

(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2017-525449

(P2017-525449A)

(43) 公表日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/13 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/13	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B 8/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2017-505216 (P2017-505216)  
 (86) (22) 出願日 平成27年7月29日 (2015.7.29)  
 (85) 翻訳文提出日 平成29年2月8日 (2017.2.8)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/055704  
 (87) 国際公開番号 W02016/016810  
 (87) 国際公開日 平成28年2月4日 (2016.2.4)  
 (31) 優先権主張番号 62/032, 368  
 (32) 優先日 平成26年8月1日 (2014.8.1)  
 (33) 優先権主張国 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 Eindhove  
 n

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内超音波撮像装置、インターフェースアーキテクチャ、及び製造方法

(57) 【要約】

ソリッドステート超音波撮像デバイス、システム、及び方法が提供される。本開示の幾つかの実施形態は、特に、実質的に円筒形の半導体基板から形成されたコンパクトで効率的な超音波トランスデューサスキャナを対象とする。幾つかの実施形態では、血管内超音波 (IVUS) デバイスが、可撓性の細長い部材の遠位部分に配設された超音波スキャナアセンブリを含み、超音波スキャナアセンブリは、複数のトランジスタが形成されている半導体基板を含む。超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに、半導体基板が、実質的に円筒形状を有するように湾曲され、超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに、複数のトランジスタが、円筒形構成内に配置される。1つのそのような実施形態では、デバイスは、半導体基板に形成され、超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに円筒形構成で構成される複数の超音波トランスデューサを更を含む。

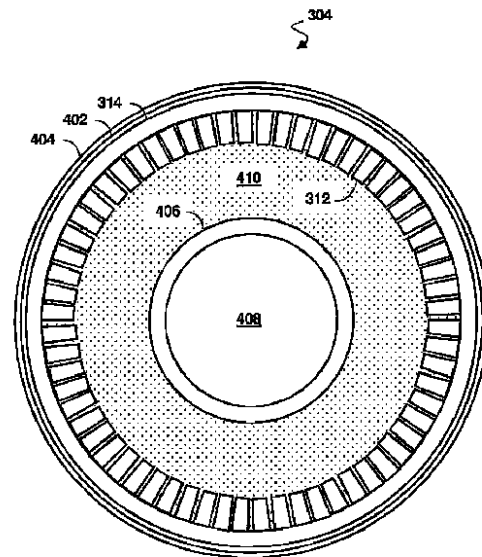


Fig. 5

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

可撓性の細長い部材と、  
前記可撓性の細長い部材の遠位部分に配設された超音波スキャナアセンブリであって、  
複数のトランジスタが形成された半導体基板を含む超音波スキャナアセンブリと  
を備える超音波撮像デバイスであって、

前記超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに、前記半導体基板が、実質的に円筒形状を有するように湾曲され、

前記超音波スキャナアセンブリが前記丸められた形態であるときに、前記複数のトランジスタが円筒形構成で構成される

超音波撮像デバイス。

**【請求項 2】**

前記複数のトランジスタがトランスデューサ制御回路を含み、前記デバイスが更に、

前記半導体基板に形成され、前記トランスデューサ制御回路に電氣的に結合された複数の超音波トランスデューサを備え、前記超音波スキャナアセンブリが前記丸められた形態であるときに、前記複数の超音波トランスデューサが円筒形構成で構成される、

請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 3】**

前記複数の超音波トランスデューサの各トランスデューサが、並列に電気接続された複数のトランスデューサ要素を含む、請求項 2 に記載のデバイス。

**【請求項 4】**

前記複数のトランスデューサ要素が C M U T トランスデューサ要素を含む、請求項 3 に記載のデバイス。

**【請求項 5】**

前記複数のトランスデューサ要素が薄膜圧電トランスデューサ要素を含む、請求項 3 に記載のデバイス。

**【請求項 6】**

前記複数の超音波トランスデューサの各トランスデューサが、少なくとも 2 グループのトランスデューサ要素を含み、前記少なくとも 2 グループのトランスデューサ要素が、前記トランスデューサ制御回路によって個別にアドレス指定可能である、請求項 2 に記載のデバイス。

**【請求項 7】**

前記半導体基板が、元素半導体基板及び化合物半導体基板の 1 つを含み、前記超音波スキャナアセンブリが前記丸められた形態であるときに、前記元素半導体基板及び前記化合物半導体基板の前記 1 つが円筒形状を有するように湾曲される、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 8】**

前記超音波スキャナアセンブリが平坦な形態であるときに測定されたときに、前記元素半導体基板及び前記化合物半導体基板の前記 1 つが、 $10\ \mu\text{m}$  未満又は実質的に  $10\ \mu\text{m}$  の厚さに形成される、請求項 7 に記載のデバイス。

**【請求項 9】**

前記複数のトランジスタ及び前記複数の超音波トランスデューサの上に形成された絶縁層を更に備え、それにより、前記超音波スキャナアセンブリが前記丸められた形態であるときに、前記絶縁層が、前記複数のトランジスタ及び前記複数の超音波トランスデューサの外側である、請求項 2 に記載のデバイス。

**【請求項 10】**

前記超音波スキャナアセンブリが、前記丸められた形態であるときに前記半導体基板の前記円筒形状内に配設されるフェルールを更に含む、請求項 1 に記載のデバイス。

**【請求項 11】**

前記フェルールと前記半導体基板との間に配設されたエポキシを更に備える、請求項 1

10

20

30

40

50

0に記載のデバイス。

【請求項12】

前記フェールが、ガイドワイヤを通る内腔を含む、請求項10に記載のデバイス。

【請求項13】

超音波撮像用のスキャナアセンブリであって、

丸め可能な半導体基板と、

前記丸め可能な半導体基板の制御領域に形成されたトランスデューサ制御論理回路と、

前記丸め可能な半導体基板のトランスデューサ領域に形成され、前記トランスデューサ制御論理回路に電氣的に結合されたトランスデューサと

を備え、

前記トランスデューサ制御論理回路及び前記トランスデューサが、湾曲したプロファイルを有する

スキャナアセンブリ。

【請求項14】

前記丸め可能な半導体基板が、湾曲プロファイルを有するシリコン半導体を含む、請求項13に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項15】

前記丸め可能な半導体基板が、10 $\mu$ m未満又は実質的に10 $\mu$ mの厚さを有する、請求項13に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項16】

前記トランスデューサが、

前記丸め可能な半導体基板の上に形成された誘電体材料と、

誘電体材料内部に形成された真空ギャップと、

前記真空ギャップの上に形成されたダイアフラムと、

前記ダイアフラムの上に形成された電極と

を備えるCMUTトランスデューサを含む、請求項13に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項17】

前記ダイアフラム、前記真空ギャップ、及び前記半導体基板が、10 $\mu$ m未満又は実質的に10 $\mu$ mの合計の厚さを有する、請求項16に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項18】

前記真空ギャップが実質的に0.1 $\mu$ mの厚さを有する、請求項17に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項19】

前記ダイアフラムが実質的に1 $\mu$ mの厚さを有する、請求項17に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項20】

前記トランスデューサが、

前記丸め可能な半導体基板内部に形成されたチャンバと、

前記チャンバの上に形成された圧電フィルムと

を備える圧電型微細加工超音波トランスデューサ(PMUT)を含む、請求項13に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項21】

前記圧電フィルム及び前記半導体基板が、約5 $\mu$ m～約10 $\mu$ mの間の合計の厚さを有する、請求項20に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項22】

前記トランスデューサ制御論理回路及び前記トランスデューサの上に形成された外層を更に備える、請求項13に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項23】

超音波撮像デバイスを製造する方法であって、

半導体基板を受け取るステップと、

10

20

30

40

50

トランジスタを前記半導体基板上に形成するステップと、  
 超音波トランスデューサを前記半導体基板上に形成するステップと、  
 前記トランジスタを有する前記半導体基板と、前記半導体基板上に形成された前記超音波トランスデューサとを、実質的に円筒形状を有するように丸めるステップとを含み、前記丸めが、前記トランジスタ及び前記超音波トランスデューサそれぞれのプロファイルを変える方法。

【請求項 2 4】

前記半導体基板の前記丸めの前に、前記半導体基板を剛性の状態から丸め可能な状態に変えるためのプロセスを実施するステップを更に含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記半導体基板を剛性状態から丸め可能な状態に変えるために行われる前記プロセスが、前記半導体基板を 10 μm 未満又は実質的に 10 μm の厚さに薄層化するステップを含む、請求項 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記半導体基板の前記薄層化が、研削と化学機械的研磨プロセスとの 1 つを含む、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記半導体基板の前記薄層化が、化学的研磨プロセスを含む、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記半導体基板の前記薄層化が、前記半導体基板の埋込層を利用して、前記薄層化された半導体基板の厚さを制御する、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 9】

前記半導体基板の前記丸めの前に、前記トランジスタ及び前記超音波トランスデューサの上に絶縁層を形成するステップを更に含む、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記半導体基板の前記丸めが、前記丸め後に前記絶縁層が前記トランジスタ及び前記超音波トランスデューサの外側になるような向きで行われる、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記半導体基板の前記丸めが、フェルールの周りで前記半導体基板を丸める、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 3 2】

前記半導体基板の前記丸めが、前記半導体基板と前記フェールとの間の領域にエポキシを充填することを含む、請求項 3 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、一般に、血管内超音波 (IVUS : intravascular ultrasound) 撮像に関し、特に、ソリッドステート IVUS 撮像システムに関する。様々な実施形態において、IVUS 撮像システムは、圧電ジルコン酸トランスデューサ (PZT : piezoelectric zirconate transducer)、静電容量型微細加工超音波トランスデューサ (CMUT : capacitive micromachined ultrasonic transducer)、及び / 又は圧電型微細加工超音波トランスデューサ (PMUT : piezoelectric micromachined ultrasound transducer) 等の超音波トランスデューサのアレイを含み、アレイは、関連の制御論理回路と共に半導体基板上に形成される。次いで、半導体基板は、スキャナアセンブリを形成するように円筒形状に丸められて、血管内の細長い部材の遠位端に配設される。得られるデバイスは、周囲を囲まれた空間内に前進し、周囲構造を撮像するのに適している。例えば、本開示の幾つかの実施形態は、ヒトの血管を撮像するのに特に適した IVUS 撮像システムを提供する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 2 】

血管内超音波（IVUS）撮像は、心血管インターベンションにおいて、人体内の動脈等の罹患血管を評価して、治療の必要性を判断し、インターベンションをガイドし、及び/又はその効果を評価するための診断ツールとして広く使用されている。IVUSデバイスは、細長い部材の遠位端に配置された1つ又は複数の超音波トランスデューサを含む。細長い部材は、血管内に通され、それにより、撮像対象の領域にトランスデューサをガイドする。トランスデューサは、超音波エネルギーを放出して、対象の血管の画像を作成する。超音波は、組織構造（血管壁の様々な層等）、赤血球、及び他の対象物から生じる不連続性によって一部反射される。反射された波からのエコーが、トランスデューサによって受信され、IVUS撮像システムに送られる。撮像システムは、受信された超音波エコーを処理して、デバイスが配置される血管の断面画像を生成する。

