

(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2019-528981

(P2019-528981A)

(43) 公表日 令和1年10月17日(2019.10.17)

(51) Int.Cl. F 1 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 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2019-517949 (P2019-517949)  
 (86) (22) 出願日 平成29年10月3日 (2017.10.3)  
 (85) 翻訳文提出日 平成31年4月2日 (2019.4.2)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/075057  
 (87) 国際公開番号 W02018/065405  
 (87) 国際公開日 平成30年4月12日 (2018.4.12)  
 (31) 優先権主張番号 62/403,267  
 (32) 優先日 平成28年10月3日 (2016.10.3)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 62/434,568  
 (32) 優先日 平成28年12月15日 (2016.12.15)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ンドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 管腔内撮像用の空気切溝を備えたトランスデューサアレイ

(57) 【要約】

管腔内デバイス用の撮像アセンブリが提供される。一実施形態では、撮像アセンブリは、空気切溝によって離間される超音波トランスデューサ素子のアレイと、超音波トランスデューサ素子のアレイを囲み、間隙によって離間される複数のバッファ素子と、複数のバッファ素子間の間隙の一部を充填する封止材料とを含む。

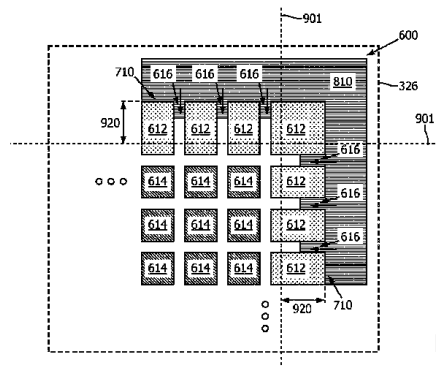


FIG. 9

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

空気切溝によって離間される超音波トランスデューサ素子のアレイと、  
前記超音波トランスデューサ素子のアレイを囲み、間隙によって離間される複数のバッファ素子と、

前記複数のバッファ素子間の前記間隙の一部を充填する封止材料と、  
を含む、管腔内デバイス用の撮像アセンブリ。

**【請求項 2】**

前記空気切溝は、前記超音波トランスデューサ素子のアレイの隣接する超音波トランスデューサ素子を、 $30\ \mu\text{m}$ 以下の距離だけ分離する、請求項 1 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 3】**

前記複数のバッファ素子間の前記間隙は、前記空気切溝と位置合わせされる、請求項 2 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 4】**

前記封止材料は、前記間隙の前記一部を、前記複数のバッファ素子の外側境界から少なくとも  $20\ \mu\text{m}$  の深さまで充填する、請求項 3 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 5】**

前記封止材料は、紫外線 (UV) エポキシ材料を含む、請求項 1 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 6】**

前記超音波トランスデューサ素子のアレイの接地帰路を提供するための接地縁メッキと

、  
前記超音波トランスデューサ素子のアレイ及び前記複数のバッファ素子を、前記接地縁メッキに接続する接地板と、

を更に含む、請求項 1 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 7】**

集積回路 (IC) 層と、

前記 IC 層の底面に隣接して配置されるバッキング層と、

を更に含み、

前記超音波トランスデューサ素子のアレイは、前記 IC 層の上面に隣接して配置される、請求項 1 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 8】**

前記撮像アセンブリを前記管腔内デバイス内に固定する封入材料を更に含み、前記封止材料は、前記封入材料が前記空気切溝に達しないようにする、請求項 1 に記載の撮像アセンブリ。

**【請求項 9】**

空気切溝によって離間される超音波トランスデューサ素子のアレイを形成するステップと、

前記超音波トランスデューサ素子のアレイを囲み、間隙によって離間される複数のバッファ素子を形成するステップと、

前記複数のバッファ素子間の前記間隙の少なくとも一部を、封止材料で充填するステップと、

前記超音波トランスデューサ素子のアレイが、前記空気切溝によって離間されたままとなるように、前記複数のバッファ素子間の前記間隙の前記少なくとも一部を充填する前記封止材料を硬化させるステップと、

を含む、撮像アセンブリを製造する方法。

**【請求項 10】**

前記空気切溝は、前記超音波トランスデューサ素子のアレイの隣接する超音波トランスデューサ素子を、 $30\ \mu\text{m}$ 以下の距離だけ分離する、請求項 9 に記載の方法。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

前記間隙は、隣接するバッファ素子を、 $30\ \mu\text{m}$ 以下の距離だけ分離する、請求項10に記載の方法。

【請求項12】

前記封止材料は、紫外線(UV)エポキシ材料を含む、請求項9に記載の方法。

【請求項13】

前記複数のバッファ素子間の前記間隙の前記少なくとも一部を充填するステップは、前記封止材料を前記間隙内に吸い上げるステップを含む、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

前記複数のバッファ素子間の前記間隙の前記少なくとも一部を充填する前記封止材料を硬化させるステップは、前記封止材料が前記空気切溝に達する前に、前記封止材料にUV活性化光を当てるステップを含む、請求項13に記載の方法。

10

【請求項15】

前記超音波トランスデューサ素子のアレイを、接地縁メッキに結合させるステップを更に含み、前記接地縁メッキは、前記超音波トランスデューサ素子のアレイの電気接地帰路を提供する、請求項9に記載の方法。

【請求項16】

前記超音波トランスデューサ素子のアレイを、前記接地縁メッキに結合させるステップは、接地板を前記超音波トランスデューサ素子のアレイ及び前記接地縁メッキに結合させるステップを含む、請求項15に記載の方法。

【請求項17】

前記超音波トランスデューサ素子のアレイ及び前記複数のバッファ素子は、集積回路(IC)層及びバッキング材料層を含む撮像コンポーネントの一部として形成される、請求項9に記載の方法。

20

【請求項18】

前記撮像コンポーネントを先端部材内に配置するステップと、  
前記撮像コンポーネントを前記先端部材内に、封入材料を用いて固定するステップと、  
を更に含み、  
硬化された前記封止材料は、前記封入材料が前記空気切溝に達しないようにする、請求項17に記載の方法。

【請求項19】

前記撮像コンポーネントが中に固定された前記先端部材を、管腔内デバイスの遠位部に結合させるステップを更に含み、請求項18に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、2016年10月3日に出願された米国仮特許出願番号第62/403,267号及び2016年12月15日に出願された米国仮特許出願番号第62/434,568号の優先権を主張し、これらは参照することによりその全体が組み込まれる。

