の摩擦力が低減される。

【0044】

摩擦低減剤14cの摩擦低減効果は、摩擦低減剤14cの材料によって異なる。

例えば、摩擦低減剤14cが二硫化モリブデンのような、せん断変形しやすい結晶構造を有する材料で構成される場合には、接触部材Gと接触した摩擦低減剤14cがせん断変形することによって、接触部材Gが滑りやすくなる。

例えば、摩擦低減剤14cがグラファイトのような、層状分子構造が弱い分子間力によって結合している材料で構成される場合には、接触部材Gと接触した摩擦低減剤14cの層状分子構造同士が互いに滑り移動することによって、接触部材Gが滑りやすくなる。

例えば、摩擦低減剤14cがフッ素樹脂のような、表面の摩擦係数が小さい材料で構成される場合には、接触部材Gに摩擦低減剤14cから作用する摩擦力自体が小さくなるため、接触部材Gが滑りやすくなる。

【0045】

このように、音響レンズ14では、ベース材料表面14dに摩擦低減剤14cが露出することによって、レンズ表面S1の実質的な摩擦係数が低下するため、接触部材Gがレンズ表面S1上を滑りやすくなる。

この結果、接触部材Gがベース材料表面14dあるいはベース材料表面14dから突出した充填剤14bと引っ掛かりにくくなるため、接触部材Gからの外力によってベース材料14aが破れることを防止できる。

例えば、音響レンズ14は、超音波内視鏡1の使用前後に、ガーゼなどの清掃部材でレンズ表面S1が清掃される。このため、清掃部材は接触部材Gになっている。音響レンズ14では、レンズ表面S1の実質的な摩擦係数が低いため、清掃部材がレンズ表面S1に引っ掛かりにくくなる。この結果、清掃作業中に音響レンズ14が破れてしまうことが防止される。このようにして音響レンズ14の耐久性が向上するため、超音波内視鏡1の寿命も延びる。

例えば、超音波内視鏡1に処置具チャンネルが設けられている場合には、先端硬質部5における処置具チャンネルの出口開口から処置具が出入りする。この場合、処置具が患者の体内で移動する際に、処置具の金属部あるいは樹脂部が接触部材Gとして、音響レンズ14のレンズ表面S1と接触するおそれもある。しかし音響レンズ14においては、レンズ表面S1の実質的な摩擦係数が低いため、処置具の金属部あるいは樹脂部もレンズ表面

10

20

30

40

50

S 1 に引っ掛かりにくくなる。この結果、処置具との接触によって音響レンズ 1 4 が破れてしまうことが防止される。このようにして音響レンズ 1 4 の耐久性が向上するため、超音波内視鏡 1 の寿命も延びる。

【 0 0 4 6 】

以上、説明したように、本実施形態の音響レンズ 1 4 および超音波内視鏡 1 によれば、物理的な接触に対する耐久性が向上できる。

【 0 0 4 7 】

[第 2 の実施形態]

次に、第 2 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズについて説明する。

図 4 は、本発明の第 2 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 0 0 4 8 】

図 4 に主要部を示す本実施形態の音響レンズ 6 4 (超音波内視鏡用音響レンズ) は、上記第 1 の実施形態の超音波内視鏡 1 において、音響レンズ 1 4 に代えて用いることができる(図 2 参照)。音響レンズ 6 4 は、上記第 1 の実施形態の音響レンズ 1 4 と同様の外形を有する。音響レンズ 6 4 は、音響レンズ 1 4 と内部構造が異なっている。

以下、上記第 1 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 4 9 】

音響レンズ 6 4 は、レンズ本体部 6 4 A と、表面層 6 4 B と、を備える。

レンズ本体部 6 4 A は、ベース材料 1 4 a に充填剤 1 4 b が分散されて構成されている。レンズ本体部 6 4 A の形状は、上記第 1 の実施形態の音響レンズ 1 4 のレンズ表面 S 1 から後述する表面層 6 4 B の厚さを引いた形状に形成されている。

【 0 0 5 0 】

表面層 6 4 B は、レンズ本体部 6 4 A における表面 6 4 d を全体的に覆う層状に形成される。表面層 6 4 B の表面 6 4 a は、音響レンズ 6 4 の表面であるレンズ表面 S 2 を構成する。