10

## 【 0 0 0 3 】

今日、大まかに2つのタイプのIVUSデバイスが存在する。即ち、回転型とソリッドステート型（合成開口フェーズドアレイとしても知られている）である。典型的な回転型IVUSデバイスの場合、単一の超音波トランスデューサ要素が、対象の血管内に挿入されたプラスチックシース内部で回転する可撓性ドライブシャフトの先端に位置される。トランスデューサ要素は、超音波ビームがデバイスの軸に概して垂直に伝播するように向けられる。流体を充填されたシースは、回転するトランスデューサ及びドライブシャフトから血管組織を保護すると共に、超音波信号がトランスデューサから組織内に及びその逆に伝播できるようにする。ドライブシャフトが回転するとき、トランスデューサは、高い電圧パルスで周期的に励起されて、短いバーストの超音波を放出する。次いで、同じトランスデューサが、様々な組織構造から反射されて戻るエコーを聞き取る。IVUS撮像システムが、トランスデューサの1回の解像中に生じるパルス/獲得サイクルのシーケンスから、血管断面の2次元表示を組み立てる。

20

## 【 0 0 0 4 】

対照的に、ソリッドステートIVUSデバイスはスキャナアセンブリを利用し、スキャナアセンブリは、1組のトランスデューサ制御装置に接続されたデバイスの円周の周りに分布された超音波トランスデューサのアレイを含む。トランスデューサ制御装置は、超音波パルスを送信し、エコー信号を受信するためのトランスデューサセットを選択する。送信-受信セットのシーケンスを通してステップングすることによって、ソリッドステート型IVUSシステムは、可動部品なしで、機械的にスキャンされたトランスデューサ要素の効果を合成することができる。回転する機械的要素が存在しないので、トランスデューサアレイは、血管外傷のリスクを最小限にしながら、血液及び血管組織と直接接触して配置され得る。更に、回転する要素が存在しないので、インターフェースが単純化される。ソリッドステートスキャナは、単純な電気ケーブル及び標準的な着脱可能な電気コネクタを備える撮像システムに直接、有線接続され得る。

30

## 【 0 0 0 5 】

IVUSデバイスに限られた空間内に前進されるので、可撓性と制御性との間のバランスを取るデバイス機敏性が重要な特性である。回転デバイスは、シース内部に含まれる可撓性の回転ドライブシャフトにより、コーナの周りで滑らかに前進する傾向がある。しかし、回転型IVUSデバイスは、ガイドワイヤを係合するために長い迅速交換先端をしばしば必要とし、長い先端は、トランスデューサを含む撮像コアの前進を制限し得る。例えば、これは、デバイスが、冠動脈内部の非常に遠位の位置まで前進されるのを妨げ得る。他方、ソリッドステート型IVUSデバイスは、ガイドワイヤがスキャナの内腔を通過することができるので、より短い先端を有し得る。しかし、幾つかのソリッドステートデザインは、脈管構造内の急な湾曲の周りで細長い部材を前進させる能力を制限する剛性セグメントを有する。また、ソリッドステート型IVUSデバイスは、トランスデューサアレイ及び関連の電子回路を収容するために、回転型デバイスよりも直径が大きい傾向がある。

40

## 【 0 0 0 6 】

50

既存のIVUS撮像システムは有用であることが分かっているが、全体的な直径を減少し、細長い部材の剛性部分の長さを短縮して、脈管構造へのアクセスを改良できるように、ソリッドステート型スキャナの設計を改良する必要がある。更に、非常に小さい構成要素の組立てに固有の難点により、製造及び組立て技法への改良も有益であることが分かっている。従って、スキャナアセンブリ及びその構成要素、並びにこれらの要素を製造する際に使用される方法への改良が必要とされる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の実施形態は、ソリッドステート型撮像システム内のコンパクトで効率的なスキャナアセンブリを提供する。

10

【0008】

幾つかの実施形態では、血管内超音波（IVUS）デバイスが提供される。このデバイスは、可撓性の細長い部材と、可撓性の細長い部材の遠位部分に配設された超音波スキャナアセンブリであって、複数のトランジスタが形成された半導体基板を含む超音波スキャナアセンブリとを備え、超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに、半導体基板が、実質的に円筒形状を有するように湾曲され、超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに、複数のトランジスタが円筒形構成で構成される。一例では、デバイスは、半導体基板に形成され、トランスデューサ制御回路に電氣的に結合された複数の超音波トランスデューサを更に備え、複数の超音波トランスデューサが、超音波スキャナアセンブリが丸められた形態であるときに円筒形構成で構成される。

20

【0009】

幾つかの実施形態では、超音波撮像用のスキャナアセンブリが提供される。このスキャナアセンブリは、丸め可能な半導体基板と、丸め可能な半導体基板の制御領域に形成されたトランスデューサ制御論理回路と、丸め可能な半導体基板のトランスデューサ領域に形成され、トランスデューサ制御論理回路に電氣的に結合されたトランスデューサとを備え、トランスデューサ制御論理回路及びトランスデューサが、湾曲したプロファイルを有する。1つのそのような実施形態では、丸め可能な半導体基板は、湾曲した形状を有するシリコン半導体を含む。

30

【0010】

幾つかの実施形態では、血管内超音波デバイスを製造する方法が提供される。この方法は、半導体基板を受け取るステップと、トランジスタを半導体基板上に形成するステップと、超音波トランスデューサを半導体基板上に形成するステップと、トランジスタを有する半導体基板と、半導体基板上に形成された超音波トランスデューサとを、実質的に円筒形状を有するように丸めるステップとを含み、丸めが、トランジスタ及び超音波トランスデューサそれぞれのプロファイルを変える。一例では、方法は、半導体基板を丸める前に、半導体基板を剛性の状態から丸め可能な状態に変えるためのプロセスを実施するステップを更に含む。

【0011】

本開示の幾つかの実施形態は、スキャナアセンブリの直径及び長さを減少するために改良された製造技法を利用する。スキャナアセンブリが剛性であるので、サイズの減少は、より応答性の高いデバイスを生成し、より細長い部材を実現可能にし得る。従来のスキャナアセンブリの寸法は、制御装置及びトランスデューサ等の平坦な要素をほぼ円筒形のデバイス内に配置するという幾何学面での問題と、シリンダの長さに沿った断面形状の相違に対処するための移行区域の必要性とによって一部決定され得る。対照的に、本開示の幾つかの実施形態では、トランスデューサ及び制御論理回路は、丸め可能な基板上に形成される。丸め段階中、トランスデューサ及び制御論理回路を含む基板全体が、より円筒形のデバイスを形成するように湾曲され得る。空間をより効率的に利用することによって、丸め可能な基板は、デバイス密度を高め、スキャナアセンブリのサイズを縮小する。より一様なプロファイルを形成することによって、丸め可能な基板は、より短い移行区域を可能

40

50

にすることがあり、丸められたアセンブリの長手方向軸に沿ったスキャナアセンブリの長さを更に短縮する。得られるIVUSデバイスは、より狭く、より可撓性であり、従って、複雑な脈管分枝を通して操縦することが可能である。

【0012】

幾つかの実施形態は、デバイスサイズを更に縮小するために、スキャナアセンブリの要素を単一の半導体基板に製造するという利点を利用する。要素をディスクリートダイに分割し、ダイを分離し、及びダイを可撓性の相互接続線に組み立て直すのではなく、この実施形態では、要素は、スキャナアセンブリの製造全体を通じて半導体基板に残っている。これは、複数のダイと関連付けられるパッケージングバルクをなくし、より高い信頼性の相互接続を形成し得る。更に、小さい構成要素をダイシングし、構成要素を可撓性の相互接続線に結合することに関連付けられる歩留まり損失が回避される。その結果、製造技法は、組立てを単純化し、組立て時間を短縮し、歩留まりとデバイス信頼性との両方を改良する。

10

【0013】

追加の実施形態は、可撓性基板に特別に適合されるトランスデューサを組み込む。トランスデューサは、ダイアフラム又はドラムヘッドのレイから形成される。幾つかの可撓性基板は比較的薄いので、各ダイアフラムの共鳴腔は浅いことがある。しかし、幾つかのダイアフラムを並列に接続することによって、実効サイズがはるかに大きくなる。これは、トランスデューサが、送信時にはよりパワフルな超音波信号を提供することを可能にし、受信時にはより強い電気信号を生成できるようにする。更に、トランスデューサの動作周波数は、並列に動作する要素の数を調節することによって同調され得る。その結果、より小さいパッケージでより高感度のトランスデューサが得られる。

20

【0014】

本開示の追加の態様、特徴、及び利点は、以下の詳細な説明から明らかになるだろう。

【0015】

添付図面を参照して、本開示の例示的实施形態を説明する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本開示の一実施形態による血管内超音波（IVUS）撮像システムの概略線図である。

30

【図2】本開示の一実施形態によるIVUSシステムを利用する方法の流れ図である。

【図3】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリの一部分の上面図である。

【図4】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリの制御領域の断面図である。

。

【図5】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリのトランスデューサ領域の断面図である。

【図6】本開示の一実施形態による、丸められた形態で示される超音波スキャナアセンブリの一部分の長手方向斜視図である。

【図7】本開示の一実施形態による丸め可能な半導体基板を組み込む超音波スキャナアセンブリの上面図である。

40

【図8】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリの制御領域の断面図である。

【図9】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリのトランスデューサ領域の断面図である。

【図10】本開示の一実施形態による、丸められた形態で示される超音波スキャナアセンブリの一部分の長手方向斜視図である。

【図11】本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリを製造する方法の流れ図である。

【図12】本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリの断面図である。

50

【図 1 3】本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリの断面図である。

【図 1 4】本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリの断面図である。

【図 1 5】本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリの断面図である。

【図 1 6】本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリの断面図である。

【図 1 7】本開示の一実施形態による製造方法を施されたウェハ上に形成されたスキャナアセンブリの上面図である。

【図 1 8 A】本開示の一実施形態によるトランスデューサアレイの一部分の上面図である。

【図 1 8 B】本開示の一実施形態によるトランスデューサアレイの一部分の上面図である。

【図 1 9】本開示の一実施形態による C M U T 要素のアレイを組み込むトランスデューサの一部分の断面図である。

【図 2 0】本開示の一実施形態による圧電要素のアレイを組み込むトランスデューサの一部分の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本開示の原理の理解を深めるために、図面に示される実施形態を参照し、実施形態を述べるために具体的な言葉を使用する。それにも関わらず、本開示の範囲に対する限定は意図されていないことを理解されたい。本開示が関係する技術分野の当業者には通常想到されるように、説明するデバイス、システム、及び方法に対する任意の代替及び更なる修正、並びに本開示の原理の任意の更なる用途が本開示において十分に考えられ、含まれている。例えば、心血管撮像に関して I V U S システムを述べるが、この用途に限定されることは意図されていないことを理解されたい。このシステムは、限られたキャピティ内での撮像を必要とする任意の用途と同様によく適している。特に、一実施形態に関して述べる特徴、構成要素、及び/又はステップが、本開示の他の実施形態に関して述べる特徴、構成要素、及び/又はステップと複合され得ることが十分に考えられる。しかし、簡潔にするために、これらの組合せを個々に何度も繰り返しては述べない。

【0018】

図 1 は、本開示の一実施形態による超音波撮像システム 100 の概略線図である。高い水準で、撮像システム 100 の細長い部材 102 (カテーテル、ガイドワイヤ、又はガイドカテーテル等) が、血管 104 内に前進される。細長い部材 102 の最遠位端は、超音波トランスデューサのアレイと関連の制御回路とを有するスキャナアセンブリ 106 を含む。スキャナアセンブリ 106 が撮像対象の領域付近に位置決めされると、超音波トランスデューサが作動され、超音波エネルギーが生成される。超音波エネルギーの一部が、血管 104 及び周囲の解剖学的構造によって反射され、トランスデューサによって受信される。対応するエコー情報が、患者インターフェースモニタ ( P I M : Patient Interface Monitor ) 108 を介して I V U S コンソール 110 に送られ、 I V U S コンソール 110 は、その情報を、モニタ 112 上に表示するための画像としてレンダリングする。

