

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-536485

(P2018-536485A)

(43) 公表日 平成30年12月13日(2018.12.13)

(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
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 Y	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2018-527060 (P2018-527060)	(71) 出願人	399043060
(86) (22) 出願日	平成28年11月22日 (2016.11.22)		フジフィルム ソノサイト インコーポレイテッド
(85) 翻訳文提出日	平成30年7月17日 (2018.7.17)		アメリカ合衆国 ワシントン州 98021-3904 ボーゼル サーティース
(86) 国際出願番号	PCT/US2016/063433		ドライブ エス・イー 21919
(87) 国際公開番号	W02017/091633	(74) 代理人	100079049
(87) 国際公開日	平成29年6月1日 (2017.6.1)		弁理士 中島 淳
(31) 優先権主張番号	62/260, 219	(74) 代理人	100084995
(32) 優先日	平成27年11月25日 (2015.11.25)		弁理士 加藤 和詳
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	シャガールス、 ニコラス、 クリストファー
			カナダ国 エル7ジー 7ビー3 オンタリオ ホイットビー ガーデン ストリート 700

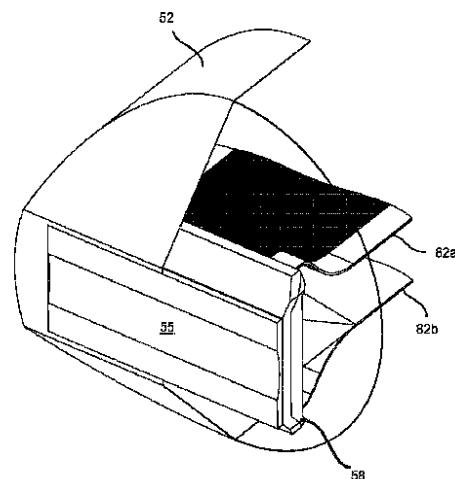
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波超音波トランスデューサアレイを含む医療機器

(57) 【要約】

フェーズドアレイ超音波トランスデューサを含む医療装置が開示される。トランスデューサには複数のトランスデューサ素子が含まれ、対応する電気導体に電気結合される。一実施形態において導体はフレックス回路に含まれ、超音波アレイを保持するフレームの外向きに延在するリブに形成された導電面を介して対応するトランスデューサ素子に係合される。一実施形態において、フェーズドアレイは医療装置内で前向きとなっており、素子ピッチは0.75波長以下、より好ましくは0.6波長以下である。一実施形態において、トランスデューサは±90度の角度に亘って回転可能であり、デバイスの遠位端を囲む組織の360度の視野を提供する。

Fig 2A



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体の領域を検査するプローブであって、
プローブ本体と、
プローブ本体内の超音波トランスデューサであって、
フレームと、
前記フレームに接続された圧電材料シートとして形成された、底面と頂面を有するトランスデューサ素子のアレイと、
前記トランスデューサ素子の一表面を回路トレースへ接続する複数の導電路であって、
前記導電路は、隣接リブから空間によって分離されたリブを含み、各リブは導電性トレースの露出面に係合するように適合された導電面を含む、複数の導電路と、
を含む超音波トランスデューサと、
前記トランスデューサの前記リブに接続されるトレースを有する、1又は複数のフレックス回路と、
を備えるプローブ。

10

【請求項 2】

各リブは、前記フレームに配置されたエポキシマトリックス材料で形成される、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記エポキシマトリックスは、フィラー材料を含む、請求項 2 に記載のプローブ。

20

【請求項 4】

前記フィラー材料はシリカである、請求項 3 に記載のプローブ。

【請求項 5】

各導電路は、トランスデューサ素子の隣接領域に形成されたチャネル部を更に含み、
各チャネルは、前記導電路が前記フレームの前記エポキシマトリックス材料表面より上に隆起してリブとなる地点に向かって深さが減少する、請求項 2 に記載のプローブ。

【請求項 6】

前記フレームは 1 又は複数の位置合わせ構造を含み、
前記位置合わせ構造は、フレックス回路の露出トレースを前記フレームの前記リブに整列させるために、電気導体を有する前記フレックス回路上の対応する構造に整列するように構成された、
請求項 1 に記載のプローブ。

30

【請求項 7】

各リブは、前記リブの頂部で表面積を増加させる、各リブの上に形成された複数のスクライプラインを含む、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 8】

各リブは前記超音波トランスデューサの前記フレーム上の同一高さで終端する、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサのリブは前記超音波トランスデューサの前記フレーム上の異なる高さで終端する、請求項 1 に記載のプローブ。

40

【請求項 10】

複数の露出トレースを有するフレックス回路を更に備え、
前記各トレースがリブ頂部の導電面を介して前記アレイ内のトランスデューサ素子に電氣的に接続されるように、前記フレックス回路の前記トレースが前記リブに係合する、
請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 11】

前記フレックス回路は、前記露出トレースが前記リブと係合する領域の前記トレース間に配置された複数の穴を含み、
前記穴は、前記フレックス回路が前記リブに接着されるときに、接着剤に前記穴を通過

50

させて複数のリベットヘッドを形成させるように構成された、
請求項 10 に記載のプロープ。

【請求項 12】

医療撮像装置であって、
遠位端と近位端を有する細長シャフトと、
ピッチが 0.75 波長以下の複数のトランスデューサ素子を有する、前向きの高周波フェーズドアレイ超音波トランスデューサと、
を備え、
前記トランスデューサは前記細長シャフトの前記遠位端に配設され、超音波信号を前記遠位端の前方方向に配向させ、かつその方向から超音波エコーを受信する、
医療撮像装置。

10

【請求項 13】

前記超音波トランスデューサは、15 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 14】

前記超音波トランスデューサは、20 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 15】

前記超音波トランスデューサは、50 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

20

【請求項 15】

前記超音波トランスデューサは、前記アレイの超音波トランスデューサ素子間のピッチが 0.6 波長未満である、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 16】

前記シャフトの前記遠位端は操縦可能である、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 17】

前記シャフトは剛体である、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 18】

前記フェーズドアレイ超音波トランスデューサは前記アレイを支持するフレーム上に形成された複数の外向きに延在するリブを経由してフレックス回路上の電気導体に接続される複数のトランスデューサ素子を含み、

30

前記外向きに延在するリブは、導電面を有して前記フレックス回路上の電気導体の露出部に整列するように配置されている、

請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 19】

前記フレームは、前記フレックス回路上のアライメント構造と協働するように構成された 1 又は複数の位置合わせ構造を含む、請求項 18 に記載のカテーテル。

【請求項 20】

前記フェーズドアレイは、静脈内カテーテル、内視鏡、気管支鏡、膀胱鏡、歯科撮像プロープ又は他の最小侵襲性撮像プロープなどの 1 つに組み込まれる、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

40

【請求項 21】

前記シャフトは 5 mm 未満の外径を有する、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 22】

前記フェーズドアレイ超音波トランスデューサは 64 以上の素子を有し、かつ前記シャフトは 5 mm 以下の外径を有する、請求項 12 に記載の医療撮像装置。

【請求項 23】

体の領域を検査するプロープであって、

外径が 8 mm 以下のプロープ本体と、

前記プロープ本体内の前向きの高周波超音波トランスデューサであって、

50

幅を有するフレームと、

前記フレームに接続された圧電材料シートとして形成された、底面と頂面を有するトランスデューサ素子のアレイと、

を含み、

隣接するトランスデューサは前記圧電材料を完全に貫通する切り込み線によって分離され、かつ前記トランスデューサ素子は 0.75 波長以下のピッチを有する、前向きの高周波超音波トランスデューサと、

