

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7324181号
(P7324181)

(45)発行日 令和5年8月9日(2023.8.9)

(24)登録日 令和5年8月1日(2023.8.1)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B

8/12

請求項の数 6 (全18頁)

(21)出願番号 特願2020-150293(P2020-150293)
 (22)出願日 令和2年9月8日(2020.9.8)
 (65)公開番号 特開2022-44908(P2022-44908A)
 (43)公開日 令和4年3月18日(2022.3.18)
 審査請求日 令和4年8月25日(2022.8.25)

(73)特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74)代理人 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 100170069
 弁理士 大原 一樹
 100128635
 弁理士 松村 潔
 100140992
 弁理士 松浦 憲政
 岩屋 達広
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内
 (72)発明者 森本 康彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡

(57)【特許請求の範囲】**【請求項1】**

複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイを有する先端部を含む挿入部と、
 前記挿入部に挿通されるケーブルと、

前記複数の超音波振動子と前記ケーブルとを電気的に接続する基板であって、前記先端部に配置される基板と、

を備える超音波内視鏡であって、

前記ケーブルは、

複数の信号線及び複数のグランド線からなる第1のケーブル束と、前記第1のケーブル束を被覆する第1のシールド層と、を含む非同軸ケーブルと、

複数の前記非同軸ケーブルからなる第2のケーブル束を被覆する外皮と、

を有し、

前記基板は、前記複数の超音波振動子にそれぞれ接続された複数の電極パッドを備え、

前記ケーブルから各前記第1のケーブル束が個々に引き出され、さらに第1のケーブル束の各前記信号線が引き出されて前記基板の前記電極パッドに電気的に接続され、

前記複数の超音波振動子は、同時に駆動される複数の駆動単位で構成され、

各前記駆動単位の複数の前記電極パッドに各前記第1のケーブル束の複数の前記信号線が接続されて信号線群が構成され、前記信号線群は少なくとも前記第1のケーブル束の先端からの長さが異なる2種類以上の信号線を含み、

前記信号線群において、各前記第1のケーブル束における前記信号線は異なる2種類以

10

20

上の長さを含む、超音波内視鏡。

【請求項 2】

各前記第 1 のケーブル束における前記信号線は、すべて異なる長さを有する、請求項 1 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 3】

前記ケーブルは、前記外皮の内側に、前記第 2 のケーブル束を被覆する第 2 のシールド層を備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 4】

前記ケーブルは、前記第 2 のケーブル束と前記第 2 のシールド層との間に、前記第 2 のケーブル束を被覆する樹脂層を備える、請求項 3 に記載の超音波内視鏡。 10

【請求項 5】

前記ケーブルは、前記外皮の内側に、前記第 2 のケーブル束を被覆する樹脂層を備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波内視鏡。

【請求項 6】

前記樹脂層は、フッ素系の樹脂層である。請求項 4 又は 5 に記載の超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場において、被検者の体内に超音波を照射し、その反射波を受信して映像化することにより、体内の状態を観察する超音波内視鏡が使用されている。 20

【0003】

このような超音波内視鏡は、例えば特許文献 1 に開示されているように、超音波振動子を構成する圧電素子を備える先端部と、先端部の基端に接続された湾曲部及び軟性部と、湾曲部及び軟性部に挿通される複数の同軸ケーブルと、圧電素子と同軸ケーブルとを電気的に接続する配線基板と、を備える。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開 2019-054962 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、同軸ケーブルは、絶縁被覆された 1 本の信号線の周囲をシールド層、及び外皮で覆うため、同軸ケーブルの外径が大きくなり、超音波内視鏡を細径化することが困難であった。

【0006】

そこで、この同軸ケーブルに代えて非同軸ケーブルを適用することにより、超音波内視鏡を細径化することが考えられる。しかしながら、非同軸ケーブルに含まれる複数の信号線と超音波振動子との接続において、信号線の長さに起因して超音波画像に画質劣化（例えば、ムラ）が生じる場合があった。 40

【0007】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、超音波画像の画質劣化を抑制でき、かつ細径化が可能な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】

【0008】

第 1 様の超音波内視鏡は、複数の超音波振動子が配列された超音波振動子アレイを有する先端部を含む挿入部と、挿入部に挿通されるケーブルと、複数の超音波振動子とケー 50

ブルとを電気的に接続する基板であって、先端部に配置される基板と、を備える超音波内視鏡であって、ケーブルは、複数の信号線及び複数のグランド線からなる第1のケーブル束と、第1のケーブル束を被覆する第1のシールド層と、を含む非同軸ケーブルと、複数の非同軸ケーブルからなる第2のケーブル束を被覆する外皮と、を有し、基板は、複数の超音波振動子にそれぞれ接続された複数の電極パッドを備え、ケーブルから各第1のケーブル束が個々に引き出され、さらに第1のケーブル束の各信号線が引き出されて基板の電極パッドに電気的に接続され、複数の超音波振動子は、同時に駆動される複数の駆動単位で構成され、各駆動単位の複数の電極パッドに各第1のケーブル束の複数の信号線が接続されて信号線群が構成され、信号線群は少なくとも第1のケーブル束の先端からの長さが異なる2種類以上の信号線を含む。

10

【0009】

第2態様の超音波内視鏡において、信号線群において、各第1のケーブル束における信号線は等しい長さを有し、かつ第1のケーブル束同士において、信号線は2種類以上の長さを備える。

【0010】

第3態様の超音波内視鏡において、信号線群において、各第1のケーブル束における信号線は異なる2種類以上の長さを含む。

【0011】

第4態様の超音波内視鏡において、各第1のケーブル束における信号線は、すべて異なる長さを有する。

20

【0012】

第5態様の超音波内視鏡において、信号線群において、少なくとも1本の異なる長さの信号線を含む。

【0013】

第6態様の超音波内視鏡において、ケーブルは、外皮の内側に、第2のケーブル束を被覆する第2のシールド層を備える。

【0014】

第7態様の超音波内視鏡において、ケーブルは、第2のケーブル束と第2のシールド層との間に、第2のケーブル束を被覆する樹脂層を備える。

【0015】

第8態様の超音波内視鏡において、ケーブルは、外皮の内側に、第2のケーブル束を被覆する樹脂層を備える。

30

【0016】

第9態様の超音波内視鏡において、樹脂層は、フッ素系の樹脂層である。

【発明の効果】

【0017】

本発明の超音波内視鏡によれば、超音波画像の画質劣化を抑制でき、かつ細径化が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

