

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02020/079855

発行日 令和3年9月2日 (2021. 9. 2)

(43) 国際公開日 令和2年4月23日 (2020. 4. 23)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

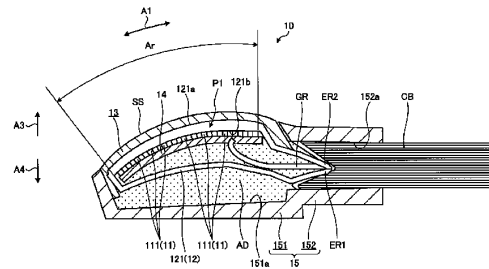
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2020-551715 (P2020-551715)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/039104		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成30年10月19日 (2018. 10. 19)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国・地域	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
		(72) 発明者	吉田 暁 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE13 FE01 GA02 GB02 GB04 GB19 GB20 GB25 GB31

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波内視鏡

(57) 【要約】

超音波プローブ(10)は、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子(111)を有し、複数の圧電素子(111)が第1の方向A1に沿って並列された超音波トランスデューサ(11)と、複数の圧電素子(111)から出射された超音波を外部に放射する音響レンズ層(13)と、超音波トランスデューサ(11)を挟んで音響レンズ層(13)に対向する背面層(14)と、音響レンズ層(13)と超音波トランスデューサ(11)との間の第1の位置(P1)に一部が配設された配線部材(12)と、を備える。配線部材(12)は、電気絶縁性を有する樹脂層と、樹脂層上に設けられ、複数の圧電素子(111)とそれぞれ電気的に接続するとともに複数の圧電素子に超音波をそれぞれ出射させる電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第 1 の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、
 前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、
 前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する背面層と、
 前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第 1 の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第 2 の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、
 前記配線部材は、
 電気絶縁性を有する樹脂層と、
 前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記複数の信号配線は、
 前記樹脂層の長手方向に沿う長さが互いに異なる請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記配線部材は、
 前記導電層を挟んで前記樹脂層に対向する絶縁層をさらに有し、
 前記複数の信号配線は、
 前記絶縁層に設けられた複数のビアをそれぞれ経由することによって前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 4】

前記導電層は、
 前記信号配線と同一の材料、及び同一の厚みを有するダミー配線を備える請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記複数の信号配線は、
 前記樹脂層上において、前記樹脂層における長手方向の一端から他端に向けて延在する第 1 の信号配線と、
 前記樹脂層上において、前記他端から前記一端に向けて延在する第 2 の信号配線と、を備える請求項 1 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 6】

前記配線部材の少なくとも一部は、
 前記第 1 の位置に配設されているとともに、前記複数の圧電素子と前記音響レンズ層との中間の音響インピーダンスを有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記背面層は、
 前記複数の圧電素子と電氣的に接続するとともに、前記複数の圧電素子よりも大きい音響インピーダンスを有し、かつ、導電性を有するデマッチング層によって構成され、グラウンドとなるグラウンド線が電氣的に接続される請求項 6 に記載の超音波プローブ。

40

【請求項 8】

前記背面層は、
 前記複数の圧電素子に対してそれぞれ複数、設けられているとともに、前記複数の圧電素子よりも大きい音響インピーダンスを有し、かつ、導電性を有する複数のデマッチング層によって構成され、
 前記配線部材の少なくとも一部は、
 前記第 2 の位置に配設され、
 前記複数の信号配線は、

50

前記複数のデマッチング層を經由することによって、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

被検体内に挿入される挿入部を有する超音波内視鏡において、
前記挿入部の先端側には、

入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第 1 の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、

前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、

前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する背面層と、

前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第 1 の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第 2 の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、

前記配線部材は、

電気絶縁性を有する樹脂層と、

前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ及び超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を備えた超音波プローブが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

特許文献 1 に記載の超音波プローブ（超音波アレイ振動子）は、コンベックス型の超音波プローブによって構成されている。より具体的に、超音波プローブは、複数の圧電素子の他、音響整合層と、音響レンズ層と、パッキング材と、ケーブル配線基板とを備える。

ここで、圧電素子の外面のうち、外表面には、グラウンド電極が設けられている。また、圧電素子の外面のうち、当該外表面と表裏をなす背面側の内表面には、信号電極が設けられている。

また、ケーブル配線基板は、複数の圧電素子に設けられた各信号電極に対して当接した状態で立設されている。当該各信号電極には、当該ケーブル配線基板を經由することによって、電気信号が入力される。そして、複数の圧電素子は、当該入力した電気信号に応じて、超音波をそれぞれ出射する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2002 - 224104 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、特許文献 1 に記載の超音波プローブでは、ケーブル配線基板を配置するために、複数の圧電素子の背面側に広い空間を必要とし、小型化を図ることが難しい、という問題がある。また、複数の圧電素子の背面側に直接、ケーブル配線基板を配置した場合には、当該ケーブル配線基板がパッキング材としての機能を有していないため、音響性能が低下してしまう虞がある、という問題がある。

そこで、音響性能の低下を回避しつつ、小型化を図ることができる技術が要望されている。

【0005】

10

20

30

40

50

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、音響性能の低下を回避しつつ、小型化を図ることができる超音波プローブ及び超音波内視鏡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】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波プローブは、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する背面層と、前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、前記配線部材は、電気絶縁性を有する樹脂層と、前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える。

10

【0007】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部を有する超音波内視鏡において、前記挿入部の先端側には、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する背面層と、前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、前記配線部材は、電気絶縁性を有する樹脂層と、前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える。

20

【発明の効果】

【0008】

本発明に係る超音波プローブによれば、音響性能の低下を回避しつつ、小型化を図ることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、実施の形態1に係る内視鏡システムを示す図である。

【図2】図2は、挿入部の先端を示す斜視図である。

【図3】図3は、超音波プローブを示す断面図である。

【図4】図4は、超音波トランスデューサと配線部材との接続構造を示す図である。

【図5】図5は、超音波トランスデューサと配線部材との接続構造を示す図である。

【図6】図6は、背面層を示す図である。

【図7】図7は、実施の形態2に係る超音波プローブを示す断面図である。

【図8】図8は、図7の一部を拡大した断面図である。

40

【図9】図9は、実施の形態1の変形例1を示す図である。

【図10】図10は、実施の形態1の変形例2を示す図である。

【図11】図11は、実施の形態1, 2の変形例3を示す図である。

【図12】図12は、実施の形態1, 2の変形例3を示す図である。

【図13】図13は、実施の形態1, 2の変形例4を示す図である。

【図14】図14は、実施の形態1, 2の変形例4を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形態）について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。

50

さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

【 0 0 1 1 】

(実施の形態 1)

〔内視鏡システムの概略構成〕

図 1 は、本実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 を示す図である。

内視鏡システム 1 は、超音波内視鏡を用いて人等の被検体内の超音波診断及び処置を行うシステムである。この内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、内視鏡観察装置 4 と、表示装置 5 とを備える。

超音波内視鏡 2 は、一部を被検体内に挿入可能とし、被検体内の体壁に向けて超音波パルス（音響パルス）を送信するとともに被検体にて反射された超音波エコーを受信することによってエコー信号を出力する機能、及び被検体内を撮像することによって画像信号を出力する機能を有する。

10

なお、超音波内視鏡 2 の詳細な構成については、後述する。

【 0 0 1 2 】

超音波観測装置 3 は、超音波ケーブル 3 1（図 1）を経由することによって超音波内視鏡 2 に電氣的に接続し、超音波ケーブル 3 1 を経由することによって超音波内視鏡 2 に対してパルス信号を出力するとともに超音波内視鏡 2 からエコー信号を出力する。そして、超音波観測装置 3 では、当該エコー信号に対して所定の処理を施すことによって超音波画像を生成する。