【0019】

撮像システム 100 は、様々な超音波撮像技術の任意のものを使用し得る。従って、本開示の幾つかの実施形態では、 I V U S 撮像システム 100 は、チタン酸ジルコン酸鉛 ( P Z T : lead-zirconate-titanate ) セラミックから製造される圧電トランスデューサのアレイを組み込むソリッドステート I V U S 撮像システムである。幾つかの実施形態では、システム 100 は、静電容量型微細加工超音波トランスデューサ ( C M U T ) 又は圧電型微細加工超音波トランスデューサ ( P M U T ) を組み込む。

【0020】

10

20

30

40

50

幾つかの実施形態では、IVUSシステム100は、Volcano Corporationから市販されているEagleEye（登録商標）カテーテルや、全体を参照により本明細書に援用する米国特許第7,846,101号で開示されているもの等、従来のソリッドステートIVUSシステムと同様の幾つかの特徴を含む。例えば、細長い部材102は、部材102の遠位端に超音波スキャナアセンブリ106を含み、超音波スキャナアセンブリ106は、部材102の長手方向本体に沿って延びるケーブル114によってPIM108及びIVUSコンソール110に結合される。ケーブル114は、制御信号、エコーデータ、及び電力を、スキャナアセンブリ106とIVUSシステム100の残りの構成要素との間で搬送する。

#### 【0021】

一実施形態では、細長い部材102は、ガイドワイヤ出口ポート116を更に含む。ガイドワイヤ出口ポート116は、脈管構造（即ち血管）104を通して部材102を進めるためにガイドワイヤ118が遠位端に向けて挿入されるようにする。従って、幾つかの例では、IVUSデバイスは、迅速交換カテーテルである。一実施形態では、細長い部材102はまた、遠位先端付近に膨張可能バルーン部分120も含む。バルーン部分120は、管腔に開いており、管腔は、IVUSデバイスの長さに沿って延び、膨張ポート（図示せず）で終端する。バルーン120は、膨張ポートによって選択的に膨張及び収縮され得る。

#### 【0022】

PIM108は、スキャナアセンブリ106の動作を制御するために、IVUSコンソール110と細長い部材102との間での信号の通信を容易にする。これは、スキャナを構成するために制御信号を生成すること、送信機回路をトリガするために信号を生成すること、及び/又はスキャナアセンブリ106によって捕捉されたエコー信号をIVUSコンソール110に転送することを含む。エコー信号に関して、PIM108は、受信された信号を転送し、幾つかの実施形態では、信号をコンソール110に送信する前に予備的な信号処理を行う。そのような実施形態の例では、PIM108は、データの増幅、フィルタリング、及び/又は集約を行う。一実施形態では、PIM108はまた、スキャナアセンブリ106内部の回路の動作をサポートするために高電圧及び低電圧DC電力を供給する。

#### 【0023】

IVUSコンソール110は、PIM108を介してスキャナアセンブリ106からエコーデータを受信し、データを処理して、スキャナアセンブリ106を取り囲む組織の画像を作成する。また、コンソール110は、モニタ112上に画像を表示し得る。超音波撮像システム100は、様々な用途で利用され得て、生体内の血管及び構造を撮像するために使用され得る。血管104は、流体を充填された又は流体で取り囲まれた生体内の天然及び人工の構造を表し、そのような構造は、撮像対象となり得て、限定はしないが例えば以下の構造を含むことができる：肝臓、心臓、腎臓を含めた臓器、並びに身体の血液又は他の系内の弁。天然の構造の撮像に加えて、画像はまた、限定はしないが心弁、ステント、シャント、フィルタ、及び体内に位置決めされた他のデバイス等、人工の構造の撮像を含んでいてもよい。

#### 【0024】

図2は、本開示の一実施形態によるIVUSシステム100を利用する方法200の流れ図である。方法200のステップの前、途中、及び後に追加のステップが提供され得ること、並びに、方法の他の実施形態に関しては、説明するステップの幾つかが置換又は省略され得ることを理解されたい。

#### 【0025】

図2のブロック202を参照し、引き続き図1も参照すると、システムの典型的な環境及び用途の例示的な実施例において、外科医は、ガイドワイヤ118を血管104内に配置する。ガイドワイヤ118は、ガイドワイヤ118を配置する前、途中、又は後に、細長い部材102の遠位端の少なくとも一部を通される。図2のブロック204を参照する

10

20

30

40

50

と、ガイドワイヤ 118 が定位置に来ると、細長い部材 102 が、ガイドワイヤに被せて前進される。追加として又は代替として、ブロック 202 で、カテーテルが血管 104 内で前進され、ブロック 204 で、細長い部材 102 がガイドカテーテル内で前進される。ブロック 206 を参照すると、位置決めされた後、スキャナアセンブリ 106 が作動される。ケーブル 114 を介して PIM 108 からスキャナアセンブリ 106 へ送信された信号により、アセンブリ 106 内部のトランスデューサが指定の超音波波形を放出する。超音波波形は、血管 104 によって反射される。図 2 のブロック 208 を参照すると、反射光は、スキャナアセンブリ 106 内部のトランスデューサによって受信され、ケーブル 114 を介して送信するために増幅される。エコーデータは、ケーブル 114 に配置され、PIM 108 に送信される。幾つかの例では、PIM 108 は、エコーデータを増幅する、及び/又は予備的な前処理を行う。図 2 のブロック 210 を参照すると、PIM 108 は、エコーデータを IVUS コンソール 110 に再送信する。図 2 のブロック 212 を参照すると、IVUS コンソール 110 は、受信されたエコーデータを集約して組み立て、モニタ 112 に表示するための血管 104 の画像を生成する。幾つかの例示的な用途では、IVUS デバイスは、撮像対象の血管 104 の領域を超えて前進され、スキャナアセンブリ 106 が動作しているときに引き戻され、それにより、血管 104 の長手方向部分を露出して撮像する。一定の速度を保証するために、幾つかの例ではプルバックメカニズムが使用される。典型的な引出し速度は、0.5 mm/s である。幾つかの実施形態では、部材 102 は、膨張可能バルーン部分 120 を含む。治療処置の一部として、デバイスは、血管 104 内の狭窄（狭いセグメント）又は閉塞プラークに隣接して位置決めされ、血管 104 の狭まった領域を広げることを試みて膨張され得る。

10

20

#### 【0026】

システム 100、特に細長い部材 102 は、狭い経路内部からの高解像度撮像を提供するように設計される。現在の技術水準に対して IVUS 撮像デバイスの性能を進歩させるために、本開示の実施形態は、改良された可撓性及びより小さい直径を有し、操縦性を高め、患者安全性及び快適性を高める。細長い部材 102 は概して可撓性であるが、可撓性でない構成要素を内部に含んでもよい。例えば、超音波スキャナアセンブリ 106 は、しばしば剛性である。その結果、スキャナアセンブリ 106 は、細長い部材 102 の機敏性を制限することがあり、血管 104 内を通る移動をより難しくすることがある。更に、スキャナアセンブリ 106 内の超音波トランスデューサのバルク及び関連の回路は、細長い部材 102 の標準寸法をより小さくする取組みにおける制限因子となり得る。これら及び他の理由から、本明細書で提供される長手方向及び周方向でより小さい超音波スキャナアセンブリ 106 は、改良された機敏性を有するより細長い部材 102 が複雑な血管 104 内を通過して移動できるようにし得る。また、特定の実施形態は、スキャナアセンブリ 106 を製造するより高速で、より安価で、より高信頼性の方法を提供する。

30

#### 【0027】

図 3 は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ 106 の一部分の上面図である。図 3 は、超音波スキャナアセンブリ 106 をその平坦な形態で示す。アセンブリ 106 は、トランスデューサ領域 304 に形成されたトランスデューサアレイ 302 と、制御領域 308 に形成されたトランスデューサ制御論理ダイ 306（ダイ 306 A 及び 306 B を含む）とを含み、それらの領域の間に移行領域 310 が設けられる。トランスデューサアレイ 302 に関して、アレイ 302 は、任意の数及びタイプの超音波トランスデューサ 312 を含んでいてよいが、見易くするために、幾つかの超音波トランスデューサのみが図 3 に示されている。一実施形態では、トランスデューサアレイ 302 は、64 個の個別の超音波トランスデューサ 312 を含む。更なる実施形態では、トランスデューサアレイ 302 は、32 個の超音波トランスデューサ 312 を含む。他の数も考えられ、提供される。これらのタイプのトランスデューサに関して、一実施形態では、超音波トランスデューサ 312 は、例えば全体を参照により本明細書に援用する米国特許第 6,641,540 号に開示されているような、ポリマー圧電材料を使用して微小電気機械システム（MEMS: microelectromechanical system）基板上に製造された圧電型微細加工超音

40

50

波トランスデューサ ( P M U T ) である。代替実施形態では、トランスデューサアレイは、バルク P Z T セラミック又は単結晶圧電材料から製造された圧電トランスデューサ、圧電型微細加工超音波トランスデューサ ( P M U T ) 、静電容量型微細加工超音波トランスデューサ ( C M U T ) 、他の適切な超音波送信機及び受信機、及び / 又はそれらの組合せを含む。

#### 【 0 0 2 8 】

スキャナアセンブリ 1 0 6 は、図示される実施形態ではディスクリット制御論理ダイ 3 0 6 に分割されている様々なトランスデューサ制御論理回路を含んでいてよい。様々な実施例では、スキャナアセンブリ 1 0 6 の制御論理回路は以下のことを行う：ケーブル 1 1 4 を介して P I M 1 0 8 によって送信される制御信号を復号すること、超音波信号を放出するために 1 つ又は複数のトランスデューサ 3 1 2 を駆動させること、超音波信号の反射エコーを受信するために 1 つ又は複数のトランスデューサ 3 1 2 を選択すること、受信されたエコーを表す信号を増幅すること、及び / 又はケーブル 1 1 4 を介して P I M に信号を送信すること。図示される実施形態では、6 4 個の超音波トランスデューサ 3 1 2 を有するスキャナアセンブリ 1 0 6 は、制御論理回路を 9 個の制御論理ダイ 3 0 6 にわたって分割し、そのうちの 5 つが図示されている。他の実施形態では、8 個、9 個、1 6 個、1 7 個、及び 1 8 個以上を含めた他の数の制御論理ダイ 3 0 6 を組み込む設計が利用される。一般に、制御論理ダイ 3 0 6 は、それらが駆動させることが可能なトランスデューサの数によって特徴付けられ、例示的な制御論理ダイ 3 0 6 は、4 個、8 個、及び 1 6 個のトランスデューサを駆動させる。

