

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7403532号
(P7403532)

(45)発行日 令和5年12月22日(2023.12.22)

(24)登録日 令和5年12月14日(2023.12.14)

(51)国際特許分類		F I			
A 6 1 B	8/12 (2006.01)	A 6 1 B	8/12		
H 0 4 R	17/00 (2006.01)	H 0 4 R	17/00	3 3 0 C	
		H 0 4 R	17/00	3 3 0 H	

請求項の数 5 (全17頁)

(21)出願番号	特願2021-509403(P2021-509403)	(73)特許権者	000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4 4 番 1 号
(86)(22)出願日	令和2年3月23日(2020.3.23)	(74)代理人	100147485 弁理士 杉村 憲司
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/012778	(74)代理人	230118913 弁理士 杉村 光嗣
(87)国際公開番号	WO2020/196428	(74)代理人	100186015 弁理士 小松 靖之
(87)国際公開日	令和2年10月1日(2020.10.1)	(72)発明者	井口 陽 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内
審査請求日	令和4年11月14日(2022.11.14)	審査官	後藤 昌夫
(31)優先権主張番号	特願2019-58608(P2019-58608)		
(32)優先日	平成31年3月26日(2019.3.26)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波振動子

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

圧電素子と、前記圧電素子を支持する支持部材と、を備える超音波振動子であって、前記圧電素子は、
 扁平状の圧電体と、
 前記圧電体の厚み方向の少なくとも一方側に積層されている第1電極と、
 前記圧電体の前記厚み方向の少なくとも他方側に積層されている第2電極と、からなり、
 前記支持部材は、
 前記圧電素子の前記第1電極と接続されている第1端子と、
 前記圧電素子の前記第2電極に接続されている第2端子と、を備え、
 前記第1端子及び前記第2端子は、前記厚み方向で前記圧電素子と重ならない部分を備え、
前記支持部材は、前記厚み方向の前記他方側で前記圧電素子に積層され、前記厚み方向と直交する方向において前記圧電素子よりも外側まで延在している支持本体部を備え、前記第1端子及び前記第2端子は前記支持本体部に支持されている、超音波振動子。

10

【請求項 2】

前記圧電素子の前記第1電極は、
 前記圧電体の前記厚み方向の前記一方側に位置する表面電極層と、
 前記圧電体の前記厚み方向の前記他方側に位置する裏面電極層と、

20

前記表面電極層及び前記裏面電極層を連結する連結導電部と、を備える、請求項 1 に記載の超音波振動子。

【請求項 3】

前記第 1 端子は、前記圧電素子と前記支持本体部との間で、前記第 1 電極の前記裏面電極層に接続されている、請求項 2 に記載の超音波振動子。

【請求項 4】

前記第 2 端子は、前記圧電素子と前記支持本体部との間で、前記第 2 電極に接続されている、請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の超音波振動子。

【請求項 5】

前記圧電素子は、

前記厚み方向で前記第 1 端子と重なる部分及び前記第 2 端子と重なる部分から成る第 1 部分と、

前記第 1 部分を除く第 2 部分と、を備え、

前記第 2 部分の前記厚み方向の前記他方側の全域は、前記支持本体部に覆われている、請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の超音波振動子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は超音波振動子に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波振動子を含む超音波探触子は、医療用超音波診断装置の超音波の送受信器として利用されている。最近では、カテーテルに超音波探触子を装填して、カテーテルを体内に挿入した状態で超音波診断をすることが行なわれている。

【0003】

特許文献 1 には、頂部主表面及び底部主表面を有するアクティブトランスジューサエレメントと、頂部主表面上に形成される頂部電極と、底部主表面上に形成される底部電極と、底部電極を覆う導電性バッキングエレメントと、頂部電極に電氣的に接続されている第 1 リードと、導電性バッキングエレメントに電氣的に接続される第 2 リードと、を備える超音波探触子が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開 2006 - 198425 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

カテーテルに装填される超音波探触子では、患者負担を軽減するため、及び、血管深部などのより細径な体腔への挿入性を高めるため、小型化の要求が高い。

【0006】

超音波探触子の小型化は、圧電体及び一对の電極からなる圧電素子を含む超音波振動子を小型化することで実現できる。しかしながら、超音波振動子を小型化すると、圧電素子も小さくなる。そのため、圧電素子の電極も小さくなり、圧電素子と外部電源とを接続する電気信号線を、圧電素子の電極に接続する作業が困難になる。

【0007】

本開示は、圧電素子に対して電気信号線を接続することが容易となる構成を備える超音波振動子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】

【0008】

本開示の第 1 の態様としての超音波振動子は、圧電素子と、前記圧電素子を支持する支

10

20

30

40

50

持部材と、を備える超音波振動子であって、前記圧電素子は、扁平状の圧電体と、前記圧電体の厚み方向の少なくとも一方側に積層されている第1電極と、前記圧電体の前記厚み方向の少なくとも他方側に積層されている第2電極と、からなり、前記支持部材は、前記圧電素子の前記第1電極と接続されている第1端子と、前記圧電素子の前記第2電極に接続されている第2端子と、を備え、前記第1端子及び前記第2端子は、前記厚み方向で前記圧電素子と重ならない部分を備える。

【0009】

本開示の1つの実施形態として、前記支持部材は、前記厚み方向の前記他方側で前記圧電素子に積層され、前記厚み方向と直交する方向において前記圧電素子よりも外側まで延在している支持本体部を備え、前記第1端子及び前記第2端子は前記支持本体部に支持されている。

10

【0010】

本開示の1つの実施形態として、前記圧電素子の前記第1電極は、前記圧電体の前記厚み方向の前記一方側に位置する表面電極層と、前記圧電体の前記厚み方向の前記他方側に位置する裏面電極層と、前記表面電極層及び前記裏面電極層を連結する連結導電部と、を備える。

【0011】

本開示の1つの実施形態として、前記第1端子は、前記圧電素子と前記支持本体部との間で、前記第1電極の前記裏面電極層に接続されている。

【0012】

本開示の1つの実施形態として、前記第2端子は、前記圧電素子と前記支持本体部との間で、前記第2電極に接続されている。

20

【0013】

本開示の1つの実施形態として、前記圧電素子は、前記厚み方向で前記第1端子と重なる部分及び前記第2端子と重なる部分から成る第1部分と、前記第1部分を除く第2部分と、を備え、前記第2部分の前記厚み方向の前記他方側の全域は、前記支持本体部に覆われている。