【 0 0 1 3 】

20

内視鏡観察装置 4 には、超音波内視鏡 2 の後述する内視鏡用コネクタ 9（図 1）が着脱自在に接続される。この内視鏡観察装置 4 は、図 1 に示すように、ビデオプロセッサ 4 1 と、光源装置 4 2 とを備える。

ビデオプロセッサ 4 1 は、内視鏡用コネクタ 9 を経由することによって超音波内視鏡 2 からの画像信号を入力する。そして、ビデオプロセッサ 4 1 は、当該画像信号に対して所定の処理を施すことによって内視鏡画像を生成する。

光源装置 4 2 は、内視鏡用コネクタ 9 を経由することによって被検体内を照明する照明光を超音波内視鏡 2 に対して供給する。

【 0 0 1 4 】

表示装置 5 は、液晶、有機 E L（Electro Luminescence）、C R T（Cathode Ray Tube）、または、プロジェクタを用いて構成され、超音波観測装置 3 によって生成された超音波画像や、内視鏡観察装置 4 によって生成された内視鏡画像等を表示する。

30

【 0 0 1 5 】

〔超音波内視鏡の構成〕

次に、超音波内視鏡 2 の構成について説明する。

超音波内視鏡 2 は、図 1 に示すように、挿入部 6 と、操作部 7 と、ユニバーサルコード 8 と、内視鏡用コネクタ 9 とを備える。

図 2 は、挿入部 6 の先端を示す斜視図である。

【 0 0 1 6 】

なお、以下では、挿入部 6 の構成を説明するにあたって、挿入部 6 の先端側（被検体内への挿入方向の先端側）を「先端側」とのみ記載し、挿入部 6 の基端側（挿入部 6 の先端から離間する側）を「基端側」とのみ記載する。

40

挿入部 6 は、被検体内に挿入される部分である。この挿入部 6 は、図 1 または図 2 に示すように、先端側に設けられた超音波プローブ 1 0 と、超音波プローブ 1 0 の基端側に連結された硬性部材 6 1 と、硬性部材 6 1 の基端側に連結され湾曲可能とする湾曲部 6 2 と、湾曲部 6 2 の基端側に連結され可撓性を有する可撓管 6 3（図 1）とを備える。

【 0 0 1 7 】

なお、挿入部 6、操作部 7、ユニバーサルコード 8、及び内視鏡用コネクタ 9 の内部には、光源装置 4 2 から供給された照明光を伝送するライトガイド（図示略）、上述したパルス信号やエコー信号を伝送する振動子ケーブル C B（図 3 参照）、及び画像信号を伝送

50

する信号ケーブル（図示略）が引き回されているとともに、流体を流通させるための管路（図示略）が設けられている。

【0018】

ここで、硬性部材61は、樹脂材料等から構成された硬質部材であり、挿入軸Ax（図2）に沿って延在する略円柱形状を有する。なお、挿入軸Axは、挿入部6の延在方向に沿う軸である。

この硬性部材61において、先端側の外周面には、先端に向かうにしたがって当該硬性部材61を先細形状とする傾斜面611が形成されている。

【0019】

そして、硬性部材61には、図2に示すように、基端から先端まで貫通した取付用孔（図示略）、基端から傾斜面611までそれぞれ貫通した照明用孔612、撮像用孔613、送気送水用孔614、及び処置具チャンネル615等が形成されている。

上述した取付用孔（図示略）は、超音波プローブ10が取り付けられる孔である。そして、当該取付用孔の内部には、振動子ケーブルCB（図3参照）が挿通されている。

【0020】

照明用孔612の内部には、上述したライトガイド（図示略）の出射端側と、当該ライトガイドの出射端から出射された照明光を被検体内に向けて照射する照明レンズ616（図2）とが配設されている。

撮像用孔613の内部には、被検体内に向けて照射され、当該被検体内で反射された光（被写体像）を集光する対物光学系617（図2）、及び当該対物光学系617によって集光された被写体像を撮像する撮像素子（図示略）が配設されている。そして、当該撮像素子によって撮像された画像信号は、上述した信号ケーブル（図示略）を經由することによって内視鏡観察装置4（ビデオプロセッサ41）に伝送される。

【0021】

本実施の形態1では、上述したように照明用孔612及び撮像用孔613は、傾斜面611に形成されている。このため、本実施の形態1に係る超音波内視鏡2は、挿入軸Axに対して鋭角で交差する方向を観察する斜視タイプの内視鏡として構成されている。

【0022】

送気送水用孔614は、上述した管路（図示略）の一部を構成し、撮像用孔613に向けて送気または送水し、対物光学系617の外周面を洗浄するための孔である。

処置具チャンネル615は、挿入部6の内部に挿通された穿刺針等の処置具（図示略）を外部に突出させる通路である。

【0023】

操作部7は、挿入部6の基端側に連結され、医師等から各種操作を受け付ける部分である。この操作部7は、図1に示すように、湾曲部62を湾曲操作するための湾曲ノブ71と、各種操作を行うための複数の操作部材72とを備える。

また、操作部7には、湾曲部62及び可撓管63の内部に設けられたチューブ（図示略）を經由することによって処置具チャンネル615に連通し、当該チューブに処置具（図示略）を挿通するための処置具挿入口73（図1）が設けられている。

【0024】

ユニバーサルコード8は、操作部7から延在し、上述したライトガイド（図示略）、振動子ケーブルCB、上述した信号ケーブル（図示略）、及び上述した管路（図示略）の一部を構成するチューブ（図示略）が配設されたコードである。

内視鏡用コネクタ9は、ユニバーサルコード8の端部に設けられている。そして、内視鏡用コネクタ9は、超音波ケーブル31が接続されるとともに、内視鏡観察装置4に挿し込まれることでビデオプロセッサ41及び光源装置42に接続する。

【0025】

〔超音波プローブの構成〕

次に、超音波プローブ10の構成について説明する。

図3は、超音波プローブ10を示す断面図である。具体的に、図3は、挿入軸Axを含

10

20

30

40

50

み、走査面SSに対して直交する平面にて超音波プローブ10を切断した断面図である。

超音波プローブ10は、コンベックス型の超音波プローブであり、外部(図3中、上方側)に向けて凸となる円筒面状の走査面SSを有する。ここで、走査面SSは、超音波プローブ10の外表面の一部を構成する。

なお、以下では、超音波プローブ10の構成を説明するにあたって、円筒面状の走査面SSの周方向を第1の方向A1(図3)と記載し、円筒面状の走査面SSにおける円筒軸に沿う方向(図3中、紙面に直交する方向)を第2の方向A2(図4)と記載する。さらに、図3中、上方側を外表面側A3(図3)と記載し、図3中、下方側を背面側A4(図3)と記載する。

