

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6334561号
(P6334561)

(45) 発行日 平成30年5月30日(2018.5.30)

(24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 15 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2015-550702 (P2015-550702)
 (86) (22) 出願日 平成25年12月20日 (2013.12.20)
 (65) 公表番号 特表2016-501678 (P2016-501678A)
 (43) 公表日 平成28年1月21日 (2016.1.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/077044
 (87) 国際公開番号 W02014/105725
 (87) 国際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)
 審査請求日 平成28年12月20日 (2016.12.20)
 (31) 優先権主張番号 61/746,804
 (32) 優先日 平成24年12月28日 (2012.12.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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 921
 30, サンディエゴ, バレー センタ
 ー ドライブ 3721, スイート 5
 00
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 ポール・ダグラス・コール
 アメリカ合衆国 94306 カリフォルニア
 州パロ・アルト、エル・セントロ・ストリ
 ート3883

審査官 森口 正治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内超音波画像化装置、インターフェースアーキテクチャ、および製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

細長い可撓性部材と、

前記細長い可撓性部材の遠位部に配置されている超音波スキャナアセンブリであって、
 前記超音波スキャナアセンブリは超音波トランスデューサアレイを含む、超音波スキャナ
 アセンブリと、

前記細長い可撓性部材の近位部に配置されているインターフェース結合器と、

前記超音波スキャナアセンブリと前記インターフェース結合器との間で前記細長い可撓
 性部材の中に配置され、前記細長い可撓性部材の長さに沿って延伸するケーブルであって
 、前記ケーブルは、前記超音波スキャナアセンブリおよび前記インターフェース結合器を
 電氣的に結合する4つの導体を含み、前記超音波トランスデューサアレイの送信及び受信
 機能は前記4つの導体のみを介して制御され、前記4つの導体は、前記超音波スキャナア
 センブリの動作の間、前記超音波スキャナアセンブリに一定の第一の非ゼロ動作電圧を供
 給し、前記超音波スキャナアセンブリ及び前記インターフェース結合器の間に双方向通信
 を伝えるために、第一の信号対を伝える第1の導体対を含む、ケーブルと

を備える、

血管内超音波 (I V U S) デバイス。

【請求項 2】

前記ケーブルは、接地シールドをさらに備える、請求項 1 に記載のデバイス。

【請求項 3】

10

20

前記接地シールドは前記４つの導体のうちの少なくとも１つを囲む、請求項２に記載のデバイス。

【請求項４】

前記４つの導体のうちの少なくとも１つは前記接地シールドによって囲まれない、請求項３に記載のデバイス。

【請求項５】

前記超音波スキャナアセンブリは、論理デバイスおよび分圧器をさらに含む、請求項１に記載のデバイス。

【請求項６】

前記４つの導体のうちの第１の導体対は前記分圧器に電氣的に結合されており、前記第１の導体対は、前記分圧器に入力電圧を供給するように構成されている、請求項５に記載のデバイス。

10

【請求項７】

前記超音波スキャナアセンブリは、前記第１の導体対に電氣的に結合されている増幅器をさらに含む、請求項６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は、前記第１の導体対に電氣的に結合されているインターフェース復号器をさらに含む、請求項６に記載のデバイス。

【請求項９】

前記第１の導体対は、前記インターフェース結合器から前記インターフェース復号器へと制御信号を送信するように構成されている、請求項８に記載のデバイス。

20

【請求項１０】

前記超音波スキャナアセンブリは、トランスデューサ制御回路をさらに含み、前記トランスデューサ制御回路は、前記ケーブルおよび前記超音波トランスデューサに電氣的に結合されている、請求項１に記載のデバイス。

【請求項１１】

前記超音波トランスデューサおよび前記トランスデューサ制御回路はフレックス回路に電氣的および物理的に結合されている、請求項１０に記載のデバイス。

【請求項１２】

前記超音波スキャナアセンブリは、複数のトランスデューサ制御回路を含むコントローラ部分であって、前記コントローラ部分は前記超音波スキャナアセンブリの近位部に隣接して配置されている、コントローラ部分と、

30

複数の超音波トランスデューサを含むトランスデューサ部分であって、前記トランスデューサ部分は、前記超音波スキャナアセンブリの遠位部に隣接して配置されている、トランスデューサ部分と、

前記コントローラ部分と前記トランスデューサ部分との間に配置されている遷移部分とを含む、請求項１に記載のデバイス。

【請求項１３】

前記コントローラ部分は、第１の縦方向長さを有し、前記遷移部分は、第２の縦方向長さを有し、前記第２の縦方向長さは前記第１の縦方向長さ以下である、請求項１２に記載のデバイス。

40

【請求項１４】

前記複数のトランスデューサ制御回路は、９個のトランスデューサ制御回路から構成されている、請求項１３に記載のデバイス。

【請求項１５】

前記９個のトランスデューサ制御回路のうちの１つはマスタコントローラであり、残りの８個のトランスデューサ制御回路はスレーブコントローラである、請求項１４に記載のデバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、概して血管内超音波（ＩＶＵＳ）画像化に関し、特に、ソリッドステートＩＶＵＳ画像化システムに関する。様々な実施形態において、ＩＶＵＳ画像化システムは、送信／受信インターフェースコントローラによって制御される、圧電性ジルコン酸塩トランスデューサ（ＰＺＴ）、静電型超音波マイクロトランスデューサ（ＣＭＵＴ）、および／または圧電型超音波マイクロトランスデューサ（ＰＭＵＴ）のような、超音波トランスデューサのアレイを含む。たとえば、本開示のいくつかの実施形態は、ヒトの血管を画像化するのに特に適した送受信インターフェースコントローラを含むＩＶＵＳ画像化システムを提供する。

【 背景技術 】

10

【 0 0 0 2 】

血管内超音波（ＩＶＵＳ）画像化は、介入性心臓病学において、治療の必要性を判定し、治療介入を誘導し、かつ／またはその有効性を評価するための、人体内の病変血管、特に動脈のための診断ツールとして広く使用されている。ＩＶＵＳ画像化研究を実施するために、１つまたは複数の超音波トランスデューサを組み込んでいるＩＶＵＳカテーテルが血管内に入れられ、画像化されるべき領域へと誘導される。トランスデューサは、対象の血管の画像を作成するために、超音波エネルギーを放出および受信する。超音波は、組織構造（様々な層の血管壁など）、赤血球、および対象の他の特徴から生じる不連続性によって特に反射される。反射波からのエコーがトランスデューサによって受信され、患者インターフェースモジュール（ＰＩＭ）によってＩＶＵＳカテーテルに接続されているＩＶ

20

【 0 0 0 3 】

今日一般的に使用されているＩＶＵＳカテーテルには２つのタイプ、すなわち回転タイプおよびソリッド・ステート・タイプがある。一般的な回転ＩＶＵＳカテーテルについて、対象の血管内に挿入されるプラスチックシースの内部で回転する可撓性ドライブシャフトの先端に単一の超音波トランスデューサ素子が配置される。トランスデューサ素子は、超音波ビームが概してデバイスの軸に垂直に伝播するように方向付けられる。流体を充填されたシースが、超音波信号がトランスデューサから組織へと伝播し、また戻ることを可能にしながら、血管組織を回転するトランスデューサおよびドライブシャフトから保護する。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電圧パルスによって周期的に励起されて、超音波の短いバーストを放出する。その後、同じトランスデューサが、様々な組織構造から反射される、返ってくるエコーを聴く。ＩＶＵＳ画像化システムは、トランスデューサの単一の回転の間に発生する一連のパルス／取得サイクルから血管断面の二次元表示を組み立てる。

30

【 0 0 0 4 】

対照的に、ソリッドステートＩＶＵＳカテーテルは、トランスデューサ制御回路のセットに接続されているデバイスの外周の周りに分散されている超音波トランスデューサのアレイを含む超音波スキャナアセンブリを保持する。トランスデューサ制御回路は、超音波パルスを送信するための、および、エコー信号を受信するための個々のトランスデューサを選択する。一連の送信機 - 受信機対をステップスルーした後、ソリッドステートＩＶＵＳシステムは、機械的に走査されたトランスデューサ素子の効果を合成することができるが、部品を動かすことはない。回転する機械的要素がないため、このトランスデューサアレイは、血管外傷の危険性を最小限に抑えながら、血液および血管組織と直接接触して配置することができる。さらに、回転する要素がないため、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および標準的な取り外し可能電気コネクタを用いて画像化システムに直接有線接続することができる。

40

【 0 0 0 5 】

ＩＶＵＳカテーテル性能における１つの要因はカテーテルの敏捷性である。回転カテーテルは、シース内に含まれている可撓性回転ドライブシャフトに起因してコーナ周りで円

50

滑に前進する傾向にある。しかしながら、回転カテーテルは、ガイドワイヤに係合するために長い迅速交換チップを必要とすることが多く、長いチップはトランスデューサを含む画像化コアの前進を制限する場合がある。たとえば、これによって、カテーテルが、冠状動脈内のごく遠位の箇所に進められることが妨げられる場合がある。他方では、ソリッドステートＩＶＵＳカテーテルは、ガイドワイヤがスキナの内腔に入ることができるため、より短いチップを有することができる。しかしながら、ソリッドステート設計には、血管内の急に湾曲している辺りでカテーテルが前進する能力を制限する剛性セグメントを有するものがある。ソリッドステートＩＶＵＳカテーテルにはまた、トランスデューサアレイおよび関連電子機器を収容するために回転カテーテルよりも直径が大きい傾向もある。

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

既存のＩＶＵＳ画像化システムは有用であることが証明されているが、血管系へのアクセスを改善することを可能にするために、ソリッド・ステート・スキナの全体的な直径を低減し、カテーテルの剛性部分の長さを低減するために、ソリッド・ステート・スキナの設計を改善することが依然として必要とされている。そのように改善されても、システムの画像化性能はそのままであり得るか、または改善される場合さえある。トランスデューサ構造、電気インターフェース、ＩＶＵＳスキナ、ＩＶＵＳカテーテル、およびＩＶＵＳシステム全体、ならびに製造に使用される方法に対する改善が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

20

【０００７】

本開示の実施形態は、ソリッドステート血管内超音波画像化システムにおいてコンパクトで効率的な超音波スキナアセンブリおよび調整可能電気インターフェースユニットを提供する。

【０００８】

いくつかの実施形態において、血管内超音波（ＩＶＵＳ）デバイスが提供される。デバイスは、細長い可撓性部材と、細長い可撓性部材の遠位部に配置されている超音波スキナアセンブリであって、超音波スキナアセンブリは超音波トランスデューサアレイを含む、超音波スキナアセンブリと、細長い可撓性部材の近位部に配置されているインターフェース結合器と、超音波スキナアセンブリとインターフェース結合器との間で細長い可撓性部材の中に配置され、当該細長い可撓性部材の長さに沿って延伸するケーブルであって、ケーブルは、超音波スキナアセンブリおよびインターフェース結合器を電氣的に結合する４つの導体を含む、ケーブルとを備える。

30

【０００９】

いくつかの実施形態において、血管内超音波（ＩＶＵＳ）デバイスが提供される。デバイスは、細長い可撓性部材と、細長い可撓性部材の近位部に結合されている患者インターフェースモジュール（ＰＩＭ）結合器と、細長い可撓性部材の遠位部に結合されている超音波トランスデューサのアレイと、超音波トランスデューサのアレイに電氣的に結合されているトランスデューサアレイ制御回路と、コネクタとトランスデューサ制御回路との間で細長い可撓性部材の中に配置され、当該細長い可撓性部材の長さに沿って延伸するケーブルであって、ケーブルは、トランスデューサ制御回路およびコネクタを電氣的に結合する４つの導体を含む、ケーブルとを備える。

40

【００１０】

いくつかの実施形態において、血管内超音波（ＩＶＵＳ）デバイスが提供される。デバイスは、細長い可撓性部材と、細長い可撓性部材の近位部に配置されている患者インターフェースモジュール（ＰＩＭ）結合器と、細長い可撓性部材の遠位部に配置されている超音波スキナアセンブリと、超音波スキナアセンブリとインターフェース結合器との間で細長い可撓性部材の中に配置され、当該細長い可撓性部材の長さに沿って延伸するケーブルであって、ケーブルは、超音波スキナアセンブリおよびインターフェース結合器を電氣的に結合する４つの導体を含む、ケーブルとを備え、超音波スキナアセンブリは、

50

複数のトランスデューサ制御回路を含むコントローラ部であって、コントローラ部は超音波スキャナアセンブリの近位部に隣接して配置されている、コントローラ部と、複数の超音波トランスデューサを含むトランスデューサ部であって、トランスデューサ部は超音波スキャナアセンブリの遠位部に隣接して配置されている、トランスデューサ部と、コントローラ部とトランスデューサ部との間に配置されている遷移部とを含む。