【発明の効果】

【0014】

本開示によれば、圧電素子に対して電気信号線を接続することが容易となる構成を備える超音波振動子を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本開示の一実施形態としての超音波振動子を含む画像診断用カテーテルと、外部装置と、が接続された状態を示す図である。

【図2】図1に示す画像診断用カテーテルの先端部における長手方向に平行な断面を示す断面図である。

【図3】図1に示す画像診断用カテーテルの超音波振動子を示す図である。

【図4】図3に示す超音波振動子における圧電素子の裏面を示す図である。

【図5】図3に示す超音波振動子の分解斜視図である。

40

【図6】図3に示す超音波振動子において、圧電素子と支持部材との厚み方向の重なる領域を示す図である。

【図7】電気信号線を第1端子に接続する工程の概要を示す図である。

【図8】本開示の一実施形態としての超音波振動子を含む画像診断用カテーテルの一部を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本開示に係る超音波振動子の実施形態について図面を参照して説明する。各図において共通する部材・部位には同一の符号を付している。

【0017】

50

まず、本開示に係る超音波振動子を適用可能な画像診断装置の一例を説明する。図1は、一実施形態としての超音波振動子11を備える画像診断装置100を示す図である。

【0018】

画像診断装置100は、画像診断用カテーテル110と、外部装置120と、を備える。図1では、画像診断用カテーテル110が外部装置120に接続されている状態を示している。図2は、画像診断用カテーテル110の先端部における長手方向Aに平行な断面を示す断面図である。図3は、超音波振動子11を示す図である。図3では、説明の便宜上、超音波振動子11に接続される電気信号線14の位置を二点鎖線により示している。図4は、図3に示す超音波振動子11における圧電素子1の裏面を示す図である。図5は、図3に示す超音波振動子11の分解斜視図である。図5においても、説明の便宜上、超音波振動子11に接続される電気信号線14の位置を二点鎖線により示している。また、図5では、説明の便宜上、圧電素子1の第1電極5の裏面電極層5bの位置、及び、第2電極6の位置を破線により示している。図6は、図3に示す超音波振動子11において、圧電素子1と支持部材2との厚み方向Bの重なる領域を示す図である。

10

【0019】

<画像診断用カテーテル110>

画像診断用カテーテル110は、血管内超音波診断法(Intravascular Ultrasound、略称「IVUS」)に適用される。図1に示すように、画像診断用カテーテル110は、外部装置120に接続されることによって駆動される。より具体的に、本実施形態の画像診断用カテーテル110は、外部装置120の駆動ユニット120aに接続されている。

20

【0020】

以下、説明の便宜上、画像診断用カテーテル110において、画像診断用カテーテル110の長手方向Aで生体内に挿入される側を「先端側」と記載し、その反対側を「基端側」と記載する。また、画像診断用カテーテル110の基端側から先端側に向かう方向を単に「挿入方向A1」と記載する場合がある。また、画像診断用カテーテル110の先端側から基端側に向かう方向を単に「抜去方向A2」と記載する場合がある。

【0021】

図1に示すように、画像診断用カテーテル110は、挿入部110aと、操作部110bと、を備える。挿入部110aは、画像診断用カテーテル110のうち、生体内に挿入されて使用される部位である。操作部110bは、画像診断用カテーテル110のうち、挿入部110aが生体内に挿入されている状態で、生体外で操作される部位である。本実施形態の画像診断用カテーテル110では、後述する先端側コネクタ42(図1参照)よりも先端側の部分が挿入部110aであり、先端側コネクタ42から基端側の部分が操作部110bである。

30

【0022】

図1、図2に示すように、挿入部110aは、超音波探触子10と、シース20と、を備える。

【0023】

図1に示すように、操作部110bは、内管部材30と、外管部材40と、を備える。内管部材30は、超音波探触子10の基端側の端部を保持している。外管部材40は、シース20の基端側の端部を保持している。詳細は後述するが、内管部材30が外管部材40内を中心軸方向に移動することで、超音波探触子10がシース20内を長手方向Aに移動することができる。また、詳細は後述するが、超音波探触子10の一部である駆動シャフト13及び電気信号線14は、内管部材30及び外管部材40の内部を通じて、長手方向Aにおいて、挿入部110aの領域のみならず、操作部110bの領域に亘って延在している。つまり、本実施形態の操作部110bは、内管部材30及び外管部材40に加えて、超音波探触子10により一部が構成されている。

40

【0024】

[超音波探触子10]

図2に示すように、超音波探触子10は、超音波振動子11と、ハウジング12と、駆

50

動シャフト 1 3 と、電気信号線 1 4 と、を備える。

【 0 0 2 5 】

図 3 に示すように、超音波振動子 1 1 は、圧電素子 1 と、支持部材 2 と、音響整合部材 3 と、を備える。具体的に、圧電素子 1 は、扁平状の圧電体 4 と、この圧電体 4 の厚み方向 B の少なくとも一方側に積層されている第 1 電極 5 と、圧電体 4 の厚み方向 B の少なくとも他方側に積層されている第 2 電極 6 と、からなる。以下、説明の便宜上、少なくとも第 1 電極 5 の一部が設けられている、圧電体 4 の厚み方向 B の一方側を「圧電素子 1 の表面側」と記載する。また、説明の便宜上、少なくとも第 2 電極 6 の一部が設けられている、圧電体 4 の厚み方向 B の他方側を「圧電素子 1 の裏面側」と記載する。圧電素子 1 の表面側とは、超音波の送受信を行う側である。また、圧電素子 1 の裏面側とは、超音波の送受信を行う側とは反対側である。

10

【 0 0 2 6 】

圧電素子 1 の圧電体 4 は、例えば、圧電セラミックシートにより構成される。圧電セラミックシートの材料としては、例えば、チタン酸ジルコニウム酸鉛 (P Z T)、ニオブ酸リチウムなどの圧電セラミック材料が挙げられる。圧電体 4 は、圧電セラミック材料ではなく、水晶により形成されていてもよい。

【 0 0 2 7 】

圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 は、例えば、マスク材を用いたイオンプレーティング法、蒸着法、スパッタ法により、圧電体 4 の厚み方向 B の両面それぞれに電極層として積層させることで形成できる。第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 の材料としては、例えば、銀、クロム、銅、ニッケル、金などの金属や、これら金属の積層体などが挙げられる。