そして、超音波プローブ10は、走査面SSの法線によって構成される断面視扇状の超音波送受領域Ar(図3)内で第1の方向A1に沿って超音波を走査(送受信)する。

この超音波プローブ10は、図3に示すように、超音波トランスデューサ11と、配線部材12と、音響レンズ層13と、背面層14と、保持部材15とを備える。

【0026】

超音波トランスデューサ11は、図3に示すように、複数の圧電素子111を備える。

複数の圧電素子111は、第2の方向A2に沿って直線状に延在する長尺状の直方体によってそれぞれ構成され、図3に示すように、第1の方向A1に沿って規則的に配列されている。また、圧電素子111の外面には、第1,第2の電極111a,111b(図5,図6参照)が形成されている。そして、圧電素子111は、振動子ケーブルCB、配線部材12、背面層14、及び第1,第2の電極111a,111bを経由することによって入力したパルス信号(本発明に係る電気信号に相当)を超音波パルスに変換し、被検体に向けて送信する。また、圧電素子111は、被検体によって反射された超音波エコーを電気的なエコー信号に変換し、第1,第2の電極111a,111b、背面層14、及び配線部材12を経由することによって振動子ケーブルCBに出力する。

【0027】

ここで、圧電素子111は、PMN-PT単結晶、PMN-PZT単結晶、PZN-PT単結晶、PIN-PZN-PT単結晶またはリラクサー系材料を用いて形成される。

なお、PMN-PT単結晶は、マグネシウム・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。PMN-PZT単結晶は、マグネシウム・ニオブ酸鉛及びチタン酸ジルコン酸鉛の固溶体の略称である。PZN-PT単結晶は、亜鉛・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。PIN-PZN-PT単結晶は、インジウム・ニオブ酸鉛、亜鉛・ニオブ酸鉛及びチタン酸鉛の固溶体の略称である。リラクサー系材料は、圧電定数や誘電率を増加させる目的でリラクサー材料である鉛系複合ペロブスカイトをチタン酸ジルコン酸鉛(PZT)に添加した三成分系圧電材料の総称である。鉛系複合ペロブスカイトは、Pb(B1,B2)O₃によって表され、B1はマグネシウム、亜鉛、インジウムまたはスカンジウムのいずれかであり、B2はニオブ、タンタルまたはタングステンのいずれかである。これらの材料は、優れた圧電効果を有している。このため、小型化しても電気的なインピーダンスの値を低くすることができ、第1,第2の電極111a,111bとの間のインピーダンスマッチングの観点から好ましい。

【0028】

第1,第2の電極111a,111bは、導電性を有する金属材料または樹脂材料によってそれぞれ構成され、圧電素子111における以下の外面にそれぞれ形成されている。

第1の電極111aは、圧電素子111の外面において、外表面側A3の外表面全体に形成されている。そして、第1の電極111aは、配線部材12に設けられた複数の信号配線124(図4,図5参照)と電気的に接続し、圧電素子111への信号の入出力を行う信号電極として機能する。

第2の電極111bは、圧電素子111の外表面において、背面側A4の外表面全体に形成されている。すなわち、第1,第2の電極111a,111bは、圧電素子111を挟んで、走査面SSの法線方向に沿って互いに対向する。そして、第2の電極111bは、振動子ケーブルCBのグラウンド線GR(図3)と電気的に接続し、グラウンド電極として

10

20

30

40

50

機能する。

【 0 0 2 9 】

図 4 及び図 5 は、超音波トランスデューサ 1 1 と配線部材 1 2 との接続構造を示す図である。具体的に、図 4 は、配線部材 1 2 の一部（超音波トランスデューサ 1 1 と音響レンズ層 1 3 との間の第 1 の位置 P 1（図 3）に配設された部分）を外表面側 A 3 から見た平面図である。なお、図 4 では、説明の便宜上、樹脂層 1 2 1 の図示を省略している。図 5 は、図 3 の一部を拡大した断面図である。なお、図 5 では、説明の便宜上、導電層 1 2 2 として、複数の信号配線 1 2 4 を一部材によって図示している。

配線部材 1 2 は、振動子ケーブル C B の信号線（図示略）と複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 1 の電極 1 1 1 a とを電氣的に接続する部材である。本実施の形態 1 では、配線部材 1 2 は、フレキシブル回路基板（F P C）によって構成されている。この配線部材 1 2 は、図 3 ないし図 5 に示すように、樹脂層 1 2 1（図 3，図 5）と、導電層 1 2 2 と、絶縁層 1 2 3 とを備える。なお、図 3 では、説明の便宜上、導電層 1 2 2 及び絶縁層 1 2 3 の図示を省略している。

【 0 0 3 0 】

樹脂層 1 2 1 は、ポリイミド等の絶縁材料から構成された可撓性を有する長尺状のシート（基板）である。以下では、樹脂層 1 2 1 において、互いに表裏をなす一对のシート面を第 1，第 2 の面 1 2 1 a，1 2 1 b（図 3，図 5）と記載する。この樹脂層 1 2 1 は、図 3 に示すように、第 1 の面 1 2 1 a が外表面を構成する状態で折り返される。言い換えれば、樹脂層 1 2 1 は、第 2 の面 1 2 1 b が内側に位置する状態で折り返される。そして、超音波トランスデューサ 1 1 及び背面層 1 4 は、折り返された樹脂層 1 2 1 の内側に配置される。すなわち、配線部材 1 2 の一部は、超音波トランスデューサ 1 1 と音響レンズ層 1 3 との間の第 1 の位置 P 1（図 3）に配設される。

【 0 0 3 1 】

導電層 1 2 2 は、図 4 に示すように、複数の信号配線 1 2 4 と、複数のダミー配線 1 2 5 とを備える。

複数の信号配線 1 2 4 は、導電性を有する金属材料または樹脂材料によって構成され、振動子ケーブル C B の信号線（図示略）と複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 1 の電極 1 1 1 a との間で上述したパルス信号やエコー信号を伝送する信号配線である。これら複数の信号配線 1 2 4 は、図 4 に示すように、複数（図 4 の例では 1 4 本）の第 1 の信号配線 1 2 4 a と、複数（図 4 の例では 1 4 本）の第 2 の信号配線 1 2 4 b とを備える。

【 0 0 3 2 】

複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a は、第 2 の面 1 2 1 b 上において、樹脂層 1 2 1 の長手方向の一端 E R 1（図 3）から他端 E R 2（図 3）に向けてそれぞれ延在するとともに、当該樹脂層 1 2 1 の幅方向（第 2 の方向 A 2）に沿って並列された配線パターンとしてそれぞれ構成されている。これら複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a は、図 4 に示すように、樹脂層 1 2 1 の長手方向に沿う長さが互いに異なる。図 4 の例では、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a は、図 4 中、最も上方側に位置する第 1 の信号配線 1 2 4 a の当該長さが最も長く、図 4 中、下方側に配置されるにしたがって、当該長さが短くなる。

【 0 0 3 3 】

複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、導電性を有する金属材料または樹脂材料によって構成され、第 2 の面 1 2 1 b 上において、樹脂層 1 2 1 の長手方向の他端 E R 2 から一端 E R 1 に向けてそれぞれ延在するとともに、当該樹脂層 1 2 1 の幅方向（第 2 の方向 A 2）に沿って並列された配線パターンとしてそれぞれ構成されている。これら複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、図 4 に示すように、樹脂層 1 2 1 の長手方向に沿う長さが互いに異なる。図 4 の例では、複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、図 4 中、最も下方側に位置する第 2 の信号配線 1 2 4 b の当該長さが最も長く、図 4 中、上方側に配置されるにしたがって、当該長さが短くなる。

【 0 0 3 4 】

そして、第 2 の面 1 2 1 b 上において、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a における他端 E

10

20

30

40

50

R 2 側の各端部 E S 1 (図 4) と複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b における一端 E R 1 側の各端部 E S 2 (図 4) との間には、平行四辺形型の領域 A r 1 が形成される。