【 0 0 1 1 】

いくつかの実施形態において、超音波スキャナアセンブリが提供される。スキャナアセンブリは、基板と、環状構成において基板上に配置されている複数の超音波トランスデューサと、基板上に配置されている複数のトランスデューサ制御回路とを備え、複数のトランスデューサ制御回路のトランスデューサ制御回路は、複数のトランスデューサ制御回路の隣接するトランスデューサ制御回路の第2の端部とインターフェースするように構成されている第1の端部を含む。

10

【 0 0 1 2 】

いくつかの実施形態において、超音波スキャナアセンブリを製造する方法が提供される。方法は、第1のコントローラ、第2のコントローラ、および第1のコントローラと第2のコントローラとの間に延伸し、それらのコントローラを接続する支持部材を含むスーパーダイを提供するステップと、第1のコントローラおよび第2のコントローラを回路基板に固定するステップと、第1のコントローラおよび第2のコントローラを回路基板に固定した後、第1のコントローラおよび第2のコントローラから支持部材を取り外すステップとを含む。

20

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施形態において、血管内超音波（IVUS）デバイスを製造する方法が提供される。方法は、コントローラ、犠牲領域、および確保領域を有する半導体デバイスを提供するステップと、1つまたは複数の凹状区画を画定するために犠牲領域の一部を除去するステップと、1つまたは複数の凹状区画の中に弾性材料を導入するステップと、半導体デバイス上に回路構造を形成するステップであって、回路構造は、弾性材料およびコントローラに接触し、それによって、コントローラは回路構造に電氣的に結合される、形成するステップと、回路構造から弾性材料を除去するステップと、超音波トランスデューサを回路構造に取り付けるステップとを含む。

30

【 0 0 1 4 】

いくつかの実施形態において、超音波画像化の方法が提供される。方法は、血管構造内にガイドワイヤを配置するステップと、ガイドワイヤを通じて血管内超音波（IVUS）デバイスを前進させるステップであって、IVUSカテーテルは超音波トランスデューサアレイを含む、前進させるステップと、4リードインターフェースを利用してIVUSカテーテルを操作するステップであって、当該操作は、超音波トランスデューサアレイのトランスデューサに、超音波波形を放出させるために実施される、操作するステップと、超音波波形の反射エコーに基づいてIVUSカテーテルによってエコーデータを生成するステップと、4リードインターフェースを利用してIVUSコンソールにエコーデータを提供するステップと、エコーデータを表示のために処理するステップとを含む。

40

【 0 0 1 5 】

いくつかの実施形態において、4ラインインターフェースおよび超音波トランスデューサを有する血管内超音波（IVUS）デバイスとインターフェースする方法が提供される。方法は、4ラインインターフェースの第1のライン対を介して第1の信号を送信するステップであって、第1の信号は、IVUSカテーテルの動作モードを構成する、送信するステップと、第1のライン対を介して第2の信号を送信するステップであって、第2の信号は、トランスデューサの超音波波形の放出および超音波波形の反射エコーの受信をトリガする、送信するステップと、第1のライン対を介して反射エコーに基づくエコーデータを受信するステップとを含む。

【 0 0 1 6 】

本開示のいくつかの実施形態は、スキャナをPIMおよびコンソールに接続する信号線

50

のセットを低減しながら、超音波機構の制御、および、受信信号の増幅を可能にするインターフェースアーキテクチャを利用する。信号線の数低減することによって、信号を搬送するケーブルの直径を低減することができ、これによって、カテーテル本体の直径が対応して低減することが可能になり得る。導体の数が低減することによってまた、ケーブルとスキャナとの間の接合部のサイズも低減し、それによって、プロファイルの低減が促進され、小血管へのアクセスの向上につながる。さらに、導体の数を低減することによって、ケーブル内においてゲージの大きい導体を使用することも可能にすることができ、これによってデバイスの耐久性を向上し、信号劣化を低減することができる。強化されたシリアル通信方式によって、PIMとトランスデューサとの間の4リードケーブルにさらなる導体を追加することなく、柔軟性および高度な特徴も提供される。本開示のさらなる実施形態は、ケーブルインピーダンス整合も可能にする。このように、インターフェースアーキテクチャは平衡伝送線をサポートし、各伝送線は、画像内にアーティファクトおよび劣化を引き起こす可能性がある周波数応答の反射および歪みを最小限に抑えるために適切に終端されている。

【0017】

本開示のいくつかの実施形態は、クロストーク、結合、および他の伝送線の効果低減するように、制御配線を構成する。たとえば、4導体ケーブルは、対角方向の導体対が独立した伝送線を形成する「星形」構成に配置することができる。この構成において、対角方向信号対間の干渉、線路損失、および結合が、それらの配置の対称性によって最小限に抑えられる。本開示の実施形態はまた、平衡差動対としての役割を果たすように制御配線を構成する。平衡対は、電磁干渉(EMI)に対する感受性を阻害するとともに、他のデバイスからの外部干渉に対するシステムの影響の受けやすさを低減する。いくつかの実施形態において、4導体インターフェースケーブルは、EMIおよび外部干渉に対する影響の受けやすさをさらに抑制するために、接地シールドを組み込んでいる。

【0018】

本開示の実施形態は、スキャナアセンブリのサイズを低減するために、改善された回路設計および改善された電気インターフェースを活用する。スキャナアセンブリは剛性であるため、長さを低減することによってより応答性の高いデバイスが作成される。スキャナの長さは一部では、コントローラのサイズおよび形状、ならびに、スキャナのトランスデューサ領域とコントローラ領域との断面形状の差に対応するための遷移ゾーンの必要性によって決まる。8個、9個、16個またはそれ以上のトランスデューサ制御回路を利用するいくつかの実施形態において、コントローラ領域の断面形状は、トランスデューサ領域のほぼ円形の断面形状をより近密に近似する。これによって、2つの領域の間の遷移ゾーンをより短くし、スキャナ全体の長さをより短くすることが可能になる。結果もたらされるデバイスはより柔軟であり、それゆえ、複雑な血管分岐を通じて走査することが可能である。

【0019】

いくつかの実施形態は、制御回路にスーパーダイ製造構成を利用する。スキャナ制御回路を備える複数のダイが、単一の基板上に複数のダイを組み込んだ単一のスーパーダイとして製造される。その後、ダイは後にスーパーダイから離される。たとえば、ダイは、可撓性回路基板に取り付けられた後に分割されてもよい。スーパーダイは、トランスデューサ制御回路のようなデバイスのアレイの精密な間隔および向きを維持する取り外し可能支持構造を含んでもよい。これによって、組み立て中の配置精度が向上し、手作業の組み立ての代わりに自動製造ツールを使用することが可能になる。同様に、精度が向上することによって、より小さい構成要素を使用することが可能になる。さらに、複数のコントローラをグループとして組み立てることによって、組み立て時間が節約される。

【0020】

さらなる実施形態は、トランスデューサ構成要素を製造するのに使用される半導体ウェハ上に回路構造を形成するために微細加工プロセスを利用する。ウェハ上に回路構造を形成することによって、精密な半導体技法を使用することが可能になり、その結果、接続が

10

20

30

40

50

より均一になり、位置合わせの問題が劇的に少なくなる。これによって、半導体デバイスをフレックス回路上に位置合わせして取り付ける必要もなくなる。一旦ウェハから解放される代わりに、柔軟な基板がフレックス回路に取って代わる。そのような一実施形態において、ウェハの残りのセグメントが、柔軟な基板に接合されるべき任意の追加のデバイスを位置合わせするのに使用される。

【0021】

本開示の追加の態様、特徴、および利点が、以下の詳細な説明から明らかとなる。

【0022】

本開示の例示的な実施形態を、添付の図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

10

【0023】

【図1】本開示の一実施形態による画像化システムの概略図である。

【図2】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簡略概略図である。

【図3】本開示の一実施形態によるインターフェース復号器の簡略概略図である。

【図4】本開示の一実施形態によるPIM+/-対を利用して超音波スキャナアセンブリへデータを送信するための例示的なプロトコルのタイミング図である。

【図5】本開示の一実施形態によるケーブルの断面図である。

【図6】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が平坦な形態で示されている上面図である。

【図7】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。

20

【図8a】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8b】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一部が巻かれた形式で示されている長手方向斜視図である。

【図10】本開示の一実施形態によるスーパーダイを利用して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11】本開示の一実施形態によるIVUS画像化デバイスに使用するためのスーパーダイの簡略上面図である。

30

【図12】本発明の設計の一実施形態による、図11に示す軸に沿ってとられたスーパーダイの簡略断面図である。

【図13】本開示の一実施形態による一製造段階における超音波スキャナアセンブリの一部の上面図である。

【図14】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ウェハベースの微細組み立ての方法の流れ図である。

【図15】本開示の一実施形態による微細組み立ての一段階における半導体デバイスの一部の上面図である。

【図16】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、本開示の一実施形態による方法の一段階における半導体デバイスの側断面図である。

40

【図17】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、基板の弾性材料充填エッチング領域を示す図16のものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図18】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、基板上に形成された相互接続を有する図17のものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図19】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、相互接続セット上に形成された柔軟なフィルムを示す図

50

18のものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図20】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、ウェハ薄化プロセスを受けている基板を示す図19のものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図21a】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、弾性材料を除去した後の基板を示す図20のものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図21b】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、超音波スキャナアセンブリが超音波トランスデューサを含む図21aのものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

10

【図22】本開示の一実施形態による微細組み立ての方法の一段階における半導体デバイスの簡略側断面図であり、特に、取り付けられた基板の領域を除去した後の図21bのものと同様の半導体デバイスの側断面図である。

【図23】本開示の一実施形態による微細組み立ての一段階における半導体デバイスの一部の上面図である。

【図24】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25】本開示の一実施形態によるIVUSカテーテルを利用する方法の流れ図である。

【図26】本開示の一実施形態による動作時のIVUSの概略図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0024】

本開示の原理の理解を促進する目的のために、ここで、図面に示されている実施形態を参照し、これを説明するために特定の文言を使用する。それにもかかわらず、本開示の範囲に対する限定は意図されていない。記載されているデバイス、システム、および方法に対する任意の代替形態およびさらなる変更形態、ならびに、本開示の原理の任意のさらなる応用形態が、当業者に通常想起されるように完全に企図されており、本開示の中に含まれる。たとえば、IVUSシステムが心臓血管画像化に関して説明されているが、この応用形態に限定されるようには意図されていないことが理解される。システムは、密閉空洞内の画像化を必要とする任意の応用形態に等しくよく適している。特に、一実施形態に関連して説明されている特徴、構成要素、および/またはステップが、本開示の他の実施形態に関連して説明されている特徴、構成要素、および/またはステップと組み合わせられてもよいことが、完全に企図されている。しかしながら、簡潔にするために、これらの組み合わせが、別々に多数回反復して説明されることはない。

30

【0025】

図1は、本開示の一実施形態による血管内超音波（IVUS）画像化システム100の概略図である。本開示のいくつかの実施形態において、IVUS画像化システム100は、圧電性ジルコン酸塩トランスデューサ（PZT）ソリッドステートIVUS画像化システムである。いくつかの実施形態において、システム100は、静電型超音波マイクロトランスデューサ（CMUT）、および/または圧電型超音波マイクロトランスデューサ（PMUT）を組み込んでいる。IVUS画像化システム100は、IVUSカテーテル102、患者インターフェースモジュール（PIM）104、IVUSコンソールもしくは処理システム106、および/またはモニタ108を含んでもよい。

40

【0026】

高レベルにおいて、IVUSカテーテル102は、デバイスの先端にあるスキャナアセンブリ110から超音波エネルギーを放出する。超音波エネルギーは、スキャナ110を取り巻く組織構造によって反射され、組織からのエコー信号がスキャナ110によって受信および増幅される。

【0027】

PIM104は、スキャナアセンブリ110の動作を制御するために、IVUSコンソ

50

ール106とIVUSカテーテル102との間の信号の通信を促進する。これは、スキャナを構成して送信機回路をトリガするための制御信号を生成することと、スキャナアセンブリ110によってキャプチャされるエコー信号をIVUSコンソール106に転送することを含む。エコー信号に関して、PIM104は受信信号を転送し、いくつかの実施形態において、信号をコンソール106に送信する前に予備信号処理を実施する。そのような実施形態の例において、PIM104は、データの増幅、フィルタリング、および/または集約を実施する。一実施形態において、PIM104はまた、スキャナ110内の回路の動作をサポートするための高および低電圧DC電力をも供給する。