表面層 6 4 B は、バインダ樹脂 6 5 と、上記第 1 の実施形態におけると同様の摩擦低減剤 1 4 c と、を備える。

バインダ樹脂 6 5 は、摩擦低減剤 1 4 c を保持する。バインダ樹脂 6 5 の材料は、摩擦低減剤 1 4 c を保持可能、かつベース材料 1 4 a と密着して固定可能な樹脂材料であれば特に限定されない。例えば、バインダ樹脂 6 5 の例としては、溶剤可溶型フッ素樹脂、アクリル樹脂、エポキシ樹脂、フェノール樹脂、ポリアミドイミド、ポリイミド、シリコン樹脂、PEEK (ポリエーテルエーテルケトン) 樹脂、PFA などが挙げられる。

バインダ樹脂 6 5 の材料としては、摩擦係数がベース材料 1 4 a の摩擦係数よりも低い材料が用いられることがより好ましい。この場合、バインダ樹脂 6 5 も摩擦低減剤になっている。例えば、バインダ樹脂 6 5 の材料としては、上記第 1 の実施形態において、摩擦低減剤 1 4 c の例として挙げられた樹脂材料のうち、摩擦低減剤 1 4 c を保持可能な材料が用いられてもよい。

【 0 0 5 1 】

表面層 6 4 B における摩擦低減剤 1 4 c の添加量は、レンズ表面 S 2 における摩擦係数がベース材料 1 4 a の摩擦係数よりも低くなる適宜の添加量とされる。例えば、レンズ表面 S 2 の滑り特性は、動摩擦係数が 0.3 未満になることがより好ましい。

例えば、本実施形態の摩擦低減剤 1 4 c として、上記第 1 の実施形態におけると同様の摩擦低減剤 1 4 c が用いられる場合、本実施形態における摩擦低減剤 1 4 c の配合量は、レンズ表面 S 2 におけるバインダ樹脂 6 5 からの摩擦低減剤 1 4 c の露出面積が、上記第 1 の実施形態におけるベース材料 1 4 a からの露出面積と同様になるように設定されてもよい。本実施形態における摩擦低減剤 1 4 c の配合量は、レンズ表面 S 2 におけるバインダ樹脂 6 5 から露出する摩擦低減剤 1 4 c の分布密度が、上記第 1 の実施形態におけるベース材料 1 4 a から露出する分布密度と同様になるように設定されてもよい。

例えば、音響レンズ 6 4 における摩擦低減剤 1 4 c の含有量は、100 質量部のバイン

10

20

30

40

50

ダ樹脂 6 5 に対して、3 質量部以上 1 5 質量部以下であってもよい。この場合、レンズ表面 S 2 に露出する摩擦低減剤 1 4 c の量が適正となるため、摩擦低減剤 1 4 c による摩擦低減効果がより良好となる。

【0052】

表面層 6 4 B の層厚は、レンズ表面 S 2 に露出する摩擦低減剤 1 4 c を保持できる層厚であれば特に限定されない。例えば、表面層 6 4 B の層厚は、摩擦低減剤 1 4 c の最大粒径の 1 0 0 % 以上 3 0 0 % 以下でもよい。

【0053】

このような構成の音響レンズ 6 4 は、以下のようにして製造される。例えば、ベース材料 1 4 a および充填剤 1 4 b が混合される。この混合物は、例えば、プレス加工などによってレンズ本体部 6 4 A の形状に成形、加硫される。その後、レンズ本体部 6 4 A の表面に、バインダ樹脂 6 5、溶剤、および摩擦低減剤 1 4 c が混合された塗液が塗膜される。この後、塗液の溶剤を揮発させる適宜の乾燥処理が行われる。これにより、レンズ本体部 6 4 A の表面 6 4 d に表面層 6 4 B が形成され、音響レンズ 6 4 が製造される。

このようにして製造された音響レンズ 6 4 は、上記第 1 の実施形態と同様にして、音響整合層 1 3 に接合されることで、本実施形態の超音波振動子 1 0 が製造される。

【0054】

次に、音響レンズ 6 4 の作用について説明する。

音響レンズ 6 4 は、レンズ本体部 6 4 A において、ベース材料 1 4 a に充填剤 1 4 b を含有している。このため、充填剤 1 4 b の含有量が適正に設定されることによって、上記第 1 の実施形態と同様にして、超音波内視鏡装置の音響レンズとして好適な音響特性が得られる。

本実施形態では、レンズ本体部 6 4 A には摩擦低減剤 1 4 c が含まれないため、音響レンズ 6 4 の音響特性は、ベース材料 1 4 a と充填剤 1 4 b とによってほぼ決まる。