【 0 0 3 5 】

複数のダミー配線 1 2 5 は、導電性を有する金属材料または樹脂材料によって構成され、第 2 の面 1 2 1 b 上の領域 A r 1 にそれぞれ形成されたダミーの配線パターン (いずれの部材とも電氣的に接続しない配線パターン) である。本実施の形態 1 では、ダミー配線 1 2 5 は、第 1 , 第 2 の信号配線 1 2 4 a , 1 2 4 b と同一の数だけ設けられているとともに、互いに対向する各端部 E S 1 , E S 2 同士を結ぶ線上にそれぞれ設けられている。

本実施の形態 1 では、複数の信号配線 1 2 4 及びダミー配線 1 2 5 は、同一の材料によって構成されているとともに、同一の幅寸法及び厚み寸法を有する。

10

【 0 0 3 6 】

絶縁層 1 2 3 は、ポリイミド等の絶縁材料から構成されている。この絶縁層 1 2 3 は、導電層 1 2 2 を挟んで樹脂層 1 2 1 (第 2 の面 1 2 1 b) に対向する位置に設けられ、導電層 1 2 2 の絶縁性を確保するとともに当該導電層 1 2 2 を保護する。この絶縁層 1 2 3 には、図 5 に示すように、各端部 E S 1 , E S 2 に対向する各位置にビア V I がそれぞれ設けられている。そして、各ビア V I は、各端部 E S 1 , E S 2 とそれぞれ電氣的に接続するとともに、複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 1 の電極 1 1 1 a とそれぞれ電氣的に接続する。すなわち、複数の信号配線 1 2 4 は、各ビア V I を経由することによって、各第 1 の電極 1 1 1 a (複数の圧電素子 1 1 1) とそれぞれ電氣的に接続する。

【 0 0 3 7 】

20

なお、具体的な図示は省略したが、絶縁層 1 2 3 において、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a における一端 E R 1 側の各端部と複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b における他端 E R 2 側の各端部に対向する各位置にもビアがそれぞれ設けられている。そして、当該各ビアは、当該各端部とそれぞれ電氣的に接続するとともに、振動子ケーブル C B の信号線とそれぞれ電氣的に接続する。なお、配線部材 1 2 と振動子ケーブル C B の信号線との接続位置は、図 3 に示すように、超音波トランスデューサ 1 1 、音響レンズ層 1 3 、及び背面層 1 4 よりも基端側に位置する。

【 0 0 3 8 】

そして、配線部材 1 2 の一部を第 1 の位置 P 1 に配設した場合には、超音波トランスデューサ 1 1 と被検体との間で音 (超音波) を効率良く透過させるために、当該配線部材 1 2 を、当該超音波トランスデューサ 1 1 と被検体との間の音響インピーダンスをマッチングさせる音響整合層として機能させることが好ましい。

30

具体的に、配線部材 1 2 は、超音波トランスデューサ 1 1 と音響レンズ層 1 3 との間での音響インピーダンスを有していることが好ましい。例えば、樹脂層 1 2 1 及び絶縁層 1 2 3 の各音響インピーダンスは、 $2 \sim 20 \text{ M R a y l}$ であることが好ましい。また、樹脂層 1 2 1 及び絶縁層 1 2 3 の音響インピーダンスは、超音波トランスデューサ 1 1 側から音響レンズ層 1 3 側に向けて順に小さくなることが好ましい (例えば、絶縁層 1 2 3 の音響インピーダンス : 9 M R a y l 、樹脂層 1 2 1 の音響インピーダンス : 2 M R a y l) 。さらに、樹脂層 1 2 1 及び絶縁層 1 2 3 の各厚みは、超音波トランスデューサ 1 1 から送信され、当該樹脂層 1 2 1 及び絶縁層 1 2 3 を透過する超音波の中心周波数における波長 (例えば、 $400 \sim 500 \mu\text{m}$) の $1/4$ 以下であることが好ましい。また、導電層 1 2 2 の厚みは、当該波長の $1/25$ 以下であることが好ましい。

40

【 0 0 3 9 】

音響レンズ層 1 3 は、図 3 に示すように、接着剤 (図示略) による接着力やレンズ材そのものを注型した際の密着力によって、配線部材 1 2 における第 1 の位置 P 1 に配設された部分において、樹脂層 1 2 1 の第 1 の面 1 2 1 a 上に固定される。すなわち、音響レンズ層 1 3 において、外表面側 A 3 の面は、走査面 S S となる。この走査面 S S は、第 1 の方向 A 1 に沿って延在した断面視円弧形状を有するとともに、第 2 の方向に沿って延在した断面視円弧形状を有する。すなわち、走査面 S S は、外表面側 A 3 に向けて突出した凸形状を有する。そして、音響レンズ層 1 3 は、超音波トランスデューサ 1 1 から送信され

50

、配線部材 1 2 における第 1 の位置 P 1 に配設された部分を透過した超音波パルスを収束させる。また、音響レンズ層 1 3 は、被検体により反射された超音波エコーを配線部材 1 2 における第 1 の位置 P 1 に配設された部分に伝達する。

【 0 0 4 0 】

図 6 は、背面層 1 4 を示す図である。具体的に、図 6 は、図 3 の一部を拡大した断面図である。

背面層 1 4 は、超音波トランスデューサ 1 1 の背面側 A 4 (超音波トランスデューサ 1 1 を挟んで音響レンズ層 1 3 に対向する側) に設けられている。本実施の形態 1 では、背面層 1 4 は、超音波トランスデューサ 1 1 よりも大きい音響インピーダンスを有し、かつ、導電性を有する例えばタングステン等によって構成されたデマッチング層として機能する。すなわち、背面層 1 4 は、超音波トランスデューサ 1 1 から送信され、被検体とは逆方向 (背面側 A 4) に向かう超音波を被検体に向けて跳ね返し、被検体に入射する超音波を増やす機能を有する。そして、背面層 1 4 は、複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 2 の電極 1 1 1 b と電氣的に接続する。また、背面層 1 4 には、図 3 または図 6 に示すように、振動子ケーブル C B のグラウンド線 G R が電氣的に接続される。すなわち、複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 2 の電極 1 1 1 b は、背面層 1 4 を経由することによって、グラウンド線 G R と電氣的に接続する。

【 0 0 4 1 】

保持部材 1 5 は、図 3 に示すように、保持部 1 5 1 と、取付部 1 5 2 とを備える。

保持部 1 5 1 は、超音波トランスデューサ 1 1、配線部材 1 2、音響レンズ層 1 3、及び背面層 1 4 が一体化されたユニットを保持する部分である。この保持部 1 5 1 には、図 3 に示すように、当該ユニットを保持しつつ、音響レンズ層 1 3 の走査面 S S を外部に露出させる凹部 1 5 1 a が形成されている。そして、凹部 1 5 1 a と当該ユニットとの隙間には、接着剤 A D (図 3) が充填される。

【 0 0 4 2 】

取付部 1 5 2 は、保持部 1 5 1 の基端に一体形成され、硬性部材 6 1 における上述した取付用孔 (図示略) に挿入され、当該硬性部材 6 1 に対して取り付けられる部分である。この取付部 1 5 2 には、図 3 に示すように、基端から凹部 1 5 1 a まで貫通し、振動子ケーブル C B が挿通される挿通孔 1 5 2 a が形成されている。

【 0 0 4 3 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、以下の効果を奏する。

本実施の形態 1 に係る超音波プローブ 1 0 は、一部が第 1 の位置 P 1 に配設された配線部材 1 2 を備える。そして、配線部材 1 2 は、振動子ケーブル C B の信号線 (図示略) と複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 1 の電極 1 1 1 a とを電氣的に接続する。