20

【 0 0 2 8 】

図 3、図 4 に示すように、本実施形態の第 2 電極 6 は、圧電素子 1 の裏面側のみに形成されている。

【 0 0 2 9 】

これに対して、図 3、図 4 に示すように、本実施形態の第 1 電極 5 は折返し電極により構成されている。具体的に、本実施形態の第 1 電極 5 は、表面電極層 5 a と、裏面電極層 5 b と、連結導電部 5 c と、を備える。表面電極層 5 a は、圧電素子 1 の表面側に位置する。裏面電極層 5 b は、圧電素子 1 の裏面側に位置する。連結導電部 5 c は、表面電極層 5 a 及び裏面電極層 5 b を連結している。換言すれば、本実施形態の第 1 電極 5 は、圧電素子 1 の表面側から裏面側に亘って形成されている。第 1 電極 5 を折返し電極とすることで、圧電素子 1 の裏面側に、第 1 電極 5 の裏面電極層 5 b、及び、第 2 電極 6、を共に配置できる。これにより、第 1 電極及び第 2 電極それぞれが圧電素子の別々の面のみに配置されている場合と比較して、電気信号線 1 4 と第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 との接続作業を圧電素子 1 の片面側のみで行うことができるようになる。

30

【 0 0 3 0 】

また、図 6 に示すように、圧電素子 1 は、厚み方向 B で、後述する支持部材 2 の第 1 端子 7 と重なる部分及び第 2 端子 8 と重なる部分から成る第 1 部分 1 a と、厚み方向 B で、第 1 部分 1 a を除く第 2 部分 1 b と、を備える。この詳細は後述する。

【 0 0 3 1 】

また、図 6 に示すように、超音波振動子 1 1 を厚み方向 B で見た平面視において、圧電素子 1 の外形は、長方形とするよりも、本実施形態のように正方形とすることが好ましい。このようにすることで、超音波の直進性を高めることができる。したがって、図 6 に示すように、圧電素子 1 の縦 (図 6 の上下方向) 及び横 (図 6 の左右方向) の長さを略等しくすることが好ましい。更に、血管内で使用される小型の超音波振動子 1 1 の場合には、超音波の出力を高めることが好ましい。そのため、圧電素子 1 の主に振動する部分である第 2 部分 1 b を大きく確保することが好ましい。以上のことから、圧電素子 1 は、図 6 に示す平面視で正方形の外形であり、かつ、圧電素子 1 の第 2 部分 1 b の面積は、圧電素子 1 の第 1 部分 1 a の面積よりも大きいことが好ましい。

40

【 0 0 3 2 】

50

図3に示すように、支持部材2は、圧電素子1を支持する。また、図3、図5に示すように、支持部材2は、圧電素子1の第1電極5と接続されている第1端子7と、圧電素子1の第2電極6に接続されている第2端子8と、を備える。また、図3に示すように、第1端子7及び第2端子8は、厚み方向Bで圧電素子1と重ならない部分を備える。このような第1端子7及び第2端子8を備えることで、圧電素子1の第1電極5及び第2電極6との電気接点を、圧電素子1の外側に引き出すことができる。そのため、例えば小型化された圧電素子1など、電気信号線14を圧電素子1の第1電極5及び第2電極6に直接接続することが困難な場合であっても、上述の第1端子7及び第2端子8を利用することで、圧電素子1に対して電気信号線14を電氣的に接続することが容易となる。

【0033】

図3に示すように、本実施形態の支持部材2は、圧電素子1の裏面側から圧電素子1を支持している。換言すれば、支持部材2は、圧電素子1の裏面側を覆うように、圧電素子1の裏面側に積層されている。

【0034】

第1端子7及び第2端子8の材料としては、例えば、銀、クロム、銅、ニッケル、金などの金属や、これら金属の積層体などが挙げられる。

【0035】

より具体的に、本実施形態の支持部材2は、圧電素子1の裏面側に積層されている支持本体部9を備える。支持本体部9は、圧電素子1の少なくとも圧電体4の裏面側の全域を覆っている。本実施形態の支持本体部9は、圧電素子1の裏面側の全域を覆っている。より具体的に、本実施形態の支持本体部9は、圧電素子1の厚み方向Bと直交する方向C（以下、「面内方向C」と記載する。）において圧電素子1よりも外側まで延在している。本実施形態の第1端子7及び第2端子8は、支持本体部9に支持されている。

【0036】

支持部材2の支持本体部9は、例えば、ゴムや、タングステン粉末などの金属粉末を分散させたエポキシ樹脂など、により構成される吸音体である。支持部材2の支持本体部9により、ノイズとなる圧電素子1からの超音波を吸収することができる。つまり、本実施形態の支持部材2は、圧電素子1の超音波を吸収する吸音層を構成している。

【0037】

支持部材2としての吸音層は、支持本体部9を形成するシート材上に、第1端子7及び第2端子8を予め配設しておき、このシート材を圧電素子1に張り合わせる方法などによって形成することができる。第1端子7及び第2端子8は、例えば、マスク材を用いたイオンプレーティング法、蒸着法、スパッタ法により、支持本体部9を形成するシート材に積層させて形成してもよく、その製法は特に限定されない。第1端子7及び第2端子8を形成する端子部材を支持本体部9に接着等して接合してもよい。

【0038】

図3～図5に示すように、本実施形態の第1端子7は、圧電素子1と支持本体部9との間で、第1電極5の裏面電極層5bに接続されている。換言すれば、本実施形態の圧電素子1及び支持部材2は、第1電極5の裏面電極層5bと第1端子7とが対向するように積層されている。また、本実施形態の第1端子7は、圧電素子1と支持本体部9との間の位置から、面内方向Cにおいて圧電素子1よりも外側まで延在している。換言すれば、第1端子7は、支持本体部9の厚み方向Bの圧電素子1側の面（以下、「支持本体部9の上面」と記載する。）上で、厚み方向Bで圧電素子1と重ならない位置まで引き出されている。

【0039】

図3～図5に示すように、本実施形態の第2端子8は、圧電素子1と支持本体部9との間で、第2電極6に接続されている。換言すれば、本実施形態の圧電素子1及び支持部材2は、第2電極6と第2端子8とが対向するように積層されている。また、本実施形態の第2端子8は、圧電素子1と支持本体部9との間の位置から、面内方向Cにおいて圧電素子1よりも外側まで延在している。換言すれば、第2端子8は、支持本体部9の上面上で、厚み方向Bで圧電素子1と重ならない位置まで引き出されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