40

【図1】図1は超音波検査システムの構成の一例を示す概略構成図である。

【図2】図2は図1の超音波内視鏡の先端部、及びその近傍を示す部分拡大平面図である。

【図3】図3は図2のI—I - I—I線に沿った断面図である。

【図4】図4は図3に示すIV - IV線に沿った断面図である。

【図5】図5は基板と非同軸ケーブルとの接続構造を示す図である。

【図6】図6は図5のVI - VI線に沿った非同軸ケーブルの断面図である。

【図7】図7は図5のVII - VII線に沿ったケーブルの断面図である。

【図8】図8は複数の超音波振動子と複数の非同軸ケーブルとの接続関係の第1の実施形態を説明する図である。

【図9】図9は複数の超音波振動子と複数の非同軸ケーブルとの接続関係の第2の実施形態を説明する図である。

50

態を説明する図である。

【図10】図10は複数の超音波振動子と複数の非同軸ケーブルとの接続関係の第3の実施形態を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、添付図面に従って本発明に係る超音波内視鏡の好ましい実施形態について説明する。

【0020】

図1は、実施形態の超音波内視鏡12を使用する超音波検査システム10の一例を示す概略構成図である。

10

【0021】

図1に示すように、超音波検査システム10は、超音波内視鏡12と、超音波画像を生成する超音波用プロセッサ装置14と、内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサ装置16と、体腔内を照明する照明光を超音波内視鏡12に供給する光源装置18と、超音波画像及び内視鏡画像を表示するモニタ20と、を備える。また、超音波検査システム10は、洗浄水などを貯留する送水タンク21aと、体腔内の吸引物を吸引する吸引ポンプ21bとを備える。

【0022】

超音波内視鏡12は、被検体の体腔内に挿入される挿入部22と、挿入部22の基端部に連設され、術者が操作を行うための操作部24と、操作部24に一端が接続されたユニバーサルコード26とを有する。

20

【0023】

操作部24には、送水タンク21aからの送気送水管路(不図示)を開閉する送気送水ボタン28aと、吸引ポンプ21bからの吸引管路(不図示)を開閉する吸引ボタン28bとが並設される。また、操作部24には、一対のアングルノブ29、29と処置具插入口30とが設けられる。

【0024】

ユニバーサルコード26の他端部には、超音波用プロセッサ装置14に接続される超音波用のコネクタ32aと、内視鏡用プロセッサ装置16に接続される内視鏡用のコネクタ32bと、光源装置18に接続される光源用のコネクタ32cとが設けられる。超音波内視鏡12は、これらのコネクタ32a、32b及び32cを介してそれぞれ超音波用プロセッサ装置14、内視鏡用プロセッサ装置16及び光源装置18に着脱自在に接続される。また、コネクタ32cには、送水タンク21aに接続される送気送水用チューブ34aと、吸引ポンプ21bに接続される吸引用チューブ34bとが備えられる。

30

【0025】

挿入部22は、先端側から順に、超音波観察部36と内視鏡観察部38とを有する先端部40と、先端部40の基端側に連設された湾曲部42と、湾曲部42の基端側と操作部24の先端側との間を連結する軟性部43とを有する。

【0026】

湾曲部42は、操作部24に設けられた一対のアングルノブ29、29を回動操作することにより、遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部40を所望の方向に向けることができる。

40

【0027】

超音波用プロセッサ装置14は、後述する超音波観察部36の超音波振動子ユニット46(図2参照)の超音波振動子アレイ50に超音波を発生させるための超音波信号を生成して供給する。また、超音波用プロセッサ装置14は、超音波が放射された観察対象部位から反射されたエコー信号を超音波振動子アレイ50で受信して取得し、取得したエコー信号に対して各種の信号処理を施してモニタ20に表示される超音波画像を生成する。

【0028】

内視鏡用プロセッサ装置16は、内視鏡観察部38において光源装置18からの照明光

50

に照明された観察対象部位から取得された撮像画像信号を受信して取得し、取得した画像信号に対して各種の信号処理及び画像処理を施して、モニタ20に表示される内視鏡画像を生成する。

【0029】

超音波用プロセッサ装置14及び内視鏡用プロセッサ装置16が、別々に設けられた2台の装置（コンピュータ）によって構成されている。ただし、これに限定されるものではなく、1台の装置によって超音波用プロセッサ装置14及び内視鏡用プロセッサ装置16の双方が構成されてもよい。

【0030】

光源装置18は、内視鏡観察部38を用いて体腔内の観察対象部位を撮像して画像信号を取得するために、赤光、緑光及び青光などの3原色光からなる白色光又は特定波長光などの照明光を発生させて、超音波内視鏡12内のライトガイド（不図示）などを伝搬し、内視鏡観察部38から出射して体腔内の観察対象部位を照明する。

10

【0031】

モニタ20は、超音波用プロセッサ装置14及び内視鏡用プロセッサ装置16により生成された各映像信号を受けて超音波画像及び内視鏡画像を表示する。これらの超音波画像及び内視鏡画像の表示は、いずれか一方のみの画像を適宜切り替えてモニタ20に表示したり両方の画像を同時に表示したりすることも可能である。

【0032】

なお、本実施形態では、一台のモニタ20に超音波画像及び内視鏡画像を表示するが、超音波画像表示用のモニタと、内視鏡画像表示用のモニタとが別々に設けられてもよい。また、モニタ20以外の表示形態、例えば、術者が携帯する端末のディスプレイに表示する形態にて超音波画像及び内視鏡画像を表示してもよい。

20

【0033】

次に、図2から図4を参照して先端部40の構成を説明する。

【0034】

図2は、図1に示す先端部40及びその近傍を示す部分拡大平面図である。図3は、図2に示すI—I—I—I—I線に沿った断面図であり、先端部40をその長手軸方向に沿った中心線で切断した縦断面図である。図4は、図3に示すIV—IV線に沿った断面図であり、先端部40の超音波観察部36の超音波振動子アレイ50の円弧構造の中心線で切断した横断面図である。

30

【0035】

図2及び図3に示すように、先端部40には、先端側に超音波画像を取得するための超音波観察部36と、基端側に内視鏡画像を取得するための内視鏡観察部38とが搭載される。また、先端部40には、超音波観察部36と内視鏡観察部38との間に処置具導出口44が設けられている。

【0036】

内視鏡観察部38は、観察窓82、対物レンズ84、固体撮像素子86、照明窓88、洗浄ノズル90、及び配線ケーブル92などから構成される。

【0037】

処置具導出口44は、挿入部22の内部に挿通される処置具チャンネル45に接続される。図1の処置具挿入口30から挿入された処置具（不図示）が、処置具チャンネル45を介して処置具導出口44から体腔内に導出される。