本実施形態では、摩擦低減剤 1 4 c は、音響レンズ 6 4 の表面層 6 4 B のみに分散される。このため、レンズ表面 S 2 が上記第 1 の実施形態と同様の摩擦特性を備えるために必要な摩擦低減剤 1 4 c の添加量が格段に少なくなる。したがって、摩擦低減剤 1 4 c の音響レンズ 6 4 の音響特性に与える影響を抑制するために、添加量を減らしたり、摩擦低減剤 1 4 c の添加量の調整を精密に行ったりする必要性が格段に少なくなる。

例えば、上記第 1 の実施形態の場合には、もし、ベース材料 1 4 a 中の摩擦低減剤 1 4 c の分布に偏りが発生すると、音響レンズ 1 4 の音響特性のムラが生じ易い。このため、摩擦低減剤 1 4 c として、ベース材料 1 4 a 中の分散特性が良好な材料を選択する必要がある。

しかし、本実施形態では、摩擦低減剤 1 4 c の材料に応じて、分散特性が良好となるバインダ樹脂 6 5 が選択されることで、摩擦低減剤 1 4 c のムラを容易に抑制できる。そもそも、本実施形態では、摩擦低減剤 1 4 c の添加量自体が、音響レンズ 6 4 の音響特性にはあまり寄与しないため、摩擦低減剤 1 4 c の分布にムラがあっても、音響レンズ 6 4 の音響特性への影響が少ない。滑り特性に関しては、一定の摩擦係数よりも小さな摩擦係数が得られれば、破れに強い滑り特性が得られるため、摩擦低減剤 1 4 c の分布が密になる方向の分布ムラに関しては許容範囲が広い。

本実施形態によれば、摩擦低減剤 1 4 c の材料の選択範囲が広がる。

【0055】

音響レンズ 6 4 によれば、レンズ表面 S 2 における摩擦低減剤 1 4 c の露出量に応じて上記第 1 の実施形態と同様に、レンズ表面 S 2 の実質的な摩擦係数を低減できる。このため、本実施形態によれば、接触部材 G (図示略) がレンズ表面 S 2 上を滑りやすくなる。この結果、接触部材 G が、レンズ表面 S 2 において引っ掛かりにくくなるため、接触部材 G からの外力によって表面層 6 4 B およびレンズ本体部 6 4 A が破れることを防止できる。このようにして音響レンズ 6 4 の耐久性が向上する。

特に本実施形態では、バインダ樹脂 6 5 の材料として、ベース材料 1 4 a の摩擦係数よりも摩擦係数が小さい材料を選択することによって、レンズ表面 S 2 の実質的な摩擦係数

10

20

30

40

50

をさらに低減できる。

本実施形態のように、レンズ表面 S 2 の全体が表面層 6 4 B で覆われる場合、表面層 6 4 B は、接触部材 G とベース材料 1 4 a との直接接触を防止する保護機能を有する点でも、音響レンズ 6 4 の耐久性がより向上する。

本実施形態では、レンズ本体部 6 4 A の全体が表面層 6 4 B によって覆われているため、レンズ本体部 6 4 A 中の充填剤 1 4 b がレンズ表面 S 2 に露出することがない。このため、充填剤 1 4 b の露出によって滑り特性が悪化することもない。

【 0 0 5 6 】

以上、説明したように、本実施形態の音響レンズ 6 4 によれば、物理的な接触に対する耐久性が向上できる。

【 0 0 5 7 】

[第 3 の実施形態]

次に、第 3 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズについて説明する。

図 5 は、本発明の第 3 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【 0 0 5 8 】

図 5 に主要部を示す本実施形態の音響レンズ 7 4 (超音波内視鏡用音響レンズ)は、上記第 1 の実施形態の超音波内視鏡 1 において、音響レンズ 1 4 に代えて用いることができる(図 2 参照)。音響レンズ 7 4 は、上記第 1 の実施形態の音響レンズ 1 4 と同様の外形を有する。音響レンズ 7 4 は、音響レンズ 1 4 と内部構造が異なっている。

以下、上記第 1 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 5 9 】

音響レンズ 7 4 は、上記第 1 の実施形態と同様、ベース材料 1 4 a、充填剤 1 4 b、および摩擦低減剤 1 4 c を備える。ただし、本実施形態では、摩擦低減剤 1 4 c は、ベース材料表面 1 4 d の近傍のみに配置されている。このため、音響レンズ 7 4 のレンズ表面 S 3 は、上記第 1 の実施形態のレンズ表面 S 1 と同様、ベース材料表面 1 4 d から、充填剤 1 4 b および摩擦低減剤 1 4 c が露出している。ただし、本実施形態では、摩擦低減剤 1 4 c は、ベース材料表面 1 4 d の近傍のみに分布するため、摩擦低減剤 1 4 c の添加量は、上記第 1 の実施形態に比べると格段に少ない。