10

20

#### 【 0 0 2 9 】

制御論理ダイは、必ずしも一様でない。幾つかの実施形態では、単一の制御装置が、マスタ制御論理ダイ 3 0 6 A として設計され、ケーブル 1 1 4 用の通信インターフェースを含む。従って、マスタ制御回路は、ケーブル 1 1 4 を介して受信された制御信号を復号する、ケーブル 1 1 4 を介して制御応答を送信する、エコー信号を増幅する、及び / 又はケーブル 1 1 4 を介してエコー信号を送信する制御論理回路を含んでいてよい。残りの制御装置は、スレーブ制御装置 3 0 6 B である。スレーブ制御装置 3 0 6 B は、超音波信号を放出するためにトランスデューサ 3 1 2 を駆動させ、エコーを受信するためにトランスデューサ 3 1 2 を選択する制御論理を含んでいてよい。図示される実施形態では、マスタ制御装置 3 0 6 A は、任意のトランスデューサ 3 1 2 を直接は制御しない。他の実施形態では、マスタ制御装置 3 0 6 A は、スレーブ制御装置 3 0 6 B と同数のトランスデューサ 3 1 2 を駆動させるか、又はスレーブ制御装置 3 0 6 B に比べて少ない 1 組のトランスデューサ 3 1 2 を駆動させる。例示的な実施形態では、単一のマスタ制御装置 3 0 6 A 及び 8 つのスレーブ制御装置 3 0 6 B が、各スレーブ制御装置 3 0 6 B に割り当てられた 8 つのトランスデューサを設けられる。

30

#### 【 0 0 3 0 】

トランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 及びトランスデューサ 3 1 2 は、フレックス回路 3 1 4 に取り付けられ、フレックス回路 3 1 4 は、電気的結合のための構造的支持及び相互接続を提供する。フレックス回路 3 1 4 は、KAPTON ( 商標 ) ( Du Pont の商標 ) 等、可撓性のポリイミド材料のフィルム層を含むように構成され得る。他の適切な材料は、ポリエステルフィルム、ポリイミドフィルム、ポリエチレンナフタレンフィルム、又はポリエーテルイミドフィルム、他のフレキシブルプリント半導体基板、並びに Upilex ( 登録商標 ) ( Ube Industries の登録商標 ) 及び TEFLON ( 登録商標 ) ( E. I. du Pont の登録商標 ) 等の製品を含む。幾つかの例では、フィルム層は、円環形状を形成するようにフェルールの周りに巻き付けられるように構成される。従って、フィルム層の厚さは、一般に、最終的に組み立てられたスキャナアセンブリ 1 0 6 での曲率に関係付けられる。フィルム層は、幾つかの実施形態では  $5 \mu\text{m} \sim 100 \mu\text{m}$  の間であり、幾つかの特定の実施形態は、 $12.7 \mu\text{m} \sim 25.1 \mu\text{m}$  の間である。

40

#### 【 0 0 3 1 】

制御論理ダイ 3 0 6 とトランスデューサとを電気的に相互接続するために、一実施形態

50

では、フレックス回路314は、フィルム層に形成された導電性トレースを更に含み、導電性トレースは、制御論理ダイ306とトランスデューサ312との間で信号を搬送し、ケーブル114の導体を接続するための1組のパッドを提供する。導電性トレース用の適切な材料は、銅、金、アルミニウム、銀、ニッケル、及びスズを含み、スパッタリング、めっき、及びエッチング等のプロセスによってフレックス回路314上に堆積され得る。一実施形態では、フレックス回路314は、クロム接着層又はチタン-タングステン接着層を含む。導電性トレースの幅及び厚さは、フレックス回路314が丸められるときに適切な導電性及び弾性を提供するように選択される。その点で、導電性トレースの幅に関する例示的な範囲は、10~50 $\mu\text{m}$ である。例えば、一実施形態では、20 $\mu\text{m}$ の導電性トレースが、20 $\mu\text{m}$ の空間で離隔される。導電性トレースの幅は、デバイスのパッドのサイズ、又はトレースに結合されるべきワイヤの幅によって更に決定され得る。導電性トレースの厚さは、約1 $\mu\text{m}$ ~約10 $\mu\text{m}$ の範囲を有してよく、典型的な厚さは5 $\mu\text{m}$ である。

10

20

30

40

50

#### 【0032】

幾つかの例では、スキャナアセンブリ106は、平坦な構成から、丸められた又はより円筒形の構成に移行される。例えば、幾つかの実施形態では、全体を参照により本明細書に援用する「超音波トランスデューサアレイ及びその製造方法 (ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME)」という名称の米国特許第6,776,763号及び「フレキシブル基板を有する高解像度血管内超音波トランスデューサアセンブリ (HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND TRANSDUCER ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE)」という名称の米国特許第7,226,417号の1つ又は複数に開示されているような技法が利用される。

#### 【0033】

図4は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ106の制御領域308の断面図である。制御領域308は、その丸められた形態で示され、フレックス回路314に結合されたトランスデューサ制御論理ダイ306を含む。図示される実施形態では、フレックス回路314は、導電性接地層402も含む。更なる実施形態では、フレックス回路404は、接地層402を絶縁及び被覆するため、並びにスキャナアセンブリ106を環境から保護するために使用される外膜404を含む。外膜404のための絶縁体材料は、それらの生体適合性、耐久性、親水性又は疎水性、低摩擦性、超音波透過性、及び/又は他の適切な基準に関して選択され得る。例えば、外膜は、Parylene (商標) (Union Carbideの商標)を含んでいてよい。他の適切な材料は、ポリエステル又はP V D F等の熱収縮チューブ、Pebax (登録商標) (Arkemaの登録商標)又はポリエチレン等の熔融成形可能な層、及び/又は他の適切な膜材料を含む。

#### 【0034】

上で論じたように、多くの実施形態において、フレックス回路314及び付属要素は、フェール406の周りで丸められる。フェール406内部の管腔領域408は、スキャナアセンブリ106がガイドワイヤ (図示せず) に被さって前進されるように開いている。フェール406は、手順中にスキャナアセンブリ106を可視化する助けとなるように放射線不透過性材料を含んでいてよい。幾つかの例では、カプセル化エポキシ410は、制御論理ダイ306とフェール406との間の空間を充填する。

#### 【0035】

幾つかの実施形態では、制御論理ダイ306は、コンタクトパンプ412によってフレックス回路314に結合される。コンタクトパンプ412は、はんだ部分を有する銅コア等の金属コアを含んでいてよい。成形中、コンタクトが加熱され得て、それにより、はんだが流れ、コンタクトパンプ412の金属コアをフレックス回路314のトレースに接合する。結合強度を高めるため、制御領域308用の構造的サポートを提供するため、コンタクトパンプ412を含む導電性構造を絶縁するため、及び/又は断熱を促進するために、制御論理ダイ306とフレックス回路314との間のアンダーフィル材料414が適用され得る。

## 【 0 0 3 6 】

一実施形態では、制御領域 3 0 8 は、トランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 にわたって適用される保定構造 4 1 6 を含む。保定構造 4 1 6 は、例えば制御論理ダイ 3 0 6 を含む構成要素を固定するために、丸めプロセス中に使用され得る。幾つかの実施形態では、カプセル化エポキシ 4 1 0 が、トランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 と保定構造 4 1 6 との間、及び保定構造 4 1 6 とフェルール 4 0 6 との間の空間を充填する。

## 【 0 0 3 7 】

図 4 から分かるように、トランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 は、制御領域 3 0 8 の形状を少なくとも一部画定する。図示される実施形態では、トランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 が剛性であるので、制御論理ダイ 3 0 6 に隣接するフレックス回路 3 1 4 の部分は比較的平坦であり、一方、ダイ 3 0 6 間の隙間に隣接するフレックス回路の部分は比較的丸みが付いており、円というよりは多角形に近い断面形状となる。見て分かるように、丸められた構成での制御論理ダイ 3 0 6 間の隙間は、制御領域 3 0 8 の実効直径 4 1 8 を増加する。幾つかの実施形態では、制御領域 3 0 8 の円周の半分が、隙間空間によるものである。その結果、より大きく、より不定形状のスキャナアセンブリ 1 0 6 が得られる。

## 【 0 0 3 8 】

隙間空間を縮小するために、幾つかの実施形態では、制御論理ダイ 3 0 6 は、噛合歯を含む。例えば、制御論理ダイ 3 0 6 は、凹部及び凸部を有するように形成され得て、凹部及び凸部は、隣接する制御論理ダイ 3 0 6 の凹部及び凸部と噛合して、ボックスジョイント又はフィンガジョイントを形成する。図示される実施形態では、各ダイ 3 0 6 は、凹部 / 凸部インターフェースを利用して 2 つの隣接する制御装置と噛合する。幾つかの実施形態では、制御論理ダイ 3 0 6 は、面取り縁部を単独で、又は凹部及び凸部との組合せで含む。面取り縁部は、隣接する制御論理ダイ 3 0 6 の縁部に当接するように構成され得る。そのような実施形態では、隣接する制御装置の縁部も面取りされる。幾つかの異なるメカニズムを利用する実施形態を含む他の組合せも考えられ、提供される。隣接する制御論理ダイ 3 0 6 を噛合する縁部構成は、丸められた構成においてより狭い制御論理ダイ間隔とより小さい直径 4 1 8 とを可能にし得る。また、そのような構成は、噛合して剛性構造を作製し、それにより、丸められたスキャナアセンブリ 1 0 6 のための追加の構造的サポートを提供し得る。追加として又は代替として、より大きいダイの代わりに、より狭い制御論理ダイ 3 0 6 がより多数使用されて、制御装置領域 3 0 8 の平坦な領域のサイズを減少する。従って、8 個、9 個、16 個、又は 17 個以上のトランスデューサ制御論理ダイ 3 0 6 を利用する設計が、4 個又は 5 個の制御装置を有する設計よりも円形の断面を有する。

## 【 0 0 3 9 】

図 5 は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ 1 0 6 のトランスデューサ領域 3 0 4 の断面図である。トランスデューサ領域 3 0 4 は、その丸められた形態で示されている。名前が示唆するように、スキャナのトランスデューサ領域 3 0 4 は、トランスデューサ 3 1 2 を含み、トランスデューサ 3 1 2 は、上で開示したように、フレックス回路 3 1 4 に物理的に取り付けられ、フレックス回路 3 1 4 のトレースに電気的に結合される。見て分かるように、超音波トランスデューサ 3 1 2 のサイズ、形状、及び間隔は、トランスデューサ領域 3 0 4 の形状を少なくとも一部画定し、トランスデューサ 3 1 2 に隣接するフレックス回路 3 1 4 の部分は比較的平坦であり、トランスデューサ 3 1 2 間の隙間に隣接するフレックス回路の部分は比較的丸みが付いている。1 つには、トランスデューサ 3 1 2 のサイズが小さく数が多いことにより、トランスデューサ領域 3 0 4 は、制御領域 3 0 8 よりも円形であり得る。64 個の超音波トランスデューサ 3 1 2 を有する実施形態では、トランスデューサ領域 3 0 4 の断面は、ほぼ円形である。

## 【 0 0 4 0 】

トランスデューサ領域 3 0 4 と制御領域 3 0 8 との断面形状の相違に対処するために、スキャナアセンブリ 1 0 6 は、図 6 に示されるように移行領域 3 1 0 を含んでいてよい。図 6 は、本開示の一実施形態による、丸められた形態で示される超音波スキャナアセンブリ 1 0 6 の一部分の長手方向斜視図である。図 6 を参照すると、移行領域 3 1 0 は、トラ