【0028】

IVUSコンソール106は、PIM104によってスキャナ110からエコーデータを受信し、スキャナ110を取り巻く組織の画像を作成するためにデータを処理する。コンソール106はまた、画像をモニタ108に表示することもできる。

【0029】

いくつかの実施形態において、IVUSカテーテルは、Volcano Corporationから市販されているEagleEye（登録商標）カテーテルおよび参照によりその全体が明細書に組み込まれる米国特許第7,846,101号明細書に開示されているもののような従来のソリッドステートIVUSカテーテルと同様のいくつかの特徴を含む。たとえば、IVUSカテーテル102は、デバイス102の遠位端にある超音波スキャナアセンブリ110と、デバイス102の長手方向本体に沿って延伸するケーブル112とを含む。ケーブル112は、デバイス102の近位端にあるコネクタ114において終端する。コネクタ114は、ケーブル112をPIM104に電気的に結合し、IVUSカテーテル102をPIM104に物理的に結合する。一実施形態において、IVUSカテーテル102は、ガイドワイヤ出口ポート116をさらに含む。したがって、いくつかの事例において、IVUSカテーテルは迅速交換カテーテルである。ガイドワイヤ出口ポート116は、デバイス102を血管120を通じて誘導するために、ガイドワイヤ118が遠位端に向かって挿入されることを可能にする。血管120は、画像化され得、たとえば、限定ではないが、肝臓、心臓、腎臓、胆嚢、脾臓、肺を含む臓器、ダクト、腸、脳、硬膜嚢、脊柱および末梢神経を含む神経系構造、尿路、ならびに身体の血液系または他の系内の弁を含むことができる生体内の天然および人口の両方の、流体を充填されたまたは流体に取り囲まれた構造を表す。天然構造の画像化に加えて、画像はまた、限定ではないが、心臓弁、ステント、シャント、フィルタおよび身体内に位置付けられる他のデバイスのような人口構造の画像化をも含んでもよい。一実施形態において、IVUSカテーテル102はまた、遠位先端付近の膨脹可能バルーン部分122をも含む。バルーン部分122は、IVUSカテーテルの長さをたどり、膨脹ポート（図示せず）において終端するルーメンに対して開いている。バルーン122は、膨脹ポートを介して選択的に膨脹および収縮され得る。

【0030】

IVUSカテーテル102は、狭い通路の中から高解像度画像化を可能にするように設計されている。IVUS画像化デバイスの性能を現行技術水準と比較して進歩させるために、本開示の実施形態は、広い帯域幅（>100%）をもたらし、PMUTのような高度なトランスデューサ技術を組み込む。帯域幅が広いことは、半径方向において最適な解像度を達成するために短い超音波パルスを生成するのに重要である。PMUTおよび他の高度な超音波トランスデューサ技術によって与えられる解像度の向上によって、より良好な診断精度が促進され、異なる組織型を区別する能力が強化され、血管腔の境界を正確に画定する能力が強化される。本開示の実施形態はまた、柔軟性を向上させ、直径を低減しており、操作性が増大し、患者の安全性および快適性の向上がもたらされている。特定の実施形態はまた、デバイス102を製造する、より高速で、より正確で、より費用のかからない方法も提供する。

【0031】

図2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110の簡略概略図であ

10

20

30

40

50

る。従来の設計とは対照的に、この実施形態は、必要とされる信号線がより少ない、改善されたトランスデューサインターフェースを提供し、それによって、トランスデューサを操作するのに必要とされる導体の数が低減される。スキャナ 110 は 6 つの主要ブロック、すなわち、インターフェース復号器 202 と、送信コントローラ 204 と、受信コントローラ 206 と、ドライバおよびマルチプレクサアレイ 208 と、超音波トランスデューサ 210 と、エコー増幅器 212 とを含む。物理的实施態様において、スキャナ 110 の主要なブロックのいずれかは、1 つまたは複数の別個の集積回路チップに分割されてもよい。

【0032】

スキャナ 110 は 4 つの入力を受信する。高電圧信号が高電力ドライバ回路に DC 電圧を供給し、高電力ドライバ回路は、送信モードにあるときに超音波トランスデューサ 210 に給電する。GND 信号が、スキャナ回路の共通接地を提供する。残りの入力、すなわち、PIM+ および PIM- は、双方向性多目的信号の差動対である。いくつかの実施形態において、PIM+ / - 信号対は、(1) スキャナ 110 の回路を駆動するための低電圧 DC 電力 (V_{dd}) を供給し、(2) 送信コントローラ 204、受信コントローラ 206、およびマルチプレクサアレイ 208 の構成を可能にするためのシリアル通信チャンネルとして動作し、(3) プログラム可能性およびステータス報告のような高度な機能をサポートするためのシリアル通信チャンネルとして動作し、(4) スキャナ上に含まれる送信機およびタイミング回路を起動するための PIM 104 からの平衡差動信号として送信トリガパルスを搬送し、(5) 平衡出力信号をエコー増幅器 212 から PIM 104 へと誘導するのに使用される。

【0033】

動作電圧を供給するために、PIM+ / - 差動対は、式 $V_{dd} = (V_{PIM+} + V_{PIM-}) / 2$ によって説明されるように、グランド (GND) に対して実質的に一定の共通モードオフセット電圧を維持する。

【0034】

V_{dd} は、スキャナ 110 の低電圧回路に給電するために供給される電圧であり、これらの回路は一般的に、電力送達ドライバ以外の回路を含む。 V_{PIM+} は PIM+ 入力の電圧であり、 V_{PIM-} は PIM- 入力の電圧である。いくつかの事例において、 V_{dd} は約 1.2 V ~ 約 5.0 V である。一例において、 V_{dd} は 3.3 V DC である。一定のオフセット電圧を維持することによって、PIM+ / - 対は、記載されている他の機能もサービスしながら、スキャナ 110 の回路に給電するのに使用することができる。

【0035】

上述した構成データ、制御データ、および / または送信トリガを含むデータをスキャナに搬送するために、PIM+ / - 対は、3 状態符号化を利用してもよい。たとえば、PIM+ / - 対は、3 つの有効な状態、すなわち、正 (V_{PIM+} = ハイ、 V_{PIM-} = ロー)、負 (V_{PIM+} = ロー、 V_{PIM-} = ハイ)、およびアイドル ($V_{PIM+} = V_{PIM-} = V_{dd}$) に限定されてもよい。いくつかの事例において、ロー状態は $0\text{ V} \sim 0.5 \times V_{dd}$ として定義され、ハイ状態は $1.5 \times V_{dd} \sim 2 \times V_{dd}$ として定義され、アイドル状態は $V_{dd} \sim 1.25 \times V_{dd}$ として定義される。 $V_{dd} = 3.3\text{ V}$ である例示的な実施形態において、PIM+ および PIM- の各々は、 $3.3\text{ V}_{p-t-p} \sim 6.6\text{ V}_{p-t-p}$ の最高最低振幅、または $6.6\text{ V} \sim 13.2\text{ V}$ に及ぶ差動電圧を有し得る。一般的に、これらの信号振幅は、 V_{dd} 供給電圧に比例したスケールを有する。

【0036】

これらのハイ値、ロー値、およびアイドル値は、シリアルデータプロトコルを実施するのに使用される。PIM+ / - 対は必ずしも関連付けられたクロックを有するとは限らないため、いくつかの実施形態は、非同期シリアルプロトコルを利用する。例示的な非同期プロトコルは、マンチェスタ符号、ゼロ復帰 (RZ)、および非同期非ゼロ復帰 (NRZ) を含む。ビットレートの範囲は、PIM+ / - 対について約 10 MHz ~ 60 MHz が企図されており、20 MHz の例示的なビットレートが与えられる。しかしながら、他の

ビットレートがサポートされることは理解される。

【 0 0 3 7 】

したがって、P I M + / - ラインを介して搬送されるシリアルデータは、限定ではないが、指定される送信および受信トランスデューサ、ならびに、放出される波形の長さ、持続時間、周波数、および他の特性を含む、スキャナ 1 1 0 の 1 つまたは複数の態様を構成するのに使用することができる。そうするために、インターフェース復号器 2 0 2 は、3 状態符号化 P I M + / - 信号を、送信コントローラ 2 0 4、受信コントローラ 2 0 6、および他の関連回路のために 2 値制御信号に変換し得る。

【 0 0 3 8 】

一例において、P I M + / - 入力を介して受信される構成データは、送信および受信トランスデューサを選択する。インターフェース復号器 2 0 2 は、3 状態 P I M + / - 命令を 2 進値に変換する。送信コントローラ 2 0 4 および受信コントローラ 2 0 6 内にアドレス指定可能送信および受信レジスタを組み込んだいくつかの実施形態において、2 進値は、1 つまたは複数のトランスデューサをイネーブルする、レジスタのためのアドレスを含む。このように、2 進値内に含まれるアドレスが、後続の超音波画像化のための送信および受信トランスデューサを選択する。シフト送信および受信レジスタを組み込んだいくつかの実施形態において、2 進値は、指定されるトランスデューサをイネーブルするために、レジスタのうちの 1 つまたは複数を通じてアクティブ論理値をシフトする。いくつかのそのような実施形態において、2 進値は、各シフトレジスタと関連付けられるクロック、負荷、およびシフト方向入力に対応する。

【 0 0 3 9 】

送信トリガもまた、P I M + / - 入力を介して受信される。送信トリガは、ドライバ回路の 1 つまたは複数のチャンネルを起動することによって、超音波送信を開始する。これに応答して、ドライバは 1 つまたは複数の選択された送信トランスデューサに起動信号を送って、選択されたトランスデューサ（複数の場合もあり）が超音波波形を生成するようにする。波形はスキャナ 1 1 0 付近およびその周囲の組織および他の構造によって反射され、マルチプレクサアレイ 2 0 8 によって選択される 1 つまたは複数の受信トランスデューサによってキャプチャされる超音波エコーが生成される。

【 0 0 4 0 】

いくつかの実施形態において、P I M + / - 対は、指定された受信トランスデューサ（複数の場合もあり）2 1 0 によってキャプチャされたエコー信号を、スキャナ 1 1 0 から P I M 1 0 4 へと送信する。エコーから選択された受信トランスデューサによって生成される電気信号が、マルチプレクサアレイ 2 0 8 によってエコー増幅器 2 1 2 にルーティングされる。図示されている実施形態において、エコー増幅器 2 1 2 は差動増幅器であるが、他の増幅器タイプが企図されている。エコー増幅器 2 1 2 の出力は P I M + / - 対に連結されている。P I M + / - ライン上の入来信号の完全性を保証するために、エコー増幅器 2 1 2 は、出力インピーダンスがケーブル終端抵抗 2 1 4 よりもはるかに高い高インピーダンス差動電流源出力段を有してもよい。エコーデータの歪みを回避するために、エコー増幅器 2 1 2 の入力もまた、高入力インピーダンスを有してもよい。いくつかの実施形態において、超音波トランスデューサ 2 1 0 が高インピーダンス負荷（増幅器入力など）を駆動するときには相当の電圧を生成することが可能であり得るため、エコー増幅器 2 1 2 は高電圧を生成する必要がない。しかしながら、たとえ 1 の電圧利得であっても、増幅器は、デバイス 1 0 2 の長さに沿って延伸するケーブル 1 1 2 の低（たとえば、約 1 0 0 Ω）特性インピーダンスに起因して相当の電力利得（たとえば、約 1 6 d B）をもたらす。

【 0 0 4 1 】

P I M + / - 対は、ケーブル 1 1 2 にわたって伝播する信号のケーブル反射および歪みを最小限に抑えるための平衡差動終端を形成する一対の抵抗器 2 1 4 によって、スキャナ 1 1 0 内で終端される。一般的に、全差動抵抗は、ケーブル 1 1 2 の特性インピーダンスに一致する。いくつかの事例において、線路抵抗は、5 0 ~ 1 0 0 Ω の範囲内にあり、例示的な抵抗は約 7 5 Ω である。いくつかの実施形態において、抵抗器 2 1 4 によってもた

10

20

30

40

50

らされる終端抵抗は、ケーブルの特性インピーダンスよりも大きくてもよい。そのような実施形態は、終端抵抗器 214 のより高い抵抗と関連付けられるより低い損失から受益しながら、ケーブル特性インピーダンスに対する一致が不完全であることから生じる場合がある共鳴を抑制するために PIM 終端およびケーブル損失に依拠し得る。