前記トランスデューサの前記トランスデューサ素子に電気接続されるトレースを有する、1 又は複数のフレックス回路であって、前記フレックス回路は、前記トランスデューサの前記フレームの幅寸法以下の幅を有する、フレックス回路と、

を備えるプローブ。

10

【請求項 24】

前記フレームは、電気導体を有するフレックス回路上の対応する構造と整列するように構成された 1 又は複数の位置合わせ構造を含む、請求項 23 に記載のプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2015 年 11 月 25 日出願の米国特許仮出願第 62/260,219 号の利益を主張し、参照によりその全体を本明細書に援用する。

【0002】

20

開示の技術は医療装置に関し、特に超音波トランスデューサを含む医療装置に関する。

【背景技術】

【0003】

超音波カテーテルは、血管及びその他の組織の生体内撮像に一般的に使用される。ほとんどの場合、超音波カテーテル型のトランスデューサ、例えば IVUS トランスデューサは、高周波（中心周波数が 15 MHz 超）で動作し、アレイ型トランスデューサの製造が困難であり、またカテーテルシャフト内に密に封じ込めることに多くの課題を有している。高周波（中心周波数 15 MHz 超）のフェーズドアレイの市販品がないために、前方視カテーテル型超音波トランスデューサは、機械走査式単一素子方式、側方視リニアアレイ又は場合によっては別の前方視トランスデューサと併用されるリングアレイ、に頼っている状況である。ほとんどの場合、カテーテルの最大寸法が、通常の超音波アレイ技術及び関連の内視鏡用電気相互接続技術の使用を許さない。

30

【0004】

典型的な超音波カテーテルには、薄い、操縦可能なシャフトの遠位端に配置される、側方放射型の、単一素子又は複数素子のアレイが含まれる。いくつかのデバイスでは、機械機構がトランスデューサに接続されて、カテーテルの周りの全方向の組織を撮像するために、±180 度又は全 360 度回転可能になっている。そのような機構には、1 つ以上のスリッピング又は他の可動式電気接続部の使用が含まれる。この種のカテーテルの問題点として、単一素子トランスデューサに必要な可動接続部は故障しやすいこと、及び複数素子のリングアレイトランスデューサはカテーテルの前方にある組織の撮像が不可能であって、その機能を持たせるために追加の前方視トランスデューサを必要とすることがある。トランスデューサアレイを部分的に前方視方向に配向させようとする試みは、個々のトランスデューサ素子を接続するケーブル又はワイヤの寸法によって制限されることが多く、血管壁全周の完全な画像を生成するには機械的走査に依存する。その上、高周波の曲線アレイは、カテーテル型アプリケーションに要求される小型パッケージでは市販品が入手不能である。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これらの問題のために、トランスデューサアレイへの接続部の寸法並びにアレイ素子及

50

び相互接続部の寸法を減少させて、前向き方向に配向した高周波フェーズドアレイとして操作可能とし、又はカテーテルを小血管又はその他の組織を撮像できるほどの小さい直径にしたままで、側方放射配向又は部分側方放射配向（例えば４５度前方）へより大きなトランスデューサを使用することを可能とする、機構が必要とされる。

【図面の簡単な説明】

【０００６】

【図１】本開示技術の一実施形態による超音波カテーテルの図である。

【図２Ａ】本開示技術の一実施形態による、カテーテル内に配置された、前向き超音波トランスデューサの拡大図である。

【図２Ｂ】本開示技術の一実施形態による、一对のフレックス回路のトレースのトランスデューサ素子アレイへの接続方法を示す図である。

【図３Ａ】本開示技術の一実施形態による、超音波トランスデューサ素子アレイ及び導電性フレームを示す図である。

【図３Ｂ】本開示技術の一実施形態による、圧電材料シート内のトランスデューサ素子アレイを示す図である。

【図３Ｃ】本開示技術の一実施形態による、トランスデューサアレイ、整合層スタック及びレンズ素子の等角断面図である。

【図３Ｄ】本開示技術の一実施形態による、トランスデューサアレイ、整合層スタック及びレンズ素子の等角断面図である。

【図４】本開示技術の一実施形態による、導電性トランスデューサフレームのコーナ部と位置合わせ構造の拡大図である、

【図５】本開示技術の一実施形態による、フレックス回路の電気トレースと係合するように構成された、フレーム上に形成された外向きに延在する複数のリブの拡大図である。

【図６】複数の露出トレースを含む、単純化されたフレックス回路の図である。

【図７】本開示技術の一実施形態による、トランスデューサ素子に接続された導体にトレースを整列させる、一对のアライメント構造を含む、フレックス回路の図である。

【図８】本開示技術の一実施形態による、外向きに延在する複数のリブの上に配置されたフレックス回路の図である。

【図９】本開示技術の別の実施形態による、個々のトランスデューサ素子に接続された２列の交互配置のリブを有するトランスデューサの図である。

【図１０】本開示技術の一実施形態による、トランスデューサアレイ素子に電気接続されたトレースを有するフレックス回路を備える超音波トランスデューサの図である。

【発明を実施するための形態】

【０００７】

図１は本開示技術の一実施形態により構築された超音波カテーテルの図である。図に示す実施形態では、カテーテル５０には遠位端５４と近位端を有する可撓性シャフト５２が含まれる。シャフトの遠位端には、Ｒｅｘｏｌｉｔｅ（登録商標）ポリスチレン又はＴＰＸ（登録商標）ポリメチルペンテンなどのポリマーレンズ５５（図２Ａ）の後ろに配置された、前向きの超音波フェーズドトランスデューサアレイ５８がある。可撓性シャフト５２には、ガイドワイヤ又はその他の医療装置の通路となる、１又は複数の管腔（図示せず）も含まれてよい。一実施形態では、シャフト５２は複数の制御ワイヤ（図示せず）を含み、それを使用してシャフトの遠位端を所望方向へ配向可能である。

【０００８】

図示した実施形態では、カテーテル５０の近位端には電気コネクタ（図示せず）が含まれ、そこで電気信号がカテーテルに供給され、又はカテーテルから受け取られる。いくつかの実施形態では、カテーテルには手動又は電子制御機構を持ったハンドルが含まれ、それによりトランスデューサアレイ５８の向きが±９０度に亘って回転するように作動される。一実施形態において、制御機構６４には、超音波トランスデューサアレイ５８に接続され、それを介して電気導体がトランスデューサ素子まで配線される、エラストマ又は金属のスリーブを含むことができる。カテーテルのハンドル内のスリーブ近位端を回転させ

10

20

30

40

50

て、カテーテルの遠位端におけるトランスデューサアレイ 58 を回転するように操作する。当業者には理解されるように、トランスデューサアレイ 58 の向きを回転させる他の機構もまた可能である。トランスデューサは ± 90 度に亘って回転するだけであり、可動接続部又はジョイントは必要でない。例えば、近位端を回転させるだけで、カテーテルの全長を ± 90 度の角度に亘って正、逆に回転させることができる。トランスデューサのビームは、カテーテルが配置されている管の壁面を撮像するために電子的に操縦可能であるので、管又はその他の器官の中でカテーテルを回転させることにより、トランスデューサはトランスデューサ前方の組織の全 360 度の視野を取得することが可能である。

【0009】

超音波トランスデューサアレイ 58 によって生成された信号は、通常的方式で処理されてモニター 80 上に表示されるか又は後で検索または解析するためにコンピュータ可読媒体に記憶される。超音波トランスデューサアレイ 58 は前向きであるために、オペレータはカテーテルが置かれている管又は組織の良好な視野を有し、それによってデバイスを体内に前進させる助けとする。