【 0 0 6 0 】

本実施形態における摩擦低減剤 1 4 c は、上記第 1 の実施形態と同様、ベース材料表面 1 4 d の一部を覆うように配されている。本実施形態の摩擦低減剤 1 4 c は、粒状、島状などの適宜形状で露出してもよい。図 5 では、一例として、摩擦低減剤 1 4 c が個々の粒子の粒径よりも大きな島状に露出している場合の例が描かれている。

レンズ表面 S 3 における摩擦低減剤 1 4 c の露出形状、露出面積(露出量)、および露出部の分布密度は、上記第 1 の実施形態と同様、レンズ表面 S 3 における摩擦係数がベース材料 1 4 a の摩擦係数よりも低くなるように適宜設定される。例えば、レンズ表面 S 3 の摩擦係数としては、動摩擦係数として 0.3 未満になることがより好ましい。

【 0 0 6 1 】

このような構成の音響レンズ 7 4 は、以下のようにして製造される。例えば、ベース材料 1 4 a および充填剤 1 4 b が混合される。この混合物は、例えば、プレス加工などによって音響レンズ 7 4 として必要な形状の成形体に成形、加硫される。その後、成形体の表面に、摩擦低減剤 1 4 c が堆積される。摩擦低減剤 1 4 c の堆積方法としては、図示略の接触部材 G との接触によって、容易に剥離しない固着強度が得られれば、特に限定されない。例えば、摩擦低減剤 1 4 c の堆積方法としては、スパッタリング法、無電解めっき、擦り込み法、タンプリング法、インピンジメント法、イオンプレーティング法、熱 CVD (化学気相成長)、プラズマ CVD などが挙げられる。例えば、摩擦低減剤 1 4 c の堆積方法としては、以上に例示されないその他の PVD (物理気相成長) および CVD が用いられてもよい。

例えば、摩擦低減剤 1 4 c がベース材料 1 4 a に対して強固な吸着力を有している場合

10

20

30

40

50

は、摩擦低減剤 14c の粉末がベース材料表面 14d にまぶされるだけでもよい。

このようにして、ベース材料表面 14d の表面に摩擦低減剤 14c の堆積が終了すると、音響レンズ 74 が製造される。

このようにして製造された音響レンズ 74 は、上記第 1 の実施形態と同様にして、音響整合層 13 に接合されることで、本実施形態の超音波振動子 10 が製造される。

【0062】

次に、音響レンズ 74 の作用について説明する。

音響レンズ 74 は、上記第 2 の実施形態と同様、摩擦低減剤 14c がレンズ表面 S3 およびその近傍のみに配置されている。この点において音響レンズ 74 は、上記第 2 の実施形態の音響レンズ 64 と同様の作用を備える。

ただし、本実施形態では、摩擦低減剤 14c は、バインダ樹脂 65 を介することなく、ベース材料表面 14d の近傍に直接的に堆積されている。このため、摩擦低減剤 14c は、摩擦低減剤 14c とベース材料 14a との間の固着力によって固定されている。

このように、音響レンズ 74 は、上記第 2 の実施形態におけるベース材料 14a とバインダ樹脂 65 とのような積層構造を有していない。このため、バインダ樹脂 65 の層厚バラツキなどに起因する超音波の集束特性のバラツキなどが生じるおそれがない。さらに、ベース材料 14a とバインダ樹脂 65 との熱膨張率の差などに起因するストレスが生じないため、滅菌処理などに対する耐久性が向上する。

【0063】

以上、説明したように、本実施形態の音響レンズ 74 によれば、物理的な接触に対する耐久性が向上できる。

【0064】

[第 4 の実施形態]

次に、第 4 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズについて説明する。

図 6 は、本発明の第 4 の実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの一例を示す模式的な断面図である。

【0065】

図 6 に主要部を示す本実施形態の音響レンズ 84 (超音波内視鏡用音響レンズ) は、上記第 1 の実施形態の超音波内視鏡 1 において、音響レンズ 14 に代えて用いることができる (図 2 参照)。音響レンズ 84 は、上記第 1 の実施形態の音響レンズ 14 と同様の外形を有する。