40

【0038】

超音波観察部36は、図2から図4に示すように、超音波振動子ユニット46と、超音波振動子ユニット46を保持する外装部材41と、超音波振動子ユニット46に基板60を介して電気的に接続されるケーブル100と、を備える。なお、外装部材41は、硬質樹脂などの硬質部材からなり、先端部40の一部を構成する。

【0039】

超音波振動子ユニット46は、複数の超音波振動子48からなる超音波振動子アレイ5

50

0と、超音波振動子アレイ50の幅方向（挿入部22の長手軸方向に直交する方向）の端部側に設けられる電極52と、各超音波振動子48を下面側から支持するバックング材層54と、バックング材層54の幅方向の側面に沿って配設され、電極52に接続される基板60と、外装部材41とバックング材層54との間の内部空間55に充填される充填剤層80と、を有する。

【0040】

基板60は、複数の超音波振動子48とケーブル100とを電気的に接続できれば、特に、その構造は限定されない。

【0041】

基板60は、例えば、柔軟性を有するフレキシブル基板（フレキシブルプリント基板（FPC（Flexible Printed Circuit））ともいう）、柔軟性を有さない剛性の高いリジッド基板からなるプリント配線回路基板（PCB（Printed Circuit Board）ともいう）、又はプリント配線基板（PWB（Printed Wired Board）ともいう）等の配線基板から構成されることが好ましい。

10

【0042】

超音波振動子ユニット46は、超音波振動子アレイ50の上に積層された音響整合層76と、音響整合層76の上に積層された音響レンズ78とを有する。すなわち、超音波振動子ユニット46は、音響レンズ78、音響整合層76、超音波振動子アレイ50及びバックング材層54を有する積層体47として構成される。

【0043】

超音波振動子アレイ50は、外側に向けて凸円弧状に配列された複数の直方体形状の超音波振動子48から構成されている。この超音波振動子アレイ50は、例えば48から192個の超音波振動子48からなる48から192チャンネルのアレイである。これらの超音波振動子48は、それぞれ圧電体49を有している。

20

【0044】

超音波振動子アレイ50は電極52を有する。電極52は、超音波振動子48毎に個々に独立した個別電極52aと、超音波振動子48の全てに共通の共通電極である振動子グランド52bとを有する。図4では、複数の個別電極52aは、複数の超音波振動子48の端部の下面に配置され、振動子グランド52bは、超音波振動子48の端部の上面に配置される。

30

【0045】

基板60は、48から192個の超音波振動子48の個別電極52aとそれぞれ電気的に接続する48～192個の配線（不図示）と、この配線を介して超音波振動子48にそれぞれ接続される複数の電極パッド62とを有する。

【0046】

超音波振動子アレイ50は、複数の超音波振動子48を一例として、一次元アレイ状に予め定められたピッチで配列された構成を有する。超音波振動子アレイ50を構成する各超音波振動子48は、先端部40の軸線方向（挿入部22の長手軸方向）に沿って凸湾曲状に等間隔で配列されており、超音波用プロセッサ装置14（図1参照）から入力される駆動信号に基づいて順次駆動される。これにより、図2に示す超音波振動子48が配列された範囲を走査範囲としてコンベックス電子走査が行われる。

40

【0047】

音響整合層76は、被検体と超音波振動子48との間の音響インピーダンス整合をとるためのものである。

【0048】

音響レンズ78は、超音波振動子アレイ50から発せられる超音波を観察対象部位に向けて収束させるためのものである。この音響レンズ78は、例えば、シリコン系樹脂（ミラブル型シリコンゴム及び液状シリコンゴムなど）、ブタジエン系樹脂又はポリウレタン系樹脂によって形成されている。また、音響レンズ78には、必要に応じて酸化チタン、アルミナ又はシリカなどの粉末が混合される。これにより、音響レンズ78は、音響整合

50

層 7 6 において被検体と超音波振動子 4 8との間の音響インピーダンス整合をとり、かつ、超音波の透過率を高めることができる。

【 0 0 4 9 】

バッキング材層 5 4 は、図 3 及び図 4 に示すように、複数の超音波振動子 4 8 の配列面に対して内側となる、すなわち超音波振動子アレイ 5 0 の背面（下面）に配設される。バッキング材層 5 4 は、バッキング材からなる部材の層で構成される。バッキング材層 5 4 は、超音波振動子アレイ 5 0 を機械的に、かつ、柔軟に支持すると共に、複数の超音波振動子 4 8 から発振され、もしくは観察対象から反射して伝播した超音波信号のうち、バッキング材層 5 4 側に伝播した超音波を減衰させる役割を有する。このため、バッキング材は、硬質ゴムなどの剛性を有する材料からなり、超音波減衰材（フェライト、セラミックスなど）が必要に応じて添加されている。10

【 0 0 5 0 】

充填剤層 8 0 は、外装部材 4 1 とバッキング材層 5 4 との間の内部空間 5 5 を埋めるものであって、基板 6 0 、韭同軸ケーブル 1 1 0 及び各種の配線部分を固定する役割を有する。また、充填剤層 8 0 は、バッキング材層 5 4 との境界面において、超音波振動子アレイ 5 0 からバッキング材層 5 4 側に伝播した超音波信号を反射しないように、バッキング材層 5 4 との音響インピーダンスが一定以上の精度で整合していることが好ましい。更に、複数の超音波振動子 4 8 において発生した熱を放熱する効率を高めるために、充填剤層 8 0 は、放熱性を有する部材で構成されていることが好ましい。充填剤層 8 0 が放熱性を有する場合には、バッキング材層 5 4 、基板 6 0 及び韭同軸ケーブル 1 1 0 などから熱を受け取るため、放熱効率を向上できる。20

【 0 0 5 1 】

上記のように構成された超音波振動子ユニット 4 6 によれば、超音波振動子アレイ 5 0 の各超音波振動子 4 8 が駆動され、超音波振動子 4 8 の電極 5 2 に電圧が印加されると、圧電体 4 9 が振動して超音波を順次発生し、被検体の観察対象部位に向けて超音波が照射される。そして、複数の超音波振動子 4 8 をマルチプレクサなどの電子スイッチで順次駆動させることで、超音波振動子アレイ 5 0 が配された曲面に沿った走査範囲、例えば曲面の曲率中心から数十mm程度の範囲で超音波が走査される。