【0010】

図 2 A は、トランスデューサアレイ 58 の個々の素子のそれぞれに接続される複数の導体を示す。一実施形態では、トランスデューサアレイ 58 は 1 又は複数のフレックス回路 82 a、82 b へ接続される。フレックス回路 82 a はその中に、偶数番のトランスデューサ素子へ接続される複数のトレースを有し、他方フレックス回路 82 b は、トランスデューサアレイの奇数番のトランスデューサ素子へ接続されるトレースを有する。別の実施形態では、トランスデューサの片側に接続された単一のフレックス回路が、トランスデューサ素子のそれぞれに接続されるトレースを含む。一実施形態では、トランスデューサアレイ 58 は、約 $15 \sim 45 \mu\text{m}$ ピッチで、64、96、128（またはそれ以上）の素子を有する。トランスデューサ素子のピッチが 0.6 波長（例えば発信される超音波信号の波長）、より好ましくは約 0.5 波長より小さい場合には、トランスデューサアレイは例えば ± 45 度の範囲に亘って延在するビーム形成方向を有するフェーズドアレイとして動作可能である。15 ~ 60 MHz 超においてトランスデューサ素子によって生成されるエコー信号は、関心領域の微細な細部を観察可能とする。

【0011】

一実施形態では、本明細書に記載の技術を使用して、素子ピッチが $15 \mu\text{m}$ で動作周波数が 50 MHz の 64 素子のトランスデューサアレイを、直径が約 2 ~ 3 mm のカテーテル又はプローブ内に収納できることが期待される。これにより、血管やその他の管を含む小さな体腔内へのプローブの挿入が可能となる。他の動作周波数、例えば 15 ~ 60 MHz 及びそれ以上、並びに異なる数のアレイ素子（例えば 128、256、512、あるいはその他）の超音波撮像アレイもまた、本明細書に記載の技術を使用して製造可能である。一例として、128 素子の 15 MHz のフェーズドアレイトランスデューサを、直径が約 8 mm のプローブ内に収納可能である。第 2 の例として、64 素子の 40 MHz のフェーズドアレイトランスデューサを、直径が約 2 mm のプローブ内に収納可能である。他の組み合わせもまた可能である。

【0012】

理解されるように、プローブは常に可撓性である必要はない。例えば、超音波撮像アレイを有する剛性又は半剛性のプローブは、外科処置の撮像又は体内組織の撮像に使用することができる。プローブは、直線であってもよいし、所定形状を持っていてもよいし、あるいは特定の体組織を撮像するために選択された形状を有してもよい。同じピッチで素子数の少ないプローブはさらに小さく作ることが可能であり、またカテーテルの直径が大きくてよい場合にはより大きなアレイを使用することが可能である。いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサの向きはプローブ内で固定されていて、体組織の更なる領域を撮像するためにはオペレータはプローブを動かすか回転させることを要求される。さらに別の実施形態では、フェーズドアレイトランスデューサは前向き方向に直接向いていなくて、プローブ前面に対して 45 度などのある角度に向いている。さらに別の実施形態で

10

20

30

40

50

は、トランスデューサアレイ 5 8 はカテーテル内で側方放射であることもある。

【 0 0 1 3 】

一実施形態では、1 又は複数のフレックス回路 8 2 a、8 2 b は、カテーテルの全長に亘って延在するときカテーテルシャフトの長手軸の周りに捩れている。これによりカテーテルの遠位先端は、1 つの面内に可撓性があり別の面内では硬直であるのではなく、任意の方向に向けることが可能となる。

【 0 0 1 4 】

上記のように、カテーテルを前向き超音波トランスデューサアレイに適合させることに関する 1 つの課題は、トランスデューサ素子を、トランスデューサ自体よりもあまり大きくもなく幅広でもない、複数のトレースに接続可能であることである。トランスデューサ素子が、トランスデューサそのものよりも遥かに幅広のフレックス回路の導体に接続される場合には、そのアレイを、関心領域内に挿入可能な薄いカテーテル内部へ挿入することはできない。本開示の技術の一実施形態では、フォトリソグラフィ技術を利用してトレースを印刷することにより、トレースを含む幅の狭いフレックス回路 8 2 を形成可能である。ただし、トレースが個々のトランスデューサ素子に整列するために、トレースをトランスデューサ上に正確に配置する必要がある。

【 0 0 1 5 】

かつては、導電性トレースをトランスデューサ素子に対して手で整列させて、製造工程が完了するまで慎重に処理しなければならなかった。トランスデューサアセンブリが誤って何かに当たるとか、トレースが正しく整列されなかった場合には、それは不合格品となった。超音波トランスデューサの動作周波数が高くなり、かつトランスデューサ素子が更に小さくなると、これは更に厳しくなる。本明細書に記載の技術によれば、最小幅の超音波トランスデューサを生成する製造プロセス工程が単純化される。

【 0 0 1 6 】

図 2 B に示すように、トランスデューサにはフレームがあって、このフレームの寸法 8 4 は、トランスデューサアレイの素子との間で双方向に信号を搬送するフレックス回路 8 2 の幅よりも大きい（例えば幅が広い）。図 2 B では、トランスデューサのコーナ部を切り欠いて、トランスデューサアレイのリブとの間の接続が見えるようにしてある。そこでは詳細を後述するように、リブがフレックス回路 8 2 のトレースの露出部分に接続される。バックング部材 9 0 がアレイ素子の近位側領域に配置され、アレイ背面から放射される超音波信号を吸収及び / 又は反射をする。

【 0 0 1 7 】

図 3 A ~ 図 3 D 及び以下の説明で、本開示技術のいくつかの態様による、高周波超音波トランスデューサ製造の複数の工程を概説する。製造プロセスのいくつかの態様の更なる詳細は、米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 0 7 5 1 9 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 1 4 0 9 5 5 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 3 5 0 4 0 7 号明細書、米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 1 7 3 6 2 5 号明細書に見ることができる。これらは本出願の譲受人である Fujifilm SonoSite Inc. が共通の譲受人であり、参照によりその全体を本明細書に援用する。一実施形態において、圧電材料 1 5 0 の四角形シートが下側の面を上に向けて平坦な製造バックに取付けられて、エキシマレーザーなどの成形ツールによって加工される。そうしてレーザーやその他の成形ツールを用いて個別のトランスデューサ素子 1 5 8 のアレイを生成し、かつトランスデューサアレイの周囲に、間隔をおいて配置された複数のピア 1 6 0 を生成する。図 3 B に示すように、アレイには複数のトランスデューサ素子 1 5 8 a、1 5 8 b、1 5 8 c などが含まれる。一実施形態において、各トランスデューサ素子 1 5 8 は、各素子の中心で長さ方向に小分割されて、望ましくないモードでの振動を防止する。図に示す実施形態では、アレイ素子及び小分割を画定する切り込みスロットは、圧電材料の幅よりも短い長さで示されている。ただし、圧電材料 1 5 0 の端部まで切り込みを入れることも可能である。