【0042】

抵抗器 214 はまた、 V_{dd} 動作電圧の生成にも使用されてもよい。したがって、いくつかの実施形態において、抵抗器 214 は、分圧器を形成する。図示されている実施形態において、PIM+/- 対は、上述したように、固定差動オフセット電圧を維持する。分圧器は、PIM+/- 対の midpoint に等しい電圧を生成し、それによって、動作電圧 V_{dd} を供給する。電圧スイングを抑制するために、1 つのそのような実施形態において、分圧器はキャパシタ 216 を含む。例示的なキャパシタ 216 はほぼ 100 pF 程度である。

10

【0043】

図 3 は、本開示の一実施形態によるインターフェース復号器 202 の簡略概略図である。いくつかの実施形態において、線受信機 302 が、3 状態 PIM+/- 差動信号対を 2 値信号に変換する。そのような実施形態において、これは、ヒステリシスの整流、デバウンシング、および/または PIM+/- のフィルタリングを含み、PIM+/- 信号を交流電圧領域に変換することをさらに含んでもよい。その後、関連付けられる 2 進 PIM 値が線受信機 302 から状態機械 304、直並列変換器 306、および送信ロジック 308 に送信される。状態機械 304 は、PIM+/- データがスキャナアセンブリ 110 および/または送信トリガを構成するためのコマンドを示すか否かを判定する。いくつかの実施形態において、データシーケンスの最初のビットが、入来データがコマンドまたは送信トリガであるか否かを判定することに留意されたい。代替の実施形態において、すべてのデータシーケンスがコマンドとして取り扱われ、送信トリガはコマンドセット内の特定のコマンドである。

20

【0044】

構成コマンドに対応するデータシーケンスについて、直並列変換器 306 は直列 PIM+/- データを並列化し、これをコマンド復号器 310 に提供する。コマンド復号器 310 はその後、対応する制御信号を判定する。例示的な制御信号は、限定ではなく、Reset (リセット)、TX Clock (送信クロック)、TX Load (送信負荷)、RX Clock (受信クロック)、RX Load (受信負荷)、および Left/Right (左/右) (シフト制御) を含む。送信トリガに対応するデータシーケンスについて、状態機械 304 は、送信ロジック 308 をイネーブルする。これにตอบสนองして、送信ロジック 308 は、1 つまたは複数の選択されるトランスデューサを駆動して、超音波波形を放出し、1 つまたは複数の受信トランスデューサを起動する。

30

【0045】

図 4 は、本開示の一実施形態による PIM+/- 対を利用してスキャナヘータを送信するための例示的なプロトコルのタイミング図である。図示されている例示的なプロトコルにおいて、スキャナ 110 は信号 IDLE__STATE (アイドル状態) によって示されるアイドル状態において開始する。IDLE__STATE、COMMAND__STATE (コマンド状態)、および TRANSMIT__STATE (送信状態) は、3 つの個別の動作状態を表す状態機械 304 内部の信号である。

40

【0046】

例示的なプロトコルにおいて、コマンドは、PIM+/- 対を介して負値を送信することによって示される ($V_{PIM+} = \text{ロー}$ 、 $V_{PIM-} = \text{ハイ}$)。そのようなコマンド命令は、時刻 T1 において開始して示されている。初期の負状態は、状態機械 304 に、IDLE__STATE から COMMAND__STATE に遷移するよう指示する。その後、PIM+/- 対の値の後続のシーケンスは、構成コマンドを指定し発行するコマンドコードとして取り扱われる。例示的なコマンドコードは 4 ビット長であるが、任意の長さのコマンドコードがサポートされる。コマンドコードは、アクティブな送信機および受信機の対を定義し、超音波放出のための波形特性を決定し、および/または他のデバイス挙動を構成するの

50

に使用され得る。コマンドコードが送信された後、 $PIM+$ / - 対はアイドルに戻る。状態機械 304 は、データレートよりも大幅に長い期間、たとえば、 $1.0 \mu sec$ の後タイムアウトし、 $IDLE_STATE$ に戻る。このタイムアウト機能は、始動中または過渡信号の場合に同期を維持する一助となり得る。

【0047】

例示的なプロトコルにおいて、超音波波形を放出するためのトリガ命令が、 $PIM+$ / - 対上で正値を送信することによって発行される ($V_{PIM+} = \text{ハイ}$ 、 $V_{PIM-} = \text{ロー}$)。例示的なコマンド命令は、時刻 $T2$ において開始して示されている。トリガ命令は、送信パルスのパルス幅およびサイクルの数を定義する一連のトリガパルスを含んでもよい。 $PIM+$ / - 対が一定期間、たとえば、 $1.0 \mu sec$ にわたってアイドルに戻った後、状態機械 304 が $IDLE_STATE$ に戻る。

10

【0048】

$PIM+$ / - 対がアイドルである ($V_{PIM+} = V_{PIM-} = V_{dd}$) 任意の時点において、エコー増幅器 212 が使用されて、エコー信号が $PIM+$ / - 対を介してスキャナ 110 から $PIM104$ へと駆動され得る。例示的なエコー信号は、時刻 $T3$ において開始して示されている。

【0049】

図 5 は、本開示の一実施形態によるケーブル 112 の断面図である。ケーブルは、4 つの導体 502、504、506、および 508 を含む。導体 502 および 504 はそれぞれ、 $PIM104$ とスキャナ 110 との間の第 1 の動作電圧 (高電圧) および接地 (GN DD) の送信のために指定されている。一実施形態において、導体 502 および 504 はまた、502 および 504 信号対の共通モード電圧の間ならびに / または 506 および 508 信号対の共通モード電圧の間の過渡電圧スパイクを抑制する分布容量も提供する。一例として 3 m ケーブルは、 $40 \sim 160 pF/m$ の一般的な容量を有し得る。

20

【0050】

導体 506 および 508 はそれぞれ $PIM+$ および $PIM-$ に指定されている。 $PIM+$ および $PIM-$ は双方向性多目的信号である。図 3 および図 4 を参照して開示されているように、 $PIM+$ / - 対は、スキャナ 110 を構成し、超音波放出および受信ならびにスキャナ 110 から $PIM104$ への受信エコーデータの送信を開始する。図示されている実施形態において、導体 502、504、506、および 508 は星形構成に配置されている。反対の極性の導体を対にすることによって (たとえば、導体対 502 および 504 ならびに導体対 506 および 508)、星形構成は外部干渉、クロストーク、および信号歪みを低減する。より多くの導体を必要とするインターフェース設計と比較して、ケーブル 112 は、そのような設計よりも小さい直径を有する。事実、星形のようなツイストペアが占有する円筒空間は、同じサイズの導体のツイストペアよりもわずかに大きい (20% 大きい直径) だけである。

30

【0051】

導体の数を 4 に低減することによって、ケーブルの剛性も低減する。したがって、一実施形態において、4 導体ケーブルを含むデバイスは、7 導体束を含む同様のデバイスよりも柔軟である。加えて、さらなる実施形態において、4 導体ケーブルは、よりゲージの狭いデバイス本体を使用することを可能にする。たとえば、4 導体ケーブルは、直径が $3 Fr$ 以下のカテーテルを使用可能にし得る。多くのバルーンおよびステントカテーテルがこの範囲内に入るため、そのようなサイズは介入性心臓病学用途に好ましい。撓骨動脈アクセス手技は一般的に従来の大腿骨動脈アクセスと比較してよりゲージの小さいガイドカテーテルを使用するため、 $3.5 Fr$ を下回るデバイスが撓骨動脈アクセス手技には好ましい。

40

【0052】

一実施形態において、4 導体ケーブル 112 は、スキャナ 110 において、より多くの導体を有するケーブルよりも小さい接触領域を必要とする。デバイス 102 の組み立て中、接触領域は、巻き工程中のスキャナ 110 の形状に一致しない場合がある。この結果と

50

して、接触領域に膨出部が生じ得る。膨出部はデバイス 102 の外径を増大させ得、これによってデバイス 102 が狭窄部分を通過することが妨げられ得る。内向きに突出した膨出部はガイドワイヤに衝突し、デバイスが所望の箇所へ円滑に進むのを妨げる可能性がある。一実施形態において、より小さい接触領域が 4 導体ケーブル 112 とともに使用されることによって、そのような膨出部の形成が大幅に低減するか、またはなくなる。

【0053】

一実施形態において、ケーブル 112 は、一般的な 7 導体伝送線構成よりも太い導体を組み込む。7 線束と同等の直径の 4 線束は、断面積がほぼ 2 倍、抵抗がほぼ半分の個々の導体を有し得る。たとえば、一般的な 7 導体束は、44 AWG ゲージワイヤを利用し得る。44 AWG ワイヤは柔軟ではあるが壊れやすく、操作が難しく、抵抗が高い。対照的に、同等の 4 導体ケーブル 112 は、41 AWG ゲージワイヤを利用し得る。ワイヤゲージが増大することによって、耐久性が増大して抵抗が低減し、それによって信号品質を向上させることができる。

【0054】

信号送信をさらに改善して電磁干渉 (EMI) を含む干渉ならびに導体間の雑音およびクロストークを低減するために、導体 502、504、506、および 508 は、接地シールド 510 によって個々に絶縁されてもよい。接地シールド 510 は、導体内の誘導電圧を低減し、線路損失を低減する。いくつかの実施形態において、ケーブル 112 は、外側接地シールド 512 を含む。これらの電気絶縁手段は、単独でまたはよりゲージの大きい導体と組み合わせるのいずれかで、ケーブル 112 が、振幅および忠実度がより大きく、歪みおよび干渉が低減された信号を搬送することを可能にする。

【0055】

図 6 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 110 の一部の上面図である。図 6 は、超音波スキャナアセンブリ 110 をその平坦な形態で示す。アセンブリ 110 は、フレックス回路 606 に取り付けられているトランスデューサアレイ 602 およびトランスデューサ制御回路 604 (コントローラ 604a および 604b を含む) を含む。共通の参照符号によって示されているように、トランスデューサアレイ 602 の超音波トランスデューサ 210 は、図 2 を参照して開示されているものと実質的に同様である。トランスデューサアレイ 602 は、任意の数およびタイプの超音波トランスデューサ 210 を含んでもよいが、明瞭にするために、図 6 には限られた数の超音波トランスデューサしか示していない。一実施形態において、トランスデューサアレイ 602 は、64 個の個々の超音波トランスデューサ 210 を含む。さらなる実施形態において、トランスデューサアレイ 602 は、32 個の超音波トランスデューサを含む。他の数が企図されるとともに、提供される。一実施形態において、トランスデューサアレイ 602 の超音波トランスデューサ 210 は、たとえば、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる米国特許第 6,641,540 号明細書に開示されているような、ポリマー圧電材料微小電気機械システム (MEMS) 基板上に作製される圧電型超音波マイクロトランスデューサ (PMUT) である。代替の実施形態において、トランスデューサアレイは、バルク PZT トランスデューサのような圧電性ジルコン酸塩トランスデューサ (PZT)、静電型超音波マイクロトランスデューサ (cMUT)、単結晶圧電材料、他の適切な超音波送信機および受信、ならびに / またはそれらの組み合わせを含む。

【0056】

図示されている実施形態において、64 個の超音波トランスデューサ 210 を有するスキャナ 110 は、9 個のトランスデューサ制御回路 604 を含み、そのうち 5 個が図示されている。8 個、9 個、16 個、17 個およびそれ以上を含む、他の数のトランスデューサ制御回路 604 を組み込んだ設計が、他の実施形態において利用される。いくつかの実施形態において、単一のコントローラがマスタコントローラと指定され、ケーブル 112 から信号を直接受信するように構成されている。残りのコントローラはスレーブコントローラである。図示されている実施形態において、マスタコントローラ 604a は、任意のトランスデューサ 210 を直接には制御しない。他の実施形態において、マスタコントロ

ーラ 604a は、スレーブコントローラ 604b と同じ数のトランスデューサ 210 を駆動するか、または、スレーブコントローラ 604b と比較して低減したトランスデューサ 210 のセットを駆動する。図示されている実施形態において、単一のマスタコントローラ 604a および 8 個のスレーブコントローラ 604b が提供される。8 個のトランスデューサが各コントローラ 604b に割り当てられる。そのようなコントローラは、駆動することが可能であるトランスデューサの数に基づいて 8 チャンネルコントローラと称される場合がある。