このため、従来のように複数の圧電素子 1 1 1 の背面側 A 4 に配線基板を配置する必要がない。言い換えれば、複数の圧電素子 1 1 1 の背面側 A 4 に広い空間を必要としない。すなわち、超音波プローブ 1 0 の小型化を図ることができる。

また、配線部材 1 2 は、音響整合層として機能する。さらに、背面層 1 4 は、複数の圧電素子 1 1 1 に設けられた各第 2 の電極 1 1 1 b と電氣的に接続し、かつ、導電性を有するデマッチング層によって構成され、グラウンド線 G R が電氣的に接続される。

このため、配線部材 1 2 の一部を第 1 の位置 P 1 に配設した場合であっても、超音波トランスデューサ 1 1 と被検体との間で超音波を効率よく透過させることができ、音響性能が低下してしまうことがない。

したがって、本実施の形態 1 に係る超音波プローブ 1 0 によれば、音響性能の低下を回避しつつ、小型化を図ることができる。

【 0 0 4 4 】

また、本実施の形態 1 に係る超音波プローブ 1 0 では、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a は、一端 E R 1 から他端 E R 2 に向けてそれぞれ延在するとともに、樹脂層 1 2 1 の長手方向に沿う長さが互いに異なる。また、複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、他端 E R 2 から一端 E R 1 に向けてそれぞれ延在するとともに、樹脂層 1 2 1 の長手方向に沿う長さが

10

20

30

40

50

互いに異なる。

このため、第2の面121b上における複数の信号配線124の配線スペースが狭い場合であっても、当該複数の信号配線124を効率的に配線し、当該複数の信号配線124によって、振動子ケーブルCBの信号線(図示略)と各第1の電極111aとを電氣的に接続することができる。

【0045】

また、本実施の形態1に係る超音波プローブ10では、配線部材12は、導電層122を樹脂層121及び絶縁層123によって挟持した構成を有する。そして、複数の信号配線124は、絶縁層123に設けられた複数のビアVIをそれぞれ経由することによって各第1の電極111aとそれぞれ電氣的に接続する。

10

このため、導電層122の絶縁性を十分に確保しつつ、配線部材12によって、振動子ケーブルCBの信号線(図示略)と各第1の電極111aとを電氣的に接続することができる。

【0046】

また、本実施の形態1に係る超音波プローブ10では、導電層122は、信号配線124と同一の材料によって構成されるとともに、同一の幅寸法及び厚み寸法を有するダミー配線125を備える。

このため、超音波トランスデューサ11から送信される超音波は、いずれの位置から送信された場合であっても、同一の体積の導電層122を透過することとなる。したがって、音響性能のバラつきを抑制することができる。

20

【0047】

(実施の形態2)

次に、本実施の形態2について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態1と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

図7は、本実施の形態2に係る超音波プローブ10Aを示す断面図である。具体的に、図7は、図3に対応した断面図である。なお、図7では、説明の便宜上、導電層122及び絶縁層123の図示を省略している。図8は、図7の一部を拡大した断面図である。

本実施の形態2に係る超音波プローブ10Aでは、図8に示すように、上述した実施の形態1において説明した超音波プローブ10に対して、背面層14とは異なる形状の背面層14Aを採用している。また、超音波プローブ10Aでは、図7に示すように、上述した実施の形態1において説明したように配線部材12の一部を第1の位置P1に配設することなく、当該配線部材12の一部を背面層14Aの背面側A4(背面層14Aを挟んで超音波トランスデューサ11に対向する第2の位置P2)に配設している。さらに、超音波プローブ10Aでは、第1の位置P1に音響整合層16を配設している。

30

【0048】

具体的に、背面層14Aは、図8に示すように、超音波トランスデューサ11の背面側において、複数の圧電素子111毎にそれぞれ設けられ、上述した実施の形態1において説明した背面層14と同様に、デマッチング層としてそれぞれ機能する。

本実施の形態2に係る配線部材12は、上述した実施の形態1において説明した配線部材12とは逆に、第2の面121bが外表面を構成する状態で折り返される。言い換えれば、配線部材12は、第1の面121aが内側に位置する状態で折り返される。そして、各ビアVIは、各背面層14Aとそれぞれ電氣的に接続する。本実施の形態2では、複数の信号配線124は、各ビアVI及び各背面層14Aを經由することによって、各第2の電極111b(複数の圧電素子111)とそれぞれ電氣的に接続する。すなわち、第2の電極111bは、圧電素子111への信号の入出力を行う信号電極として機能する。

40

【0049】

音響整合層16は、超音波トランスデューサ11と被検体との間で音(超音波)を効率良く透過させるために、超音波トランスデューサ11と被検体との間の音響インピーダンスをマッチングさせる部材である。本実施の形態2では、音響整合層16は、導電性を有

50

する樹脂によって構成されている。すなわち、音響整合層 16 は、複数の圧電素子 111 に設けられた各第 1 の電極 111 a と電氣的に接続する。そして、音響整合層 16 には、図 7 に示すように、振動子ケーブル C B のグラウンド線 G R が電氣的に接続される。すなわち、第 1 の電極 111 a は、グラウンド電極として機能する。

【0050】

以上説明した本実施の形態 2 に係る超音波プローブ 10 A を採用した場合であっても、上述した実施の形態 1 と同様の効果を有する。

【0051】

(その他の実施形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態 1, 2 によってのみ限定されるべきものではない。

上述した実施の形態 1, 2 では、超音波プローブ 10 (10 A) は、コンベックス型の超音波プローブによって構成されていたが、これに限らず、ラジアル型の超音波プローブによって構成しても構わない。

上述した実施の形態 1, 2 では、内視鏡システム 1 は、超音波画像を生成する機能、及び内視鏡画像を生成する機能の双方を有していたが、これに限らず、超音波画像を生成する機能のみを有する構成としても構わない。

【0052】

上述した実施の形態 1, 2 において、内視鏡システム 1 は、医療分野に限らず、工業分野において、機械構造物等の被検体の内部を観察する内視鏡システムとしても構わない。

上述した実施の形態 1, 2 において、超音波内視鏡 2 は、挿入軸 A x に対して鋭角で交差する方向を観察する斜視タイプの内視鏡によって構成されていたが、これに限らない。例えば、超音波内視鏡 2 を、挿入軸 A x に対して直角に交差する方向を観察する側視タイプの内視鏡や、挿入軸 A x に沿う方向を観察する直視タイプの内視鏡として構成しても構わない。

【0053】

上述した実施の形態 1, 2 において、圧電素子 111 に対して第 1, 第 2 の電極 111 a, 111 b を設ける位置は、上述した実施の形態 1, 2 において説明した位置に限らず、その他の位置に設けても構わない。例えば、第 1 の電極 111 a は、圧電素子 111 における外表面側 A 3 の外面の他、その他の外面にも設けられ、断面視 L 字形状を有していても構わない。同様に、第 2 の電極 111 b は、圧電素子 111 における背面側 A 4 の外面の他、その他の外面にも設けられ、断面視 L 字形状を有していても構わない。また、圧電素子 111 の外面において、当該圧電素子 111 を挟んで第 1 の方向 A 1 に沿って互いに対向する位置に第 1, 第 2 の電極 111, 111 b をそれぞれ設けても構わない。