【 0 0 1 8 】

トランスデューサ素子同士の間の空間及び小分割切り込みスロット内には、例えば柔ら

10

20

30

40

50

かいエポキシなどの好適な軟質音響材料が真空含浸法を用いて充填される。切り込みを充填した後、表面を研磨又は研削して丁度圧電材料面まで平坦化し、トランスデューサの下面すなわち前面に接地導体を形成する金又はクロム＋金などの導電性金属をスパッタ被覆する。ビア１６０を導電性エポキシで充填し、メッキされたビアホールが覆われて充填される。ビアがメッキされ充填されると、ビア１６０は、トランスデューサアレイの前面の導体への電氣的導電路を形成する。動作時に、トランスデューサ下面の導体は、一般的に共通の接地に接続され、駆動信号は、導電性リード（図示せず）によって選択されたトランスデューサ素子の頂部に印加される。選択されたトランスデューサ素子が振動して超音波音響信号を生成する。受信サイクルでは、音響エネルギーがトランスデューサ素子に突き当たり、リード上に信号を生成する。それが信号処理回路（図示せず）によって読み込まれる。

10

【００１９】

図３Ｃと図３Ｄに示すように、トランスデューサの前面は、複数の整合層を介してレンズ材料１５４に接続される。一実施形態において、２つの粉末充填エポキシ整合層１６２、１６４が圧電材料１５０の金被覆面に被覆され、それぞれが４層の整合層システムの一部を構成する。層１６２と層１６４のそれぞれは被覆された後研磨されて、層の適切な厚さが確保される。図３Ｄに示すように、整合層１６２、１６４のトランスデューサ素子同士の間の空間に対応する領域に、切り込み１６７が配置される。切り込み１６７は、レンズ１５４を整合層１６４へ接合するために使用する接着剤で充填される。

20

【００２０】

次にレンズ材料１５４が、接着剤１６６を使って整合層１６４の外側表面に接着される。一実施形態では、レンズ１５４は、Rexolite（登録商標）ポリスチレン又はTPX（登録商標）ポリメチルペンテンなどのポリマー製である。ただし、他のレンズ材料を使用することもできる。一実施形態において、レンズ１５４は、特殊なレンズ材料に対して接着可能な、シアノアクリレート（CA）接着剤１６８などの接着剤層で被覆される。CA接着剤はレンズ表面へ接着可能であるとともに、音響整合層の生成に対してより一般的に有効な他の接着剤によって接着されることもできる。

【００２１】

シアノアクリレート層は、アレイ周波数の例えば１／４波長整合層の音響整合層として作用する適正な厚さにまで研磨される。次に、シアノアクリレート被覆されたレンズ材料１５４に接着する粉末充填エポキシなどの接着剤１６６を用いて、CA接着剤層の外側面が整合層１６４の外側面に接合される。接着剤１６６は、４層システムの第３の１／４波長整合層を形成し、CA層１６８は４層システムの第４層を形成する。接着剤１６６は、切り込み１６７内の空気をすべて除去するために、真空下で塗布される。一実施形態において、整合層１６２、１６４、１６６の組成は、本発明の譲受人に譲渡された、米国特許第７，７５０，５３６号明細書、及び米国特許第８，３４３，２８９号明細書に記述されており、参照によりそれらの全体を本明細書に援用する。

30

【００２２】

一実施形態において、第３の整合層の生成に必要な接着剤１６６の厚さは、圧電材料シート１５０の下部周囲の周りに複数のスペーサ要素１６９を配置することで制御される。スペーサ要素１６９は所望の高さにまで研磨されて、接着剤１６６が１／４波長整合層を形成するように選択された高さを有するピラーが形成される。図３Ｃに最もよく示されているように、スペーサ要素１６９が配置されると、接着剤１６６が、圧電シート面に既に被覆されている整合層の上に配置される。そうして、CA被覆されたレンズ材料１５４がスペーサ１６９に押し付けられて、メッキされた圧電材料１５０にすでに貼り付けられた最上層の整合層表面から所望の距離にレンズ材料が接着される。

40

【００２３】

圧電材料シート１５０、音響整合層１６２、１６４、１６６、１６８及びレンズ１５４は、次にレンズ側を下にして製造パックに取付けられて露出された圧電側が研磨され、トランスデューサ素子を所望の厚さとする。

50

【 0 0 2 4 】

図 3 A に示す、モリブデン又は類似の金属でできた導電性金属フレーム 170 が、導電性エポキシでトランスデューサアレイの上面に接着される。導電性フレームはしたがって、充填ビア 160 で形成された導電路を介して、トランスデューサアレイの前面の導電性材料に電氣的に接続される。フレーム 170 は開放された底面を有し、トランスデューサ素子の上面は、フレーム 170 の底部の開口を通してアクセス可能である。フレーム 170 は傾斜した側壁を有し、それらがトランスデューサアレイ 158 の上にトラフ（凹型構造）を形成する。開示した実施形態は導電性フレームを利用するが、非導電性フレームを用いることも可能であり、またトランスデューサの遠位側の電極への接続を導電性の箔、ワイヤ又は他の電気導体を用いて行うことも可能である。

10

【 0 0 2 5 】

フレーム 170 がトランスデューサアレイに接合されると、トランスデューサ素子の上面にカバーが配置され、フレーム 170 の開放側に粉末充填エポキシ 172 の材料が添加される。一実施形態では、マトリックス材料に添加される粉末は粉末シリカであって、レーザ加工後にエポキシ表面にテキスチャが付加される。次に、剥離剤で覆われたモールド 180 が硬化中のエポキシ 172 に押し付けられて、フレーム内に複数の所望特徴形状が形成される。一実施形態では形状として、フレームの側壁の、超音波アレイの端部を越えた位置に配置される一対のリセス 176 a、176 b が含まれてよい。更なるリセスがフレームの対向する側壁（図示せず）上に形成されてもよい。

20

【 0 0 2 6 】

図 4 は、フレーム 170 の 1 つのコーナ部と、エポキシ 172 に形成されたリセス 176 b の拡大図を示す。位置合わせ構造 178 が各リセス 176 に配置され、後で説明するように、フレックス回路の電気トレースをトランスデューサ素子に整列させるために使用される。一実施形態では、位置合わせ構造は好ましくは成形された粉末充填エポキシ材料で作られ、公差が例えば $\pm 5 \mu\text{m}$ まで正確にレーザ加工される。位置合わせ構造 178 は、接着剤でリセス 176 内に固定可能である。いくつかの実施形態では、寸法の少し小さいリセス 76 がエポキシ内に成形され、レーザ又は他のマイクロマシニングツールを用いて、リセスがリブの位置に正確に位置決めされる寸法になるまでトリミングされる。リセスが正確に配置されてトリミングされると、フレックス回路の対応するアライメント構造に嵌合させるために位置合わせ構造 78 がリセス内に接着される。いくつかの他の実施形態では、過剰なエポキシ又は他の接着剤の塊をフレームに配置して、レーザ等によって位置合わせ構造に微細加工することもできる。フレーム上の位置合わせ構造とフレックス回路上の対応するアライメント構造とが、フレックス回路の露出されたトレースをフレーム上の導電性リブに整列可能とする。

30

【 0 0 2 7 】

トランスデューサフレーム 170 の粉末充填エポキシ 172 は、次にエキシマレーザにより加工され、フレームの側壁に部分的に延在してトランスデューサアレイの個別のトランスデューサ素子に繋がる複数のチャンネルが生成される。かつては、露出された回路トレースをエポキシで覆うために粉末充填エポキシを添加する前に、フレックス回路がフレーム 170 に固定された。そうしてエキシマレーザなどのパターン形成ツールを使用してエポキシにトンネルを掘り、フレックス回路上の回路トレースの一部を露出させた。これはうまく機能したが、フレックス回路上のトレースは、フレームに固定する前にトランスデューサ素子に対して手動で整列された。さらに、フレックス回路とトランスデューサアセンブリを一緒に保持する材料内にトランスデューサが埋め込まれるまでは、アセンブリの取り扱いが難しかった。