ンスデューサ領域 304 と制御領域 308 との間に位置される。トランスデューサ領域 304 及び制御領域 308 とは対照的に、移行領域 310 は剛性構造を有さない。断面形状は、隣接する領域 304 及び 308 によって画定される。従って、移行領域 310 の形状は、トランスデューサ領域 304 の形状と制御装置領域 308 の形状との間で移行する。移行領域 310 は、フレックス回路 314 及び / 又は導電性トレースに応力をかけ得る鋭角を減少するために使用され得る。断面形状のより大きい相違は、移行領域 310 をより長くし得る。4 つの制御論理ダイを含む例示的实施形態では、移行領域 310 は、カテーテル直径の約 1 ~ 1.5 倍であり、正方形から実質的に円に移行する。これは、3 Fr カテーテルに関しては、1000 ~ 1500  $\mu\text{m}$  の間になる。対照的に、9 つの制御論理ダイを含む例示的实施形態では、移行領域 310 は、カテーテル直径の約 0.5 ~ 0.75 10 倍であり、又は 3 Fr カテーテルに関しては 500 ~ 750  $\mu\text{m}$  の間である。スキャナアセンブリ 106 (移行領域 310 を含む) は、典型的には、デバイスの周囲部分に比べて非可撓性又は剛性であるので、移行領域 310 の長さの短縮により、複雑な脈管分枝を通した操縦が可能であり且つ患者にあまり不快感を与えないことが可能なより機敏性の IVUS デバイスが得られる。

#### 【0041】

スキャナアセンブリのサイズを縮小するための別の技法は、丸め可能な半導体基板上にトランスデューサ及び / 又は制御回路を製造することを含む。これは、前の実施例の平坦なトランスデューサ 312 及び制御論理ダイ 306 によって引き起こされる不定形状を減少し、スキャナアセンブリの長手方向長さとの両方を減少し得る。図 7 は、本開示 20 の一実施形態による丸め可能な半導体基板を組み込む超音波スキャナアセンブリ 700 の上面図である。図 7 は、超音波スキャナアセンブリ 700 をその平坦な形態で示す。多くの点で、超音波スキャナアセンブリ 700 は、図 3 ~ 図 6 のスキャナアセンブリ 106 と実質的に同様でよく、トランスデューサレイ 702 を含んでいてよく、トランスデューサレイ 702 は、トランスデューサ領域 704 に形成された任意の数及びタイプの超音波トランスデューサ 703 を含む。例示的实施形態では、トランスデューサレイ 702 は、64 個の CMUT トランスデューサ 703 を含む。また、超音波スキャナアセンブリ 700 は、制御領域 708 に形成された制御論理回路 706 も含んでいてよく、移行領域 710 が間に設けられる。また、超音波スキャナアセンブリ 700 は、PIM 108 等、 30 IVUS システムの他の構成要素と通信するために、スキャナアセンブリ 700 をケーブル 114 に結合するためのコンタクトパッド 712 を含んでいてもよい。しかし、例えば図 3 のトランスデューサ 312 及び制御論理ダイ 306 は剛性基板上に形成されるが、この実施形態のトランスデューサレイ 702 及び制御回路 706 は、丸め可能な基板 714 上に形成される。従って、スキャナアセンブリ 700 の要素は、矢印 716 によって示されるように湾曲した形にされ得て、平坦な構成要素をほぼ円形のプロファイルに整えるのに関わる課題の多くが回避される。その結果、トランスデューサ領域 704 及び制御領域 708 は、図 8 及び図 9 のコンテキストでより詳細に示されるように、丸められた構成で、より円形の断面形状を有する。

#### 【0042】

更に、以下でより詳細に論じる理由から、スキャナアセンブリ 700 の全体のサイズが 40 縮小され得る。簡潔には、ディスクリートダイ間の隙間をなくすことによって、スキャナアセンブリの直径 (及びそれに対応して円周及び標準寸法) が減少され得る。更に、制御領域 708 とトランスデューサ領域 704 とのプロファイルが同様であるので、より短い移行領域 710 が利用され得て、それにより、スキャナアセンブリ 700 の長手方向長さを短縮する。制御領域 708 とトランスデューサ領域 704 とのプロファイルの間で移行するために移行領域 710 が使用されない実施形態では、より短い移行領域 710 が、ダイニング中の犠牲領域として依然として有用であり得る。例示的实施形態では、制御領域 708 は、Y 方向で約 1.5 mm であり、移行領域 710 は、Y 方向で約 1 mm であり、トランスデューサ領域 704 は、Y 方向で約 0.75 mm ~ 0.5 mm の間である。

#### 【0043】

10

20

30

40

50

図8は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ700の制御領域708の断面図である。制御領域708は、その丸められた形態で示されており、丸め可能な半導体基板714上に形成された制御回路706を含む。見て分かるように、半導体基板714は、円筒形状、より具体的には円環形状を形成するように撓められる。制御領域708の得られる断面プロファイルは、他の実施例で見られる平坦な領域なしで、実質的に円形である。平坦なダイによって引き起こされるダイと突出部との間の隙間空間をなくすることによって、制御回路706は、より高密度にパッケージングされ得る。ダイは、製造中にダイを分離するために確保された領域（スクライプライン）をしばしば含むので、単一の丸め可能な基板714を使用することによってデバイス密度が更に改良され得る。同様に、ダイは、絶縁体、パッド、及び他のバルクもしばしば含み、これらは、丸め可能な基板714の使用によって省略され得る。

10

#### 【0044】

更に、制御回路706の量は、ディスクリートダイを利用する実施形態と比べたときに減少され得る。例えば、ダイにわたる制御回路706の区画化は、しばしば複製機能を含む。制御回路706が残る実施形態では、この複製論理が回避され得る。更に別の例として、ダイにわたる制御回路706の区画化は、ダイ間で信号を送信、同期、及び増幅するために、大きく且つ低電力消費のI/O回路を追加することをしばしば含む。これも、制御回路706が半導体基板714上に残る実施形態では回避され得る。更に、エコーデータ等、ダイ間でのアナログ信号の伝送が、ノイズをもたらし得る。これら及び他の理由から、フレキシブル基板714を組み込む制御領域708は、他の構成よりも小さく、効率的であり得て、より大きい撮像忠実度を提供し得る。特に、制御領域708は、より小さい直径804を有してよく、3Frよりも小さい対応する標準寸法を有してよい。

20

#### 【0045】

前の実施例とは対照的に、基板714を丸めることによって、基板714上に形成されたデバイス（即ち制御回路706のトランジスタ）は湾曲され、円筒形構成に再構成される。これを考慮に入れるために、デバイスは、丸められたときの応力及び亀裂の可能性を減少するように基板714上で向きを定められ得る。例えば、デバイスは、丸められた形態で基板714の長手方向軸に沿ってゲート幅方向が延びるように位置合わせされ得る。幾つかの実施形態では、制御回路706の能動領域及びゲート構造は、丸められた形態のときに基板714の外面に配置され、他の実施形態では、能動領域及びゲート構造は、丸められた形態のときに基板の内面に配置される。

30

#### 【0046】

図示される実施形態では、制御領域708は、丸め可能な半導体基板714を絶縁するため、及びスキャナアセンブリ700を環境から保護するために使用される外側ジャケット802を含む。外側ジャケット802用の絶縁体材料は、それらの生体適合性、耐久性、親水性又は疎水性、低摩擦性、超音波透過性、及び/又は他の適切な基準に関して選択され得る。様々な実施形態において、外側ジャケット802は、KAPTON（商標）、ポリエステルフィルム、ポリイミドフィルム、ポリエチレンナフタレンフィルム、及び/又はUpilex（登録商標）を含む。更なる実施形態では、外側ジャケット802は、Parylene（商標）、ポリエステル又はPVDF等の熱収縮チューブ、Pebax（登録商標）（Arkemaの登録商標）又はポリエチレン等の溶融成形可能な層、及び/又は他の適切な膜材料を含む。幾つかの実施形態では、外側ジャケット802は、ポリイミド又は液晶ポリマーベースのフレキシブル回路等、フレキシブル回路を含む。フレキシブル回路は、焼ばめ又は他のジャケット材料によって更に被覆され得る。ポリエステル及び/又はPebax（登録商標）を含めた多様な適切な焼ばめ材料が存在する。例示の実施形態では、外側ジャケット802の層は、適切な厚さ及び音響インピーダンスを有するように形成されて、超音波信号用のマッチング層として働く。マッチング層は、典型的には、超音波トランスデューサと周囲の血管との間の音響インピーダンスを有し、より少ない反射によって、より滑らかな音響的遷移を提供する。

40

50

## 【 0 0 4 7 】

幾つかの例では、制御領域 7 0 8 は、フェルール 4 0 6 の周りに形成され、半導体基板 7 1 4 とフェルール 4 0 6 との間の空間を充填するカプセル化エポキシ 4 1 0 を含む。フェルール 4 0 6 内部の管腔領域 4 0 8 は、スキャナアセンブリ 7 0 0 がガイドワイヤ（図示せず）に被さって前進されるように開いている。フェルール 4 0 6 は、手順中にスキャナアセンブリ 7 0 0 を可視化する助けとなるように放射線不透過性材料を含んでいてよい。

## 【 0 0 4 8 】

図 9 は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ 7 0 0 のトランスデューサ領域 7 0 4 の断面図である。トランスデューサ領域 7 0 4 は、その丸められた形態で示され、丸め可能な半導体基板 7 1 4 に形成されたトランスデューサレイ 7 0 2 を含む。トランスデューサレイ 7 0 2 は、任意の数及びタイプの超音波トランスデューサ 7 0 3 を含み、例示的实施形態では、6 4 個の C M U T トランスデューサを含む。制御領域 7 0 8 と同様に、半導体基板 7 1 4 は、円筒形状又は円環形状を形成するように湾曲され、トランスデューサ領域 7 0 4 の得られる断面プロファイルは実質的に円形である。制御領域 7 0 8 と同様に、トランスデューサレイ 7 0 2 のトランスデューサは湾曲されて、円筒形構成を取る。例示的实施形態では、トランスデューサレイ 7 0 2 のトランスデューサは、丸められた形態のときに、基板 7 1 4 の外面に配置される。

10

## 【 0 0 4 9 】

図 1 0 は、本開示の一実施形態による、丸められた形態で示される超音波スキャナアセンブリ 7 0 0 の一部分の長手方向斜視図である。スキャナアセンブリ 7 0 0 は、トランスデューサ領域 7 0 4 と制御領域 7 0 8 との間に位置された移行領域 7 1 0 を含む。見て分かるように、トランスデューサ領域 7 0 4 と制御領域 7 0 8 との断面プロファイルは同様であり、従って、前の実施例に比べて、移行領域 7 1 0 は長手方向でより短いことがある。上で論じたものを含めた様々な理由から、丸められたスキャナアセンブリ 7 0 0 の標準寸法又は厚さは、他の構成のものよりも小さくなり得る。例えば、様々な実施形態において、スキャナアセンブリ 7 0 0 は 2 ~ 3 F r の間であり、特定の実施形態では、スキャナアセンブリ 7 0 0 は約 2 F r である。

20

## 【 0 0 5 0 】

図 1 1 ~ 図 1 7 を参照して、丸め可能な半導体基板 7 1 4 を組み込む超音波スキャナアセンブリ 7 0 0 を形成する方法を述べる。図 1 1 は、本開示の一実施形態による超音波スキャナアセンブリ 7 0 0 を製造する方法 1 1 0 0 の流れ図である。方法 1 1 0 0 のステップの前、途中、及び後に追加のステップが提供され得ること、並びに、説明するステップの幾つかが、方法の他の実施形態に関しては置換又は省略され得ることを理解されたい。図 1 2 ~ 図 1 6 は、本開示の一実施形態による方法によって製造されるスキャナアセンブリ 7 0 0 の断面図である。図 1 2 ~ 図 1 6 はそれぞれ、制御領域 7 0 8 に製造されているトランスデューサ制御回路 7 0 6 と、トランスデューサ領域 7 0 4 に製造されているトランスデューサレイ 7 0 2 とを示す。図 1 7 は、本開示の一実施形態による製造方法を施されたウェハ上に形成されたスキャナアセンブリ 7 0 0 の上面図である。