【 0 0 5 2 】

また、観察対象部位から反射されたエコー信号を受信すると、圧電体 4 9 が振動して電圧が発生し、この電圧を受信した超音波エコーに応じた電気信号として超音波用プロセッサ装置 1 4 に出力する。そして、超音波用プロセッサ装置 1 4 において各種の信号処理が施されてから、超音波画像としてモニタ 2 0 に表示される。30

【 0 0 5 3 】

実施形態において、図 4 に示した基板 6 0 は、一端において複数の個別電極 5 2 a と電気的に接続される複数の電極パッド 6 2 と、振動子グランド 5 2 b と電気的に接続されるグランド電極パッド 6 4 とを有する。なお、図 4 では、ケーブル 1 0 0 が省略されている。

【 0 0 5 4 】

基板 6 0 と個別電極 5 2 a との電気的な接合は、例えば、導電性を有する樹脂材によって確立できる。樹脂材としては、熱硬化性樹脂に微細な導電性粒子を混ぜ合わせたものを膜状に成型した A C F (Anisotropic Conductive Film : 異方性導電フィルム) 又は A C P (Anisotropic Conductive Paste : 異方性導電ペースト) を例示できる。40

【 0 0 5 5 】

別の樹脂材として、例えば、エポキシ又はウレタンなどのバインダー樹脂の中に金属粒子などの導電性のフィラーを分散させて、接着後にフィラーが導電バスを形成する樹脂材であってもよい。この樹脂材として、銀ペーストなどの導電性ペーストが例示できる。

【 0 0 5 6 】

図 3 に示すように、ケーブル 1 0 0 は、複数の非同軸ケーブル 1 1 0 と、複数の非同軸ケーブル 1 1 0 を被覆する外皮 1 0 2 とを備える。非同軸ケーブル 1 1 0 に含まれる信号線が、基板 6 0 の電極パッド 6 2 に電気的に接合される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

次に図面を参照して、基板 6 0 とケーブル 1 0 0 との接続構造を説明する。

【 0 0 5 8 】

図 5 は、基板 6 0 とケーブル 1 0 0 とを含む部分の拡大図である。図 6 は VI-VI 線に沿う断面図である。図 7 は VII-VII 線に沿う断面図である。

【 0 0 5 9 】

図 5 に示すように、基板 6 0 は、基端の側の辺 6 0 a に沿って配置された複数の電極パッド 6 2 と、複数の電極パッド 6 2 と辺 6 0 a の間に配置されたグランド電極パッド 6 4 とを有する。グランド電極パッド 6 4 は、辺 6 0 a に平行に配置される。

【 0 0 6 0 】

ケーブル 1 0 0 が、基板 6 0 の辺 6 0 a に対向する位置に配置される。ケーブル 1 0 0 は、複数の非同軸ケーブル 1 1 0 と、複数の非同軸ケーブル 1 1 0 を覆う外皮 1 0 2 と、を備える。電極パッド 6 2 と非同軸ケーブル 1 1 0 の信号線 1 1 2 とが電気的に接合される。非同軸ケーブル 1 1 0 は、辺 6 0 a と直交する辺 6 0 b 及び辺 6 0 c と平行に配置される。ただし、基板 6 0 と非同軸ケーブル 1 1 0 との位置関係は、特に限定されない。

10

【 0 0 6 1 】

次に、非同軸ケーブル 1 1 0 の構造について説明する。図 6 に示すように、非同軸ケーブル 1 1 0 は、複数の信号線 1 1 2 と、複数のグランド線 1 1 4 とを有する。信号線 1 1 2 は、例えば、導体 1 1 2 a と、導体 1 1 2 a の周囲を被覆する絶縁層 1 1 2 b と、から構成される。導体 1 1 2 a は、例えば、銅又は銅合金の素線で構成される。素線には、例えば、錫メッキ、銀メッキ等のメッキ処理が施される。導体 1 1 2 a は、0 . 0 3 m m から 0 . 0 4 m m の直径を有する。

20

【 0 0 6 2 】

絶縁層 1 1 2 b は、例えば、フッ化エチレンプロピレン (F E P) 、パーカルオロアルコキシ (P F A) 等の樹脂材料により構成できる。絶縁層 1 1 2 b は、0 . 0 1 5 m m から 0 . 0 2 5 m m の厚みを有する。

【 0 0 6 3 】

グランド線 1 1 4 は、信号線 1 1 2 と同一の直径を有する導体で構成される。グランド線 1 1 4 は、銅又は銅合金の素線、又は銅又は銅合金の複数の素線を撚り合わせた撚線で構成される。

30

【 0 0 6 4 】

複数の信号線 1 1 2 と、複数のグランド線 1 1 4 とが撚り合わされることにより、第 1 のケーブル束 1 1 6 が構成される。

【 0 0 6 5 】

非同軸ケーブル 1 1 0 は、第 1 のケーブル束 1 1 6 の周囲を被覆する第 1 のシールド層 1 1 8 を備える。第 1 のシールド層 1 1 8 は、接着剤を介して金属箔をラミネートした絶縁フィルムで構成できる。絶縁フィルムはポリエチレンテレフタレート (P E T) フィルムで構成される。また、金属箔はアルミニウム箔又は銅箔で構成される。

【 0 0 6 6 】

非同軸ケーブル 1 1 0 は、複数の信号線 1 1 2 を 1 セットとして第 1 のシールド層 1 1 8 によりシールドされる。非同軸ケーブル 1 1 0 単位で信号線 1 1 2 が取り扱われる。

40

【 0 0 6 7 】

図 6 に示すように、実施形態の非同軸ケーブル 1 1 0 において、第 1 のケーブル束 1 1 6 は、4 本の信号線 1 1 2 と 3 本のグランド線の 7 本が撚り合わされて構成される。4 本の信号線 1 1 2 の中の 1 本の信号線 1 1 2 が中心に配置される。残りの 3 本の信号線 1 1 2 と 3 本のグランド線 1 1 4 とが、中心の信号線 1 1 2 の周囲に、隣接して配置される。ただし、第 1 のケーブル束 1 1 6 における、信号線 1 1 2 の本数、グランド線 1 1 4 の本数、及びこれらの配置は、図 6 の構造に限定されない。