【0002】

[0001] 本開示は、概して、管腔内撮像に関し、特に、空気切溝を備えたトランスデューサアレイを含む撮像コンポーネントを製造するための技術に関する。

40

【背景技術】

【0003】

[0002] 低侵襲手術は、様々な医療技術の進歩によって可能になってきている。例えば診断用及び治療用超音波カテーテルが、人体の内部領域を撮像するように作られてきている。心臓血管系では、2つの一般的な超音波診断法は、血管内超音波(IVUS)及び心腔内心エコー検査(ICE)である。典型的には、単一の回転トランスデューサ又はトランスデューサ素子のアレイを使用して、カテーテルの先端から超音波を送信する。同じトランスデューサ(又は別個のトランスデューサ)を使用して、組織からのエコーを受信す

50

る。エコーから生成された信号は、超音波関連データの処理、保存、表示又は操作を可能にするコンソールに転送される。

【0004】

[0003] I V U S カテーテルは、通常、身体の大小の血管（動脈又は静脈）に使用され、ほとんどの場合、柔軟な先端を有するガイドワイヤを介して送達される。I C E カテーテルは、通常、例えば経中隔管腔穿刺、左心耳閉鎖、心房細動アブレーション及び弁修復といった医療処置を誘導及び容易にするために、心腔及び周囲の構造を撮像するために使用される。市販の I C E カテーテルは、ガイドワイヤを介して送達されるようには作られていないが、代わりに、カテーテルの近位端のハンドル内にある操縦機構によって関節運動できる遠位端を有する。例えば I C E カテーテルは、解剖学的構造にアクセスするとき

10

【0005】

[0004] I C E カテーテルは、通常、音響エネルギーを生成及び受信する超音波撮像コンポーネントを含む。撮像コアは、一列に並んだトランスデューサ素子のアレイか、又は、任意の適切な構成で配置されたトランスデューサ素子を含んでよい。撮像コンポーネントは、カテーテルの最も遠い遠位先端にある先端アセンブリ内に入れられる。先端アセンブリは、音響接着材料で覆われている。電気ケーブルが撮像コンポーネントに接続され、カテーテルの本体のコアを通過して延在する。電気ケーブルは、心臓の解剖学的構造の撮像を容易にするために、制御信号及びエコー信号を運ぶ。デバイスは、心臓の解剖学的構造の前面像、後面像、左側像及び / 又は右側像を撮像することができるように、回転式の 2 方向又は 4 方向の操縦機構を提供してもよい。

20

【0006】

[0005] 撮像コンポーネントは、通常、超音波トランスデューサ素子のアレイを含み、個々の超音波トランスデューサ素子間の空間は、ポリマー又はエポキシ材料といった充填材料で充填されている。この空間は、切溝（kerf）と呼ばれる。しかし、空気切溝、即ち、非充填切溝を備えた撮像コンポーネントが、充填切溝を備えた撮像コンポーネントよりも高い性能（例えば指向性、帯域幅及び出力圧力）をもたらすことが知られている。これは、空気切溝によって、個々の超音波トランスデューサ素子が互いに独立して機能することができるからである。

30

【0007】

[0006] しかし、空気切溝を備えた撮像コンポーネントの製造は困難である。例えば撮像コンポーネントは、通常、封入材料が充填されたハウジングの中に入れられる。封入材料は、超音波トランスデューサ素子間の空気切溝内に容易に侵入することができ、空気切溝を、非充填ではなく、完全充填又は部分充填状態にさせる。空気切溝を保護する 1 つのアプローチは、アレイの全ての表面又は側面を封止フィルムで包むことである。しかし、封止フィルムは、撮像コンポーネントのフットプリントを増大させてしまい、これは、カテーテルが空間的に制限されるので望ましくない。更に、接地板を包むことは、後続の製造工程ステップで加える洗浄液、エポキシ又は窓材料の浸入からアレイ構造の側面又は表面を完全に封止しない場合がある。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

[0007] 本発明は、従来のデザインに関連した制限を克服する空気切溝付き撮像コンポーネントを製造するデバイス、システム及び関連方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

[0008] 本開示の実施形態は、超音波トランスデューサ素子間に空気切溝を有する撮像コンポーネントを提供する。撮像コンポーネントは、超音波トランスデューサ素子及びパツファ素子を含むアレイ構造を含む。超音波トランスデューサ素子は、空気切溝によって

50

離間された行及び列に配置される。バッファ素子は、アレイ構造の最も外側の行及び最も外側の列に配置され、アレイ構造の境界又は緩衝領域を形成する。封止材料が、アレイ構造の側面の周り又は周囲に塗布される。封止材料は、バッファ素子間の間隙の少なくとも一部の部分内に吸い上げられるようにされる。封止材料は、後続の製造手順において、他の材料及び/又は流体が空気切溝内に広がらないようにする。開示される実施形態は、カテーテル製造処理に対応する。封止材料は、撮像コンポーネントのフットプリントを増加させることなく、空気切溝が充填されないままにすることを可能にする。開示される実施形態は、ICE及びIVUS撮像を含む任意のカテーテル撮像用の任意の数の行及び任意の数の列を含む超音波トランスデューサアレイの製造に適用することができる。

**【0010】**

[0009] 一実施形態では、管腔内デバイス用の撮像アセンブリが提供される。撮像アセンブリは、空気切溝によって離間される超音波トランスデューサ素子のアレイと、超音波トランスデューサ素子のアレイを囲み、間隙によって離間される複数のバッファ素子と、複数のバッファ素子間の間隙の一部を充填する封止材料とを含む。

**【0011】**

[0010] 幾つかの実施形態では、空気切溝は、超音波トランスデューサ素子のアレイの隣接する超音波トランスデューサ素子を、30ミクロン( $\mu\text{m}$ )以下の距離だけ分離する。幾つかの実施形態では、複数のバッファ素子間の間隙は、空気切溝と位置合わせされる。幾つかの実施形態では、封止材料は、間隙の一部を、複数のバッファ素子の外側境界から少なくとも20ミクロン( $\mu\text{m}$ )の深さまで充填する。幾つかの実施形態では、封止材料は、紫外線(UV)エポキシ材料を含む。幾つかの実施形態では、撮像アセンブリは更に、超音波トランスデューサ素子のアレイの接地帰路を提供するための接地縁メッキと、超音波トランスデューサ素子のアレイ及び複数のバッファ素子を、接地縁メッキに接続する接地板とを含む。幾つかの実施形態では、撮像アセンブリは更に、集積回路(IC)層と、IC層の底面に隣接して配置されるバッキング層とを含み、超音波トランスデューサ素子のアレイは、IC層の上面に隣接して配置される。幾つかの実施形態では、撮像アセンブリは更に、撮像アセンブリを管腔内デバイス内に固定する封入材料を含み、封止材料は、封入材料が空気切溝に達しないようにする。