30

## 【 0 0 5 1 】

図 1 1 及び図 1 2 のブロック 1 1 0 2 を参照すると、半導体基板 7 1 4 が受け取られる。基板 7 1 4 は、トランスデューサ制御回路 7 0 6 を製造するために使用されるもの等、材料、パターンフィーチャ、及び / 又は集積回路の層を生成するために上で処理が行われる任意のベース材料でよい。半導体基板の例は、バルクシリコン基板、シリコン又はゲルマニウム基板等の元素半導体基板、シリコンゲルマニウム基板等の化合物半導体基板、合金半導体基板、及びガラスや水晶等の非半導体材料を含む基板を含む。

40

## 【 0 0 5 2 】

図 1 1 のブロック 1 1 0 4 を参照し、引き続き図 1 2 を参照すると、制御回路 7 0 6 のトランジスタは、制御領域 7 0 8 内の基板 7 1 4 上に形成される。トランジスタを形成するための例示的なプロセスは、基板の上でのパッド酸化物層の成長、化学気相成長による

50

窒化物層の堆積、トレンチを形成するための反応性イオンエッチングの実施、シャロートレンチ絶縁フィーチャ酸化物の成長、化学機械的平坦化、チャンネル注入、ゲート酸化物の形成、多結晶シリコン堆積、ゲート構造を形成するためのエッチング、ソース・ドレイン注入、側壁スペーサの形成、自己整合ケイ化物プロセスの実施、1つ又は複数の相互接続層の形成、パッド層の形成、及び/又は当業者に知られている他の製造プロセスを含む。幾つかの例では、制御回路706を形成するためのプロセスは、ゲート構造1202と、シャロートレンチ絶縁フィーチャ1204と、導電性相互接続線1206と、絶縁体層1208とを形成する。

#### 【0053】

図11のブロック1106及び図13～図15を参照すると、トランスデューサアレイ702の1つ又は複数のトランスデューサが基板714上に形成される。本開示は、任意の特定のトランスデューサ技術に限定されず、図示される実施形態はCMUTトランスデューサを含むが、他の実施形態は、薄膜PZTトランスデューサ、PMUTトランスデューサ、及び/又は他のトランスデューサタイプを組み込む。図13を参照すると、一例では、ブロック1106で、誘電体層1302を基板714上に堆積し、ポリシリコン層等の犠牲層1304を誘電体層1302上に堆積して、共鳴腔として作用するCMUT真空ギャップを画定することによって、CMUTトランスデューサが形成される。図14を参照すると、更なる誘電体材料1402が犠牲層1304の上に堆積され、誘電体材料1402には穴が形成されて、犠牲層1304がエッチングされるようにする。図15を参照すると、誘電体の下から犠牲層1304がエッチング除去され、更なる誘電体材料1402で穴が充填される。これは、真空中で実施され得て、それにより、残りのキャビティは、層1302及び材料1402の誘電体形成体内の真空ギャップ1502である。

10

20

#### 【0054】

真空ギャップ1502の上の材料は、ダイアフラム1504又はドラムヘッドと呼ばれ、真空ギャップ1502内に自由に撓むことができる。電極1506は、真空ギャップの上方に形成され、基板714の導電性領域と共に平行板コンデンサを形成する。超音波によって引き起こされる撓み等、真空ギャップ内へのダイアフラム1504及び電極1506の撓みは、コンデンサの電氣的挙動を変化させる。これらの変化は、変化を引き起こした波の特性を決定するために測定され得る。次いで、1つ又は複数の相互接続線層1206及び/又はパッシベーション層1208が、電極1506の上に形成され得る。

30

#### 【0055】

図11のブロック1108及び図15を参照すると、図8に示される外側ジャケット802等のポリマーコーティングが、基板714上に形成され得て、制御回路706及びトランスデューサアレイ702を絶縁する。追加として又は代替として、外側ジャケット802は、以下に述べるブロック1116での最終組立て中に、基板714を丸めた後に基板714に被せて形成され得る。

#### 【0056】

図11のブロック1110及び図16を参照すると、基板714が丸め可能にされる。即ち、仕上がった基板714は、丸められるのに十分な可撓性を有し得るが、その初期形態での基板714は、トランスデューサアレイ702及び制御回路706をより容易に製造できるように剛性でよい。幾つかの実施形態では、基板714は、薄層化プロセスを行うことによって丸め可能にされる。例えば、幾つかの実施形態では、約10µm以下の厚さまでの基板714の薄層化により、丸められるのに十分な可撓性を有する基板714が得られる。適切な薄層化プロセスは、基板714の機械的研削、湿式又は乾式エッチング、化学機械的研磨、破碎、及び/又はその他の薄層化を含む。一実施形態では、ウェハ薄層化プロセスは、基板714の機械的研削を含む。機械的研削は、基板材料を除去するために研磨力を使用する。別の実施形態では、ウェハ薄層化プロセスは、化学機械的研磨(CMP: chemical-mechanical polishing)を含む。例示的なCMPプロセスでは、研磨パッドは、回転プラテン上に設置される。NH<sub>4</sub>OH等の反応性化合物、及び/又はシリカ(SiO<sub>2</sub>)、アルミナ(Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)、及びセリア(CeO<sub>2</sub>)等の研磨粒子のスラ

40

50

りが、研磨パッド上に定量供給される。プラテンとCMPチャックとの両方が回転するときに、CMPチャックに固定された基板714は、研磨パッドに対して付勢される。スラリー中の反応物は、基板714の表面での原子結合を緩め、機械的な研磨が、緩まった材料を除去する。CMPは、典型的には、純粹に機械的な研削よりも遅いが、基板714に対する損傷がより少ない。

#### 【0057】

幾つかの実施形態では、基板714は、基板714の薄層化を制御するために1つ又は複数の埋込層を含む。例えば、一実施形態では、基板714は、機械的研削プロセス中にストップ層として作用する誘電体層を含む。更なる実施例では、基板714は、化学的エッチングプロセス中にエッチングストップ層として作用する埋込誘電体層（例えば埋込酸化物層）を含む。更なる実施例では、基板714は劈開層を含み、劈開層は、機械的な分離プロセス中に基板714の残りの部分から離れる。

10

#### 【0058】

図11のブロック1112及び図17を参照すると、スキャナアセンブリ700のトランスデューサレイ702及び制御回路706は、ウェハ1702から単体化される。見て分かるように、複数のスキャナアセンブリ700が単一のウェハ1702上に形成され得る。例えば、それぞれ10mm<sup>2</sup>の約2000個のスキャナアセンブリ700が、単一の8インチウェハ1702上に形成され得る。丸められる前に、スキャナアセンブリ700は、ソーダイシング、機械的切断、レーザ切断、物理的な力、及び/又は他の適切な単体化技術を含むことがある技法を使用して分離される。

20

#### 【0059】

図11のブロック1114を参照すると、スキャナアセンブリ700は、図8～図10に示されるように、実質的に円筒形状を有するように丸められる。丸めプロセスが、制御回路706のトランジスタ、及びトランスデューサレイ702のトランスデューサ703を湾曲するので、平坦な領域及び他の不定形状が減少される。幾つかの実施形態では、丸めは、スキャナアセンブリ700が実質的に円筒形状に形作られる前に保定構造416を適用することを含む。

#### 【0060】

図11のブロック1116を参照すると、スキャナアセンブリ700が、最終的な組立てのための仕上げ施設に提供され、最終的な組立ては、カプセル化エポキシ410を塗布すること、ケーブル114を取り付けること、及び/又はスキャナアセンブリ700を封止することを含んでよい。従って、方法1100での丸め可能な半導体基板714の使用は、小さな構成要素をダイシングし、それらを可撓性の相互接続線に結合することに関連付けられる複雑さ及び歩留まり損失をなくす。その結果、この製造技法は、組立てを単純にし、組立て時間を短縮し、歩留まりとデバイス信頼性との両方を改良する。

30

#### 【0061】

上で開示したように、スキャナアセンブリ700は、図16に示されるCMUTトランスデューサ703を含めた任意の適切な超音波トランスデューサ技術を組み込み得る。適切なトランスデューサ703は、図18A、図18B、図19、及び図20に更に詳細に示されている。図18A及び図18Bは、本開示の一実施形態によるトランスデューサレイ702の一部分の上面図である。図18Bは、その部分の拡大図である。図19は、本開示の一実施形態によるCMUT要素1902のレイを組み込むトランスデューサ703の一部分の断面図である。図20は、本開示の一実施形態による圧電要素2002のレイを組み込むトランスデューサ703の一部分の断面図である。

40

#### 【0062】

まず、図18A及び図18Bを参照すると、図示される実施形態では、トランスデューサレイ702の各トランスデューサ703が、トランスデューサ要素1802のレイを含む。各要素1802はそれ自体、ダイアフラム1504（即ちドラムヘッド）を振動させることによって波形を生成するように、及び受信された波形に 응답して電気信号を生成するように動作可能なトランスデューサである。その点で、各要素1802は、ダイア

50

フラム 1504、真空ギャップ 1502 等のチャンバ、関連の電極 1506、及び/又は任意の他の補助構造を含んでよい。各要素 1802 の変位が限られているので、各トランスデューサ 703 は、実効表面積を増加するために、並列に電気接続された複数の要素 1802 を含んでよい。例えば、複数のダイアフラム 1504 の電極 1506 が、共通の相互接続線（例えば相互接続線 1206A 及び 1206B）によって接続され得る。このようにして、トランスデューサ 703 は、より薄い基板 714、及びそれに対応してより浅い真空ギャップを補償することができる。図示される実施形態では、各ダイアフラム 1504 は、実質的に円形であり、約 10  $\mu\text{m}$  の直径を有するが、更なる実施形態では、トランスデューサ 703 が他のサイズ及び形状のダイアフラム 1504 を含むことを理解されたい。見易くするために、要素 1802 の数を減らしてある。各トランスデューサ 703 は任意の数の要素 1802 を含んでよいが、例示の実施形態では、各トランスデューサ 703 が約 100 個の要素を含む。

10

#### 【0063】

大きな実効表面積を提供することに加えて、要素 1802 のアレイは、一斉に動作する要素 1802 の数を調節することによって、複数の周波数に同調され得る。また、アレイは、要素 1802 のファイリングシーケンスを調節することによって、特殊な波形を生成することもできる。従って、幾つかの実施形態では、トランスデューサ 703 の要素 1802 は、（破線のボックス 1804 によって示される）グループとして配置される。各グループの要素 1802 は、並列に電気接続され、従って一斉に動作するが、それらのグループは、個別に制御又はアドレス指定され得て、幾つかの異なる特性周波数で幾つかの異なる超音波波形を生成する。従って、単一のトランスデューサ 703 が複数の撮像モードをサポートすることができ、コモンモードは、20 MHz モード及び 40 MHz モードの両方を含む。