40

【 0 0 2 8 】

この組み立て技術を改善するために、各トランスデューサ素子をトレースに接続するチャンネルを、各チャンネルがフレーム 170 の側壁上を進むに連れて隆起リブとなるような形状とする。図 5 からわかるように、複数のチャンネル 200 a、200 b、200 c などが、1 つおきのトランスデューサ素子（例えばすべての奇数番のトランスデューサ素子）の

50

間のピッチと同じピッチで粉末充填エポキシ 172 内に切り込まれ、他方で、交互配置となるチャンネルがフレームの反対側に形成されてすべての偶数番のトランスデューサ素子に整列する。あるいは、チャンネルをフレームの片側にのみ形成して、各トランスデューサ素子と整列するようにもできる。一実施形態において、各トランスデューサ素子に整列するチャンネルは、チャンネルがトランスデューサ素子から外方向に進むに連れて深さを減少する。チャンネルは深さを減少して、フレーム 170 の側壁を約半分くらい登ったところで「チャンネル」がエポキシ表面から外向きに延在し始める点に達し、そこから外向きに延在するリブ 202a、202b、202c などが形成される。一実施形態において、リブ 202 は、リブを画定する領域の両側で粉末充填エポキシ 172 を切除して生成される。一実施形態において、各リブ 202 の頂面に沿ってレーザーで複数のけがき線が形成されてリブ 202 の頂部の表面積を増加させ、フレックス回路の隆起リブの導電面への固着工程の一部として行われるプレス時の金電極の強度を確保する。

10

【0029】

チャンネルとリブがエポキシ内にパターン形成されると、トランスデューサアセンブリの頂面が金又は金＋クロムなどの導体でメッキされて、チャンネル 200 内とリブ 202 の頂部に導電層を残すように処理される。一実施形態では、トランスデューサ素子の頂面とリブを含むトランスデューサアレイの表面に、金や金＋クロムなどの金属層をスパッタコーティングすることによって導電性材料が被覆される。次に、トランスデューサ上にレジスト層が塗布され、フォトリソグラフィ法を利用して導電性材料を除去すべき領域が露出される。一実施形態では、導電性材料は、トランスデューサ素子の間の領域及び導電路のチャンネル領域の間の領域から除去され、また、リブの各側面からも除去されなければならない。化学エッチ物質を使用して、レジスト及び導電性材料が不要領域から除去される。最後に、レーザーを使用してエッチングプロセス後の導電性材料の残滓が除去される。

20

【0030】

レーザー・エッチ・レーザー (LEL) プロセスの後、各トランスデューサ素子の頂面とフレーム 170 上の対応するリブ 202 との間に、導電路が生成される。複数の露出トレースを有するフレックス回路が次にフレームに固定されて、トレースとトランスデューサ素子との間の電気接続を形成するために、露出トレースがフレーム上の対応するリブに整列されて係合される。この方法の利点の 1 つは、トランスデューサの頂面が導電性材料で被覆されるとき、フレックス回路をトランスデューサアセンブリに固定する必要がないことである。したがって、トランスデューサのハンドリング時にフレックス回路接続部が壊れる可能性は小さい。さらに、被膜形成時にフレックス回路はまだ取付けられていないので、より多くのトランスデューサアセンブリをスパッタリング装置のチャンバ内に収容可能である。したがって、より多くのトランスデューサアセンブリを一度に処理可能である。

30

【0031】

図 5 に示す実施形態では、各リブ 202 はトランスデューサのフレーム壁の同じ高さで終端する。別の実施形態では、リブ 202 は異なる高さで終端して、交互配置されたトレースがリブに接続されるようにする。例えば、トランスデューサ素子への接続部がトレース間の距離よりも小さい場合、トレース同士をずらして配置、又は交互配置とすることができる。例えばトレース 1、3、5 などの一組のトレースをフレックス回路の 1 つの層に配置し、トレース 2、4、6 などを、第 1 の層内の露出トレースより後退させた、フレックス回路の異なる層に配置することが可能である。各層のトレースの露出部分は、トランスデューサフレームの壁の異なる高さまで延在するリブへ接合可能である。交互配置のトレースに対する同様の手法が、前述の米国特許出願第 2013-0140955 (A1) 号に開示されている。参照によりその全体を援用する。

40

【0032】

図 9 は、異なる高さに 2 組のリブを有する超音波トランスデューサの一部の例を示す。ここに示す実施例では、フレームには、トランスデューサフレーム側壁の途中まで延在する、第 1 の組のリブ 202 と、トランスデューサフレーム側壁のより高くまで延在する、第 2 の組のリブ 222 とが含まれる。各レベルのリブは交互配置されている。

50

【 0 0 3 3 】

露出トレースを有する 1 つのフレックス回路（図示せず）がリブ 2 0 2 に係合し、同時に露出トレースを有する別のフレックス回路（これも図示せず）がリブ 2 2 2 に係合する。理解されるように、所望であれば 3 層以上のリブをエポキシ材料に形成することも可能である。

【 0 0 3 4 】

一実施形態において、フレックス回路の露出トレースは、非導電性接着剤によってリブ 2 0 2 上の導電性被覆に接合される。パワー充填エポキシのレーザ加工面は（顕微鏡的スケールで）粗いので、リブ頂部に塗布されたフィラー材料の粒子は、フレックス回路とリブと一緒に接合されるときに接着剤を貫通してフレックス回路の導体と係合する導電性スパイクとして作用する。図 1 0 は、金属トランスデューサフレーム 1 7 0 上のリブ 2 0 2 に対して固定されたフレックス回路 2 5 0 の一部の例を示す。トレース（図示せず）の下側の露出部分が、トランスデューサアレイ内の対応するトランスデューサ素子との電気的接続を形成するために、リブ 2 0 2 の導電性被覆に押し付けられて、接着剤により保持される。フレックス回路の 1 又は複数の接地接続部は、導電性エポキシを用いてトランスデューサアセンブリの金属トランスデューサフレーム 1 7 0 に（従って導電性ビアによりトランスデューサアレイの前面の導電性被覆へも）接続される。

【 0 0 3 5 】

フレックス回路の製造者はトレースを所望のピッチで高精度に形成可能であるが、フレックス回路の端部とトレースの開始部との間の距離を同一公差で制御できないことが多い。フレックス回路の端部とトレース開始点の間の距離には大きな変動があり得る。したがって、フレックス回路の端部をトランスデューサ上の特徴物と整列させるだけで、トレースがトランスデューサ素子に接続された導体に整列することは期待できない。図 6 は、複数の露出された導電性トレース 2 5 2 a、2 5 2 b、2 5 2 c、・・・、2 5 2 h を含む代表的なフレックス回路 2 5 0 を示す。トレース 2 5 2 同士の間隔は非常に正確なことが多い。ただし、端部 2 5 4 と最近接トレース 2 5 2 a との間隔、又は端部 2 5 6 と最近接トレース 2 5 2 h の間隔は、フレックス回路が異なれば大幅に変化する可能性がある。この問題に対処するには、図 4 に示す位置合わせ構造 1 7 8 を使用する。

【 0 0 3 6 】

図 7 に示すように、本開示の技術の一実施形態は、フレックス回路にアライメント穴あるいは構造 2 6 0 a、2 6 0 b を配置する。そのような構造は、最近接トレースなどの参照点から所定の距離 2 6 6、2 6 8 にレーザで形成可能である。理解されるように、アライメント穴 2 6 0 は、フレーム 1 7 0 に配置される対応の位置合わせ構造 1 7 8 の上に嵌合するように設計される。位置合わせ構造 1 7 8 がアライメント穴 2 6 0 内に配置されると、フレックス回路上のトレースは、フレーム上の対応するリブに整列する。