**【0012】**

[0011] 一実施形態では、撮像アセンブリを製造する方法が提供される。当該方法は、空気切溝によって離間される超音波トランスデューサ素子のアレイを形成するステップと、超音波トランスデューサ素子のアレイを囲み、間隙によって離間される複数のバッファ素子を形成するステップと、複数のバッファ素子間の間隙の少なくとも一部を、封止材料で充填するステップと、超音波トランスデューサ素子のアレイが、空気切溝によって離間されたままとなるように、複数のバッファ素子間の間隙の少なくとも一部を充填する封止材料を硬化させるステップとを含む。

**【0013】**

[0012] 幾つかの実施形態では、空気切溝は、超音波トランスデューサ素子のアレイの隣接する超音波トランスデューサ素子を、30ミクロン( $\mu\text{m}$ )以下の距離だけ分離する。幾つかの実施形態では、間隙は、隣接するバッファ素子を、30ミクロン( $\mu\text{m}$ )以下の距離だけ分離する。幾つかの実施形態では、封止材料は、紫外線(UV)エポキシ材料を含む。幾つかの実施形態では、複数のバッファ素子間の間隙の少なくとも一部を充填するステップは、封止材料を間隙内に吸い上げるステップを含む。幾つかの実施形態では、複数のバッファ素子間の間隙の少なくとも一部を充填する封止材料を硬化させるステップは、封止材料が空気切溝に達する前に、封止材料にUV活性化光を当てるステップを含む。幾つかの実施形態では、上記方法は更に、超音波トランスデューサ素子のアレイを接地縁メッキに結合させるステップを含み、接地縁メッキは、超音波トランスデューサ素子のアレイの電気接地帰路を提供する。幾つかの実施形態では、超音波トランスデューサ素子のアレイを接地縁メッキに結合させるステップは、接地板を超音波トランスデューサ素子のアレイ及び接地縁メッキに結合させるステップを含む。幾つかの実施形態では、超音波

10

20

30

40

50

トランスデューサ素子のアレイ及び複数のバッファ素子は、集積回路（ＩＣ）層及びバッキング材料層を含む撮像コンポーネントの一部として形成される。幾つかの実施形態では、上記方法は更に、撮像コンポーネントを先端部材内に配置するステップと、撮像コンポーネントを先端部材内に、封入材料を用いて固定するステップとを含み、硬化された封止材料は、封入材料が空気切溝に達しないようにする。幾つかの実施形態では、上記方法は更に、撮像コンポーネントが中に固定された先端部材を、管腔内デバイスの遠位部に結合させるステップを含む。

【 0 0 1 4 】

[0013] 本開示の更なる態様、特徴及び利点は、以下の詳細な説明から明らかとなる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

[0014] 本開示の例示的な実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 [0015] 図 1 は、本開示の実施形態による管腔内撮像システムの概略図である。

【 図 2 】 [0016] 図 2 は、本開示の実施形態による管腔内デバイスの一部の概略図である。

【 図 3 】 [0017] 図 3 は、本開示の実施形態による先端アセンブリの概略図である。

【 図 4 A 】 [0018] 図 4 A は、本開示の実施形態による撮像コンポーネントの斜視図である。

20

【 図 4 B 】 [0019] 図 4 B は、本開示の実施形態による撮像コンポーネントの断面図である。

【 図 5 】 [0020] 図 5 は、本開示の実施形態による撮像コンポーネントを製造する方法のフロー図である。

【 図 6 】 [0021] 図 6 は、本開示の実施形態による製造段階における集積回路（ＩＣ）層に結合されたアレイ構造の平面図である。

【 図 7 】 [0022] 図 7 は、本開示の実施形態による製造段階におけるＩＣ層に結合されたアレイ構造の断面図である。

【 図 8 】 [0023] 図 8 は、本開示の実施形態による製造段階における封止材料で封止されたアレイ構造の平面図である。

30

【 図 9 】 [0024] 図 9 は、本開示の実施形態による製造段階におけるウィッキング処理中のアレイ構造の平面図である。

【 図 1 0 】 [0025] 図 1 0 は、本開示の実施形態による製造段階におけるウィッキング処理が完了した後のアレイ構造の平面図である。

【 図 1 1 】 [0026] 図 1 1 は、本開示の実施形態による製造段階における過剰な封止材料が除去された後のアレイ構造の平面図である。

【 図 1 2 】 [0027] 図 1 2 は、本開示の実施形態による製造段階におけるアレイ構造を含む撮像コンポーネントの断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

40

[0028] 本開示の原理の理解を促進するために、ここで図面に示される実施形態を参照し、特定の用語を用いて図面を説明する。しかしながら、本開示の範囲に対する限定が意図されていないことを理解するものとする。説明されるデバイス、システム及び方法に対する任意の変更及び更なる修正、並びに、本開示の原理の任意の更なる応用は、本開示が関連する分野の当業者に通常想起されるように、十分に考えられ、本開示内に含まれる。例えば管腔内システムが、心臓血管撮像に関して説明されているが、当然ながら、この応用に限定されることを意図していない。システムは、狭い空洞内での撮像を必要とする任意の応用にも同様に適している。具体的には、一実施形態に関して説明される特徴、構成要素及び／又はステップは、本開示の他の実施形態に関して説明される特徴、構成要素及び／又はステップと組み合わせることができると十分に考えられる。しかし、簡潔さのた

50

めに、これらの組み合わせの多数の繰り返しは個々に説明しない。

【0018】

[0029] 図1は、本開示の実施形態による管腔内撮像システム100の概略図である。システム100は、管腔内デバイス110、コネクタ124、コンソール及び/又はコンピュータといった制御及び処理システム130、並びに、モニタ132を含む。管腔内デバイス110は、先端アセンブリ102、可撓性伸長部材108及びハンドル120を含む。可撓性伸長部材108は、遠位部104及び近位部106を含む。遠位部104の遠位端は、先端アセンブリ102に取り付けられている。近位部106の近位端は、管腔内デバイス110の操作及び管腔内デバイス110の手動制御のために、例えば弾性張力緩和器112によって、ハンドル120に取り付けられている。先端アセンブリ102は、  
10

【0019】

[0030] ハンドル120は、別の張力緩和器118及び電気ケーブル122を介してコネクタ124に接続される。コネクタ124は、先端アセンブリ102における撮像コアによって生成される信号から得られるデータを処理、保存、分析、操作及び表示するために、処理システム130及びモニタ132と相互接続するように任意の適切な構成であってよい。処理システム130は、1つ以上のプロセッサ、メモリ、キーボードといった1  
20