このように、圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 は、圧電素子 1 の裏面側で、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続される。そのため、超音波の送受信を行う圧電素子 1 の表面側で、電気信号線 1 4 の接続箇所を確保しなくてよく、電気信号線 1 4 の接続に際して、超音波振動子 1 1 のうち超音波の送受信を行う圧電素子 1 の表面側の部分が破損することを抑制できる。また、第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 を、圧電素子 1 と支持本体部 9 との間の位置から、面内方向 C において圧電素子 1 よりも外側まで延在させることで、第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、圧電素子 1 の表面側から視認可能な状態となる。そのため、電気信号線 1 4 を第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続する作業を、接続箇所を目視等で監視しながら、実行することができる。これにより、接続不良による不良品の発生を抑制できる。

10

【 0 0 4 1 】

また、本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、画像診断用カテーテル 1 1 0 において、厚み方向 B で圧電素子 1 と重なる位置から、長手方向 A の基端側に向かって引き出されている。そのため、本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 のうち、厚み方向 B で圧電素子 1 と重ならない部分は、圧電素子 1 に対して基端側に設けられている。これにより、図 2 に示すように、本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、駆動シャフト 1 3 の先端からハウジング 1 2 内に延在する電気信号線 1 4 の先端部 1 4 a と、容易に接続することができる。

20

【 0 0 4 2 】

更に、図 3 に示すように、本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、支持部材 2 の面内方向 C の周縁まで延在している。より具体的に、本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、支持本体部 9 の面内方向 C の端面と面一となる位置まで延在している。このようにすることで、超音波振動子 1 1 の外部から電気信号線 1 4 を、より容易に第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続することができる。

【 0 0 4 3 】

また、本実施形態の支持部材 2 では、圧電素子 1 の裏面と対向する支持本体部 9 の上面に 2 つの溝部 9 a が区画されている。本実施形態の溝部 9 a の横断面は矩形状であるが、例えば、V 字形状、円弧形状など、別の横断面形状であってもよい。本実施形態の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 は、支持本体部 9 の溝部 9 a 内に配置されている。また、圧電素子 1 の裏面と対向する第 1 端子 7 の上面及び第 2 端子 8 の上面は、支持本体部 9 の上面と面一になるように配置されている。これにより、圧電素子 1 及び支持部材 2 を積層することで、圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 と、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 と、を接触させること可能になると共に、圧電素子 1 の支持部材 2 上での位置安定性を向上させることができる。圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 と、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 と、は導電性接着剤等を用いて接続される。

30

【 0 0 4 4 】

但し、圧電素子 1 の裏面と対向する第 1 端子 7 の上面及び第 2 端子 8 の上面は、支持本体部 9 の上面よりも突出せず、溝部 9 a 内に配置されていてもよい。このような場合は、圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 と、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 と、の間を、上述の導電性接着剤等の導電材で充填すればよい。このようにすることで、第 1 端子 7 の上面、第 2 端子 8 の上面、及び、支持本体部 9 の上面を面一とすることによる上述の効果と同様の効果を得ることができる。

40

【 0 0 4 5 】

更に、図 3、図 5 に示すように、本実施形態の第 1 端子 7 は、電気信号線 1 4 を収容する溝部 7 a を区画している。第 1 端子 7 がこのような溝部 7 a を区画していることで、電気信号線 1 4 を溝部 7 a 内に位置決めした状態で、電気信号線 1 4 を第 1 端子 7 に接続することができる。そのため、電気信号線 1 4 と第 1 端子 7 との接続作業の効率が向上する。

【 0 0 4 6 】

また、図 3、図 5 に示すように、本実施形態の第 2 端子 8 についても、電気信号線 1 4

50

を收容する溝部 8 a を区画している。第 2 端子 8 がこのような溝部 8 a を区画していることで、電気信号線 1 4 を溝部 8 a 内に位置決めした状態で、電気信号線 1 4 を第 2 端子 8 に接続することができる。そのため、電気信号線 1 4 と第 2 端子 8 との接続作業の効率が向上する。

【 0 0 4 7 】

このように、第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に溝部（本実施形態では溝部 7 a、8 a）を設けることで、電気信号線 1 4 を各端子（本実施形態では第 1 端子 7、第 2 端子 8）に接続し易くなる。本実施形態の溝部 7 a 及び溝部 8 a の横断面形状は矩形状であるが、例えば、V 字形状、円弧形状などの横断面形状を有する溝部としてもよい。また、溝部 7 a 及び溝部 8 a についても、支持本体部 9 の面内方向 C の端面と面一となる位置まで延在している

10

【 0 0 4 8 】

ここで、電気信号線 1 4 を第 1 端子 7 に接続する方法の一例を説明する。図 7 は、電気信号線 1 4 を第 1 端子 7 に接続する工程の概要を示す図である。まず、電気信号線 1 4 の端部に、被覆材が除去された導線からなる接続部 1 4 a を形成する。また、第 1 端子 7 の溝部 7 a にハンダペースト 2 0 5 を充填する。ハンダペースト 2 0 5 に代えて、予備はんだを溝部 7 a に充填してもよい。この状態で、電気信号線 1 4 の接続部 1 4 a を、第 1 端子 7 の溝部 7 a に充填されているハンダペースト 2 0 5 上に配置する。溝部 7 a に充填されているハンダペースト 2 0 5 内に埋没させてもよい。ハンダペースト 2 0 5 との間に接続部 1 4 a を挟み込むように、予備はんだやハンダペーストを更に塗布してもよい。次に

20

【 0 0 4 9 】

ここでは電気信号線 1 4 と第 1 端子 7 との接続方法を示したが、電気信号線 1 4 と第 2 端子 8 との接続方法についても同様である。

【 0 0 5 0 】

また、上述したように、圧電素子 1 は、厚み方向 B で第 1 端子 7 と重なる部分及び第 2 端子 8 と重なる部分から成る第 1 部分 1 a と、第 1 部分 1 a を除く第 2 部分 1 b と、を備える（図 6 参照）。図 6 に示すように、本実施形態では、圧電素子 1 の第 2 部分 1 b の裏面側の全域は、支持本体部 9 に覆われている。このような構成とすることで、圧電素子 1 の主に振動する部分である第 2 部分 1 b の裏面全域に支持本体部 9 が配置される。そのため、ノイズとなる圧電素子 1 からの超音波を、支持本体部 9 により、より確実に吸収することができる。