【0057】

マスタコントローラ 604a は、構成データに基づいてスレーブコントローラ 604b に対する制御信号を生成し、ケーブル 112 を介して受信されるトリガを送信する。マスタコントローラ 604a はまた、スレーブコントローラ 604b からエコーデータを受信し、これをケーブル 112 上で再送信する。そうするために、いくつかの実施形態において、マスタコントローラ 604a は、図 2 のエコー増幅器 212 を含む。この構成において、マスタコントローラ 604a は、増幅されていないまたは部分的に増幅されたエコーデータを受信し、ケーブル 112 の導体 506 および 508 に沿ってエコーデータを駆動するのに必要な増幅を実施する。これによって、より大規模な忠実度の高い増幅器のためのさらなるゆとりがもたらされ得る。

【0058】

一実施形態において、フレックス回路 606 は、構造的な支持を与え、トランスデューサ制御回路 604 およびトランスデューサ 210 を物理的に接続する。フレックス回路 606 は、K A P T O N (商標) (D u P o n t の商標) のような可撓性ポリイミド材料のフィルム層を含んでもよい。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ートフィルム、他の可撓性プリント回路基板材料ならびに U p i l e x (登録商標) (宇部興産の登録商標) および T E F L O N (登録商標) (E . I . d u P o n t の登録商標) のような製品を含む。フィルム層は、いくつかの事例において円筒管状体を形成するようにフェルールの周りに巻かれるように構成されている。それゆえ、フィルム層の厚さは一般的に、最終的な組み立てられたスキャナ 110 の湾曲の度合いに関係する。いくつかの実施形態において、フィルム層は、 $5\mu\text{m} \sim 100\mu\text{m}$ であり、いくつかの特定の実施形態では $12.7\mu\text{m} \sim 25.1\mu\text{m}$ である。

【0059】

一実施形態において、フレックス回路 606 は、フィルム層上に形成される導電性トレース 610 を含む。導電性トレース 610 は、トランスデューサ制御回路 604 とトランスデューサ 210 との間で信号を搬送し、ケーブル 112 の導体を接続するためのパッドのセットを提供する。導電性トレース 610 に適切な材料は、銅、金、アルミニウム、銀、タンタル、ニッケル、およびスズを含み、スパッタリング、めっき、およびエッチングのような工程によってフレックス回路 606 上に堆積されてもよい。一実施形態において、フレックス回路 606 は、クロム接着層を含む。導電性トレースの幅および厚さは、フレックス回路 606 が巻かれたときに適切な伝導性および復元力をもたらすように選択される。それに関連して、導電性トレース 610 の厚さの例示的な範囲は、 $10 \sim 50\mu\text{m}$ である。たとえば、一実施形態において、 $20\mu\text{m}$ 導電性トレース 610 は $20\mu\text{m}$ の間隔だけ分離される。導電性トレース 610 の幅は、デバイスのパッドのサイズまたはトレースに結合されるべきワイヤの幅によってさらに決定づけられ得る。

【0060】

回路は仕上がったスキャナアセンブリを形成するために巻かれ得るため、マスタコントローラおよびスレーブコントローラの両方を含む制御回路 604 はそれに従って成形され得る。これは、制御回路 604 の端部が、隣接する制御回路 604 の端部とインターフェースするように構成されることを含んでもよい。いくつかの実施形態において、制御回路 604 は、互いに噛み合う歯状部 612a および 612b を含む。たとえば、制御回路 604 は、ボックスジョイントまたはフィンガージョイントを形成するために、隣接する制御回路 604 の陥凹部および突起 612b と互いに噛み合う陥凹部および突起 612a を

10

20

30

40

50

有して形成されてもよい。いくつかの実施形態において、制御回路604は、単独で、または陥凹部および突起と組み合わせて、面取り端部614を含む。面取り端部614は、隣接する制御回路604の端部に当接するように構成され得る。いくつかのそのような実施形態において、隣接するコントローラの端部も同様に面取りされている。いくつかの実施形態において、コントローラ604の各々は、同様の陥凹部および突起のインターフェースを利用して2つの隣接するコントローラと互いに噛み合う。いくつかの異なる機構を利用した実施形態を含む他の組み合わせが企図され提供される。たとえば、一実施形態において、マスタ制御回路とインターフェースするスレーブ制御回路の端部は、面取り領域を有する陥凹部および突起構成を有し、一方で、他のスレーブ制御回路とインターフェースするスレーブ制御回路の端部は、面取り領域のない陥凹部および突起構成を有する。隣接する制御回路604と互いに噛み合う端部構成は、制御回路の間隔604をより緊密にし、巻かれた構成における直径を低減することを可能にする。そのような構成はまた、剛構造を生成し、それによって、巻かれたスキャナアセンブリのためのさらなる構造的サポートをもたらすように互いに噛み合ってもよい。

【0061】

図7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110のトランスデューサ領域700の断面図である。トランスデューサ領域700は巻かれた形態で図示されている。それに関連して、いくつかの事例において、スキャナは平坦な構成から巻かれたまたはより円筒形の構成に遷移される。たとえば、いくつかの実施形態において、「ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME」と題する米国特許第6,776,763号明細書および「HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND TRANSDUCER ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE」と題する米国特許第7,226,418号明細書のうちの一方または両方に開示されているような技法が利用され、それら特許文献の各々は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0062】

その名称が暗示するように、スキャナのトランスデューサ領域700は、すでに開示したように、フレックス回路606、特にフレックス回路606のトレースに取り付けられるトランスデューサ210を含む。図示されている実施形態において、フレックス回路606はまた、導電性グランド層702をも含む。さらなる実施形態において、フレックス回路は、グランド層702を絶縁および被覆し、スキャナ110を環境から保護するのに使用される外膜704を含む。外膜704のための絶縁体材料は、それらの生体適合性、耐久性、親水もしくは疎水特性、低摩擦特性、超音波透過性、および/または他の適切な基準で選択されてもよい。たとえば、外膜は、Parylene（商標）（Union Carbideの商標）を含んでもよい。他の適切な材料は、ポリエステルもしくはPVDFのような熱収縮チューブ、Pebax（登録商標）（Arkemaの登録商標）もしくはポリエチレンのような溶融成形可能層、および/または適切な膜材料を含む。いくつかの事例において、封入エポキシ706が、超音波トランスデューサ210とフェルール708との間の空間を充填する。フェルール708の内部のルーメン領域710は、スキャナ110がガイドワイヤ（図示せず）を通じて進められることを可能にするために開いている。見てとれるように、超音波トランスデューサ210のサイズ、形状、および間隔が、トランスデューサ領域700の形状を少なくとも部分的に規定する。64個の超音波トランスデューサ210を有する実施形態において、トランスデューサ領域の断面は円形またはほぼ円形である。

【0063】

図8aおよび図8b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110の制御領域800および850の断面図である。まず図8aを参照すると、制御領域800は、フレックス回路606に接合されているトランスデューサ制御回路604を含む。いくつかの実施形態において、制御回路604は、制御回路をフレックス回路606のトレ

10

20

30

40

50

ースに結合するコンタクトバンプ 802 を含む。コンタクトバンプ 802 は、はんだ部分とともに、銅コアのような金属コアを含んでもよい。形成中、コンタクトは加熱され得、はんだが流れて、コンタクトバンプ 802 の金属コアがフレックス回路 606 のトレースに接合するようにする。制御回路 604 とフレックス回路 606 との間のアンダーフィル材料 804 が、接合強度を増大させ、制御領域 800 に対する構造的サポートをもち、コンタクトバンプ 802 を含む導電性構造を絶縁し、および / または熱伝導を促進するために与えられてもよい。

【0064】

一実施形態において、制御領域 800 は、トランスデューサ制御回路 604 の上に被着される保持構造 806 を含む。保持構造 806 は、巻き工程の間に、たとえば、制御回路 604 を含む構成要素を固定するのに使用され得る。封入エポキシ 706 は、いくつかの実施形態において、トランスデューサ制御回路 604 と保持構造 806 との間、および保持構造 806 とフェルール 708 との間の空間を充填する。トランスデューサ領域 700 と同様に、トランスデューサ制御回路 604 は、トランスデューサ領域の形状を少なくとも部分的に規定する。フレックス回路 606 の、トランスデューサ制御回路 604 に隣接する部分は平坦であるため、より大きいコントローラの代わりにより狭い多くのトランスデューサ制御回路 604 を利用することによって、より円形の断面が生成される。したがって、8 個、9 個、16 個、またはそれ以上のトランスデューサ制御回路 604 を利用した設計は、4 個または 5 個のコントローラを有する設計よりも円形の断面を有するということになる。これには、後述するように、スキャナ 110 の有効径 808 が低減しデバイス 102 の縦軸に沿った遷移ゾーンの長さが低減するという利点がある。

【0065】

図示されているように、制御回路 604 は、巻かれた構成においては隣接する制御回路に接触するように構成され得る。これは、互いに噛み合う陥凹部および / もしくは突起 (たとえば、陥凹部および突起 612a)、面取り端部、ならびに / または他の端部プロファイルを含んでもよい。図示されている実施形態において、コントローラ 604 の各々は、陥凹部および突起のインターフェースを利用して 2 つの隣接するコントローラと互いに噛み合う。いくつかの異なる機構を利用した実施形態を含む他の組み合わせが企図され提供される。たとえば、一実施形態において、マスタ制御回路とインターフェースするスレーブ制御回路の端部は、面取り領域を有する陥凹部および突起構成を有し、一方で、他のスレーブ制御回路とインターフェースするスレーブ制御回路の端部は、面取り領域のない陥凹部および突起構成を有する。

【0066】

図 8b に関して、制御領域 850 は図 8a の制御領域 800 と実質的に同様である。図示されている実施形態において、制御回路 604 のコンタクトバンプ 802 は、封入エポキシ 706 が制御回路 604 とフレックス回路 606 との間の空隙を充填することを可能にするように構成されている。これによって、アンダーフィル材料の必要性をなくすることができ、製造時間および費用が節約される。これによってまた、アンダーフィル材料と封入エポキシ 706 との間の材料接合もなくすることができ、それによって潜在的な破損点が回避される。封入エポキシ 706 が制御回路 604 とフレックス回路 606 との間を流れるのを可能にするために、コンタクトバンプ 802 は、アンダーフィル用途のものとは異なる、たとえば、長手方向においてより長いアスペクト比を有してもよい。図 8b に示すもののようないくつかの実施形態において、コンタクトバンプ 802 は、単一の軸 (たとえば、図示されている断面の面に垂直な軸 810) に沿って整列される。これによって、制御回路 604 とフレックス回路 606 との間の封入エポキシ 706 の流れが改善され得る。

【0067】

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の一部が巻かれた形式で示されている長手方向斜視図である。図 9 を参照すると、遷移ゾーン 900 はトランスデューサ領域 700 と制御領域 800 との間に位置している。トランスデューサ領域 700

および制御領域 800 とは対照的に遷移ゾーン 900 には剛構造はない。代わりに、隣接する領域 700 および 800 によって断面形状が規定される。したがって、遷移ゾーン 900 の形状は、トランスデューサ領域 700 の形状と制御領域 800 の形状との間で遷移する。遷移ゾーン 900 は、フレックス回路 606 および / または導電性トレース 610 にストレスを加える可能性がある鋭角を低減するのに使用され得る。本開示の関連付けられるコントローラ領域 800 の断面がより円形になっているため、たとえば、8 個、9 個、16 個、またはそれ以上のトランスデューサ制御回路 604 を利用した実施形態は、より短い遷移ゾーン 900 をサポートする。言い換えれば、トランスデューサ制御回路 604 および超音波トランスデューサ 210 の領域がフレックス回路 606 内に平坦な領域を生成するため、物理的により狭いデバイスに置き換えることによって、各個々のデバイスによって生じるフレックス回路 606 の非円形領域が低減する。それゆえ、たとえば、9 個のトランスデューサ制御回路を利用した設計は、4 個のトランスデューサ制御回路を利用した設計よりも円筒形のコントローラ領域 800 を有し、同様により短い遷移ゾーン 900 に対応する。例示的な 4 制御回路実施形態において、遷移ゾーン 900 は、正方形から実質的に円形に遷移するために、約 1 ~ 1.5 カテーテル径である。これは、3 Fr カテーテルでは 1000 ~ 1500 μm であることになる。例示的な 9 制御回路実施形態において、遷移ゾーン 900 は約 0.5 ~ 0.75 カテーテル径、すなわち、3 Fr カテーテルでは 500 ~ 750 μm である。