【 0 0 6 8 】

次に、ケーブル 1 0 0 の構造について説明する。図 7 に示すように、ケーブル 1 0 0 は

50

複数の非同軸ケーブル 110 を備える。複数の非同軸ケーブル 110 により、第 2 のケーブル束 104 が構成される。

【0069】

外皮 102 が、第 2 のケーブル束 104 を被覆する。外皮 102 は、押出し被覆された PFA、FEP、エチレン・四フッ化エチレン共重合体(ETFE)、ポリ塩化ビニル(PVC)等のフッ素系の樹脂材料で構成できる。外皮 102 は、巻回された樹脂製テープ(PETテープ)で構成できる。外皮 102 による第 2 のケーブル束 104 の被覆は、第 2 のケーブル束 104 の外側を直接的に被覆する場合と、間接的に被覆する場合とを含む。間接的な被覆は、外皮 102 と第 2 のケーブル束 104 との間に他の層を配置することを含む。

10

【0070】

実施形態のケーブル 100 は、外皮 102 と第 2 のケーブル束 104 との間に、内側から順に、樹脂層 106 と第 2 のシールド層 108 とを備える。樹脂層 106 は第 2 のケーブル束 104 を被覆する。樹脂層 106 は、例えば、上述のフッ素系の樹脂材料、樹脂製テープで構成できる。

【0071】

第 2 のシールド層 108 は、例えば、複数本の素線を編み組むことで構成できる。素線は、メッキ処理(錫メッキ又は銀メッキ)された銅線又は銅合金線等で構成される。

【0072】

ケーブル 100 は、上述した構成以外に樹脂層 106 及び第 2 のシールド層 108 を何れも備えない場合、樹脂層 106 及び第 2 のシールド層 108 のいずれか一方のみを備える場合であってもよい。

20

【0073】

実施形態のケーブル 100 は、16 本の非同軸ケーブル 110 を含んでおり、64 本の信号線 112 を含んでいる。非同軸ケーブル 110 及び信号線 112 の数はこの数値に限定されない。

【0074】

上述したように、ケーブル 100 に含まれる非同軸ケーブル 110 は、従来の同軸ケーブルとは異なり、信号線 112 ごとにシールド層、及び外皮を備えていない。特に、複数の非同軸ケーブル 110 でケーブル 100 を構成した場合、ケーブル 100 は、従来の同軸ケーブルと比較して細径化が可能になる。また、同軸ケーブルと外径が同じ場合、ケーブル 100 は、従来の同軸ケーブルと比較してより多くの信号線 112 を備えることができる。

30

【0075】

次に、基板 60 と非同軸ケーブル 110 との接続構造を詳細に説明する。図 5 に示すように、基板 60 の基端側において、ケーブル 100 の樹脂層 106(不図示)、第 2 のシールド層 108(不図示)、及び外皮 102 が除去され、複数の非同軸ケーブル 110 が露出する。また、基板 60 の基端側において、各々の非同軸ケーブル 110 の第 1 のシールド層 118 が除去され、第 1 のケーブル束 116 が露出する。

【0076】

第 1 のシールド層 118 は基板 60 の上に位置し、基板 60 と第 1 のシールド層 118 は、基板 60 の正面と直交する方向から見て(以下、平面視)、少なくとも一部が重なり合う。第 1 のケーブル束 116 は基板 60 の上でのみ露出し、基板 60 と第 1 のケーブル束 116 とは基板 60 の上でのみ重なり合う。第 1 のケーブル束 116 は基板 60 からはみ出ないので、第 1 のケーブル束 116 は基板 60 と全部重ね合わされる。

40

【0077】

基板 60 と第 1 のケーブル束 116 とが、固定部 130 により固定され、基板 60 と各第 1 のケーブル束 116 との相対位置が固定される。固定部 130 は、基板 60 と重なる状態で、基板 60 と第 1 のケーブル束 116 とを固定する。複数の信号線 112 と複数のグランド線 114 との撲線により構成された第 1 のケーブル束 116 は、先端 116a に

50

おいて、各信号線 112 に解きほぐされる。解きほぐされた各信号線 112 は、基板 60 に配置された電極パッド 62 と電気的に接合される。先端 116a は各信号線 112 に解きほぐされる開始位置である。なお、一部の第 1 のケーブル束 116 において、理解を容易にするため固定部 130 を省略する。

【0078】

上述したように非同軸ケーブル 110 の各信号線 112 は、導体 112a と絶縁層 112b とで構成され、同軸ケーブルとは異なり、信号線 112 ごとにシールド層が設けられていない。そのため、電極パッド 62 と信号線 112 とを電気的に接合する配線作業、その後のハンドリング、及びプロープへの組立工程の際に、信号線 112 は断線しやすくなる。

10

【0079】

実施形態では、好ましくは、基板 60 と第 1 のケーブル束 116 とが固定部 130 により固定される。したがって、ケーブル 100、又は非同軸ケーブル 110 に応力が加わった際、電極パッド 62 と信号線 112 との接合部に応力が伝達されることが抑制され、信号線 112 の断線が防止できる。

【0080】

固定部 130 は、基板 60 と第 1 のケーブル束 116 との相対的な位置関係が固定できる限り、特に限定されず、例えば、接着剤、半田、及びクランプ部材のいずれか又はその組み合わせを適用できる。固定部 130 は、基板 60 と第 1 のケーブル束 116 とを個別に固定でき、また基板 60 と複数の第 1 のケーブル束 116 とを一括して固定できる。

20

【0081】

基板 60 のグランド電極パッド 64 には、各第 1 のケーブル束 116 のグランド線 114 が電気的に接合される。各第 1 のケーブル束 116 に含まれる、少なくとも 1 本のグランド線 114 が、グランド電極パッド 64 に電気的に接合される。複数のグランド線 114 は、第 1 のケーブル束 116 において接触する。したがって、各第 1 のケーブル束 116 の少なくとも 1 本のグランド線 114 をグランド電極パッド 64 に電気的に接合することにより、複数の第 1 のケーブル束 116 の接地電位を同一の電位にできる。グランド電極パッド 64 に電気的に接合されるグランド線 114 を少なくすることにより、配線が占める領域を小さくできる。結果として、先端部 40 の細径化が可能になる。

【0082】

図 5 に示す接続構造では、各非同軸ケーブル 110 に対応する各電極パッド 62 がまとめて配置される。すなわち、4 本の信号線 112 と電気的に接合される 4 個の電極パッド 62 が、基板 60 の上で、まとめて配置される。非同軸ケーブル 110 に対応する電極パッド 62 は、非同軸ケーブル 110 の延長方向に配置される電極パッド 62 であることが好ましい。また、各非同軸ケーブル 110 の信号線 112 は、隣接する非同軸ケーブル 110 に対応する電極パッド 62 には電気的に接合されていないことが好ましい。信号線 112 に応力が加えられることを抑制できる。