【0020】

[0031] 動作中、医師又は臨床医が、心臓の解剖学的構造内の血管内へと可撓性伸長部材108を前進させる。医師又は臨床医は、ハンドル120上のアクチュエータ116及びクラッチ114を制御することによって、可撓性伸長部材108を、撮像されるべき関心領域近くの位置へと進ませることができる。例えば一方のアクチュエータ116は、先端アセンブリ102及び遠位部104を左右平面内で偏向させ、他方のアクチュエータ116は、先端アセンブリ102及び遠位部104を前後平面内で偏向させる。クラッチ114は、関心領域を撮像しながら、アクチュエータ116の位置をロックし、次に、可撓性伸長部材108の偏向をロックするロック機構を提供する。  
30

【0021】

[0032] 撮像工程には、超音波エネルギーを生成するように、先端アセンブリ102の超音波トランスデューサ素子を作動させることが含まれる。超音波エネルギーの一部は、関心領域及び周囲の解剖学的構造によって反射され、超音波トランスデューサ素子によって、超音波エコー信号が受信される。コネクタ124は、受信したエコー信号を処理システム130に転送し、そこで超音波画像が再構成されてモニタ132に表示される。幾つかの実施形態では、処理システム130は、超音波トランスデューサ素子の作動及びエコー信号の補充を制御する。幾つかの実施形態では、処理システム130及びモニタ132は、同じシステムの一部である。  
40

【0022】

[0033] システム100は、経中隔管腔穿刺、左心耳閉鎖、心房細動アブレーション及び弁修復といった様々な応用に利用することができ、また、生体内の血管及び構造を撮像するために使用することができる。更に、先端アセンブリ102は、診断、治療及び/又は治療のための任意の適切な生理学的センサ又はコンポーネントを含んでよい。例えば先端アセンブリは、撮像コンポーネント、切除コンポーネント、切断コンポーネント、細切除去コンポーネント、圧力感知コンポーネント、流量感知コンポーネント、温度感知コン  
50

ポーネント及び/又はこれらの組み合わせを含む。

【0023】

[0034] 図2は、本開示の実施形態による管腔内デバイス110の一部の概略図である。先端アセンブリ102及び可撓性伸長部材108は、患者の体の血管内への挿入のために成形及び寸法決めされる。可撓性伸長部材108は、Pebox（登録商標）ポリエーテルブロックアミドといった任意の適切な材料で構成されてよい。遠位部104及び近位部106は、管状であり、可撓性伸長部材108の長さに沿って延在する1つ以上の管を含んでよい。幾つかの実施形態では、1つの管（例えば一次管）が、トランスデューサ素子から得られたエコー信号を転送するために、先端アセンブリ102とコネクタ124とを相互接続する電気ケーブル340（図3に示す）を収容するように寸法決め及び成形される。加えて、当該管は、診断及び/又は治療処置のための他のコンポーネントを収容するように成形及び寸法決めされてよい。幾つかの他の実施形態では、1つ以上の管（例えば二次管）が、例えば遠位部104からハンドル120まで延在する操縦ワイヤを収容するように寸法決め及び成形される。操縦ワイヤは、アクチュエータ116及びクラッチ114の作動に基づいて可撓性細長部材108及び先端アセンブリ102が偏向可能であるように、アクチュエータ116及びクラッチ114に結合されてよい。可撓性伸長部材108の寸法は、様々な実施形態において異なっておりよい。幾つかの実施形態では、可撓性細長部材108は、約8乃至約12フレンチ（Fr）の外径を有するカテーテルであってよく、また、約80センチメートル（cm）乃至約120cmの全長206を有してよい。近位部106は、約70cm乃至約118cmの長さ204を有してよく、遠位部104は、約2cm乃至約10cmの長さ202を有してよい。

10

20

【0024】

[0035] 図3は、本開示の実施形態による先端アセンブリ102の概略図である。図3は、先端アセンブリ102のより詳細な図を提供する。先端アセンブリ102は、先端部材310、撮像コンポーネント320及びインターポーザ330を含む。先端部材310は、患者の体内に挿入するために寸法決め及び成形された管状体を有する。先端部材310は、使用時に患者の身体の血管内の血液と音響インピーダンス整合する熱可塑性エラストマー材料又は任意の適切な生体適合性材料で構成されてよい。例えば先端部材310は、Pebox（登録商標）ポリエーテルブロックアミドで構成されてよい。先端部材310の寸法は、様々な実施形態において異なっておりよく、カテーテル又は可撓性伸長部材108のサイズに依存する。幾つかの実施形態では、先端部材310は、約15ミリメートル（mm）乃至約30mmの長さ302と、約2mm乃至約4mmの幅304とを有してよい。

30

【0025】

[0036] インターポーザ330は、撮像コンポーネント320を電気ケーブル340に相互接続する。撮像コンポーネント320は、超音波エネルギーを放出し、周囲組織及び血管系によって反射された超音波エコー信号を受信する。撮像コンポーネント320は、図4を参照して本明細書でより詳細に説明される。電気ケーブル340は、可撓性伸長部材108の長さに沿って延在し、ケーブル122に結合されてよい。電気ケーブル340は、画像生成及び分析のために、超音波エコー信号を処理システム130に運ぶ。更に、電気ケーブル340は、撮像コンポーネント320を制御するための制御信号を運んでもよい。更に、電気ケーブル340は、撮像コンポーネント320に給電するための電力を運んでもよい。

40

【0026】

[0037] 図4Aは、本開示の実施形態による撮像コンポーネント320の斜視図である。図4Bは、本開示の実施形態による、図4の線401に沿った撮像コンポーネント320の断面図である。撮像コンポーネント320は、音響層322、集積回路（IC）層326及びバッキング層328を含む平面コンポーネントである。IC層326は、音響層322とバッキング層328との間に配置される。

【0027】

50

【0038】 音響層 3 2 2 は、超音波トランスデューサ素子 3 2 4 のアレイを含む。超音波トランスデューサ素子 3 2 4 は、圧電材料で構成される。IC E用の例示的なトランスデューサは、8メガヘルツ(MHz)の超音波信号を生成し、毎秒1500メートル(m/秒)の典型的な速度で血液を透過させることができるように、圧電材料において約0.28mmの典型的な厚さを有する。超音波信号は、破線矢印で示す方向に伝播する。トランスデューサの厚さは、組織撮像において十分な侵入深さを生成するために、約0.56mm乃至0.19mmの様々な厚さであってよい。一般に、トランスデューサの厚さは、任意の組織撮像における所望の侵入深さのために、伝送媒体内の音の周波数に対して調整される。画像強度は、トランスデューサの駆動電圧によって調整することができる。幾つかの実施形態では、音響層 3 2 2 は、2次元(2D)撮像のために、約32乃至約128個の超音波トランスデューサ素子 3 2 4 の線形アレイを含む。幾つかの他の実施形態では、音響層 3 2 2 は、3次元(3D)撮像のために、約200乃至約900個の超音波トランスデューサ素子 3 2 4 のマトリクスを含む。