上述した実施の形態 1 において、電気安全性や第 1, 第 2 の信号配線 124 a, 124 b へのノイズの混入を回避することを目的として、配線部材 12 の最外面 (第 1 の面 121 a) に導電性を有する層をさらに設けても構わない。

【0054】

図 9 は、本実施の形態 1 の変形例 1 を示す図である。具体的に、図 9 は、本変形例 1 に係る配線部材 12 B の一部 (第 1 の位置 P 1 に配設された部分) を外表面側 A 3 から見た斜視図である。なお、図 9 では、説明の便宜上、樹脂層 121 の図示を省略している。

本変形例 1 に係る配線部材 12 B では、上述した実施の形態 1 において説明した配線部材 12 に対して、導電層 122 とは異なる導電層 122 B を採用している。

導電層 122 B は、導電層 122 とは異なり、複数のダミー配線 125 を有していない。また、複数の第 1 の信号配線 124 a、及び複数の第 2 の信号配線 124 b は、図 9 に示すように、外表面側 A 3 から見た場合において、超音波トランスデューサ 11 の中心に位置する領域 A r O に重なり合わない領域にそれぞれ設けられている。

本変形例 1 に係る配線部材 12 B を採用した場合には、外表面側 A 3 から見た場合において、領域 A r O には導電層 122 B が設けられていないため、当該導電層 122 B による音響性能の低下を回避することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

図 1 0 は、本実施の形態 1 の変形例 2 を示す図である。具体的に、図 1 0 は、本変形例 2 に係る配線部材 1 2 C の一部（第 1 の位置 P 1 に配設された部分）を外表面側 A 3 から見た平面図である。なお、図 1 0 では、説明の便宜上、樹脂層 1 2 1 及び複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a の図示を省略している。

本変形例 2 に係る配線部材 1 2 C では、上述した実施の形態 1 において説明した配線部材 1 2 に対して、導電層 1 2 2 とは異なる導電層 1 2 2 C を採用している。

導電層 1 2 2 C は、導電層 1 2 2 とは異なり、複数のダミー配線 1 2 5 を有していない。また、複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、図 1 0 に示すように、外表面側 A 3 から見た場合において、複数の圧電素子 1 1 1 に対してなるべく重なり合わない状態で、一部が隣接する圧電素子 1 1 1 間に設けられている。なお、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a も同様である。

本変形例 2 に係る配線部材 1 2 C を採用した場合であっても、上述した変形例 1 と同様の効果を奏する。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 及び図 1 2 は、実施の形態 1, 2 の変形例 3 を示す図である。具体的に、図 1 1 は、本変形例 3 に係る配線部材 1 2 D を第 1 の面 1 2 1 a 側から見た平面図である。図 1 2 は、配線部材 1 2 D を第 2 の面 1 2 1 b 側から見た平面図である。なお、図 1 1 及び図 1 2 では、説明の便宜上、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a の図示を省略している。また、図 1 2 では、絶縁層 1 2 3 の図示を省略している。

上述した実施の形態 1, 2 では、導電層 1 2 2 は、第 2 の面 1 2 1 b 上にのみ設けられていた。すなわち、導電層 1 2 2 は、一層によって構成されていた。

これに対して本変形例 3 に係る配線部材 1 2 D に設けられた導電層 1 2 2 D は、二層によって構成されている。具体的に、複数の第 2 の信号配線 1 2 4 b は、図 1 1 に示すように、第 1 の面 1 2 1 a 上にそれぞれ設けられた一層と、第 2 の面 1 2 1 b 上にそれぞれ設けられた一層との二層によって構成されている。なお、複数の第 1 の信号配線 1 2 4 a も同様である。

本変形例 3 のように構成した場合には、互いに隣接する第 2 の信号配線 1 2 4 b 間（互いに隣接する第 1 の信号配線 1 2 4 a 間）の距離が長くなる。このため、互いに隣接する第 2 の信号配線 1 2 4 b 間（互いに隣接する第 1 の信号配線 1 2 4 a 間）の信号の相互干渉が抑制（クロストークの発生が抑制）される。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 及び図 1 4 は、実施の形態 1, 2 の変形例 4 を示す図である。具体的に、図 1 3 及び図 1 4 は、内視鏡用コネクタ 9 内に設けられ、振動子ケーブル C B と超音波ケーブル 3 1 とを電氣的に接続する接続部材 2 0 0 の構成を示す図である。また、図 1 3 は、F P C 2 1 0 の平面図である。図 1 4 は、接続部材 2 0 0 の側面図である。

上述した実施の形態 1, 2 に係る内視鏡システム 1 において、図 1 3 及び図 1 4 に示した接続部材 2 0 0 を採用しても構わない。

接続部材 2 0 0 は、図 1 3 または図 1 4 に示すように、F P C 2 1 0 と、コネクタ 2 2 0（図 1 4）とを備える。

【 0 0 5 8 】

F P C 2 1 0 は、図 1 3 または図 1 4 に示すように、回路基板 2 1 1 と、グラウンドパッド 2 1 2 と、複数（本変形例 3 では 4 つ）の信号パッド 2 1 3 と、カバー部材 2 1 4 とを備える。

回路基板 2 1 1 は、ポリイミド等の絶縁材料から構成された長尺状の基板内にグラウンド線（図示略）や複数の信号線（図示略）が設けられた回路基板である。

【 0 0 5 9 】

グラウンドパッド 2 1 2 は、回路基板 2 1 1 上において、振動子ケーブル C B 側（図 1 3, 図 1 4 中、左側）の端部に設けられ、当該回路基板 2 1 1 内部のグラウンド線（図示略）に導通する。そして、グラウンドパッド 2 1 2 には、図 1 4 に示すように、振動子ケ

10

20

30

40

50

ケーブル C B のグラウンド線 G R が電氣的に接続される。

【 0 0 6 0 】

複数の信号パッド 2 1 3 は、回路基板 2 1 1 上において、グラウンドパッド 2 1 2 に対して、図 1 3 及び図 1 4 中、右側に設けられている。これら複数の信号パッド 2 1 3 は、回路基板 2 1 1 の長手方向（図 1 3 ， 図 1 4 中、左右方向）に沿ってそれぞれ延在し、当該回路基板 2 1 1 の幅方向（図 1 3 中、上下方向）に沿って並列されている。そして、複数の信号パッド 2 1 3 において、図 1 3 及び図 1 4 中、右側の各端部は、回路基板 2 1 1 内部の複数の信号線（図示略）にそれぞれ導通する。

【 0 0 6 1 】

カバー部材 2 1 4 は、カバーレイ等の絶縁材料から構成されている。そして、カバー部材 2 1 4 は、複数の信号パッド 2 1 3 を跨ぐ状態で設けられ、当該複数の信号パッド 2 1 3 を図 1 3 及び図 1 4 中、左側の領域 A r L と右側の領域 A r R とに区画する。

10

【 0 0 6 2 】

そして、複数の信号パッド 2 1 3 において、領域 A r L には、図 1 4 に示すように、振動子ケーブル C B の複数の信号線 S G がそれぞれ電氣的に接続される。一方、複数の信号パッド 2 1 3 において、領域 A r R は、複数の圧電素子 1 1 1 から当該複数の信号線 S G に至る各電気経路の検査用のパッドとして機能する。

【 0 0 6 3 】

なお、図 1 3 及び図 1 4 の例では、カバー部材 2 1 4 は、回路基板 2 1 1 上におけるグラウンドパッド 2 1 2 と複数の信号パッド 2 1 3 との間、及び複数の信号パッド 2 1 3 における図 1 3 及び図 1 4 中、右側の端部上にも設けられている。