30

【 0 0 5 1 】

図 3 に示すように、音響整合部材 3 は、圧電素子 1 の表面側の一部を覆うように積層されている。より具体的に、本実施形態の音響整合部材 3 は、圧電素子 1 の第 2 部分 1 b の表面側の大部分（例えば 8 0 % 以上）を覆うように積層されているが、この構成に限られず、圧電素子 1 の第 2 部分 1 b の表面側の全域を覆うように積層されていてもよい。また、圧電素子 1 の第 1 部分 1 a 及び第 2 部分 1 b の両方の表面側を覆うように積層されてい

40

【 0 0 5 2 】

音響整合部材 3 を設けることにより、被検体への超音波の伝播効率を高めることができる。つまり、本実施形態の音響整合部材 3 は、超音波の伝播効率を高める音響整合層を構成している。

【 0 0 5 3 】

音響整合部材 3 としての音響整合層は、音響整合層を形成するシート材を圧電素子 1 に張り合わせる方法、音響整合層を形成する液状の音響整合性材料を塗布して硬化させる方法、などによって形成することができる。音響整合部材 3 の材料としては、例えば、エポキシ樹脂などの樹脂材料が挙げられる。また、音響整合部材 3 は、樹脂材料から構成され

50

た樹脂層の積層体により構成されていてもよい。

【 0 0 5 4 】

図 2 に示すように、ハウジング 1 2 は、超音波振動子 1 1 を内部に収容している。ハウジング 1 2 の基端側は、駆動シャフト 1 3 に接続されている。ハウジング 1 2 は、軸方向の両端部が閉鎖されている円筒状の金属パイプの周壁の一部に開口部 1 2 a が設けられた形状をしており、金属塊からの削り出しや M I M (金属粉末射出成形) 等により形成される。

【 0 0 5 5 】

より具体的に、本実施形態のハウジング 1 2 は、上述した開口部 1 2 a よりも先端側に位置する先端壁部 1 2 b と、上述した開口部 1 2 a よりも基端側に位置する基端壁部 1 2 c と、を備える。本実施形態のハウジング 1 2 の内部空間は、先端壁部 1 2 b 及び基端壁部 1 2 c により軸方向の両端部が閉鎖されている。このように超音波振動子 1 1 の先端側及び基端側でハウジング 1 2 が閉鎖されていることで、超音波の誤検出を抑制し、画像診断の精度を向上させることができる。図 2 に示すように、駆動シャフト 1 3 内を延在する電気信号線 1 4 は、基端壁部 1 2 c を貫通してハウジング 1 2 内まで延在している。

10

【 0 0 5 6 】

駆動シャフト 1 3 は、可撓性を有する管体により構成されている。駆動シャフト 1 3 の内部には、超音波振動子 1 1 に接続される電気信号線 1 4 が配置されている。駆動シャフト 1 3 は、例えば、軸まわりの巻き方向が異なる多層のコイルによって構成される。コイルの材料としては、例えば、ステンレス、Ni - Ti (ニッケル・チタン) 合金などが挙げられる。このような駆動シャフト 1 3 にすることで、2 本の電気信号線 1 4 を二重らせん状のツイストペアケーブルにより構成しても、シールド性を高めて電気信号線 1 4 から発生するノイズによる影響を軽減することができる。

20

【 0 0 5 7 】

駆動シャフト 1 3 は、内管部材 3 0 及び外管部材 4 0 の内部を通過して、内管部材 3 0 の基端部に位置する後述のハブ 3 2 まで延在している。つまり、駆動シャフト 1 3 は、長手方向 A において、挿入部 1 1 0 a の先端部から操作部 1 1 0 b の基端部まで延在している。

【 0 0 5 8 】

図 2 に示すように、電気信号線 1 4 は、駆動シャフト 1 3 内に延在しており、超音波振動子 1 1 と外部装置 1 2 0 とを電氣的に接続している。つまり、電気信号線 1 4 は、駆動シャフト 1 3 と同様、長手方向 A において、挿入部 1 1 0 a の先端部から操作部 1 1 0 b の基端部まで延在している。電気信号線 1 4 は複数 (本実施形態では 2 本) 設けられており、各電気信号線 1 4 は、上述した支持部材 2 の第 1 端子 7 又は第 2 端子 8 を介して、上述した圧電素子 1 の第 1 電極 5 又は第 2 電極 6 に接続されている。複数の電気信号線 1 4 は、例えば、2 本の電気信号線 1 4 が撚り合わされたツイストペアケーブルにより構成される。各電気信号線 1 4 は、外径が 0 mm より大きく 0 . 1 mm 以下の、可撓性を有する柔軟な細線部材とすることができる。各電気信号線 1 4 は、例えば、0 mm より大きく 0 . 0 5 mm 以下の導線と、絶縁材料により形成され、導線の周囲を被覆する被覆材と、により構成可能である。このような電気信号線 1 4 は、被覆材が除去されて露出した導線により構成される接続部 1 4 a (図 3、図 5 参照) で、圧電素子 1 と接続される。

30

40

【 0 0 5 9 】

本実施形態において、2 本の電気信号線 1 4 の接続部 1 4 a は、はんだ、導電性接着剤などを用いて、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続される (図 7 参照) 。これにより、2 本の電気信号線 1 4 は、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 を介して、圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 に電氣的に接続される。より具体的に、2 本の電気信号線 1 4 は、ハウジング 1 2 の基端壁部 1 2 c よりも先端側で、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続されている。

【 0 0 6 0 】

[シース 2 0]

図 2 に示すように、シース 2 0 は、第 1 中空部 2 1 a 及び第 2 中空部 2 1 b を区画して

50

いる。第1中空部21aには、超音波探触子10が収容されている。超音波探触子10は、第1中空部21a内において、長手方向Aに進退移動することができる。第2中空部21bには、ガイドワイヤWが挿通可能である。本実施形態では、第2中空部21bを区画する管状のガイドワイヤ挿通部20bが、第1中空部21aを区画する管状の本体部20aの先端部に対して、互いが平行な状態になるように位置している。本体部20a及びガイドワイヤ挿通部20bは、互いに異なる管部材を熱融着等によって接合することで形成可能であるが、このような形成方法に限られない。

【0061】

本体部20aには、X線が不透過な材料で形成されるX線造影性を有するマーカ22が設けられている。また、ガイドワイヤ挿通部20bにおいても、X線造影性を有するマーカ23が設けられている。マーカ22及び23は、例えば、白金、金、イリジウム、タングステン等のX線不透過性の高い金属コイルにより構成可能である。