【 0 0 3 7 】

本開示技術の別の態様によれば、フレックス回路 2 5 0 のいくつかの実施形態には、電気トレース 2 5 2 の間に切り込まれた穴、又はビア 2 7 0 を含む。一実施形態では、穴 2 7 0 はフレックス回路の各トレースの間に配置される。別の実施形態では、穴 2 7 0 はフレックス回路のトレースの間に別の間隔（又は可変間隔）で配置される。穴 2 7 0 はフレックス回路 2 5 0 をリブ 2 0 2 に固定するために使用される接着剤を押し出させてリベット形のキャップを形成させ、これがフレックス回路のトランスデューサフレームへの固定を助ける。図 8 は、フレーム 1 7 0 上の複数のリブ 2 0 2 に固定されたフレックス回路 2 5 0 の一例を示す。フレックス回路をフレーム上のリブへ固定する接着剤の一部は穴 2 7 0 を介して加圧されてリベット 2 7 6 を形成し、それによりリブとトレースの間の接触が維持され、かつフレックス回路のフレーム 1 7 0 からの剥離防止の助けとなる。

【 0 0 3 8 】

高周波トランスデューサであればトランスデューサ素子を十分に小さくして、小さい枠内に大きな（例えば 6 4 + 素子の）アレイを含むことができる。当業者には理解されるように、トランスデューサ素子の大きさは、そのアレイで使用可能なビーム操縦又はビーム

10

20

30

40

50

形成の最大角度に影響する。上記のように、記述したトランスデューサへの接続部は十分に小さくて、トランスデューサと接続部の全体を、静脈内カテーテル、内視鏡、気管支鏡、膀胱鏡、歯科撮像プローブ又はその他の最小侵襲性撮像プローブ内に組み込むことが可能である。

【 0 0 3 9 】

トランスデューサ素子へ接続するフレックス回路の幅が、トランスデューサの幅とほぼ同じ（又はそれより小さい）ので、トランスデューサは、カテーテルの直径をそれほど増大させることなく、カテーテル内で前向きに配向させることが可能である。一実施形態において、フレックス回路のトレース両側の余分な材料は、トリミング除去可能である。従って、フレックス回路は、トランスデューサアレイの幅と同じかそれ以下の幅とすることが可能である。

10

【 0 0 4 0 】

トランスデューサ素子のピッチが小さい（例えば、好ましくは 0.75 波長以下、より好ましくは約 0.6 波長未満である）ので、ビーム操縦又はビーム形成技術を使用して、トランスデューサを例えば ± 90 度を超えて動かす必要なしに、トランスデューサの周りの様々な方向からの超音波信号を取得可能である。結果として、オペレータがカテーテルの進行方向を観察でき、かつカテーテルの周囲の組織の壁面を観察することもできる、前方視フェーズドアレイ超音波カテーテルが得られる。さらに、トランスデューサ素子が切り込み線で分断されているので、個々の素子同士の間のクロストークが減って優れた信号が形成される。それに加えて、素子を小分割して、帯域外の横モード共振で動かして、素子間のクロストークを更に低減することも可能である。

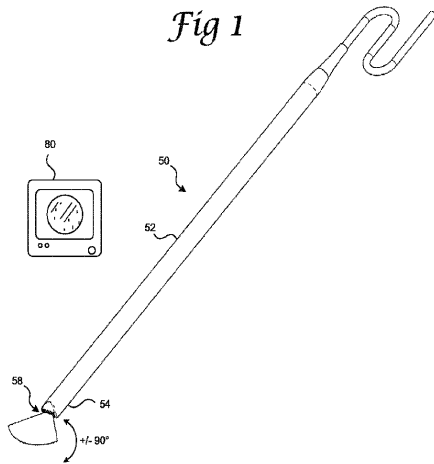
20

【 0 0 4 1 】

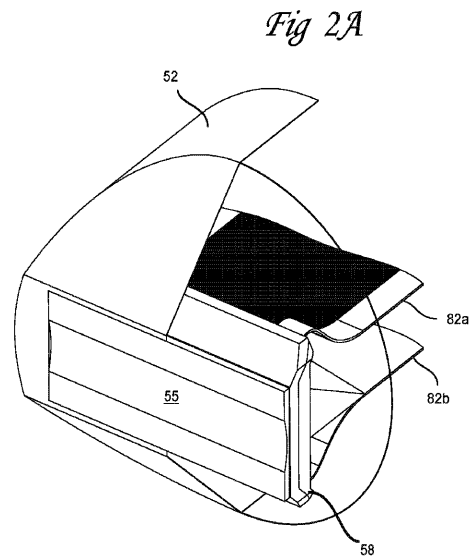
以上より、開示技術の特定の実施形態が例示の目的で本明細書に記述されたこと、ただし、本発明の範囲から逸脱することなく様々な変更が可能であることが理解されるであろう。例えば、トランスデューサのフレーム上の位置合わせ構造とフレックス回路は、柱と穴として嵌合することが必ずしも必要ではない。鍵と鍵溝などの他の形状も使用可能である。またこれに替わって、柱又は他の形状がフレックス回路の既知の位置に固定され、穴又は他の形状がフレーム上に形成されて、フレックス回路をフレーム上のリブに整列させることも可能である。さらには、カテーテル又は最小侵襲の医療装置が、側方放射のトランスデューサアレイを含むことができる。側方放射アレイが使用される場合、128、256又は512個の（あるいはそれを超える）トランスデューサ素子の、より大きなアレイの使用が可能である。したがって、本発明は、添付の特許請求の範囲によって限定されるものを除いて限定を受けない。