30

【0083】

図 5 に示す接続構造では、非同軸ケーブル 110 の信号線 112 に接続される電極パッド 62 の位置は、隣接する非同軸ケーブル 110 の間で異なる。辺 60b に最も近い非同軸ケーブル 110 に対応する電極パッド 62 と、辺 60b に次に近い非同軸ケーブル 110 に対応する電極パッド 62 とを比較すると、固定部 130 により固定された第 1 のケーブル束 116 の先端 116a からの距離 L が異なる。第 1 のケーブル束 116 同士の間で異なる 2 種類の距離 L が存在する。

40

【0084】

その結果、非同軸ケーブル 110 の信号線 112 に対応する複数の電極パッド 62 が、平面視において、複数の電極パッド 62 ごとにジグザグに配置される。隣接する複数の電極パッド 62 間の間隔を狭めることができ、ジグザグに配置されていない場合（複数の電極パッド 62 が辺 60a に沿って直線に配置される場合）に比較して、複数の電極パッド 62 を高密度に配置できる。

50

【 0 0 8 5 】

実施形態では 2 種類の距離 L を示したが、2 種類以上の距離 L を設定できる。複数の電極パッド 6 2 をより高密度に配置できる。

【 0 0 8 6 】

ジグザグに配置された電極パッド 6 2 ごとに対応して、非同軸ケーブル 1 1 0 の第 1 のケーブル束 1 1 6 同士の間で、信号線 1 1 2 の長さは異なる。

【 0 0 8 7 】

一方で、非同軸ケーブル 1 1 0 の単位でみれば、複数の信号線 1 1 2 に対応する電極パッド 6 2 と、第 1 のケーブル束 1 1 6 の先端 1 1 6 a との距離 L は等しい。

【 0 0 8 8 】

次に、図 8 を参照して、複数の超音波振動子 4 8 と、複数の非同軸ケーブル 1 1 0 との接続関係の第 1 の実施形態を説明する。超音波振動子アレイ 5 0 が、例えば、6 4 個の超音波振動子 4 8 を含む場合を説明する。

【 0 0 8 9 】

図 8 に示すように、6 4 個の超音波振動子 4 8 は、同時に駆動される 4 個の駆動単位 U 1、U 2、U 3 及び U 4 で構成される。実施形態では 1 個の駆動単位 U 1 は P 1、P 2 から P 1 6 の 1 6 個（1 6 チャンネル）の超音波振動子 4 8 を含んでいる。1 6 チャンネルの超音波振動子 4 8 をまとめて駆動することにより、一つの超音波ビームが形成される。このようにすることで、所望の強度の超音波ビームが形成できる。駆動単位 U 2 は P 1 7 から P 3 2（不図示）の 1 6 個（1 6 チャンネル）の超音波振動子 4 8 を含み、駆動単位 U 3 は P 3 3 から P 4 8（不図示）の 1 6 個（1 6 チャンネル）の超音波振動子 4 8 を含み、駆動単位 U 4 は P 4 9、P 5 0 から P 6 4 の 1 6 個（1 6 チャンネル）の超音波振動子 4 8 を含む。

【 0 0 9 0 】

上述したように、非同軸ケーブル 1 1 0 の各信号線 1 1 2 は、同軸ケーブルとは異なり、信号線 1 1 2 ごとにシールド層が設けられていない。そのため、信号線 1 1 2 の長さが、信号線 1 1 2 の電気容量の大きさに影響を与える。第 1 のケーブル束 1 1 6 の先端からの信号線 1 1 2 の長さ（距離 L ）が長いほど電気容量が大きくなり、信号線 1 1 2 の長さ（距離 L ）が短いほど電気容量が小さくなる。信号線 1 1 2 の長さが、送受信感度の減衰量に影響を与える。信号線 1 1 2 の長さ（距離 L ）が長いほど送受信信号の減衰量が大きくなり、送受信感度に影響を与える。

【 0 0 9 1 】

図 5 に示す接続構造では、2 種類に距離 L が存在する。この状況において、例えば、駆動単位 U 1 の 1 6 チャンネル全てに、距離 L の短い信号線 1 1 2 が電気的に接続され、駆動単位 U 4 の 1 6 チャンネル全てに、距離 L の長い信号線 1 1 2 が電気的に接続される場合が発生しうる。

【 0 0 9 2 】

この場合、駆動単位 U 4 の超音波振動子 4 8 から生成される超音波ビームが、駆動単位 U 1 の超音波振動子 4 8 から生成される超音波ビームより小さくなる。駆動単位 U 1 と駆動単位 U 4 とでは、信号線 1 1 2 の長さに起因して、生成される超音波ビームの強弱の差が大きくなる。その結果、超音波画像の画質劣化（例えば、ムラ）が生じる。

【 0 0 9 3 】

第 1 の実施形態では、図 8 に示すように、駆動単位 U 1 に電気的に接続する複数の電極パッド 6 2 に、各第 1 のケーブル束 1 1 6 の複数の信号線 1 1 2 が接続されて信号線群 G 1 が構成される。第 1 の実施形態では、各第 1 のケーブル束 1 1 6 における複数の信号線 1 1 2 は、等しい長さ（距離 L ）を有している。

【 0 0 9 4 】

さらに、第 1 のケーブル束 1 1 6 同士において、信号線 1 1 2 は 2 種類以上の長さを備える。すなわち、第 1 のケーブル束 1 1 6 の単位で見れば、信号線 1 1 2 は等しい長さを有する。信号線群 G 1 で見れば、先端からの長さの異なる（距離 L の異なる）信号線 1 1

10

20

30

40

50

2で構成される2種類の第1のケーブル束116を備える。

【0095】

同様に駆動単位U2、U3及びU4の複数の電極パッド62に接続される信号線群G2、G3及びG4も第1のケーブル束116の先端からの長さが異なる2種類以上(2種類の距離L)の信号線112を含む。

【0096】

信号線群G1、G2、G3、及びG4において信号線112は2種類以上の長さを有していてもよい。

【0097】

例えば、信号線群G1は、短い信号線112で構成される第1のケーブル束116と、長い信号線112で構成される第1のケーブル束116と、2種類の第1のケーブル束で構成される。

【0098】

各信号線群G1、G2、G3及びG4が2種以上の長さ(距離L)の信号線112を含んでいるので、駆動単位U1、U2、U3及びU4の間で、生成される超音波ビームの強弱の差を小さくできる。その結果、超音波画像の画質が劣化することを抑制できる。

【0099】

次に、図9を参照して、複数の超音波振動子48と、複数の非同軸ケーブル110との接続関係の第2の実施形態を説明する。第1の実施形態と同様の構成には同様の符号を付して説明を省略する場合がある。