10

【0062】

シース20の長手方向Aにおいて超音波振動子11が移動する範囲には、超音波の透過性が他の部位に比べて高く形成された窓部24が形成されている。より具体的に、本実施形態の窓部24は、シース20のうち本体部20aに形成されている。

【0063】

本体部20aの窓部24、及び、ガイドワイヤ挿通部20bは、可撓性を有する材料で形成され、その材料は特に限定されない。構成材料としては、例えば、ポリエチレン、スチレン、ポリオレフィン、ポリウレタン、ポリエステル、ポリアミド、ポリイミド、ポリブタジエン、トランスポリイソプレン、フッ素ゴム、塩素化ポリエチレン等の各種熱可塑性エラストマー等が挙げられ、これらのうちの1種または2種以上を組合せたポリマーアロイ、ポリマーブレンド、積層体等も使用することができる。

20

【0064】

本体部20aの窓部24よりも基端側は、窓部24よりも剛性が高い材料によって補強された補強部を有する。補強部は、例えば、樹脂等の可撓性を有する管状部材に、ステンレス製の金属素線を網目状に編組した補強材が配設されて形成される。上記管状部材は、窓部24と同様の材料によって形成される。

【0065】

シース20の外表面には、湿潤時に潤滑性を示す親水性潤滑被覆層を配置することが好ましい。

30

【0066】

シース20の本体部20aの先端部には、第1中空部21aの内部と外部とを連通する連通孔26が形成されている。プライミング時には、この連通孔26を通じて、本体部20a内の気体を排出することができる。

【0067】

[内管部材30及び外管部材40]

図1に示すように、内管部材30は、内管31と、ハブ32と、を備える。内管31は、外管部材40内で進退移動可能に挿入されている。ハブ32は、内管31の基端側に設けられている。

40

【0068】

図1に示すように、外管部材40は、外管41と、先端側コネクタ42と、基端側コネクタ43と、を備える。外管41は、内管31の径方向外側に位置し、外管41内を内管31が進退移動する。先端側コネクタ42は、シース20の本体部20aの基端部と、外管41の先端部と、を接続している。基端側コネクタ43は、外管41の基端部に設けられ、内管31を外管41内に受容するように構成されている。

【0069】

上述した超音波探触子10の駆動シャフト13及び電気信号線14は、シース20の本体部20a、この本体部20aの基端側に接続された外管部材40、及び、この外管部材40に一部が挿入されている内管部材30の基端部に位置するハブ32まで、延在してい

50

る。

【0070】

上述した超音波探触子10及び内管部材30は、それぞれが一体的に長手方向Aに進退移動するように互いに接続されている。そのため、例えば、内管部材30が、挿入方向A1に向かって押される操作がなされると、内管部材30は、挿入方向A1に向かって、外管部材40内に押し込まれる。内管部材30が挿入方向A1に向かって外管部材40内に押し込まれると、内管部材30に接続されている超音波探触子10がシース20の本体部20a内を挿入方向A1に移動する。逆に、内管部材30が、抜去方向A2に向かって引かれる操作がなされると、内管部材30は、外管部材40内から抜去方向A2に引き出される。内管部材30が外管部材40内から抜去方向A2に引き出されると、内管部材30に接続されている超音波探触子10はシース20の本体部20a内を抜去方向A2に移動する。

10

【0071】

内管部材30が挿入方向A1へ最も押し込まれたときには、内管部材30の先端部は、外管部材40の先端側コネクタ42付近まで到達する。この際、超音波探触子10の超音波振動子11は、シース20の本体部20aの先端付近に位置する。

【0072】

内管部材30の先端部には、内管部材30が外管部材40よりも先端側に飛び出すことを防止すると共に、内管部材30が最も基端側に引かれたときに外管部材40の基端側に抜け落ちることを防止するストッパ部が設けられている。ストッパ部は、上記機能を実現できる構成であれば特に限定されず、例えば、所定の位置で外管部材40と長手方向Aにおいて突き当たる壁部などにより構成すればよい。

20

【0073】

内管部材30のハブ32の基端には、外部装置120と機械的および電氣的に接続されるコネクタ部が設けられている。つまり、画像診断用カテーテル110は、内管部材30のハブ32に設けられたコネクタ部により、外部装置120と機械的および電氣的に接続される。より具体的に、超音波探触子10の電気信号線14は、超音波振動子11からハブ32のコネクタ部まで延在しており、ハブ32のコネクタ部が外部装置120に接続された状態で、超音波振動子11と外部装置120とを電氣的に接続する。超音波振動子11における受信信号は、ハブ32のコネクタ部を介して外部装置120に送信され、所定の処理を施されて画像として表示される。

30

【0074】

<外部装置120>

図1に示すように、外部装置120は、駆動シャフト13を回転させるための動力源であるモータ121と、駆動シャフト13を長手方向Aに移動させるための動力源であるモータ122と、を有する。モータ122の回転運動は、モータ122に接続したボールネジ123によって軸方向の運動に変換される。

【0075】

より具体的に、本実施形態の外部装置120は、駆動ユニット120aと、この駆動ユニット120aに有線又は無線で電氣的に接続されている制御装置120bと、この制御装置120bが画像診断用カテーテル110から受信した受信信号に基づいて生成した画像を表示可能なモニタ120cと、を備える。本実施形態の上述したモータ121、モータ122及びボールネジ123は、駆動ユニット120aに設けられている。この駆動ユニット120aの動作は、制御装置120bによって制御される。制御装置120bは、CPU及びメモリを含むプロセッサにより構成することができる。

40

【0076】

外部装置120は、本実施形態で示す構成に限られず、例えば、キーボード等の外部入力部を更に備える構成であってもよい。

【0077】

本開示に係る超音波振動子は上述した実施形態で特定される具体的な構成に限られず、

50

請求の範囲の記載を逸脱しない限り、種々の変形・変更が可能である。本実施形態の超音波振動子 11 では、第 1 電極 5 が折返し電極により構成されているが、第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 がいずれも折返し電極ではなく、それぞれ片面のみに積層されている構成であってもよい。また、第 1 電極 5 に代えて、第 2 電極 6 が折返し電極により構成されていてもよい。但し、本実施形態のように、第 1 電極 5 を折返し電極として構成することで、圧電素子 1 の第 1 電極 5 及び第 2 電極 6 は、圧電素子 1 の裏面側で、支持部材 2 の第 1 端子 7 及び第 2 端子 8 に接続される。そのため、上述したように、超音波の送受信を行う圧電素子 1 の表面側で、電気信号線 14 の接続箇所を確保しなくてよく、電気信号線 14 の接続に際して、超音波振動子 11 のうち超音波の送受信を行う圧電素子 1 の表面側の部分が破損することを抑制できる。