音響レンズ 84 は、上記第 2 の実施形態の表面層 64B に代えて表面層 84B を備える。

以下、上記第 2 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【0066】

表面層 84B は、上記第 2 の実施形態における表面層 64B と同様、レンズ本体部 64A における表面 64d を全体的に覆う層状に形成される。表面層 84B の表面 84a は、音響レンズ 84 の表面であるレンズ表面 S4 を構成する。

表面層 84B は、上記第 1 の実施形態におけると同様の摩擦低減剤 14c が層状に堆積されて構成される。ただし、摩擦低減剤 14c は密に堆積しているため、図 6 では粒状形状の図示は省略されている。図 6 は模式図のため、表面層 84B の層厚が一定に描かれているが、表面層 84B の層厚は、音響レンズ 84 の音響特性における影響が許容範囲であれば、摩擦低減剤 14c の粒径以上の適宜値とされてよい。表面層 84B の層厚は、音響レンズ 84 の音響特性における影響が許容範囲であれば、場所によって変化していてもよい。表面層 84B における表面 84a は、必要な摩擦係数が得られれば、微細な凹凸形状を有していてもよい。

【0067】

このような構成の音響レンズ 84 は、上記第 2 の実施形態と同様にして、レンズ本体部 64A が形成された後、レンズ本体部 64A における表面 64d に、摩擦低減剤 14c が表面 64d の全体を覆うように層状に堆積される。摩擦低減剤 14c の堆積方法としては

、上記第3の実施形態における摩擦低減剤14cと同様の堆積方法が用いられてもよい。
このようにして、表面64dにおける表面層84Bの形成が終了すると、音響レンズ84が製造される。

このようにして製造された音響レンズ84は、上記第1の実施形態と同様にして、音響整合層13に接合されることで、本実施形態の超音波振動子10が製造される。

【0068】

次に、音響レンズ84の作用について説明する。

音響レンズ84は、上記第2の実施形態と同様、摩擦低減剤14cがレンズ表面S4およびその近傍のみに配置されている。この点において音響レンズ84は、上記第2の実施形態の音響レンズ64と同様の作用を備える。

さらに、本実施形態では、上記第3の実施形態において、摩擦低減剤14cがレンズ表面S4の全体にわたって堆積された場合の例にもなっている。このため、バインダ樹脂65を介することなく、レンズ本体部64Aの表面64dに直接的に堆積されている点では、上記第3の実施形態と同様の作用も備える。本実施形態のように、レンズ表面S4の全体が摩擦低減剤14cで覆われる場合、表面層84Bは、接触部材Gとベース材料14aとの直接接触を防止する保護機能を有する点でも、音響レンズ84の耐久性がより向上する。

【0069】

以上、説明したように、本実施形態の音響レンズ84によれば、物理的な接触に対する耐久性が向上できる。

【0070】

なお、上記各実施形態の説明では、超音波内視鏡用音響レンズが超音波内視鏡装置に用いられた場合の例で説明したが、超音波内視鏡用音響レンズは、超音波計測を行う種々の医療機器または医療機器以外の機器に使用されてもよい。

【実施例】

【0071】

以下では、上記各実施形態の超音波内視鏡用音響レンズの実施例1~4について、比較例とともに説明する。

下記[表1]に、実施例1~4、比較例の超音波内視鏡用音響レンズの構成および評価結果を示す。ただし、[表1]では、部材名の符号は省略されている。

【0072】

10

20

30

【表 1】

	ベース材料		充填剤		摩擦低減剤			評価結果		
	材料	質量部	材料	質量部	材料	質量部	分布状態	摩擦係数	音響IMP (Pa・s/m ³)	総合
実施例1	ポリシロキサン	100	シリカ	30	MoS ₂	5	ベース材料に分散	0.28	1.38	○
実施例2	ポリシロキサン	100	シリカ	30	PTFE粒子	5	レンズ本体部の表面 に層状に分布	0.29	1.3	○
実施例3	ポリシロキサン	100	シリカ	30	PTFE粒子	5	レンズ本体部の表面 に層状に分布	0.27	1.33	○
実施例4	ポリシロキサン	100	シリカ	30	グラファイト	5	ベース材料に分散	0.28	1.39	○
比較例	ポリシロキサン	100	シリカ	30	—	—	—	0.36	1.35	×

10

20

30

40

【0073】

[実施例1]