20

#### 【0064】

次に図 19 を参照すると、トランスデューサ 703 の一部分が示されている。この実施形態では、トランスデューサ 702 は、CMUT トランスデューサ要素 1902 を含む。図示される 3 つの要素はそれぞれ、基板 714 上に形成された誘電体層 1302 によって画定された真空ギャップ 1502 と、真空ギャップ 1502 の上方に形成されたダイアフラム 1504 と、ダイアフラムの上方に形成された電極 1506 と、ダイアフラム 1504 を他のダイアフラム 1504 及び制御回路（図示せず）に電氣的に結合する相互接続線 1206 とを含む。

30

#### 【0065】

見て分かるように、CMUT トランスデューサ要素 1902 は、それらの全体的なプロフィールがかなり薄くなり得るので、丸め可能な基板 714 に良く適している。例えば、一実施形態では、ダイアフラム 1504 と、真空ギャップ 1502 と、基板 714 との合計の厚さ 1904 は、10  $\mu\text{m}$  未満又は実質的に 10  $\mu\text{m}$  である。この実施形態では、ダイアフラム 1504 は、約 1  $\mu\text{m}$  の厚さを有し、真空ギャップ 1502 は、約 0.1  $\mu\text{m}$  の厚さを有する。

#### 【0066】

図 20 を参照すると、圧電トランスデューサ要素 2002 を含む別のトランスデューサ 702 の一部分が示されている。圧電要素 2002 は、上述した CMUT 要素 1902 の適切な代用要素であり、トランスデューサ 703 を形成するためにアレイとして配置されるとき、図 18A 及び図 18B のものと実質的に同様の上面図を有し得る。

40

#### 【0067】

断面で見たとき、圧電要素 2002 はそれぞれ、基板 714 に形成されたチャンバ 2004 を含む。圧電薄膜 2006 が、チャンバ 2004 の上方に形成される。

#### 【0068】

CMUT ダイアフラム 1504 と同様に、圧電要素 2002 はかなり薄いことがある。例えば、一実施形態では、圧電薄膜 2006 と、チャンバ 2004 を含む基板 714 との合計の厚さ 2008 は、約 5  $\mu\text{m}$  ~ 約 10  $\mu\text{m}$  の間の合計の厚さを有し、圧電薄膜 200

50

6が、約1 μm ~ 約2 μmの間の厚さを有する。

【0069】

複数の要素を並列に接続することによって、図19及び図20の実施形態は、個々のダイフラムサイズよりもはるかに大きい実効要素サイズを提供する。これは、トランスデューサが、送信時にはよりパワフルな超音波信号を提供することを可能にし、受信時にはより強い電気信号を生成できるようにする。更に、トランスデューサの動作周波数は、並列に動作する要素の数を調節することによって同調され得る。その結果、より小さいパッケージでより高感度のトランスデューサが得られる。

【0070】

従って、本開示は、より小さく且つより一様であるように設計されたスキャナアセンブリを備える改良されたIVUSデバイスを提供し、また、歩留まりを改良すると共に製造の複雑さを低減する、スキャナアセンブリを製造するための方法を提供する。

【0071】

上述した装置、システム、及び方法が様々なやり方で修正され得ることを当業者は理解されよう。従って、本開示によって包含される実施形態が、上述した特定の例示的实施形態に限定されないことを当業者は理解されよう。その点で、例示的实施形態を図示して説明してきたが、広範囲の修正、変更、及び置換が上記の開示で企図される。本開示の範囲から逸脱することなく、上記のことにそのような変更が成され得ることを理解されたい。従って、添付の特許請求の範囲は、広範に、且つ本開示と整合性があるように解釈されることが適当である。