10

【0078】

また、本開示に係る超音波振動子が適用可能な超音波探触子についても、上述した実施形態で示す超音波探触子 10 の構成に限られない。上述した実施形態の超音波探触子 10 は、イメージングコアとして、血管内超音波診断を可能とする超音波振動子 11 のみを備える構成であるが、この構成に限られず、例えば、光干渉断層診断 (Optical Coherence Tomography、略称「OCT」) を可能とする光送受信部を更に備える構成であってもよい。図 8 は、超音波振動子 11 及び光送受信部 301 を備える超音波探触子 310、を備える画像診断用カテーテル 410 の一部を示す断面図である。図 8 に示す超音波探触子 310 は、上述の超音波探触子 10 と比較して、光干渉断層診断を可能とする構成が付加されている点で異なっている。

20

【0079】

具体的に、図 8 に示す超音波探触子 310 では、ハウジング 12 内に超音波振動子 11 に加えて光送受信部 301 が配置されている。この光送受信部 301 は、駆動シャフト 13 内に延在する光信号線 302 としての光ファイバケーブルから伝送される光 (測定光) を連続的に生体管腔内に送信すると共に、生体管腔内の生体組織からの反射光を連続的に受信する。光送受信部 301 は、受信した反射光を、光信号線 302 を通じて外部装置 120 (図 1 参照) に送信する。外部装置 120 の制御装置 120b (図 1 参照) は、測定により得られた反射光と、光源からの光を分離することで得られた参照光とを干渉させることで干渉光データを生成する。また、外部装置 120 の制御装置 120b は、生成された干渉光データに基づいて光断層画像を生成し、モニタ 120c (図 1 参照) に表示させる。

30

【0080】

図 8 に示すように、駆動シャフト 13 内において、複数の電気信号線 14 は、光信号線 302 の周りに螺旋状に巻き付いており、複数の電気信号線 14 同士は平行に延在している。より具体的に、図 8 に示す 2 本の電気信号線 14 は、長手方向 A に延在する光信号線 302 としての光ファイバケーブルの周囲を二重らせん状に延在している。

【産業上の利用可能性】

【0081】

本開示は超音波振動子に関する。

【符号の説明】

40

【0082】

- 1：圧電素子
- 1a：第 1 部分
- 1b：第 2 部分
- 2：支持部材
- 3：音響整合部材
- 4：圧電体
- 5：第 1 電極
- 5a：表面電極層
- 5b：裏面電極層

50

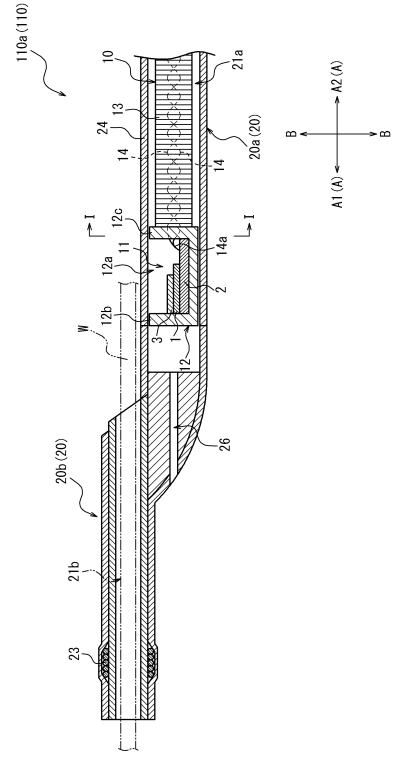
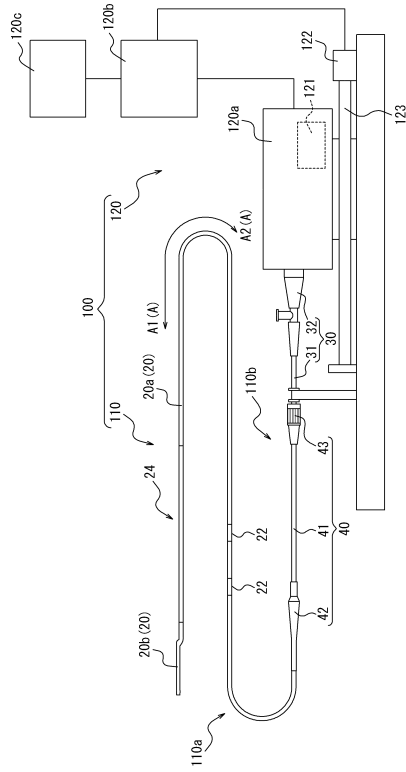
5 c : 連結導電部	
6 : 第 2 電極	
7 : 第 1 端子	
7 a : 溝部	
8 : 第 2 端子	
8 a : 溝部	
9 : 支持本体部	
9 a : 溝部	
1 0、3 1 0 : 超音波探触子	
1 1 : 超音波振動子	10
1 2 : ハウジング	
1 2 a : 開口部	
1 2 b : 先端壁部	
1 2 c : 基端壁部	
1 3 : 駆動シャフト	
1 4 : 電気信号線	
1 4 a : 接続部	
2 0 : シース	
2 0 a : 本体部	
2 0 b : ガイドワイヤ挿通部	20
2 1 a : 第 1 中空部	
2 1 b : 第 2 中空部	
2 2、2 3 : マーカ	
2 4 : 窓部	
2 6 : 連通孔	
3 0 : 内管部材	
3 1 : 内管	
3 2 : ハブ	
4 0 : 外管部材	
4 1 : 外管	30
4 2 : 先端側コネクタ	
4 3 : 基端側コネクタ	
1 0 0 : 画像診断装置	
1 1 0、4 1 0 : 画像診断用カテーテル	
1 1 0 a : 挿入部	
1 1 0 b : 操作部	
1 2 0 : 外部装置	
1 2 0 a : 駆動ユニット	
1 2 0 b : 制御装置	
1 2 0 c : モニタ	40
1 2 1 : モータ	
1 2 2 : モータ	
1 2 3 : ボールネジ	
2 0 5 : ハンダペースト	
3 0 1 : 光送受信部	
3 0 2 : 光信号線	
A : 画像診断用カテーテルの長手方向	
A 1 : 挿入方向	
A 2 : 抜去方向	
B : 圧電素子の厚み方向	50