【0068】

すでに説明したように、8 チャンネルコントローラは、最大 8 個のトランスデューサを操作することが可能であり、一方、16 チャンネルコントローラは、最大 16 個のトランスデューサを操作することが可能である。64 個のトランスデューサを有する実施形態において、9 コントローラ設計 (1 個のマスタコントローラおよび 8 個のスレーブコントローラを有する) に使用される 8 チャンネルコントローラは、同等の 5 コントローラ実施態様に使用されるもののような 16 チャンネルコントローラよりも物理的に短い。4 チャンネルコントローラは、さらに 8 チャンネルコントローラよりも短いものであり得る。このように、コントローラ辺りにより少ないチャンネルを組み込んだ設計は、より短いスキャナアセンブリ 110 を生成し得る。スキャナアセンブリ 110 は一般的にデバイスの周囲部分と比較して柔軟性がなく、または剛性であるため、アセンブリ 110 の長さが低減すると、結果として、複雑な血管分岐を通じて操作し、患者において生成される不快感をより少なくすることが可能な、より敏捷性の高い IVUS カテーテルがもたらされる。

【0069】

スーパーダイ 1100 を利用して超音波スキャナアセンブリを製造する方法 1000 が、図 10 ~ 図 13 を参照して説明される。図 10 は、本開示の一実施形態によるスーパーダイ 1100 を利用して超音波スキャナアセンブリ 110 を製造する方法 1000 の流れ図である。方法の他の実施形態について、方法 1000 のステップの前、間、および後に追加のステップが設けられてもよく、記載されているステップのいくつかが置き換えられまたはなくされてもよいことが理解される。図 11 は、本開示の一実施形態による IVUS 画像化デバイスに使用するためのスーパーダイ 1100 の簡略上面図である。図 12 は、本発明の設計の一実施形態による、図 11 に示す軸に沿ってとられたスーパーダイ 1100 の簡略断面図である。図 13 は、本開示の一実施形態による一製造段階における超音波スキャナアセンブリ 110 の一部の上面図である。スーパーダイ 1100 は、単一のスキャナ 110 に使用するように意図されている複数のトランスデューサ制御回路 604 を含む、明瞭にするために、図 11 および図 13 は、限られた数のコントローラ 604 を示す。しかしながら、本開示は、任意の数のコントローラを組み込んだスーパーダイを企図していることが理解される。様々な実施形態において、コントローラの数、4 個程度の少なさから、トランスデューサ素子あたり 1 個程度の多さまでに及ぶ。さらに、本開示の要素を明瞭に示すことを可能にするために、図 11 ~ 図 13 は必ずしも原寸に比例して描かれてはいない。事実、様々な特徴の寸法は、説明を明瞭にするために任意に増大または低減されている場合がある。

【 0 0 7 0 】

図 1 1 を参照すると、例示的な実施形態において、各個々のトランスデューサ制御回路 6 0 4 のサイズが小さいことによって、アセンブリの作製中に問題が生じる。たとえば、1 6 コントローラ 6 0 4 トランスデューサ設計において、各ダイは 1 0 0 μ m 程度の幅であり得る。この小さいフットプリントは、ダイシング中にデバイス損失につながる可能性があり、コントローラ 6 0 4 の取り扱いおよび操作を困難にする可能性がある。これは、コントローラ 6 0 4 をフレックス回路 6 0 6 に固定するとき特に問題になることが分かっている。図 1 0 のブロック 1 0 0 2 を参照し、なお図 1 1 を参照すると、一実施形態において、1 つまたは複数のコントローラ 6 0 4 を有するスーパーダイ 1 1 0 0 が提供される。スーパーダイ 1 1 0 0 は、スキャナの組み立て中にコントローラ 6 0 4 のためのフレームワークとして機能するように設計されている。そのため、コントローラ 6 0 4 は、犠牲領域 1 1 0 2 によって離間される。いくつかの実施形態において、コントローラ 6 0 4 間の犠牲領域 1 1 0 2 の量は、コントローラのフレックス回路に対する最終的な位置付けによって決定づけられる。1 つのそのような実施形態において、スーパーダイ 1 1 0 0 上でのコントローラ 6 0 4 のピッチ幅（すなわち、隣接するコントローラ間の間隔）は、コントローラ 6 0 4 のフレックス回路に対する取り付け位置のピッチ幅と同じである。組み立てをさらに補助するために、一実施形態において、犠牲領域 1 1 0 2 は、スクライブライン、すなわち、犠牲領域 1 1 0 2 の一部を除去するためにコントローラ 6 0 4 をダイシングするとき使用される領域を含む。

10

【 0 0 7 1 】

犠牲領域 1 1 0 2 はまた、コントローラ 6 0 4 に隣接する支持部材 1 1 0 4 をも含んでもよい。支持部材 1 1 0 4 は、処理中にコントローラ 6 0 4 の位置整合を維持し、コントローラ 6 0 4 および犠牲領域 1 1 0 2 を形成する同じ基板の一部として形成されてもよい。支持部材 1 1 0 4 はまた、コントローラ 6 0 4 のセットに解放可能に接着される別個の材料、たとえば、剛性材料であってもよい。一実施形態において、スーパーダイ 1 1 0 0 は、すべてのコントローラ 6 0 4 に取り付けられる 1 つの支持部材 1 1 0 4 を含む。代替の実施形態において、スーパーダイは、すべてのコントローラが少なくとも 1 つの他のコントローラに取り付けられるように、各々が 2 つ以上のコントローラ 6 0 4 に取り付けられる、2 つ以上の支持部材 1 1 0 4 を含む。いくつかの実施形態において、支持部材 1 1 0 4 は、支持部材 1 1 0 4 の除去を促進するための裂開接合部 1 1 1 0 を含む。例示的な裂開接合部 1 1 1 0 は、破断点を生成するように構成されている陥凹または薄くなった領域を含む。

20

30

【 0 0 7 2 】

コントローラは、巻かれたスキャナアセンブリの中に組み込まれ得るため、マスタコントローラおよびスレーブコントローラの両方を含む制御回路 6 0 4 は、巻かれた形態におけるさらなる支持を提供するように成形されてもよい。そうするために、制御回路 6 0 4 は、隣接する制御回路 6 0 4 の端部とインターフェースするように構成されている端部を含んでもよい。いくつかの実施形態において、制御回路 6 0 4 は、互いに噛み合う歯状部 6 1 2 a および 6 1 2 b を含む。たとえば、制御回路 6 0 4 は、ボックスジョイントまたはフィンガージョイントを形成するために、隣接する制御回路 6 0 4 の陥凹部および突起 6 1 2 b と互いに噛み合う陥凹部および突起 6 1 2 a を有して形成されてもよい。そのような実施形態において、犠牲領域 1 1 0 2 の形状は、制御回路 6 0 4 の形状に対応するように構成されている。

40

【 0 0 7 3 】

コントローラ 6 0 4 は、上記で開示したように、コントローラ 6 0 4 を基板に電氣的に結合するためのコンタクトパンプ 8 0 2 を含んでもよい。図示されている実施形態において、制御回路 6 0 4 のコンタクトパンプ 8 0 2 は、封入エポキシが制御回路 6 0 4 とフレックス回路 6 0 6 との間の空隙を充填することを可能にするように構成されている。これによって、アンダーフィル材料の必要性をなくすることができ、製造時間および費用が節約され、材料接合および潜在的な破損点が回避される。図 1 1 に示すもののようないくつか

50

の実施形態において、コンタクトパンプ 8 0 2 は単一の軸（たとえば、軸 8 1 0）に沿って整列される。これによって、制御回路 6 0 4 とフレックス回路 6 0 6 との間の封入エキシの流れが改善され得る。

【 0 0 7 4 】

図 1 2 は、図 1 1 の軸 1 1 1 2 に沿ってとられたモジュール 1 1 0 0 の断面を示す。モジュール 1 1 0 0 は、その上にトランスデューサ制御回路 6 0 4 が形成される基板 1 2 0 0 を含む。基板 1 2 0 0 は、それに対してトランスデューサ制御回路 6 0 4 を製造するのに使用されるもののような材料の層、パターン特徴部、および/または集積回路を製造するための処理が実行されるウェハ、半導体基板、または任意のベース材料であってもよい。半導体基板の例は、バルクシリコン基板、シリコンまたはゲルマニウム基板のような元素半導体基板、シリコンゲルマニウム基板のような化合物半導体基板、合金半導体基板、ならびに、ガラスおよび石英のような非半導体材料を含む基板を含む。コントローラ 6 0 4 を形成するための例示的な方法は、基板の上にパッド酸化物層を成長させること、化学気相成長によって窒化物層を堆積すること、トレンチを形成するための反応性イオンエッチング、シャロー・トレンチ・アイソレーション特徴部酸化物を成長させること、化学機械平坦化と、チャネルイオン注入、ゲート酸化物の形成、ポリシリコン堆積、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、自己整合シリサイドプロセス、1 つまたは複数の相互接続層の形成、パッド層の形成、および/または当業者に既知の他の作製工程を含む。いくつかの事例において、コントローラ 6 0 4 を形成するための方法は、ゲート構造 1 2 0 2、シャロー・トレンチ・アイソレーション特徴部 1 2 0 4、導電層 1 2 0 6、絶縁体層 1 2 0 8、および/またはコンタクトパンプ 8 0 2 を生成する。一実施形態において、方法は、支持部材 1 1 0 4 内に、コントローラ 6 0 4 に隣接する箇所において裂開接合部 1 1 1 0 を形成することを含む。図示されている実施形態において、裂開接合部 1 1 1 0 を形成することは、裂開接合部 1 1 1 0 を画定するために基板 1 2 0 0 および基板 1 2 0 0 の上に形成される層のエッチングを実施することを含む。

【 0 0 7 5 】

再び図 1 0 を参照すると、ブロック 1 0 0 4 において、犠牲領域 1 1 0 2 の、支持部材 1 1 0 4 に対応しない一部がスーパーダイから除去される。いくつかの事例において、犠牲領域 1 1 0 2 は、化学エッチング（ウェットまたはドライエッチングなど）、レーザエッチング、機械的鋸引き、および/または他の適切なエッチングもしくは除去工程を含む工程によって除去される。いくつかの実施形態において、犠牲領域の除去は、スーパーダイ 1 1 0 0 上にフォトレジスト層を形成すること、フォトレジスト層のフォトリソグラフィ露光を実施すること、露光されたフォトレジストのパターニング、および/またはパターン化フォトレジストに基づくスーパーダイ 1 1 0 0 のエッチングを含む。一実施形態において、除去工程は、六フッ化硫黄のようなフッ素含有エッチャントを利用した 1 回または複数回の深掘り反応性イオンエッチング工程、および、パッシベーション層の 1 回または複数回の堆積を含む。

【 0 0 7 6 】

図 1 0 のブロック 1 0 0 6 および図 1 3 を参照すると、その後、コントローラ 6 0 4 がユニットとして配置され、導電接着剤またははんだ付けなどによって、フレックス回路 6 0 6 に固定される。いくつかの実施形態において、フレックス回路 6 0 6 はコントローラ 6 0 4 をフレックス回路 6 0 6 に固定するように構成されているアンダーフィル材料を含む。残りの支持部材 1 1 0 4 は配置中、コントローラ 6 0 4 の位置整合および間隔を維持する。一実施形態において、支持部材 1 1 0 4 は、組み立てロボットのような自動ツールのための接触点を提供する。そのような実施形態の一例において、支持部材 1 1 0 4 は、自動製造ツールによって把持される。ツールは、支持部材 1 1 0 4 を利用してコントローラ 6 0 4 をフレックス回路 6 0 6 上に配置する。その後、コントローラ 6 0 4 はフレックス回路 6 0 6 に固定される。その後、自動製造ツールは支持部材 1 1 0 4 を解放する。

【 0 0 7 7 】

図10のブロック1008において、一実施形態では、コントローラ604がフレックス回路606に固定されると、支持部材1104がコントローラ604から除去される。支持部材1104を分離するための適切な方法は、物理力、ソーダising、機械的切断、レーザ切断、および他の適切な除去工程を含む。裂開接合部1110を有する支持部材1104を有する実施形態において、支持部材を分離することは、除去を容易にするために裂開接合部1110に沿って力を誘導することを含んでもよい。図10のブロック1010において、フレックス回路606が最終的な組み立てのために最終加工設備に提供され、最終的な組み立ては、保持構造806を与えること、フレックス回路606を巻くか、もしくは他の状態で成形すること、封入エポキシ706を与えること、ケーブル112を取り付けること、および/またはスキャナ110をシールすることを含んでもよい。

10

【0078】

コントローラ604の適切な間隔および位置整合を保証するように設計されている犠牲領域と組み合わせる支持部材を利用することによって、スキャナの製造可能性が大きく向上する。たとえば、いくつかの実施形態において、スーパーダイ1100は、スキャナのより高速でより正確な組み立てを可能にする。これによって、効率が向上し、位置不整合誤差および収率損失が低減する。いくつかの実施形態において、スーパーダイ1100は、スキャナを組み立てるために自動ピック・アンド・ブレース機器を使用することを可能にする。上述したように、支持部材1104は、いくつかの事例において、ピック・アンド・ブレース機器のための接触点を提供する。製造精度が向上することによって、スーパーダイ1100がより小さい構成要素から組み立てられることも可能になる。これによって、スキャナ110およびIVUSカテーテル102の全体的な外径を低減することができる。