20

コネクタ 2 2 0 は、回路基板 2 1 1 内部のグラウンド線（図示略）及び複数の信号線（図示略）と超音波ケーブル 3 1 とを電氣的に接続するコネクタである。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

- 1 内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 内視鏡観察装置
- 5 表示装置
- 6 挿入部
- 7 操作部
- 8 ユニバーサルコード
- 9 内視鏡用コネクタ
- 10 , 10 A 超音波プローブ
- 11 超音波トランスデューサ
- 12 , 12 B ~ 12 D 配線部材
- 13 音響レンズ層
- 14 , 14 A 背面層
- 15 保持部材
- 16 音響整合層
- 31 超音波ケーブル
- 41 ビデオプロセッサ
- 42 光源装置
- 61 硬性部材
- 62 湾曲部
- 63 可撓管
- 71 湾曲ノブ
- 72 操作部材
- 73 処置具挿入口

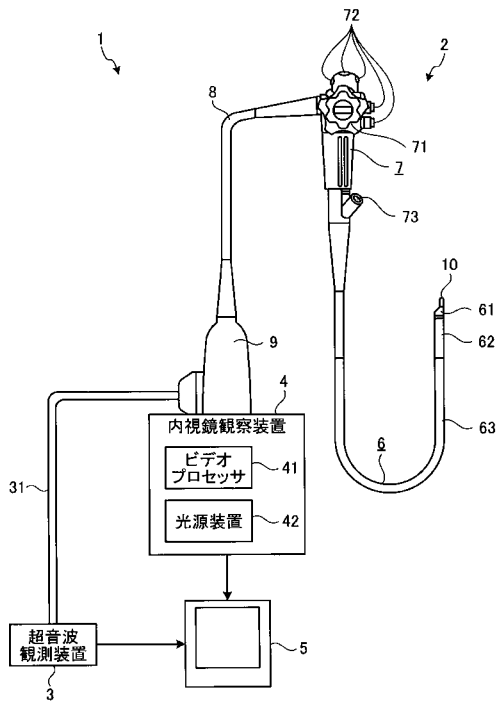
30

40

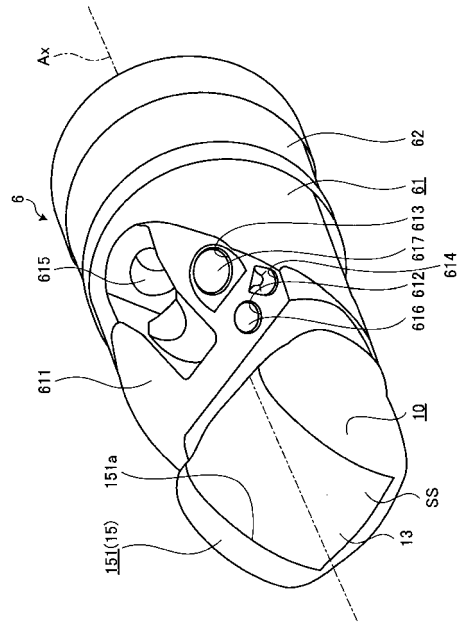
50

1 1 1	圧電素子	
1 1 1 a	第 1 の電極	
1 1 1 b	第 2 の電極	
1 2 1	樹脂層	
1 2 1 a	第 1 の面	
1 2 1 b	第 2 の面	
1 2 2 , 1 2 2 B ~ 1 2 2 D	導電層	
1 2 3	絶縁層	
1 2 4	信号配線	
1 2 4 a	第 1 の信号配線	10
1 2 4 b	第 2 の信号配線	
1 2 5	ダミー配線	
1 5 1	保持部	
1 5 1 a	凹部	
1 5 2	取付部	
1 5 2 a	挿通孔	
2 0 0	接続部材	
2 1 0	F P C	
2 1 1	回路基板	
2 1 2	グラウンドパッド	20
2 1 3	信号パッド	
2 1 4	カバー部材	
2 2 0	コネクタ	
6 1 1	傾斜面	
6 1 2	照明用孔	
6 1 3	撮像用孔	
6 1 4	送気送水用孔	
6 1 5	処置具チャンネル	
6 1 6	照明レンズ	
6 1 7	対物光学系	30
A 1	第 1 の方向	
A 2	第 2 の方向	
A 3	外表面側	
A 4	背面側	
A D	接着剤	
A r	超音波送受領域	
A r 1 , A r L , A r O , A r R	領域	
A x	挿入軸	
C B	振動子ケーブル	
E R 1	一端	40
E R 2	他端	
E S 1 , E S 2	端部	
G R	グラウンド線	
P 1	第 1 の位置	
P 2	第 2 の位置	
S G	信号線	
S S	走査面	
V I	ビア	