C : 面内方向 (圧電素子の厚み方向と直交する方向)
W : ガイドワイヤ

【 図面 】

【 図 1 】

【 図 2 】



10

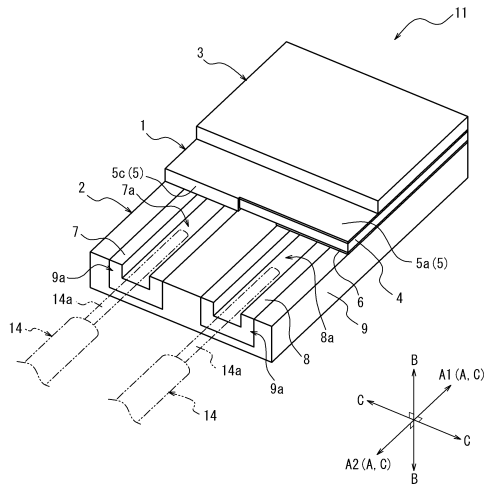
20

30

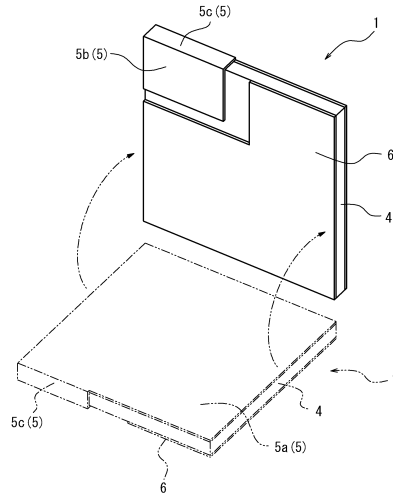
40

50

【 図 3 】



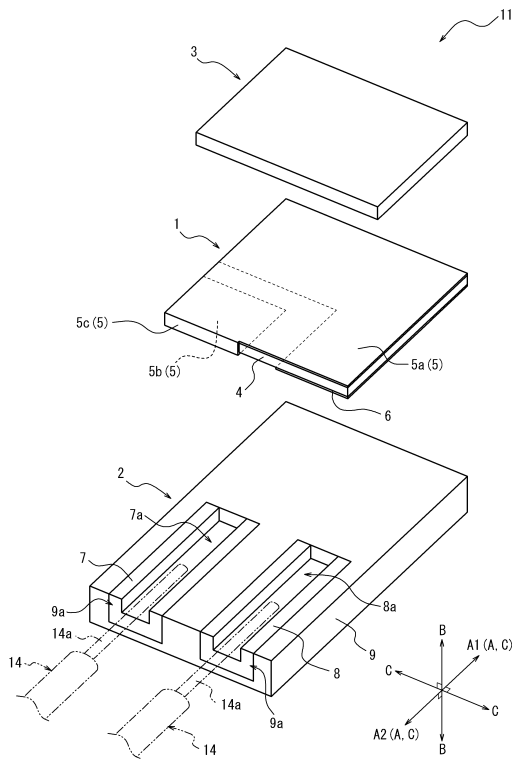
【 図 4 】



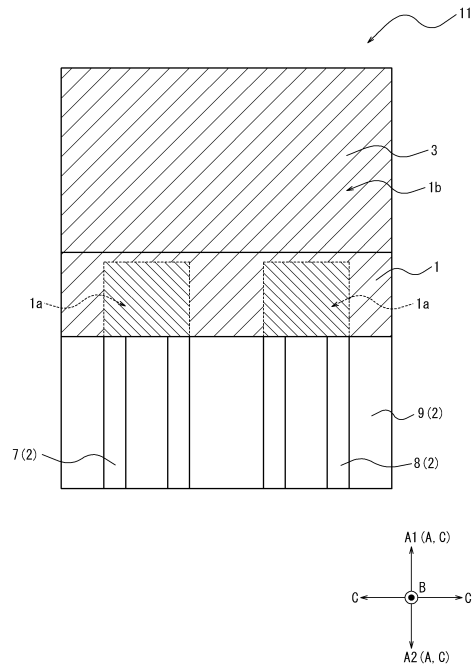
10

20

【 図 5 】



【 図 6 】

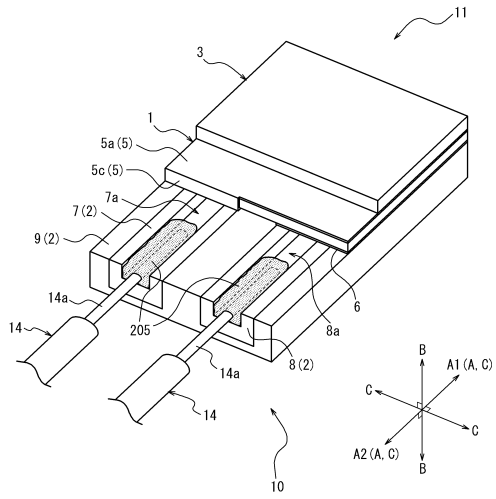


30

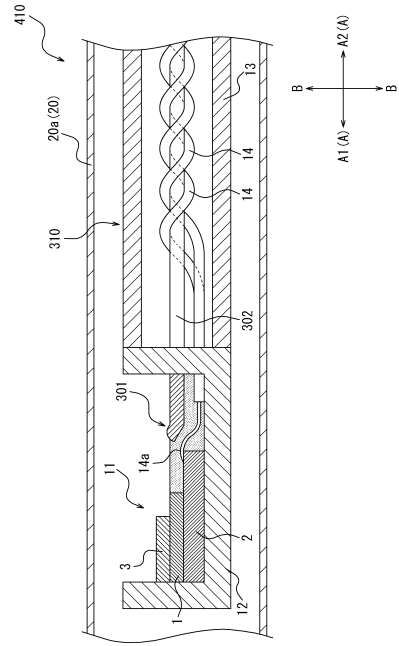
40

50

【 図 7 】



【 図 8 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2008/056611(WO, A1)
特開2009-206789(JP, A)
特開2009-153603(JP, A)
特開2009-152786(JP, A)
特開2009-152785(JP, A)
特開平08-191835(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
A61B 1/00
A61B 1/313