10

20

30

40

50

【0028】

【0039】 IC層 3 2 6 は、シリコンといった半導体材料から形成された集積ロジック及び/又は回路を含む。集積ロジック及び/又は回路は、例えば処理システム 1 3 0によって生成された制御信号を多重化し、制御信号を、対応する超音波トランスデューサ素子 3 2 4 に転送する。制御信号は、超音波パルスの放出及び/又はエコー信号の受信を制御する。逆方向では、集積ロジック及び/又は回路は、ターゲット組織によって反射され、超音波トランスデューサ素子 3 2 4 によって受信された超音波エコー信号を受信する。集積ロジック及び/又は回路は、超音波エコー信号を電気信号に変換し、当該電気信号を、インターポーザ 3 3 0 及び電気ケーブル 3 4 0 を介して、処理及び/又は表示のために処理システム 1 3 0 に転送する。集積ロジック及び/又は回路は更に、信号を転送する前に、信号調整を行ってもよい。信号調整には、フィルタリング、増幅及びビーム形成が含まれる。幾つかの実施形態では、IC層 3 2 6 は、インターポーザ 3 3 0 に結合するために、音響層 3 2 2 よりも長さが長い。

【0029】

【0040】 バッキング層 3 2 8 は、音響吸収材料でできているので、バッキング層 3 2 8 は、音響層 3 2 2 の背面から来る超音波を吸収する又は抑える。例えばバッキング層 3 2 8 は、ポリマー材料でできていてよい。幾つかの実施形態では、バッキング層 3 2 8 は、IC層 3 2 6 よりも長さが長い。IC層 3 2 6 を超えて延在するバッキング層 3 2 8 の部分 3 2 9 は、配向剤として機能してよく、インターポーザ 3 3 0 がIC層 3 2 6 に結合されるときに、当該インターポーザ 3 3 0 が部分 3 2 9 に配置される。

【0030】

【0041】 撮像コンポーネント 3 2 0 の寸法は、様々な実施形態において異なっていてよく、また、先端部材 3 1 0 内で利用可能である空間によって制限される。例えば音響層 3 2 2、IC層 3 2 6 及びバッキング層 3 2 8 は、ほぼ同じ幅 4 0 8 を有してよく、約1.6mm乃至約4mmであってよい。音響層 3 2 2 は、約7mm乃至約15mmの長さ 4 0 2 を有してよい。IC層 3 2 6 は、約8mm乃至約17mmの長さ 4 0 4 を有してよい。バッキング層 3 2 8 は、約10mm乃至約20mmの長さ 4 0 6 を有してよい。

【0031】

【0042】 図5乃至図13を参照して、撮像コンポーネント 3 2 0 を製造する方法 5 0 0 を説明する。図5は、本開示の実施形態による撮像コンポーネント 3 2 0 を製造する方法 5 0 0 のフロー図である。当然ながら、方法 5 0 0 のステップの前、最中及び後に、追加のステップを提供することができ、また、説明されるステップの幾つかは、方法の他の実施形態では、置換又は除外されてもよい。方法 5 0 0 のステップは、カテーテルの製造業者によって行われる。図6は、本開示の実施形態による製造段階におけるIC層 3 2 6 に結合されたアレイ構造 6 0 0 の平面図である。図7は、本開示の実施形態による製造段階におけるIC層 3 2 6 に結合されたアレイ構造 6 0 0 の断面図である。図8は、本開示の実施形態による製造段階における封止材料 8 1 0 で封止されたアレイ構造 6 0 0 の平面図

である。図 9 は、本開示の実施形態による製造段階におけるウィッキング処理中のアレイ構造 600 の平面図である。図 10 は、本開示の実施形態による製造段階におけるウィッキング処理が完了した後のアレイ構造 600 の平面図である。図 11 は、本開示の実施形態による製造段階における過剰な封止材料が除去された後のアレイ構造 600 の平面図である。図 12 は、本開示の実施形態による製造段階におけるアレイ構造 600 を含む撮像コンポーネント 320 の断面図である。

#### 【0032】

[0043] 方法 500 のステップ 510 と、図 6 及び図 7 とを参照するに、一実施形態において、空気切溝 618 によって分離された超音波トランスデューサ素子 614 のアレイが、例えば機械加工、ダイシング処理又は任意の適切な処理を使用して形成される。超音波トランスデューサ素子 614 は、超音波トランスデューサ素子 324 に相当する。超音波トランスデューサ素子 614 は、図 6 及び図 7 に示されるアレイ構造 600 の一部を形成する。

10

#### 【0033】

[0044] 方法 500 のステップ 520 と、図 6 及び図 7 とを参照するに、一実施形態において、超音波トランスデューサ素子 614 のアレイを囲む複数のバッファ素子 612 が形成される。複数のバッファ素子 612 は、間隙 616 によって分離される。バッファ素子 612 は、トランスデューサ機能を含まない。バッファ素子 612 は、作動時に超音波エネルギーを放出しない。本明細書においてより詳細に説明されるように、バッファ素子 612 は、アレイの均一性を提供し、また、超音波トランスデューサ素子 614 を保護するバッファとして機能する。バッファ素子 612 は、アレイ構造 600 の一部を形成する。

20

#### 【0034】

[0045] 図 6 は、IC 層 326 の上面 650 に接合されたアレイ構造 600 の平面図を示す。アレイ構造 600 は、一様な形状であってよく、また、長方形又は正方形であってよい。図示されるように、超音波トランスデューサ素子 614 は、行及び列に配置される。バッファ素子 612 が、超音波トランスデューサ素子 614 を囲むように、アレイ構造 600 の最も外側の行及び最も外側の列に配置される。バッファ素子 612 は、アレイ構造 600 の側面を画定する。バッファ素子 612 は、空気切溝 620 によって超音波トランスデューサ要素 614 から分離される。幾つかの実施形態では、超音波トランスデューサ素子 614 及びバッファ素子 612 は、一様な間隔が空けられてよい。したがって、空気切溝 618、620 及び間隙 616 は、実質的に同様の幅を有することができ、互いに位置合わせされる。