30

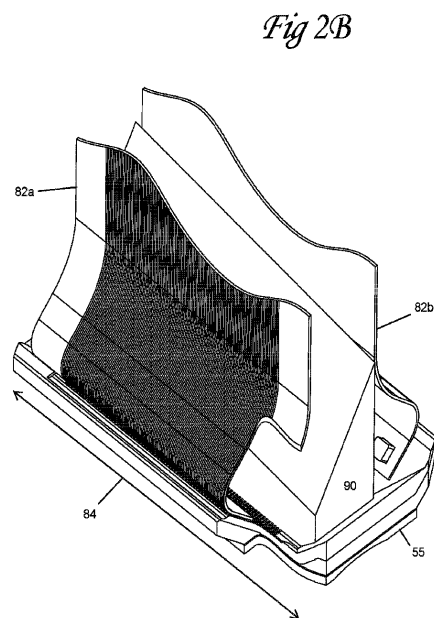
【 図 1 】



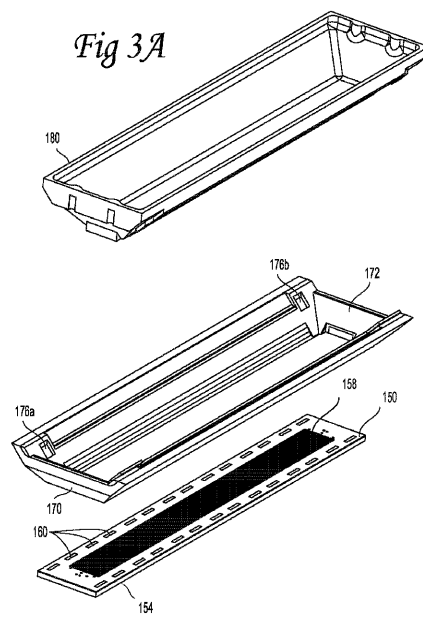
【 図 2 A 】



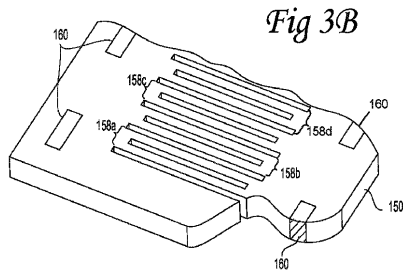
【 図 2 B 】



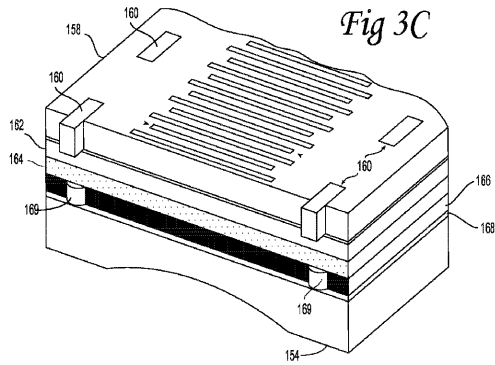
【 図 3 A 】



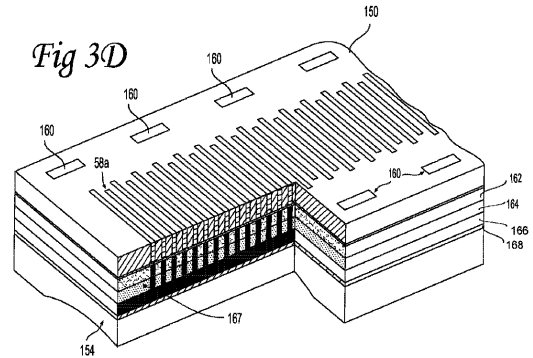
【図 3 B】



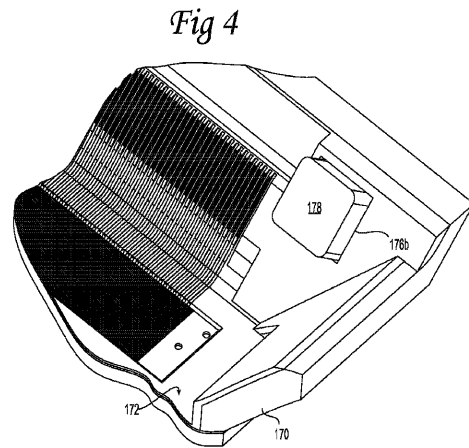
【図 3 C】



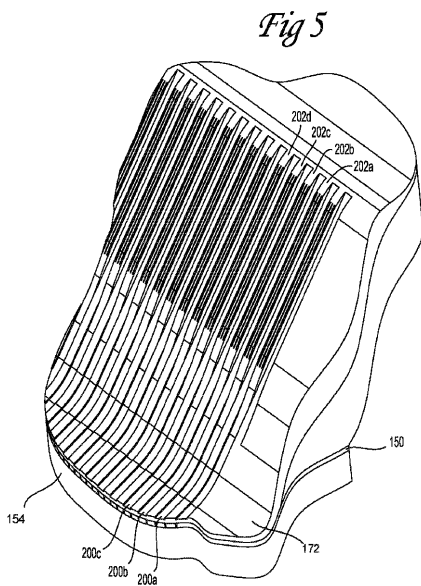
【図 3 D】



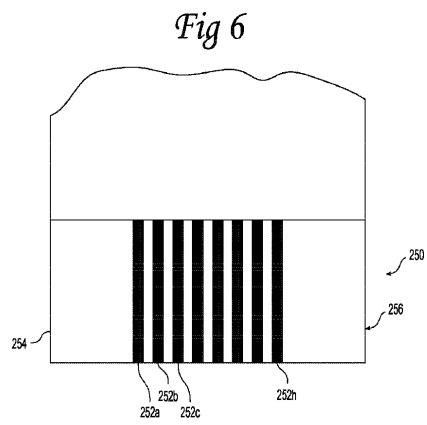
【図 4】



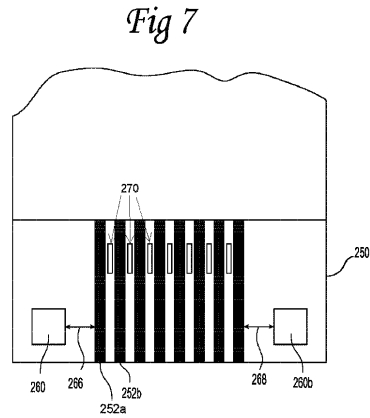
【図 5】



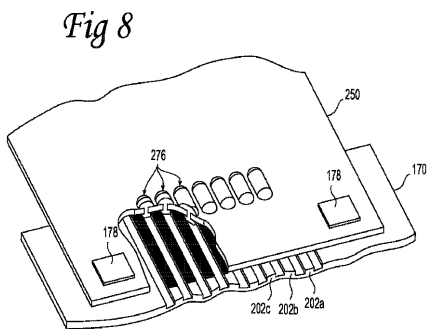
【図 6】



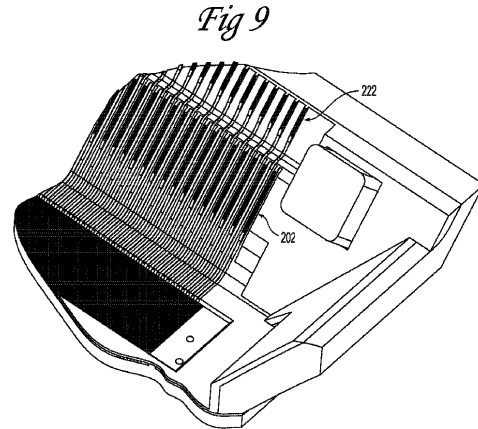
【図 7】



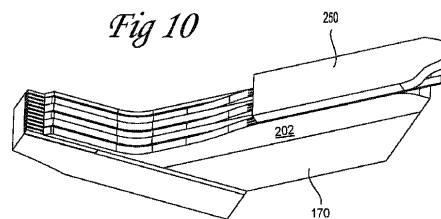
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成29年9月25日(2017.9.25)

【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】

体の領域を検査するプローブであって、
 プローブ本体と、
 プローブ本体内の超音波トランスデューサであって、
 フレームと、

前記フレームに接続された圧電材料シートとして形成された、底面と頂面を有するトランスデューサ素子のアレイと、

前記トランスデューサ素子の一表面を回路トレースへ接続する複数の導電路であって、前記導電路は、隣接リブから空間によって分離された外向きに延在するリブを含み、各リブは導電性トレースの露出面に係合するように適合された導電面を含む、複数の導電路と、

を含む超音波トランスデューサと、

前記トランスデューサの前記リブに接続されるトレースを有する、1又は複数のフレックス回路と、
 を備えるプローブ。

【請求項 2】

各リブは、前記フレームに配置されたエポキシマトリックス材料で形成される、請求項

1 に記載のブローブ。

【請求項 3】

前記エポキシマトリックスは、フィラー材料を含む、請求項 2 に記載のブローブ。

【請求項 4】

前記フィラー材料はシリカである、請求項 3 に記載のブローブ。

【請求項 5】

各導電路は、トランスデューサ素子の隣接領域に形成されたチャネル部を更に含み、各チャネルは、前記導電路が前記フレームの前記エポキシマトリックス材料表面より上に隆起してリブとなる地点に向かって深さが減少する、請求項 2 に記載のブローブ。