実施例1は、上記第1の実施形態の音響レンズ14に関する実施例である。ただし、評

50

価は、シート状の供試サンプルによって行われた（以下の各実施例、比較例も同様）。

[表1]に示すように、実施例1のベース材料14aとしては、ジオルガノポリシロキサンを主剤とするシリコンゴムコンパウンド（[表1]では「ポリシロキサン」と表記）であるジメチルポリシロキサンを主骨格に有するシリコンゴムコンパウンドが用いられた。

充填剤14bとしては、平均粒子径3 μ mのシリカが用いられた。ここで、平均粒子径は、レーザー回折法によって測定された（以下の「平均粒子径」も同様）。充填剤14bは、硬化後のベース材料14aを100質量部として、30質量部となるように添加された。

摩擦低減剤14cとしては、平均粒子径5 μ mの二硫化モリブデン（ MoS_2 ）が用いられた。摩擦低減剤14cは、硬化後のベース材料14aを100質量部として、5質量部含有されるように添加された。

【0074】

実施例1の供試サンプルは、上述のような配合比で、ベース材料14a、充填剤14b、および摩擦低減剤14cが混合され、成型型を用いて射出成形されて製造された。硬化後の供試サンプルの形状は、100mm \times 50mm \times 0.5mmの外形を有するシートであった。

【0075】

[実施例2]

実施例2は、上記第2の実施形態の音響レンズ64に関する実施例である。

実施例2のベース材料14a、充填剤14bの材料および添加量は、実施例1と同様とされた。

表面層64Bのバインダ樹脂65として、フルオロエチレンビニルエーテル（FVEE）を主剤とする溶剤可溶型フッ素樹脂が用いられた。表面層64Bの摩擦低減剤14cとしては、平均粒子径5 μ m（ただし、最大粒子径10 μ m以下）のPTFEパウダーが用いられた。摩擦低減剤14cは、乾燥後のバインダ樹脂65を100質量部としたときに、5質量部となるように添加された。

本実施例では、バインダ樹脂65もフッ素樹脂であり、摩擦低減剤として機能する例になっている。このため、本実施例は、音響レンズ64に、複数種類の摩擦低減剤が含まれる場合の例になっている。

【0076】

実施例2の供試サンプルは、上述のような配合比で、ベース材料14aおよび充填剤14bが混合され、成型型を用いて射出成形されてレンズ本体部64Aに対応するシート体が製造された。

溶液に溶解されたバインダ樹脂65中に摩擦低減剤14cが分散されて、塗液が製造された。塗液は、シート体の表面に均一にスプレー塗布された。塗液が塗布されたシート体は、120 $^{\circ}$ の加熱乾燥によって乾燥された。これにより、塗液の溶剤が揮発し、シート体の表面に、摩擦低減剤14cとバインダ樹脂65の固形成分が層状に堆積し、表面層64Bが形成された。表面層64Bの層厚は、10 μ m以下であった。硬化後のシート体の形状は、100mm \times 50mm \times 0.5mmとされた。

【0077】

[実施例3]

実施例3は、上記第3の実施形態の音響レンズ74に関する実施例である。

実施例3のベース材料14a、充填剤14bの材料および添加量は、実施例1と同様とされた。

摩擦低減剤14cとしては、平均粒子径5 μ m（ただし、最大粒子径10 μ m以下）のPTFEパウダーが用いられた。摩擦低減剤14cは、硬化後のベース材料14aを100質量部として、5質量部用いられた。

【0078】

実施例3の供試サンプルは、上述のような配合比で、実施例2と同様のシート体が製造

10

20

30

40

50

された後、シート体の表面に摩擦低減剤 14c がスパッタリング法によって堆積されて製造された。実施例 3 の供試サンプルにおいては、シート体の表面は、島状に分布する摩擦低減剤 14c によって、平面視にて、約 5% の範囲が被覆された。

【0079】

[実施例 4]

実施例 4 は、上記第 1 の実施形態の音響レンズ 14 に関する実施例である。

実施例 4 では、摩擦低減剤 14c として、上記実施例 1 の MoS_2 に代えて、グラファイトが用いられた。グラファイトは、硬化後のベース材料 14a を 100 質量部として、5 質量部含有されるように添加された。

【0080】

[比較例]

比較例の供試サンプルは、実施例 1 と同様のポリシロキサンをベース材料として、平均粒子径 $3\ \mu m$ のシリカが充填剤として添加されて製造された。シリカは、硬化後のベース材料を 100 質量部として、30 質量部となるように添加された。比較例の供試サンプルは、実施例 1 と同様の外形を有するシート体とされた。

比較例の供試サンプルには、摩擦低減剤は添加されていない。

【0081】

[評価方法]