【0100】

第2の実施形態の信号線群G1は、第1のケーブル束116における4本の信号線112は、それぞれ異なる長さを有している。第1のケーブル束116の4本の信号線112はすべて異なる長さを有している。同様に、信号線群G2、G3及びG4は、第1のケーブル束116の4本の信号線112はすべて異なる長さを有している。すなわち、平面視において、第1のケーブル束116に対応する複数の電極パッド62は、ケーブル長手軸方向(辺60b(不図示)に沿った方向)に沿って順次ずれて配置されている。ただし、各信号線群G1、G2、G3及びG4の第1のケーブル束116に含まれる信号線112は、すべての長さが異なる必要はなく、第1のケーブル束116は、少なくとも2種類の長さの信号線112を含んでいればよい。

【0101】

第2の実施形態の信号線群G1、G2、G3及びG4が2種以上の長さ(距離L)の信号線112を含んでいるので、第1の実施形態と同様に、駆動単位U1、U2、U3及びU4の間で、生成される超音波ビームの強弱の差を小さくできる。その結果、超音波画像の画質が劣化することを抑制できる。

【0102】

次に、図10を参照して、複数の超音波振動子48と、複数の非同軸ケーブル110との接続関係の第3の実施形態を説明する。第1の実施形態、及び第2の実施形態と同様の構成には同様の符号を付して説明を省略する場合がある。

【0103】

第3の実施形態の信号線群G1は、複数の第1のケーブル束116を備え、その1つの第1のケーブル束116が、少なくとも1本の異なる長さの信号線112を備える。信号線群G1は、1本の異なる長さの信号線112を除き、同じ長さの信号線112を備える。同様に、信号線群G2、G3及びG4は、複数の第1のケーブル束116を備え、1つの第1のケーブル束116が、少なくとも1本の異なる長さの信号線112を備える。信号線群G1は、少なくとも2種類の長さの信号線112を含んでいる。

【0104】

第3の実施形態の信号線群G1、G2、G3及びG4が2種以上の長さ(距離L)の信号線112を含んでいるので、第1の実施形態と同様に、駆動単位U1、U2、U3及びU4の間で、生成される超音波ビームの強弱の差を小さくできる。その結果、超音波画像

10

20

30

40

50

の画質が劣化することを抑制できる。

【0105】

以上、本発明について説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

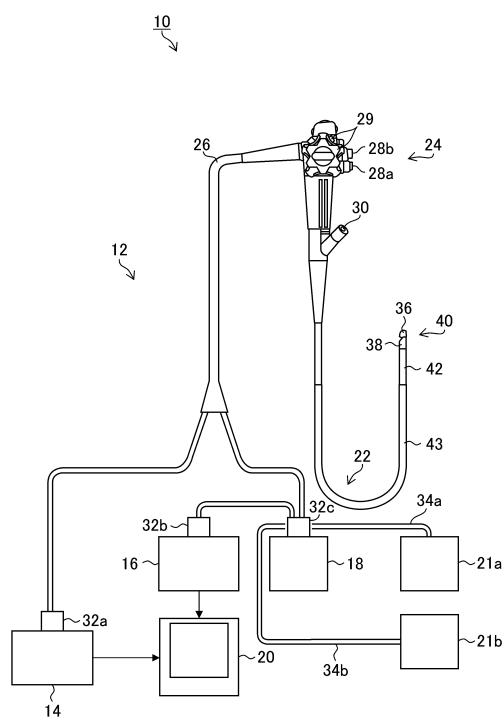
【0106】

10	1 0 超音波検査システム
1 2 超音波内視鏡	
1 4 超音波用プロセッサ装置	
1 6 内視鏡用プロセッサ装置	
1 8 光源装置	
2 0 モニタ	
2 1 a 送水タンク	
2 1 b 吸引ポンプ	
2 2 挿入部	
2 4 操作部	
2 6 ユニバーサルコード	
2 8 a 送気送水ボタン	
2 8 b 吸引ボタン	
2 9 アングルノブ	20
3 0 処置具挿入口	
3 2 a コネクタ	
3 2 b コネクタ	
3 2 c コネクタ	
3 4 a 送気送水用チューブ	
3 4 b 吸引用チューブ	
3 6 超音波観察部	
3 8 内視鏡観察部	
4 0 先端部	
4 1 外装部材	30
4 2 湾曲部	
4 3 軟性部	
4 4 処置具導出口	
4 5 処置具チャンネル	
4 6 超音波振動子ユニット	
4 7 積層体	
4 8 超音波振動子	
4 9 圧電体	
5 0 超音波振動子アレイ	
5 2 電極	40
5 2 a 個別電極	
5 2 b 振動子グランド	
5 4 バッキング材層	
5 5 内部空間	
<u>6 0</u> 基板	
6 0 a 辺	
6 0 b 辺	
6 0 c 辺	
6 2 電極パッド	
6 4 グランド電極パッド	50

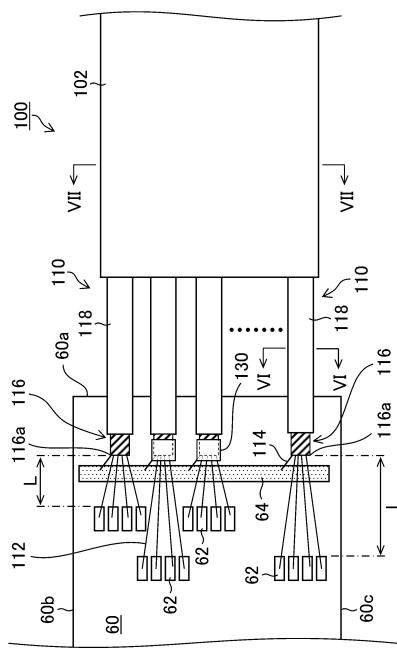
7 6	音響整合層	
7 8	音響レンズ	
8 0	充填剤層	
8 2	観察窓	
8 4	対物レンズ	
8 6	固体撮像素子	
8 8	照明窓	
9 0	洗浄ノズル	
9 2	配線ケーブル	
1 0 0	ケーブル	10
1 0 2	外皮	
1 0 4	第2のケーブル束	
1 0 6	樹脂層	
1 0 8	第2のシールド層	
1 1 0	非同軸ケーブル	
1 1 2	信号線	
1 1 2 a	導体	
1 1 2 b	絶縁層	
1 1 4	グランド線	
1 1 6	第1のケーブル束	20
1 1 6 a	先端	
1 1 8	第1のシールド層	
1 3 0	固定部	
G 1	信号線群	
G 2	信号線群	
G 3	信号線群	
G 4	信号線群	
U 1	駆動単位	
U 2	駆動単位	
U 3	駆動単位	30
U 4	駆動単位	