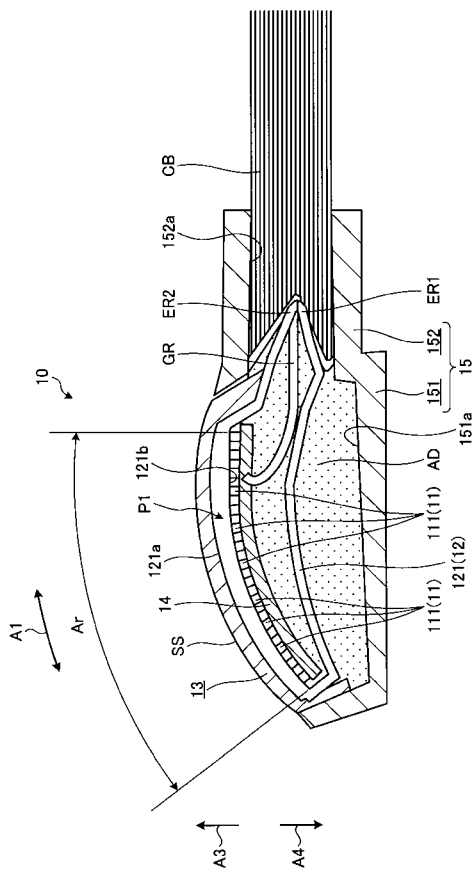
【 図 1 】



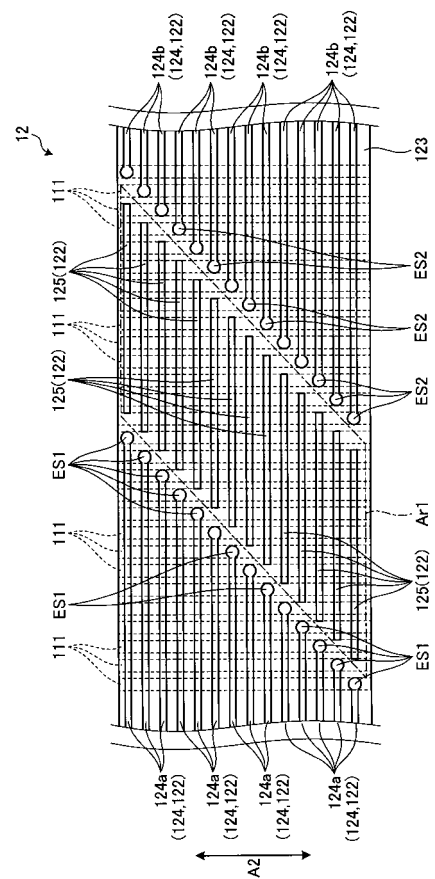
【 図 2 】



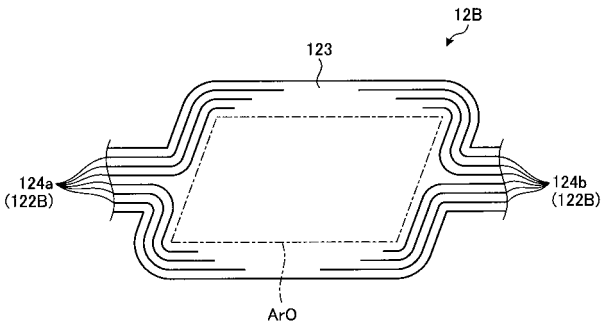
【 図 3 】



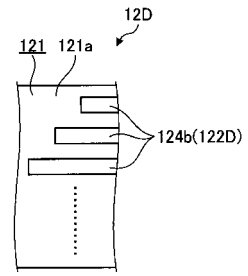
【 図 4 】



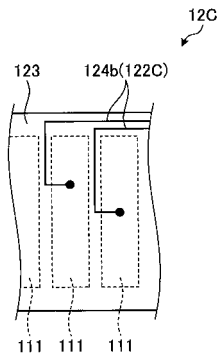
【 図 9 】



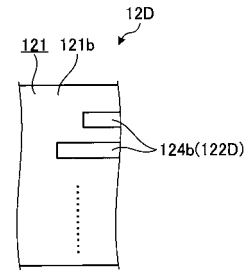
【 図 1 1 】



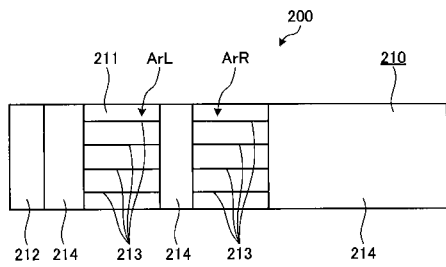
【 図 1 0 】



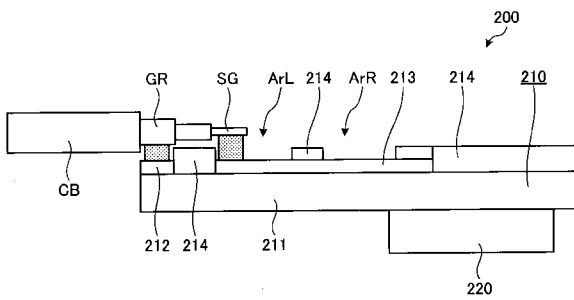
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【手続補正書】

【提出日】令和3年1月29日(2021.1.29)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する導電性を有する背面層と、

前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、

前記配線部材は、

電気絶縁性を有する樹脂層と、

前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える超音波プローブ。

【請求項2】

前記複数の信号配線は、

前記樹脂層の長手方向に沿う長さが互いに異なる請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記配線部材は、

前記導電層を挟んで前記樹脂層に対向する絶縁層をさらに有し、

前記複数の信号配線は、

前記絶縁層に設けられた複数のビアをそれぞれ經由することによって前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項4】

前記導電層は、

前記信号配線と同一の材料、及び同一の厚みを有するダミー配線を備える請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項5】

前記複数の信号配線は、

前記樹脂層上において、前記樹脂層における長手方向の一端から他端に向けて延在する第1の信号配線と、

前記樹脂層上において、前記他端から前記一端に向けて延在する第2の信号配線と、を備える請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項6】

前記背面層は、

前記超音波トランスデューサと電氣的に接続する請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項7】

前記配線部材の少なくとも一部は、

前記第1の位置に配設されているとともに、前記複数の圧電素子と前記音響レンズ層との中間の音響インピーダンスを有する請求項6に記載の超音波プローブ。

【請求項8】

前記背面層は、

前記複数の圧電素子と電氣的に接続するとともに、前記複数の圧電素子よりも大きい音響インピーダンスを有するデマッチング層によって構成され、グラウンドとなるグラウンド線が電氣的に接続される請求項7に記載の超音波プローブ。

【請求項9】

前記背面層は、

前記複数の圧電素子に対してそれぞれ複数、設けられているとともに、前記複数の圧電素子よりも大きい音響インピーダンスを有する複数のデマッチング層によって構成され、

前記配線部材の少なくとも一部は、

前記第2の位置に配設され、

前記複数の信号配線は、

前記複数のデマッチング層を介して、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続する請求項6に記載の超音波プローブ。

【請求項10】

被検体内に挿入される挿入部を有する超音波内視鏡において、

前記挿入部の先端側には、

入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、

前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、

前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する導電性を有する背面層と、

前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、

前記配線部材は、

電気絶縁性を有する樹脂層と、

前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える超音波内視鏡。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波プローブは、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する導電性を有する背面層と、前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、前記配線部材は、電気絶縁性を有する樹脂層と、前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 7 】

また、本発明に係る超音波内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部を有する超音波内視鏡において、前記挿入部の先端側には、入力した電気信号に応じて超音波をそれぞれ出射する複数の圧電素子を有し、前記複数の圧電素子が第1の方向に沿って並列された超音波トランスデューサと、前記複数の圧電素子から出射された前記超音波を外部に放射する音響レンズ層と、前記超音波トランスデューサを挟んで前記音響レンズ層に対向する導電性を有する背面層と、前記音響レンズ層と前記超音波トランスデューサとの間の第1の位置、または、前記背面層を挟んで前記超音波トランスデューサに対向する第2の位置に少なくとも一部が配設された配線部材と、を備え、前記配線部材は、電気絶縁性を有する樹脂層と、前記樹脂層上に設けられ、前記複数の圧電素子とそれぞれ電氣的に接続するとともに前記複数の圧電素子に前記超音波をそれぞれ出射させる前記電気信号をそれぞれ供給する複数の信号配線を有する導電層と、を備える。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/039104

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B8/12 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int. Cl. A61B8/00-8/15		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019 Registered utility model specifications of Japan 1996-2019 Published registered utility model applications of Japan 1994-2019		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2004-298240 A (OLYMPUS CORP.) 28 October 2004, paragraphs [0040]-[0042], [0045], fig. 3 (Family: none)	1, 9 2-8
X A	JP 3-275044 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 05 December 1991, page 2, lower right column, line 3 to page 3, upper right column, line 1, fig. 1 (Family: none)	1, 6 2-5, 7-9
A	JP 8-122311 A (GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD.) 17 May 1996, entire text, all drawings (Family: none)	1-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 07.01.2019		Date of mailing of the international search report 15.01.2019
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/JP2018/039104

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-150681 A (TOSHIBA CORP.) 08 August 2013, entire text, all drawings & US 2013/0188446 A1, entire document & CN 103211619 A	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 3 9 1 0 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2019年 日本国実用新案登録公報 1996-2019年 日本国登録実用新案公報 1994-2019年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A	JP 2004-298240 A (オリンパス株式会社) 2004.10.28, [0040]-[0042], [0045]、図3 (ファミリーなし)	1,9 2-8	
X A	JP 3-275044 A (株式会社日立メデイコ) 1991.12.05, 第2頁右下欄 第3行-第3頁右上欄第1行、第1図 (ファミリーなし)	1,6 2-5, 7-9	
A	JP 8-122311 A (ジーイー横河メディカルシステムズ株式会社) 1996.05.17, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 07.01.2019		国際調査報告の発送日 15.01.2019	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2U	9224

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2018/039104
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-150681 A (株式会社東芝) 2013.08.08, 全文、全図 & US 2013/0188446 A1, whole document & CN 103211619 A	1-9

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。