20

【0079】

ここで図14～図22を参照して、超音波スキャナアセンブリ110のウェハベースの微細組み立ての方法1400を説明する。図14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のウェハベースの微細組み立ての方法1400の流れ図である。方法の他の実施形態について、方法1400のステップの前、間、および後に追加のステップが設けられてもよく、記載されているステップのいくつかが置き換えられまたはなくされてもよいことが理解される。図15は、本開示の一実施形態による微細組み立ての一段階における半導体デバイス1500の一部の上面図である。図16～図22は、本開示の一実施形態による微細組み立ての方法1400の様々な段階における半導体デバイス1500の簡略側断面図である。本開示の要素を明瞭に示すことを可能にするために、図15～図22は必ずしも原寸に比例して描かれてはいない。事実、様々な特徴の寸法は、説明を明瞭にするために任意に増大または低減されている場合がある。図23は、本開示の一実施形態による微細組み立ての一段階における超音波スキャナアセンブリの一部の上面図である。明瞭にするために、図15および図23は、5個のコントローラ604しか示していない。しかしながら、本開示は、モジュールあたり4個、5個、8個、9個、16個、およびそれ以上のコントローラを含む、任意の数のコントローラを組み込んだスーパーダイを企図していることが理解される。

30

【0080】

図14のブロック1402および図15を参照すると、犠牲領域1502および1つまたは複数のトランスデューサ210のために確保されている領域に対応する確保領域1504とともにトランスデューサ制御回路604を含む半導体デバイス1501が提供される。半導体デバイス1500は基板1501を含み、基板1501は、それに対してトランスデューサ制御回路604aおよび604bを含むトランスデューサ制御回路を製造するのに使用されるもののような材料の層、パターン特徴部、および/または集積回路を製造するための処理が実行されるウェハ、半導体基板、または任意のベース材料であってもよい。基板1501上でのコントローラ604の作製は、図12を参照して説明したものと実質的に同様であってもよい。

40

【0081】

50

コントローラは、巻かれたスキャナアセンブリの中に組み込まれ得るため、マスタコントローラおよびスレーブコントローラの両方を含む制御回路 604 は、巻かれた形態におけるさらなる支持を提供するように成形されてもよい。そうするために、制御回路 604 は、隣接する制御回路 604 の端部とインターフェースするように構成されている端部を含んでもよい。いくつかの実施形態において、制御回路 604 は、互いに噛み合う歯状部 612a および 612b を含む。たとえば、制御回路 604 は、ボックスジョイントまたはフィンガージョイントを形成するために、隣接する制御回路 604 の陥凹部および突起 612b と互いに噛み合う陥凹部および突起 612a を有して形成されてもよい。そのような実施形態において、犠牲領域 1502 の形状は、制御回路 604 の形状に対応するように構成されている。

10

【0082】

図 14 のブロック 1404 および図 16 を参照すると、コントローラ 604 の外側境界を画定する第 1 の陥凹部 1604 を形成し、トランスデューサ 210 の最終的な所在を規定する確保領域 1504 内の第 2 の陥凹部 1606 を形成するために、犠牲領域 1502 内の基板 1501 にくぼみが付けられる。一実施形態において、第 1 の陥凹部 1604 および第 2 の陥凹部 1606 が接合される。さらなる実施形態において、位置整合構造 1602 を形成するために、犠牲領域 1502 の一部がエッチングされないままにされる。位置整合構造 1602 を利用することによって、のちの製造工程においてトランスデューサ 210 を迅速かつ正確に配置することが可能になる。犠牲領域 1502 は、化学エッチング（ウェットまたはドライエッチングなど）、レーザエッチング、機械的鋸引き、および / または他の適切なエッチングもしくは除去工程を含む工程によってくぼみを付けられる。いくつかの実施形態において、犠牲領域の除去は、基板 1501 上にフォトリソグレイ層を形成すること、フォトリソグレイ層のフォトリソグラフィ露光を実施すること、露光されたフォトリソグレイのパターニング、および / またはパターン化フォトリソグレイに基づく基板 1501 のエッチングを含む。一実施形態において、除去工程は、六フッ化硫黄のようなフッ素含有エッチャントを利用した 1 回または複数回の深掘り反応性イオンエッチング工程、および、パッシベーション層の 1 回または複数回の堆積を含む。

20

【0083】

図 14 のブロック 1406 および図 17 を参照すると、第 1 の陥凹部 1604 および第 2 の陥凹部 1606 に、弾性材料 1702 が充填される。エッチング領域を充填するための例示的な弾性材料は、ポリジメチルシロキサン（PDMS）を含む。一実施形態において、充填の実施後、基板上に回路構造が形成される。たとえば、図 14 のブロック 1408 および図 18 を参照すると、相互接続層 1802 を形成するために金属化工程が実施される。いくつかの実施形態において、金属化は、銅、金、アルミニウム、銀、タンタル、および / またはスズのような導電性材料の層を形成すること、ならびにその後、パターニング方法を利用して導電層をパターニングすることを含む。そのようなパターニング方法の例は、エッチング（ウェットまたはドライエッチングなど）と組み合わせたフォトリソグラフィ（バイナリフォトリソグラフィ、位相シフトフォトリソグラフィ、およびマスクレスフォトリソグラフィなど）、および、電子ビームライティング、イオンビームライティング、および / または他の代替的なパターニング技法のような方法を含む。代替の実施形態において、金属化工程は、ポリイミドまたは半導体窒化物レジスト層のようなレジスト層を堆積すること、レジスト層をパターニングすること、パターン化レジスト層に導電性材料を被着させること、および、その後、被着された導電性材料を平坦化することを含む。このタイプの金属化工程は、当業者にはダマシン金属化と認識される場合がある。

30

40

【0084】

図 14 のブロック 1410 および図 19 を参照すると、柔軟なフィルム 1902 が相互接続層 1802 の上に形成される。様々な実施形態において、柔軟なフィルム 1902 は、KAPTON（商標）（DuPont の商標）のような可撓性ポリイミド材料、他のポリイミドフィルム材料、ポリエステルフィルム材料、ポリエーテルイミドフィルム材料、および / または他の可撓性プリント回路基板を含む。一実施形態において、グランド層 1

50

904を形成するために導電性材料が柔軟な基板の上に形成される。いくつかの実施形態において、グランド層1904の上に外側絶縁層1906が形成される。外側絶縁層1906のための材料は、それらの生体適合性、耐久性、親水もしくは疎水特性、低摩擦特性、超音波透過性、および/または他の適切な基準で選択されてもよい。いくつかの事例において、相互接続層1802、柔軟なフィルム1902、グランド層1904、および外側絶縁層1906は、図6を参照して説明したフレックス回路606と実質的に同じ機能を実施する。

【0085】

図14のブロック1412および図20aを参照すると、ウェハ薄化工程が、図19および図20において見たときの基板1501の底部または裏面から半導体基板1501の一部を除去する。薄化は、機械的研磨、ウェットもしくはドライエッチング、化学機械研磨、および/または他の除去工程を含んでもよい。一実施形態において、ウェハ薄化工程は、基板1501の機械的研磨を含む。機械的研磨は、研磨力を使用して基板材料を除去する。別の実施形態において、ウェハ薄化工程は、化学機械研磨(CMP)を含む。例示的なCMP工程において、研磨パッドが回転プラテンに設置される。 NH_4OH のような反応性化合物のスラリーならびに/またはシリカ(SiO_2)、アルミナ(Al_2O_3)、およびセリア(CeO_2)のような研磨粒子が研磨パッドに施される。CMPチャック内に固定された基板1501が、プラテンおよびCMPチャックが回転するときに、研磨パッドに押し付けられる。スラリー中の反応物が基板1501の表面内の原子結合を緩め、その間、機械的研磨によって緩んだ材料が除去される。CMPは一般的に、純粋な機械的研磨よりも低速であるが、基板1501に対して与える損傷がより少ない。

【0086】

図14のブロック1414および図20bを参照すると、弾性材料1702が除去される。したがって、いくつかの事例において、柔軟なフィルム1902および/または相互接続層1092がデバイスの裏面から露出される。コントローラ604は柔軟なフィルム1902に取り付けられたままであり、位置整合構造1602を利用する実施形態において、位置整合構造1602も同様に取り付けられたままである。図14のブロック1416および図21を参照すると、トランスデューサアレイ602の超音波トランスデューサ210が、弾性材料1702が取り除かれた確保領域1504内で柔軟なフィルム1902に取り付けられる。トランスデューサ210を固定して取り付けるために、はんだ付け、化学的接着、および他の方法が使用されてもよい。位置整合構造1602を含む実施形態において、トランスデューサ210を柔軟なフィルム1902上の適所に誘導するために、位置整合構造1602が使用される。図14のブロック1418および図22を参照すると、取り付けられた基板1501の、コントローラ604と関連付けられていない残りの領域が除去される。図23から、コントローラ604、トランスデューサ210、柔軟なフィルム1902、および相互接続層1802が巻かれていない形態のスキャナ110を構成することが見てとれる。ブロック1420を参照すると、巻かれていないスキャナ110が巻きおよび最終的な製造に供される。

【0087】

スキャナ110の作製に微細組み立てを利用することによって収率が向上し、製造時間が低減し、および/またはより小さいデバイス幅にスケールアップすることが可能になり得る。たとえば、基板上に相互接続1802を直接形成することによって、製造者が、半導体製造において使用されているもののような、より精密な基板ベースの金属化工程を使用することが可能になる。これによって、相互接続幅、厚さ、位置、およびピッチに対する制御が強化される。さらに、コントローラの製造に使用される基板1501上に相互接続1802および柔軟なフィルム1902を直接形成することによって、本開示のそのような方法は、要素をフレックス回路606に接合するときに位置整合問題が導入されることを回避する。位置整合問題は、収率に影響を与え、製造複雑度を増大させ、より小さい構成要素を利用することを妨げる。加えて、トランスデューサ210を配置するのに位置整合構造1602を利用する実施形態は、位置整合問題の別の発生源を軽減する。その上、

コントローラ 604 上に相互接続 1802 を直接形成することによって、そうでなければ潜在的な収率損失および故障点を呈するおそれがあるはんだ接合がなくなる。

【0088】

IVUS カテーテル 102 を利用する方法 2400 を、図 24 および図 25 を参照して開示する。図 24 は、本開示の一実施形態による IVUS カテーテル 102 を利用する方法の流れ図である。方法の他の実施形態について、方法 2400 のステップの前、間、および後に追加のステップが設けられてもよく、記載されているステップのいくつかが置き換えられまたはなくされてもよいことが理解される。図 25 は、本開示の一実施形態による動作時の IVUS システムの概略図である。

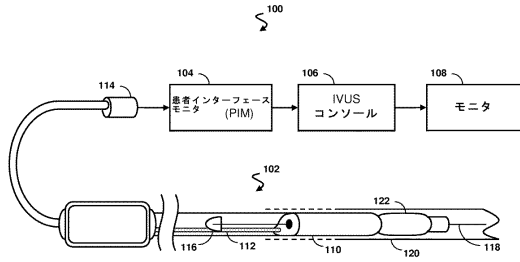
【0089】

図 24 のブロック 2402 および図 25 を参照すると、システムの一般的な環境および応用形態の説明例において、外科医は、血管構造 120 内にガイドワイヤ 118 を配置する。ガイドワイヤ 118 は、ガイドワイヤ 118 の配置の前、間、または後のいずれかにおいて IVUS カテーテル 102 の遠位端の少なくとも一部を通じて通される。図 24 のブロック 2404 を参照して、ガイドワイヤ 118 が適所に置かれると、IVUS カテーテル 102 がガイドワイヤを通じて進められる。ブロック 2406 を参照すると、スキャナ 110 が起動される。PIM 104 からケーブル 112 を介してスキャナ 110 へと送信される信号が、アセンブリ 110 内のトランスデューサに、指定の超音波波形を放出させる。超音波波形は血管構造 120 によって反射される。図 24 のブロック 2408 を参照すると、反射がスキャナアセンブリ 110 内のトランスデューサによって受信され、ケーブル 112 を介して送信するために増幅される。エコーデータがケーブル 112 上に置かれ、PIM 104 に送信される。PIM 104 はいくつかの事例において、エコーデータを増幅し、および/または、予備前処理を実施する。図 24 のブロック 2410 を参照すると、PIM 104 はエコーデータを IVUS コンソール 106 に再送信する。図 24 のブロック 2412 を参照すると、IVUS コンソール 106 は受信したエコーデータを集約およびアセンブルして、モニタ 108 上に表示するための血管構造 120 の画像を作成する。いくつかの例示的な応用形態において、IVUS カテーテルは画像化されるべき血管構造 120 の領域を越えて進められ、スキャナ 110 が動作しているときに引き戻され、それによって、血管構造 120 長手方向部分が露出および画像化される。一定の速度を保証するために、いくつかの事例においてプルバック機構が使用される。一般的な後退速度は 0.5 mm/s である。いくつかの実施形態において、デバイス 102 は、膨脹可能バルーン部分 122 を含む。処置手技の一部として、デバイスは、血管構造 120 内の狭窄（狭い区画）または閉塞性プラークに隣接して位置付けられ、血管構造 120 の制約された領域を拡げる試みにおいて膨脹してもよい。