30

#### 【0035】

[0046] アレイ構造 600 の寸法は、様々な実施形態において異なっていてよい。幾つかの実施形態では、超音波トランスデューサ素子 614 は、約 90  $\mu\text{m}$  乃至約 130  $\mu\text{m}$  の長さ 602 と、約 90  $\mu\text{m}$  乃至約 130  $\mu\text{m}$  の幅 604 とを有してよい。空気切溝 618 の幅 622、間隙 616 の幅 624 及び空気切溝 620 の幅 626 は、約 18  $\mu\text{m}$  乃至約 30  $\mu\text{m}$  であってよい。バッファ素子 612 は、アレイ構造 600 に対して、少なくとも約 100  $\mu\text{m}$  の深さ 628 を有する緩衝領域を提供するような大きさにされてよい。

40

#### 【0036】

[0047] 図 7 は、図 6 の線 601 に沿った IC 層 326 に結合されたアレイ構造 600 の断面図を示す。超音波トランスデューサ素子 614 及びバッファ素子 612 は、整合層 680 a、圧電層 680 b、整合解除層 680 c 及びパンプ層 680 d を含む。整合層 680 a は、圧電層 680 b の音響インピーダンスを、診断対象の身体の音響インピーダンスに整合させる。圧電層 680 b は、超音波を送信し、ターゲット組織構造から反射されたエコーを受信する。整合解除層 680 c は、圧電層 680 b の裏側から伝わる後方超音波を反射する。パンプ層 680 d は、フリップチップパンプ 691 を含む。整合層 680 a、整合解除層 680 c 及びパンプ層 680 d は、適切な導電材料から構成されてよい。圧電層 680 b は、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) から構成されてよい。IC 層 326

50

は、フリップチップ bumps 691 に結合される bumps パッド 692 を含む。アンダーフィル材料 693 が、bump 層 680d と IC 層 326 との間の領域を充填する。アレイ構造 600 の外縁は、金属化接地縁メッキ 710 でメッキすることができ、当該メッキは、任意の適切な導電材料（例えば金）から構成されてよい。

#### 【0037】

[0048] 方法 500 のステップ 530 と、図 8 及び図 9 とを参照するに、一実施形態において、複数のバッファ素子 612 間の間隙 616 の少なくとも一部が、封止材料 810 で充填される。図を明瞭にするために、図 8 には、アレイ構造 600 上の接地縁メッキ 710 は示されていない。例えば封止材料 810 は、アレイ構造 600 の側面 630 の周りに塗布され、複数のバッファ素子 612 間の間隙 616 の中に吸い上げられる。封止材料 810 は、硬化性紫外線（UV）エポキシ材料又は任意の適切な材料であってよい。図 8 は、側面 630 を囲む封止材料 810 を有するアレイ構造 600 を示す。図 9 は、封止材料 810 が、間隙 616 の中に吸い上げられる又は広がる様子を示す。広がりは、図 9 の矢印で示される。封止材料 810 は、点線 901 で示されるように、（例えば空気切溝 618 及び 620 に達する前に）間隙 616 の所定部分の中に吸い上げられる。当該所定部分は、様々な実施形態において異なっていてよい。幾つかの実施形態では、当該所定部分は、バッファ素子 612 の外側境界から少なくとも  $20\ \mu\text{m}$  の深さ 920 を含む。幾つかの実施形態では、封止材料 810 は、当該封止材料が空気切溝 618、620 に達する前に、封止材料に UV 活性化光を当てることによって硬化される。他の実施形態では、封止材料 810 は、熱、化学物質、及び/又は、紫外線以外の波長の光（例えば可視光、赤外線等）を当てるといった任意の適切な処理によって硬化される。

10

20

#### 【0038】

[0049] 方法 500 のステップ 540 と、図 10 とを参照するに、一実施形態において、複数のバッファ素子 612 間の間隙 616 を充填する封止材料 810 は、超音波トランスデューサ素子 614 のアレイが空気切溝 618 及び 620 によって離間されたままであるように硬化される。図 10 は、封止材料 810 が間隙 616 内に広がり、所定部分に達した様子を示す。硬化は、所定部分が充填されたときに、UV 光を当てて封止材料 810 の広がり又は吸い上げを止めることを含んでよい。

#### 【0039】

[0050] 方法 500 のステップ 550 と、図 10 及び図 11 とを参照するに、一実施形態において、過剰な封止材料 810 が、例えば図 10 の破線 1010 に沿ってダイシングすることによって除去される。図 11 は、過剰な封止材料 810 が除去された後のアレイ構造 600 を示す。幾つかの実施形態では、残りの封止材料 810 は、約  $20\ \mu\text{m}$  乃至約  $40\ \mu\text{m}$  の厚さ 812 を有してよい。

30

#### 【0040】

[0051] 方法 500 のステップ 560 と、図 12 とを参照するに、一実施形態において、接地板 1230 がアレイ構造 600 の上部に接合されて、撮像コンポーネント 320 が形成される。図 12 は、図 11 の線 1101 に沿ったアレイ構造 600 を含む撮像コンポーネント 320 の断面図を示す。接地板 1230 は、金メタライゼーションを有するポリエステルフィルムであってよい。接地板 1230 の寸法は、様々な実施形態において異なっていてよい。幾つかの実施形態では、接地板 1230 は、約  $5\ \mu\text{m}$  の厚さ 1232 を有してよい。接地板 1230 は、アレイ構造 600 の電気接地帰路を提供する。例えば最も外側の bumps パッド 692 は、図 12 に示されるように、接地接続 694 に接続される。

40

#### 【0041】

[0052] 撮像コンポーネント 320 を形成した後、撮像コンポーネント 320 は、図 3 に示されるように、先端部材 310 内に配置することができる。先端部材 310 は、撮像コンポーネント 320 を先端部材 310 内に固定するために封入材料で充填されてよい。封入材料は、ポリジメチルシロキサン（PDMS）、ポリウレタン、UV 接着剤、又は、音響特性、接合強度、及び、製造時の取り扱い易さといった所望の特性を有する任意の適切な材料を含んでよい。