【図面】

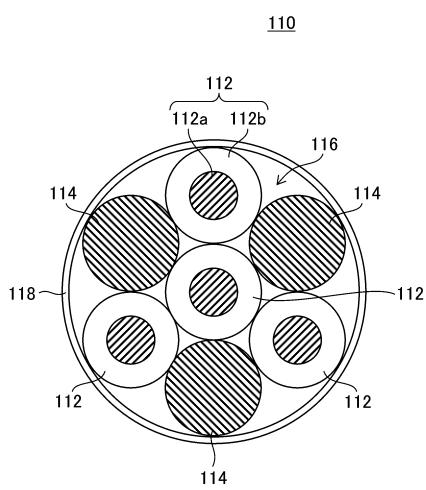
【図 1】



【図 5】



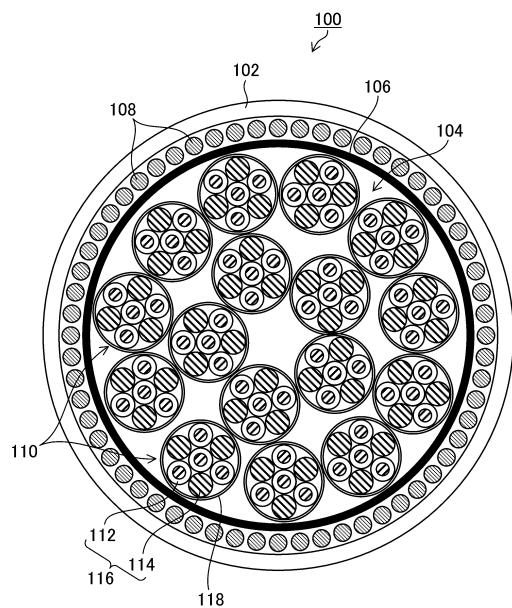
【図 6】



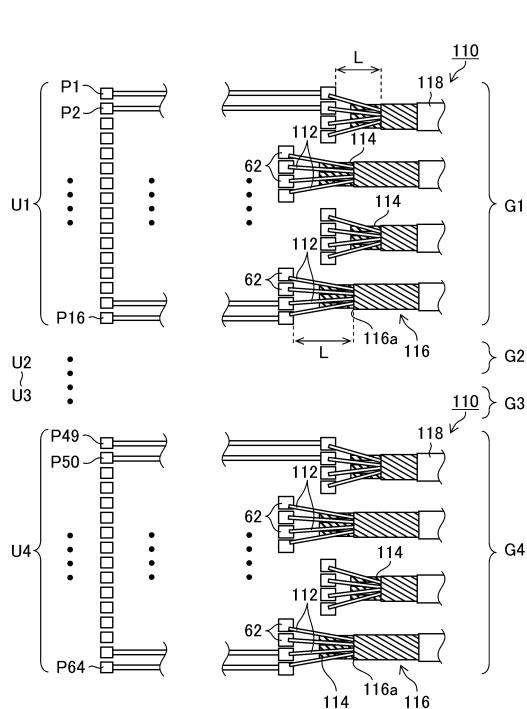
10

20

【図 7】



【図 8】

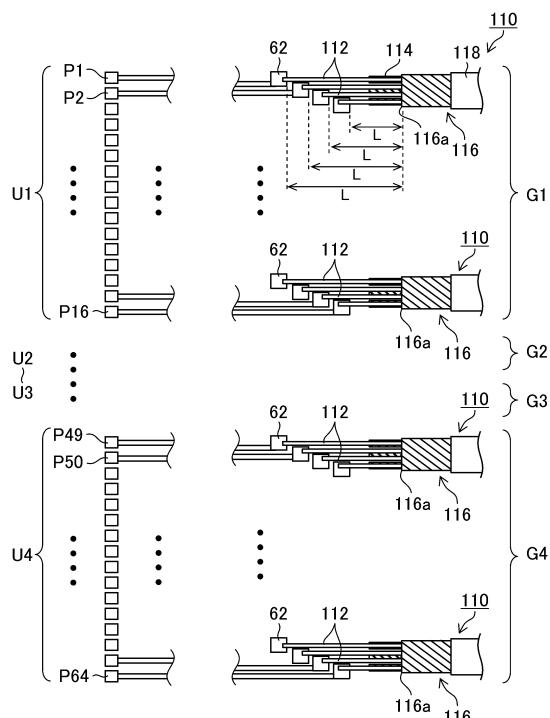


30

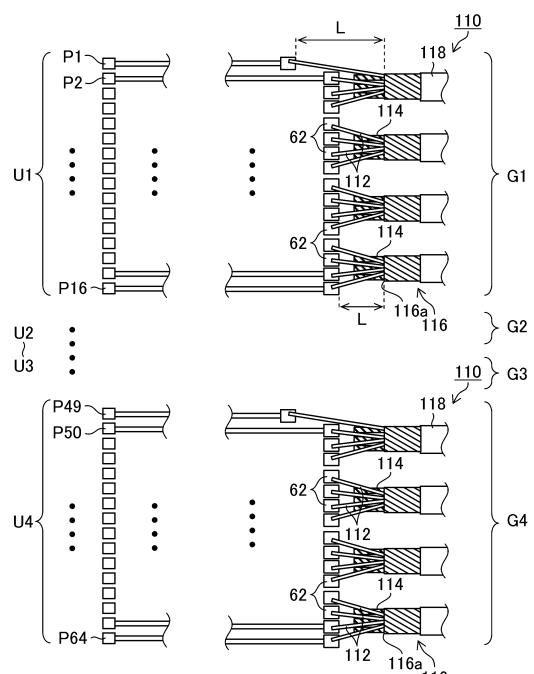
40

50

【図9】



【図10】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

神奈川県足柄上郡開成町宮台 798 番地 富士フィルム株式会社内

審査官 佐々木 龍

(56)参考文献 国際公開第2018/003232 (WO, A1)

国際公開第2012/120993 (WO, A1)

国際公開第2017/187755 (WO, A1)

実開昭62-078909 (JP, U)

特開2013-215555 (JP, A)

特開2005-211096 (JP, A)

国際公開第2013/061455 (WO, A1)

国際公開第2017/187756 (WO, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

H 01 B 7 / 00 - 7 / 02

H 01 B 7 / 38 - 7 / 40

H 01 B 11 / 00 - 11 / 22