10

20

【図1】

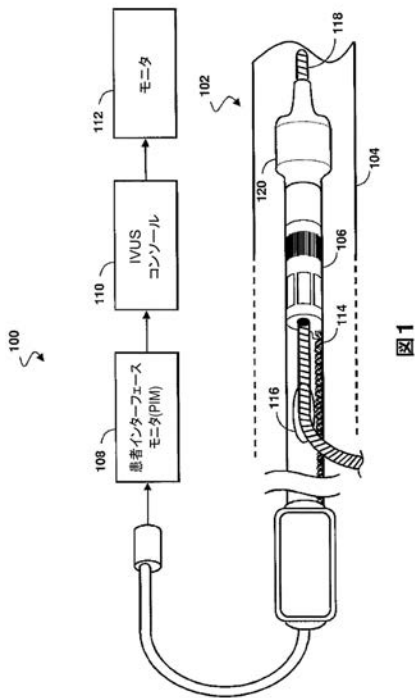


図1

【図2】

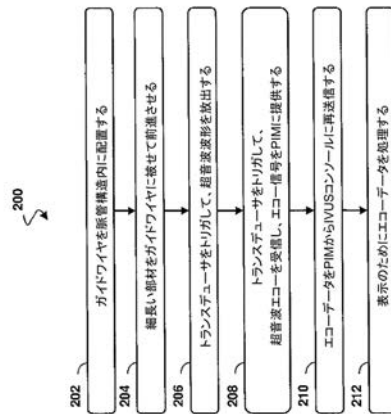


図2

【 図 3 】

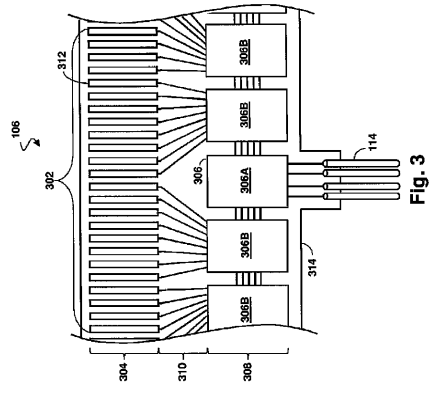


Fig. 3

【 図 4 】

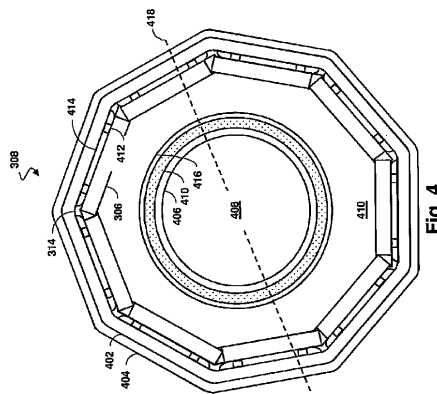


Fig. 4

【 図 7 】

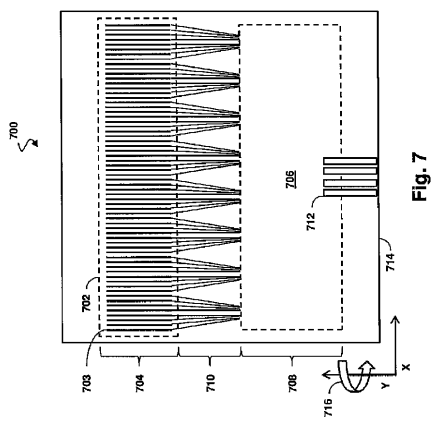


Fig. 7

【 図 8 】

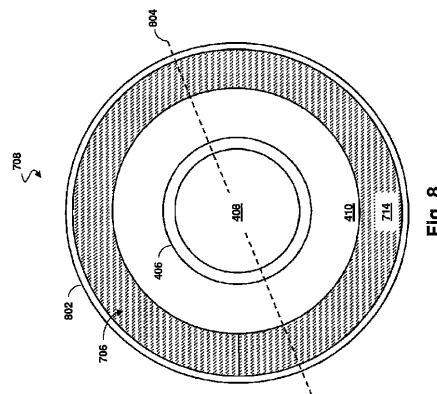


Fig. 8

【 図 5 】

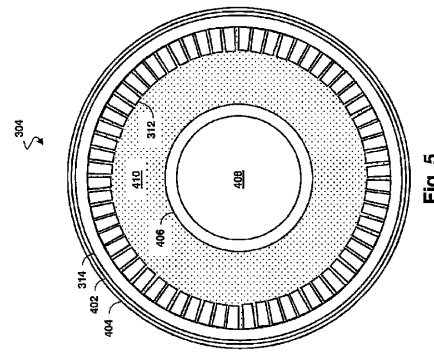


Fig. 5

【 図 6 】

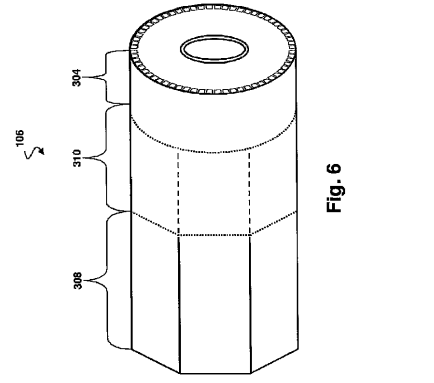


Fig. 6

【 図 9 】

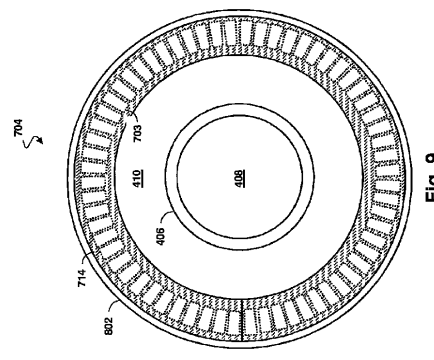


Fig. 9

【 図 10 】

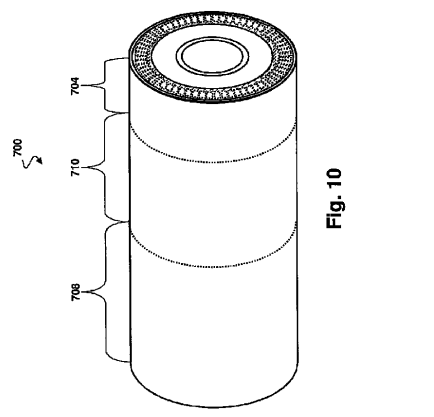


Fig. 10

【 図 1 1 】

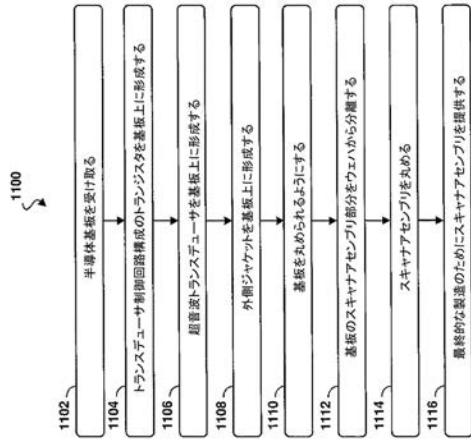


図 11

【 図 1 2 】

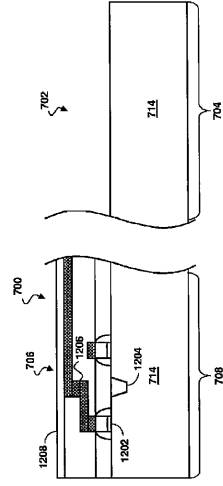


Fig. 12

【 図 1 3 】

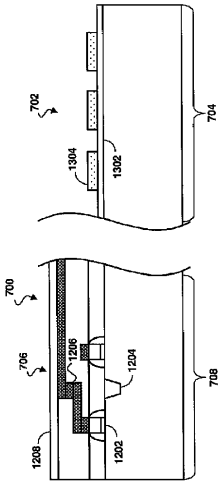


Fig. 13

【 図 1 4 】

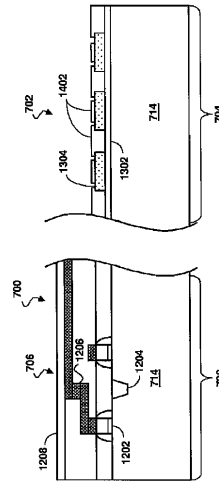


Fig. 14

【 15 】

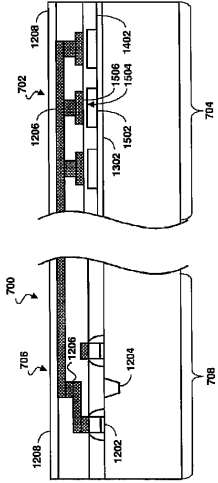


Fig. 15

【 16 】

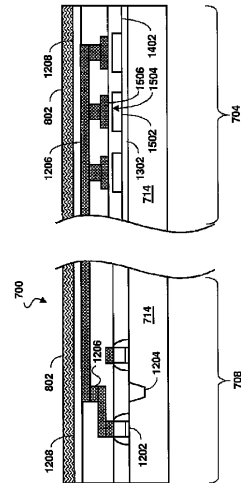


Fig. 16

【 17 】

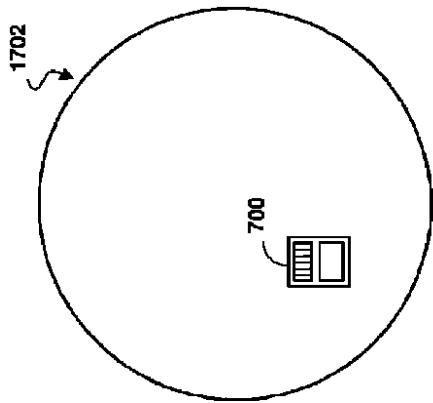


Fig. 17

【 18 A 】

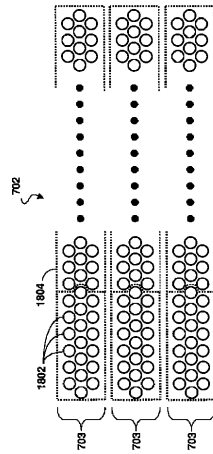


Fig. 18A

【 図 1 8 B 】

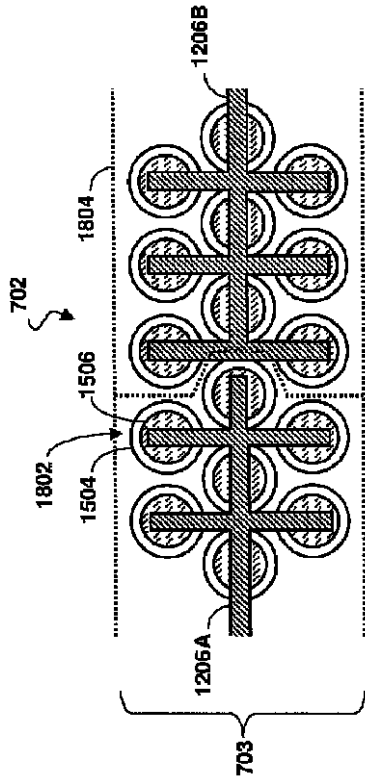


Fig. 18B

【 図 1 9 】

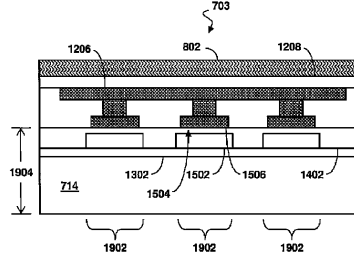


Fig. 19

【 図 2 0 】

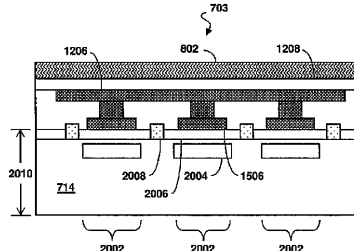


Fig. 20

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2015/055704
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. B06B1/06 A61B8/00 A61B8/12 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 G10K A61B H04R G01S H01L G01H		
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.
X	US 2010/262014 A1 (HUANG YONGLI [US]) 14 October 2010 (2010-10-14)	1-4, 7, 9, 10, 13, 14, 16-19, 22-31
Y	paragraph [0031] - paragraph [0060] figures 1-4, 13-16	5, 6, 8, 11, 12, 15, 20, 21, 32
Y	----- US 7 846 101 B2 (EBERLE MICHAEL J [US] ET AL) 7 December 2010 (2010-12-07) cited in the application column 7, line 12 - line 27 figure 2 column 10, line 5 - line 33 ----- -/--	5, 11, 12, 20, 32
<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 11 November 2015		Date of mailing of the international search report 18/11/2015
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 Breccia, Luca

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/055704

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2010/280388 A1 (HUANG YONGLI [US]) 4 November 2010 (2010-11-04) figure 9	6
Y	----- Don Isarakorn: "POUR L'OBTENTION DU GRADE DE DOCTEUR ÈS SCIENCES acceptée sur proposition du jury: Epitaxial Piezoelectric MEMS on Silicon", Thèse N. 4939(2011) - Faculté sciences at techniques de l'ingénieur - Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, 26 January 2011 (2011-01-26), XP055223303, Retrieved from the Internet: URL:http://infoscience.epfl.ch/record/155040/files/EPFL_TH4939.pdf [retrieved on 2015-10-23] page 94, line 19 - line 21	21
Y	US 2007/264732 A1 (CHEN JINGKUANG [US]) 15 November 2007 (2007-11-15)	8,15
A	paragraph [0025]	27
A	----- XUEFENG ZHUANG ET AL: "Fabrication of Flexible Transducer Arrays With Through-Wafer Electrical Interconnects Based on Trench Refilling With PDMS", JOURNAL OF MICROELECTROMECHANICAL SYSTEMS, IEEE SERVICE CENTER, US, vol. 17, no. 2, 1 April 2008 (2008-04-01), pages 446-452, XP011206589, ISSN: 1057-7157 paragraph [0001]	25
A	----- WONG K A ET AL: "Curved micromachined ultrasonic transducers", 2003 IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS. HONOLULU, HAWAII, OCT. 5 - 8, 2003; [IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS], NEW YORK, NY : IEEE, US, vol. 1, 5 October 2003 (2003-10-05), pages 572-576, XP010702127, DOI: 10.1109/ULTSYM.2003.1293468 ISBN: 978-0-7803-7922-0 paragraph [0003] - paragraph [0004]	25,26
A	US 2005/146247 A1 (FISHER RAYETTE A [US] ET AL) 7 July 2005 (2005-07-07) paragraph [0034] - paragraph [0050] paragraph [0062]	1,13,23
A	----- US 2013/310679 A1 (NATARAJAN SHYAM [US] ET AL) 21 November 2013 (2013-11-21) paragraph [0066] - paragraph [0067]	1,5,13,20,23

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2015/055704

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date			
US 2010262014	A1	14-10-2010	CN 101861127 A	13-10-2010		
			CN 101868185 A	20-10-2010		
			EP 2214560 A1	11-08-2010		
			EP 2217151 A1	18-08-2010		
			JP 5497657 B2	21-05-2014		
			JP 2011505205 A	24-02-2011		
			JP 2011505206 A	24-02-2011		
			US 2010262014 A1	14-10-2010		
			US 2010280388 A1	04-11-2010		
			WO 2009073752 A1	11-06-2009		
			WO 2009073753 A1	11-06-2009		
			-----			
			US 7846101	B2	07-12-2010	CA 2211196 A1
EP 0811226 A1	10-12-1997					
JP H11501245 A	02-02-1999					
US 7226417 B1	05-06-2007					
US 2007239024 A1	11-10-2007					
US 2011034809 A1	10-02-2011					
WO 9723865 A1	03-07-1997					
-----						
US 2010280388	A1	04-11-2010	CN 101861127 A	13-10-2010		
			CN 101868185 A	20-10-2010		
			EP 2214560 A1	11-08-2010		
			EP 2217151 A1	18-08-2010		
			JP 5497657 B2	21-05-2014		
			JP 2011505205 A	24-02-2011		
			JP 2011505206 A	24-02-2011		
			US 2010262014 A1	14-10-2010		
			US 2010280388 A1	04-11-2010		
			WO 2009073752 A1	11-06-2009		
			WO 2009073753 A1	11-06-2009		
			-----			
			US 2007264732	A1	15-11-2007	US 2007264732 A1
US 2013146995 A1	13-06-2013					
-----						
US 2005146247	A1	07-07-2005	DE 102004063707 A1	28-07-2005		
			JP 4795683 B2	19-10-2011		
			JP 2005210710 A	04-08-2005		
			US 2005146247 A1	07-07-2005		
-----						
US 2013310679	A1	21-11-2013	NONE			
-----						

## 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, 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, 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, UG, US

(71)出願人 515122402

ボルケーノ コーポレイション

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 2 1 3 0 , サンディエゴ, バレー センター ドライブ  
3 7 2 1 , スイート 5 0 0

(74)代理人 110001690

特許業務法人M & S パートナーズ

(72)発明者 コール ポール ダグラス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

Fターム(参考) 4C601 EE11 EE13 FE04 GB10 GB18 GB20 GB41

专利名称(译)	血管内超声成像设备，接口结构和制造方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017525449A</a>	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2017505216	申请日	2015-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司 火山公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡 火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡 火山公司		
[标]发明人	コールポールダグラス		
发明人	コール ポール ダグラス		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4494 A61B8/5207 A61B8/56 B06B1/0633		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FE04 4C601/GB10 4C601/GB18 4C601/GB20 4C601/GB41		
优先权	62/032368 2014-08-01 US		
其他公开文献	JP2017525449A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了固态超声成像设备，系统和方法。本公开的一些实施例特别涉及由基本上圆柱形的半导体衬底形成的紧凑且有效的超声换能器扫描器。在一些实施例中，血管内超声（IVUS）装置包括：超声扫描仪组件，其设置在柔性细长构件的远侧部分处，超声扫描仪组件包括半导体衬底，该半导体衬底具有在其上形成的多个晶体管。当超声扫描仪组件处于卷起形式时，半导体基板弯曲成具有基本上圆柱形的形状，并且当超声扫描仪组件处于卷起形式时，多个晶体管以圆柱形布置排列。在一个这样的实施例中，该装置还包括多个超声换能器，其形成在半导体基板上并且当超声扫描仪组件处于卷起形式时布置成圆柱形布置。

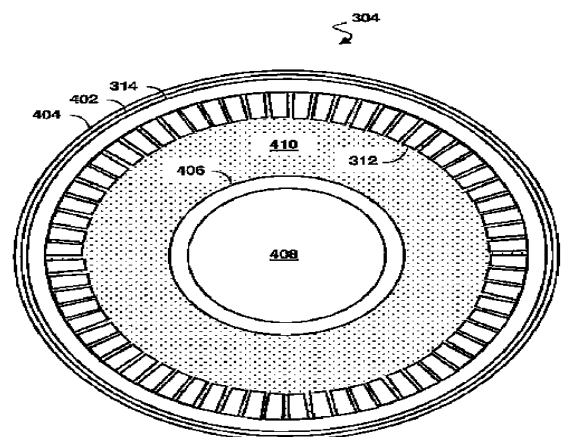


Fig. 5