50

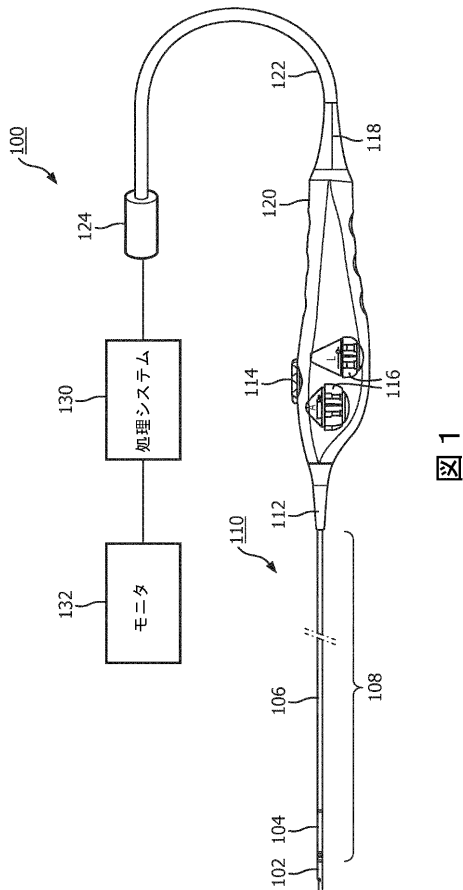
【 0 0 4 2 】

[0053] アレイ構造 6 0 0 の周りに封止材料 8 1 0 を使用し、バッファ素子 6 1 2 間の空隙 6 1 6 を部分的に充填することは、封入材料が、超音波トランスデューサ素子 6 1 4 間の空気切溝 6 1 8 の中に吸い上げられないようにする。上述のように、封止材料 8 1 0 は、約 2 0 μm 乃至約 4 0 μm の厚さ 8 1 2 を有してよいので、開示される実施形態は、撮像コンポーネントのサイズの最小限の増加で、空気充填切溝を作成することができる。例えば開示される実施形態は、管腔内撮像用の撮像コンポーネントを製造するために適用することができる。管腔内撮像では、撮像コンポーネントを担持する管腔内デバイスプローブ（例えば先端アセンブリ 1 0 2 ）を人体の肋骨間に向けることができる。更に、開示される製造方法は、大量生産及び自動化に適している。

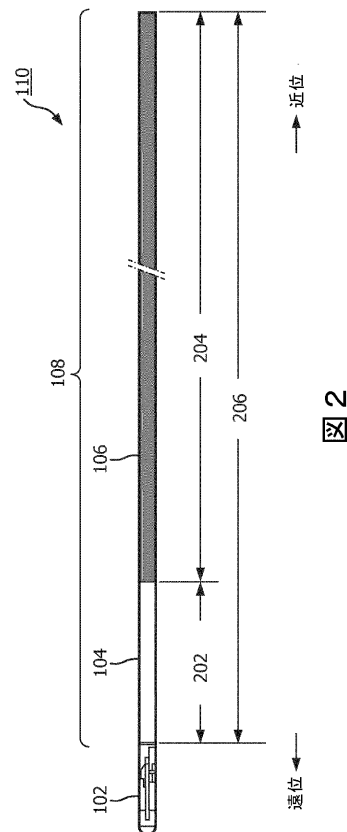
【 0 0 4 3 】

[0054] 当業者であれば、上記の装置、システム及び方法が様々な方法で変更可能であることを認識するであろう。したがって、当業者であれば、本開示に包含される実施形態は、上記の特定の例示的实施形態に限定されないことを理解するであろう。この点に関し、例示的な実施形態を示し説明してきたが、前述の開示では、広範囲の修正、変更及び置換が考えられる。当然ながら、本開示の範囲から逸脱することなく、このような変形を前述に対して行うことができる。したがって、添付の特許請求の範囲は、広く且つ本開示と一貫するように解釈されることが適切である。