【請求項 6】

前記フレームは 1 又は複数の位置合わせ構造を含み、

前記位置合わせ構造は、フレックス回路の露出トレースを前記フレームの前記リブに整列させるために、電気導体を有する前記フレックス回路上の対応する構造に整列するように構成された、請求項 1 に記載のブローブ。

【請求項 7】

各リブは、前記リブの頂部で表面積を増加させる、各リブの上に形成された複数のスクライプラインを含む、請求項 1 に記載のブローブ。

【請求項 8】

各リブは前記超音波トランスデューサの前記フレーム上の同一高さで終端する、請求項 1 に記載のブローブ。

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサのリブは前記超音波トランスデューサの前記フレーム上の異なる高さで終端する、請求項 1 に記載のブローブ。

【請求項 10】

複数の露出トレースを有するフレックス回路を更に備え、

前記各トレースがリブ頂部の導電面を介して前記アレイ内のトランスデューサ素子に電氣的に接続されるように、前記フレックス回路の前記トレースが前記リブに係合する、請求項 1 に記載のブローブ。

【請求項 11】

前記フレックス回路は、前記露出トレースが前記リブと係合する領域の前記トレース間に配置された複数の穴を含み、

前記穴は、前記フレックス回路が前記リブに接着されるときに、接着剤に前記穴を通過させて複数のリベットヘッドを形成させるように構成された、

請求項 10 に記載のブローブ。

【請求項 12】

医療撮像装置であって、

遠位端と近位端を有する細長シャフトと、

ピッチが 0.75 波長以下の複数のトランスデューサ素子を有する、前向きの高周波超音波トランスデューサと、

を備え、

前記トランスデューサは前記細長シャフトの前記遠位端に配設され、超音波信号を前記遠位端の前方方向に配向させ、かつその方向から超音波エコーを受信し、

前記超音波トランスデューサは、前記アレイを支持するフレーム上に形成された複数の外向きに延在するリブを経由してフレックス回路上の電気導体に接続される複数のトランスデューサ素子を含み、

前記外向きに延在するリブは導電面を有し、前記フレックス回路上の電気導体の露出部に整列するように配置される、

医療撮像装置。

【請求項 13】

前記超音波トランスデューサは、15 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 12 に

記載の医療撮像装置。

【請求項 1 4】

前記超音波トランスデューサは、20 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 1 5】

前記超音波トランスデューサは、50 MHz 以上の動作周波数を有する、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 1 6】

前記超音波トランスデューサは、前記アレイの超音波トランスデューサ素子間のピッチが 0.6 波長未満である、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 1 7】

前記シャフトの前記遠位端は操縦可能である、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 1 8】

前記シャフトは剛体である、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 1 9】

前記フレームは、前記フレックス回路上のアライメント構造と協働するように構成された 1 又は複数の位置合わせ構造を含む、請求項 1 2 に記載のカテーテル。

【請求項 2 0】

前記高周波超音波トランスデューサは、静脈内カテーテル、内視鏡、気管支鏡、膀胱鏡、歯科撮像プローブ又は他の最小侵襲性撮像プローブなどの 1 つに組み込まれる、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 2 1】

前記シャフトは 5 mm 未満の外径を有する、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【請求項 2 2】

前記フェーズドアレイ超音波トランスデューサは、64 以上の素子を有し、かつ前記シャフトは 5 mm 以下の外径を有する、請求項 1 2 に記載の医療撮像装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2016/063433
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/00(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) A61B 8/00; A61B 8/12; H04R 17/00; A61B 5/00; A61B 5/06		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: probe, ultrasound, transducer, piezoelectric, array, flexible, circuit		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5957850 A (MARIAN, JR. et al.) 28 September 1999 See column 1, line 29-column 11, line 19, claims 1-19 and figures 8-18.	1, 6, 10-15, 15(1)-24
A		2-5, 7-9
A	US 2014-0114182 A1 (LIGHTLAB IMAGING, INC.) 24 April 2014 See claims 22-28 and figure 1A.	1-15, 15(1)-24
A	WO 2014-139005 A1 (COLIBRI TECHNOLOGIES INC. et al.) 18 September 2014 See claim 1 and figures 1-4.	1-15, 15(1)-24
A	US 5575288 A (SLIWA, JR. et al.) 19 November 1996 See claims 1-4 and figures 1-3.	1-15, 15(1)-24
A	KR 10-1484959 B1 (SAMSUNG MEDISON CO., LTD.) 21 January 2015 See claims 1-5 and figure 2.	1-15, 15(1)-24
Note: For the claim 15(1), the claim was renumbered by this authority because the claim 15 was found twice.		
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 09 February 2017 (09.02.2017)		Date of mailing of the international search report 14 February 2017 (14.02.2017)
Name and mailing address of the ISA/KR International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsu-ro, Seo-gu, Daejeon, 35208, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-481-8578		Authorized officer Lee, Eun Kyu Telephone No. +82-42-481-3580

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2016/063433

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 05957850 A	28/09/1999	US 6162175 A	19/12/2000
US 2014-0114182 A1	24/04/2014	CN 101594819 A	02/12/2009
		CN 101594819 B	30/05/2012
		EP 2081486 A2	29/07/2009
		EP 2081486 B1	09/04/2014
		EP 2628443 A1	21/08/2013
		JP 2010-508973 A	25/03/2010
		JP 2013-223757 A	31/10/2013
		JP 2015-164660 A	17/09/2015
		US 2008-161696 A1	03/07/2008
		US 2011-172511 A1	14/07/2011
		US 2013-012811 A1	10/01/2013
		US 7935060 B2	03/05/2011
		US 8449468 B2	28/05/2013
		US 8753281 B2	17/06/2014
		WO 2008-057573 A2	15/05/2008
		WO 2008-057573 A3	07/08/2008
WO 2014-139005 A1	18/09/2014	AU 2015-231327 A1	24/09/2015
		CA 2902668 A1	18/09/2014
		EP 2967496 A1	20/01/2016
		JP 2016-508859 A	24/03/2016
		US 2016-0045184 A1	18/02/2016
US 05575288 A	19/11/1996	EP 0626152 A1	30/11/1994
		JP 06-343631 A	20/12/1994
		US 5465724 A	14/11/1995
		US 5771896 A	30/06/1998
KR 10-1484959 B1	21/01/2015	US 2014-0221840 A1	07/08/2014

フロントページの続き

(81)指定国 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, JP, KE, KG, 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, TZ, UA

(72)発明者 イルソン、 デスモンド
カナダ国 エル4 ジェイ 7 ティー 4 オンタリオ ソーンヒル ヴァントーラ アベニュー 7
3

(72)発明者 イヴァニツキ、 オレーグ
カナダ国 エム2 アール 3 アール 4 オンタリオ トロント ロバート ヒックス ドライブ
1 4

(72)発明者 パン、 グオフェン
カナダ国 エル1 ティー 2 エイチ 9 オンタリオ アジャックス ブロックルズビー クレセント
ト 9

(72)発明者 キャラジャ、 ロバート
カナダ国 エム2 ジェイ 3 エヌ 9 オンタリオ トロント エンドスレイ クレセント 8 4

F ターム(参考) 4C601 BB06 BB23 DD12 DD14 EE11 EE13 EE21 FE01 FE03 FE04
GB04 GB16 GB18 GB20 GB24 GB32
5D019 AA25 BB19 BB28 FF04