[表 1] に示すように、供試サンプルの評価としては、摩擦係数評価、音響特性評価、および総合評価が行われた。

【0082】

摩擦係数評価では、JIS K7129:1999 に準じて、供試サンプルの動摩擦係数が測定された。ただし、滑り片の質量は 100 g、滑り片の速度は $500\ mm/min$ とされた。供試サンプルの相手部材の材質は、SUS304 が用いられた。

動摩擦係数は、0.3 未満の場合、良好、0.3 以上の場合、不良と判定された。

音響特性評価では、音響インピーダンスが測定された。音響インピーダンスは、画像解像度のような量である。

音響インピーダンス ([表 1] では「音響 IMP」と記載) の測定方法としては、JIS Z 2354: 固体の超音波減衰係数の測定方法における、対比測定片を使用しない水浸多重反射法に準拠した方法が用いられた。その際、測定用の超音波振動子は周波数 5 MHz で駆動された。

IMS は、 $1.2\ (Pa \cdot s / m^3)$ 以上 $1.4\ (Pa \cdot s / m^3)$ 以下の場合、良好、 1.2 未満または 1.4 を超える場合、不良と判定された。

総合評価では、動摩擦係数および音響インピーダンスが良好の場合に「良好」(good、[表 1] では「 \bigcirc 」)、動摩擦係数および音響インピーダンスの少なくとも一方が不良の場合「不良」(no good、[表 1] では「 \times 」) と判定された。

【0083】

[評価結果]

[表 1] に示すように、実施例 1 ~ 4 は、動摩擦係数に関しては、それぞれ、0.28、0.29、0.27、0.28 であったため、いずれも良好と判定された。実施例 1 ~ 4 では、摩擦低減剤の効果によって、動摩擦係数が低減されたと考えられる。

これに対して、比較例では、動摩擦係数が 0.36 であったため、不良と判定された。比較例では、ベース材料からシリカが露出していたが、シリカが露出しているにもかかわらず動摩擦係数を低減する効果は得られなかったことが分かる。このため、シリカは摩擦低減剤として機能しなかった。

実施例 1 ~ 4、比較例は、音響インピーダンスに関しては、それぞれ、 $1.38\ Pa \cdot s / m^3$ 、 $1.30\ Pa \cdot s / m^3$ 、 $1.33\ Pa \cdot s / m^3$ 、 $1.39\ Pa \cdot s / m^3$ 、 $1.35\ Pa \cdot s / m^3$ であったため、いずれも良好と判定された。これは、各実施例、比較例とも、充填剤としては、共通して同量のシリカが用いられており、音響特性が略シリカの添加量によって決まったためと考えられる。

10

20

30

40

50

総合評価としては、実施例 1 ~ 4 が良好、比較例が不良と判定された。

【 0 0 8 4 】

以上、本発明の好ましい各実施形態、各実施例を説明したが、本発明はこれらの各実施形態、各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】

【 0 0 8 5 】

- 1 超音波内視鏡（超音波内視鏡装置）
- 1 3 音響整合層
- 1 4、6 4、7 4、8 4 音響レンズ（超音波内視鏡用音響レンズ）
- 1 4 a ベース材料
- 1 4 b 充填剤
- 1 4 c 摩擦低減剤
- 1 4 d ベース材料表面
- 6 4 A レンズ本体部
- 6 4 B、8 4 B 表面層
- 6 5 バインダ樹脂
- S 1、S 2、S 3、S 4 レンズ表面