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

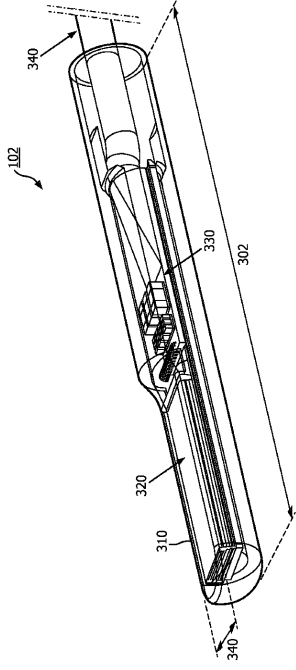


FIG. 3

【 図 4 A 】

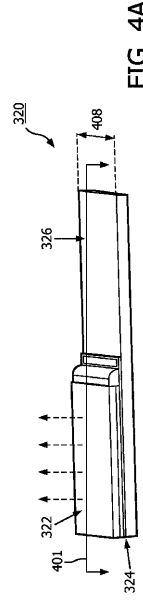


FIG. 4A

【 図 4 B 】

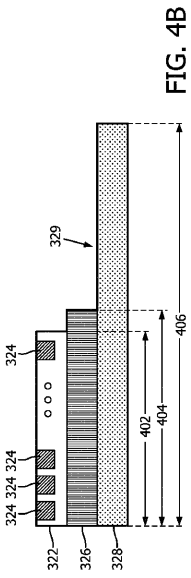


FIG. 4B

【 図 5 】

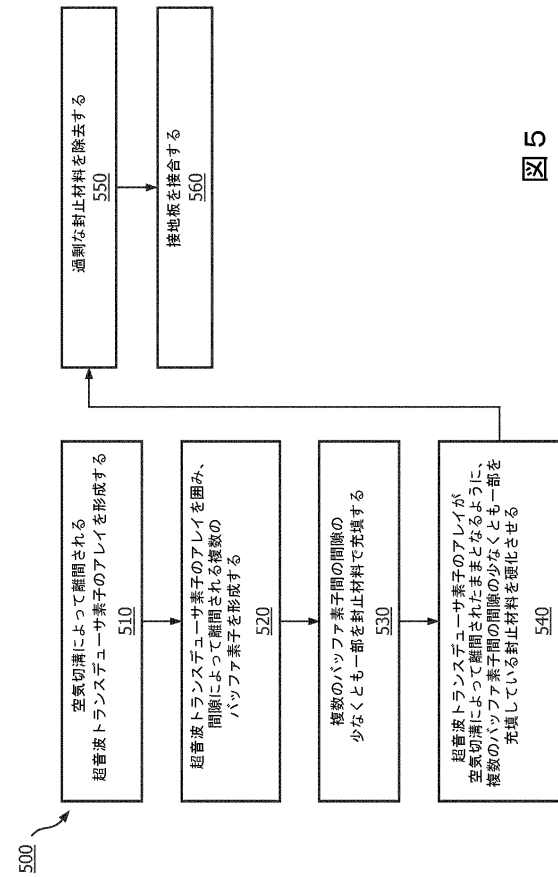


図 5



【 1 0 】

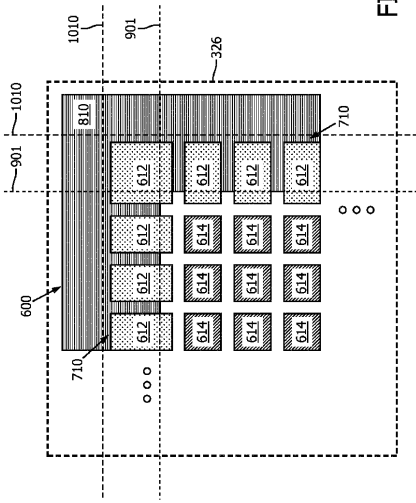


FIG. 10

【 1 1 】

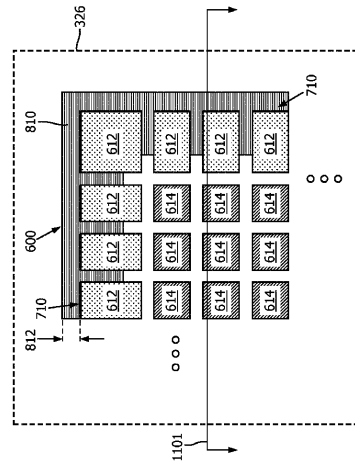


FIG. 11

【 1 2 】

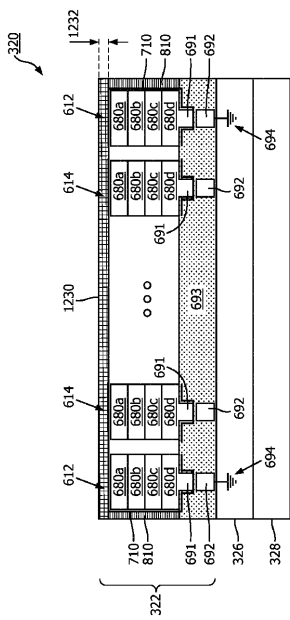


FIG. 12

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2017/075057
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. B06B1/06 A61B8/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) B06B A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4 890 268 A (SMITH LOWELL S [US] ET AL) 26 December 1989 (1989-12-26) abstract; figures 4,4A,4B column 1, lines 5-8 column 2, lines 10-12 column 5, lines 52-58 -----	1-19
A	US 5 320 104 A (FEARNSIDE JAMES [US] ET AL) 14 June 1994 (1994-06-14) abstract; figures 1A,3 column 4, lines 22-38 -----	1-19
A	US 4 217 516 A (IINUMA KAZUHIRO [JP] ET AL) 12 August 1980 (1980-08-12) abstract; figure 3 column 1, lines 28-39 column 2, line 51 - column 3, line 3 -----	1-19
	-/--	
<input checked="" 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  4 January 2018		Date of mailing of the international search report  15/01/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  de Jong, Frank

1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2017/075057
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 390 985 B1 (MAMAYEK DON S [US]) 21 May 2002 (2002-05-21) abstract; figures 2B,2C column 5, lines 17-50 -----	1-19
A	US 6 278 224 B1 (SAWADA YUKIHIKO [JP] ET AL) 21 August 2001 (2001-08-21) abstract; figure 8B column 14, line 33 - column 15, line 2 -----	1-19
A	US 5 671 746 A (DRESCHER WILLIAM ROBERT [US] ET AL) 30 September 1997 (1997-09-30) abstract; figures 6,7 column 4, line 29 - column 5, line 14 table 3 -----	1-19
A	US 2015/305708 A1 (STIGALL JEREMY [US] ET AL) 29 October 2015 (2015-10-29) abstract; figures 3,7,8 paragraphs [0002], [0051], [0056] - [0059] -----	1-19

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/075057

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 4890268	A	26-12-1989	DE 3941943 A1	28-06-1990
			DE 68924057 D1	05-10-1995
			DE 68924057 T2	18-04-1996
			EP 0376567 A2	04-07-1990
			JP 3010054 B2	14-02-2000
			JP H02237397 A	19-09-1990
			US 4890268 A	26-12-1989
-----				
US 5320104	A	14-06-1994	JP H06292669 A	21-10-1994
			US 5320104 A	14-06-1994
-----				
US 4217516	A	12-08-1980	DE 2718772 A1	03-11-1977
			GB 1553933 A	17-10-1979
			JP S5722580 B2	13-05-1982
			JP S52131676 A	04-11-1977
			US 4217516 A	12-08-1980
-----				
US 6390985	B1	21-05-2002	AT 304413 T	15-09-2005
			CA 2379177 A1	25-01-2001
			DE 60022651 D1	20-10-2005
			DE 60022651 T2	22-06-2006
			EP 1198301 A1	24-04-2002
			JP 2003504169 A	04-02-2003
			US 6390985 B1	21-05-2002
			WO 0105522 A1	25-01-2001
-----				
US 6278224	B1	21-08-2001	JP 2000050391 A	18-02-2000
			US 6278224 B1	21-08-2001
-----				
US 5671746	A	30-09-1997	NONE	
-----				
US 2015305708	A1	29-10-2015	CN 106232017 A	14-12-2016
			EP 3134003 A1	01-03-2017
			JP 2017513601 A	01-06-2017
			US 2015305708 A1	29-10-2015
			WO 2015164301 A1	29-10-2015
-----				

## フロントページの続き

(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

(72)発明者 スドル ヴォイテク  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 サイニ アンジャリ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ソング ジュノ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 リー ヒュンギョン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 レヴィ マイク  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB15 BB16 DD14 DD15 EE04 FE04 FF11 GB06 GB20 GB41

专利名称(译)	带气隙的换能器阵列用于腔内成像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019528981A</a>	公开(公告)日	2019-10-17
申请号	JP2019517949	申请日	2017-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	スドルヴォイテク		
发明人	スドル ヴォイテク サイニ アンジャリ ソング ジュノ リー ヒュンギユン レヴィ マイク		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0622		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/FE04 4C601/FF11 4C601/GB06 4C601/GB20 4C601/GB41		
优先权	62/403267 2016-10-03 US 62/434568 2016-12-15 US		
其他公开文献	JP2019528981A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种用于管腔内装置的成像组件。在一个实施例中，一种成像组件包括由气隙分开的超声换能器元件的阵列，围绕超声换能器元件的阵列并且由间隙分开的多个缓冲元件，并且在多个缓冲元件之间。并用密封材料填充了一部分间隙。

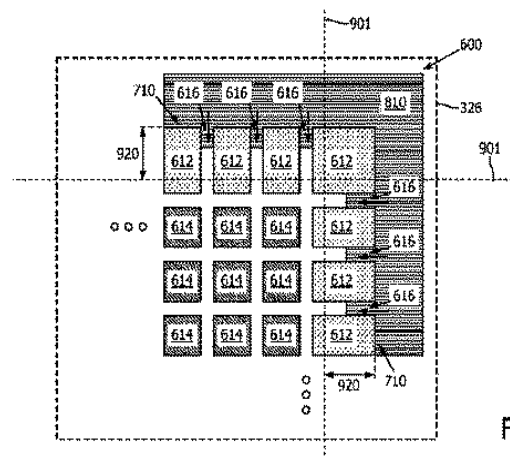


FIG. 9