10

20

【 図 1 】

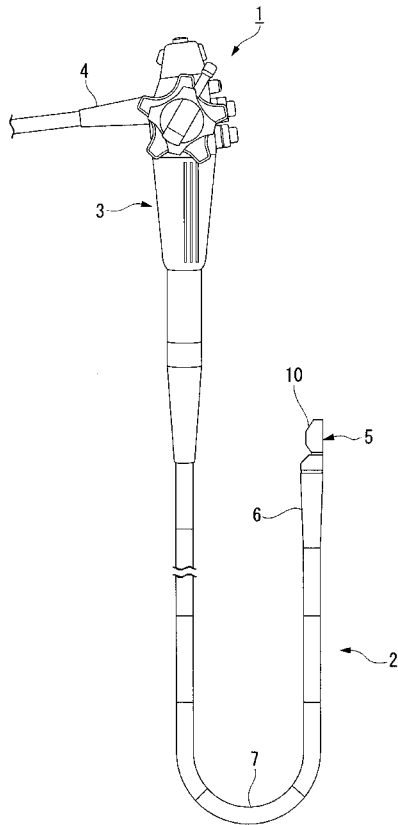


図 1

【 図 2 】

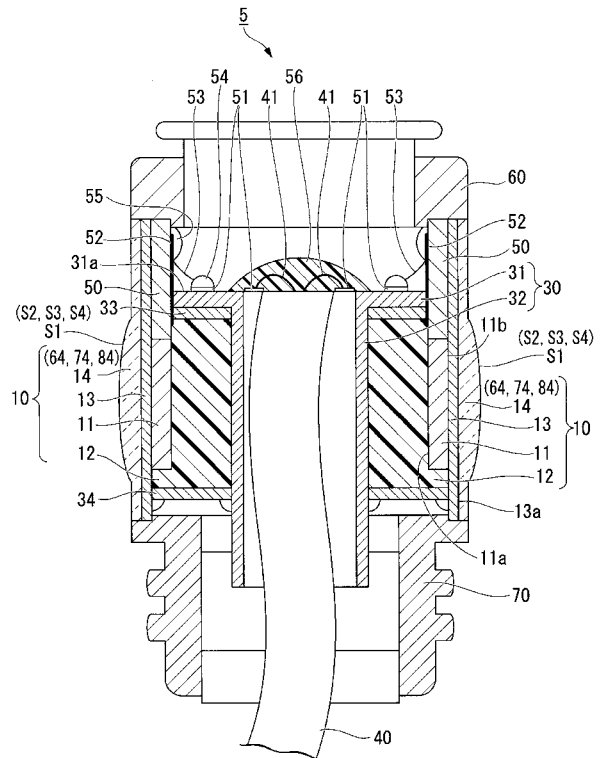


図 2

【 図 3 】

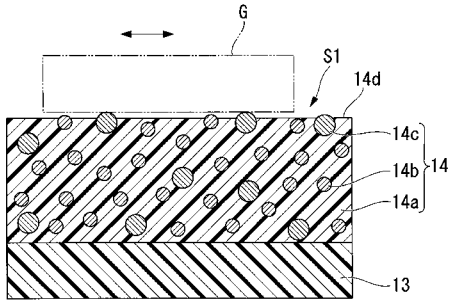


図 3

【 図 5 】

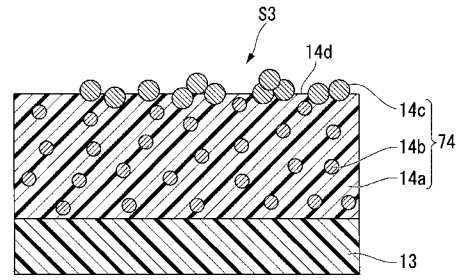


図 5

【 図 4 】

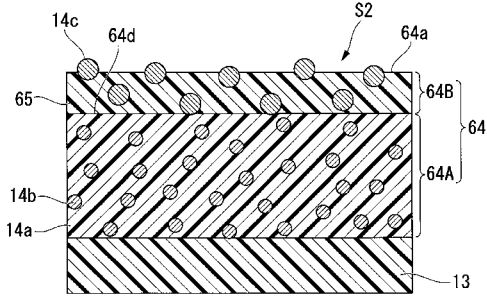


図 4

【 図 6 】

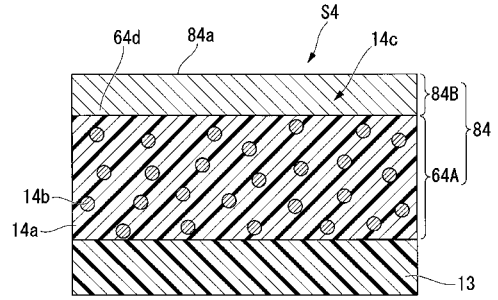


図 6

フロントページの続き

(72)発明者 新野 里江子

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

(72)発明者 小林 恒司

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) 4C601 EE21 FE01 GB33

专利名称(译)	超声波内窥镜和超声波内窥镜设备的声透镜		
公开(公告)号	JP2018191882A	公开(公告)日	2018-12-06
申请号	JP2017097312	申请日	2017-05-16
[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	新野里江子 小林恒司		
发明人	新野 里江子 小林 恒司		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE21 4C601/FE01 4C601/GB33		
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：提高超声波内窥镜声透镜的物理接触耐久性。由弹性体制成的基材，添加到基材a中的填料，和基材a的基材表面14d的至少一部分并且具有在透镜表面S1上暴露的摩擦还原剂14c。点域