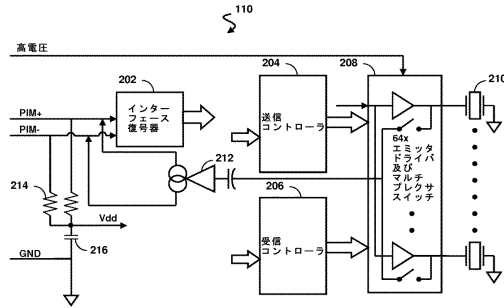
【0090】

上記で説明した装置、システム、および方法は、様々な方法で修正することができることを、当業者は認識しよう。したがって、本開示によって包含される実施形態は、上述した特定の例示的な実施形態には限定されないことを、当業者は諒解しよう。それに関連して、例示的な実施形態が図示および説明されているが、広範囲の修正、変更、および置換が上記の開示に置いて企図されている。本開示の範囲から逸脱することなく、そのような変形を上記に対して行うことができることが理解される。したがって、添付の特許請求の範囲は広範に、本開示と一致するように解釈されることが諒解される。

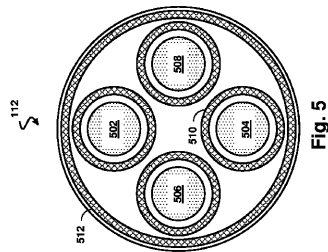
【図 1】



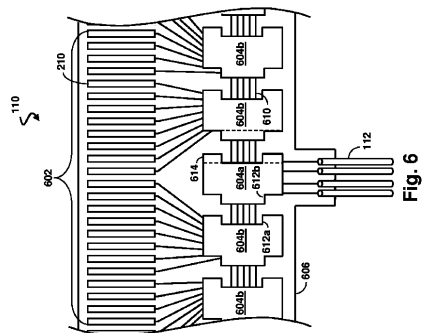
【図 2】



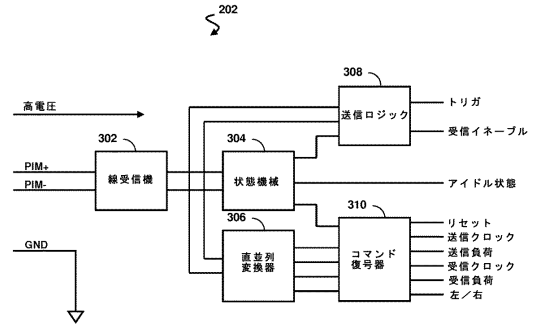
【図 5】



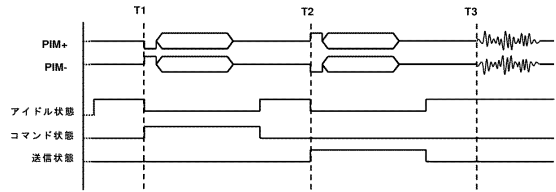
【図 6】



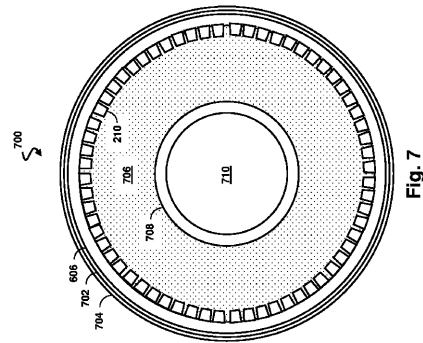
【図 3】



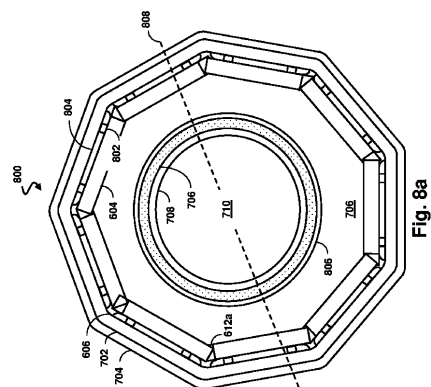
【図 4】



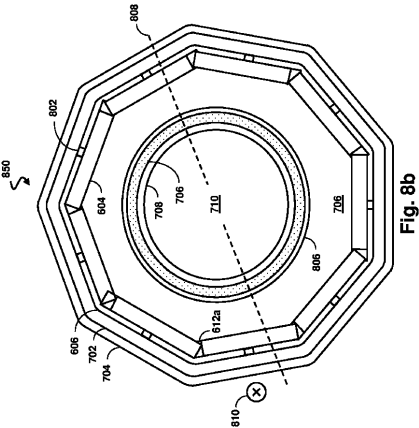
【図 7】



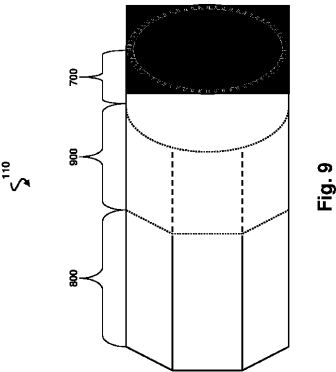
【図 8 a】



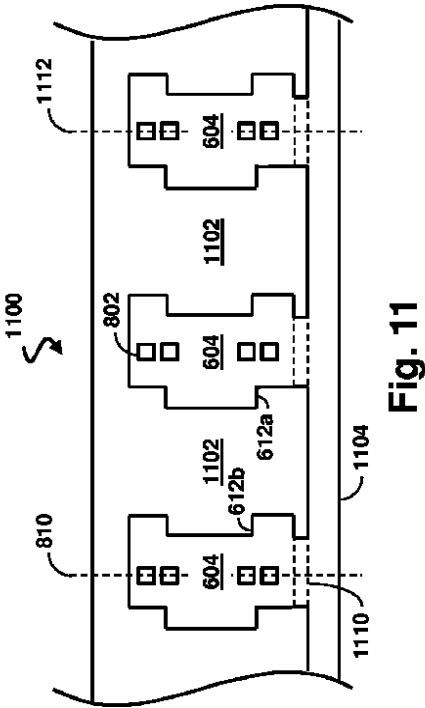
【図 8 b】



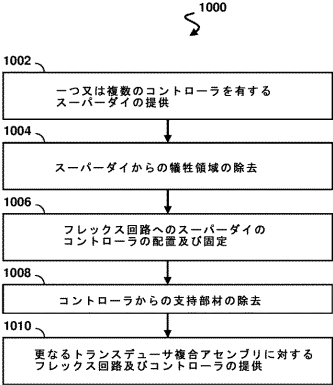
【図 9】



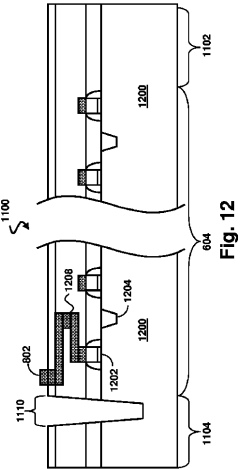
【図 1 1】



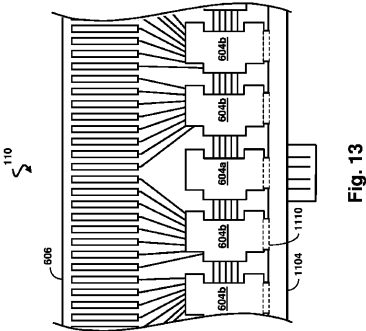
【図 1 0】



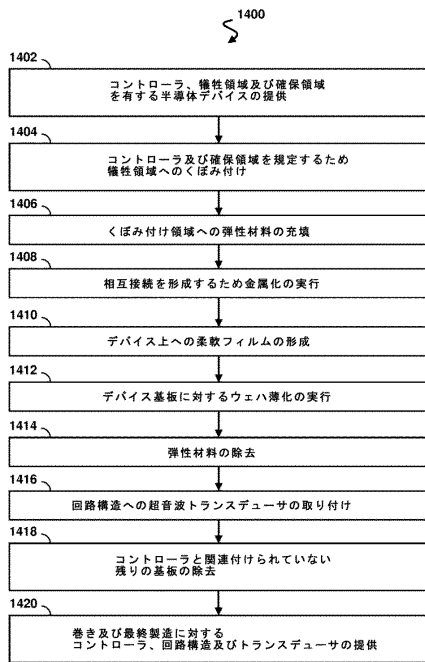
【図 1 2】



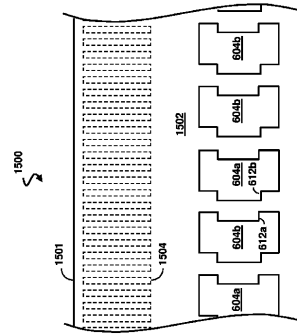
【図 1 3】



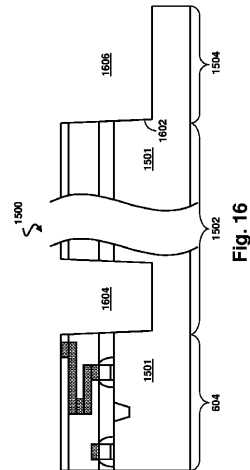
【図 14】



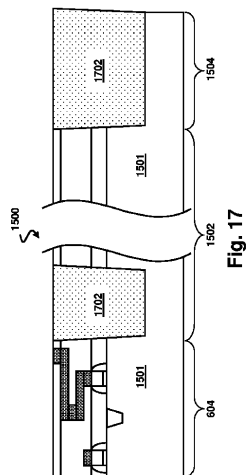
【図 15】



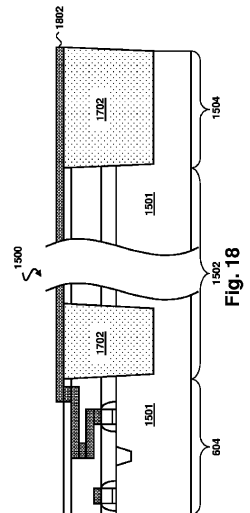
【図 16】



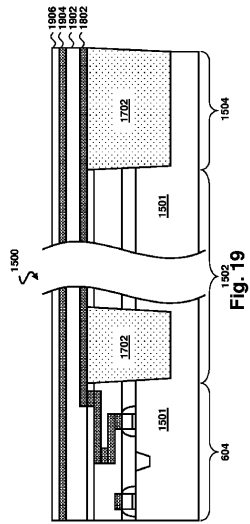
【図 17】



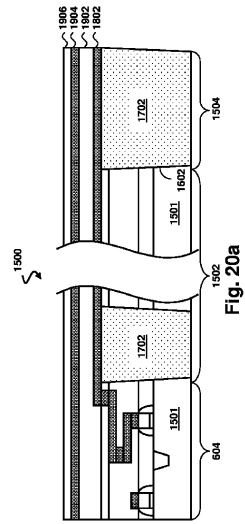
【図 18】



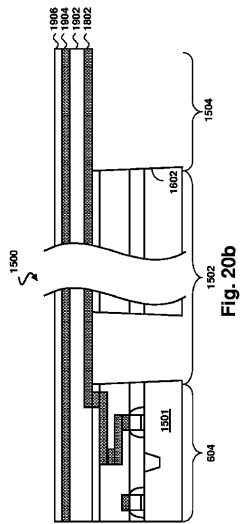
【図 19】



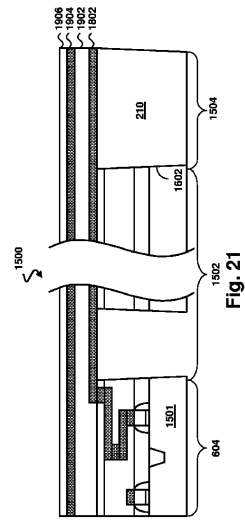
【図 20 a】



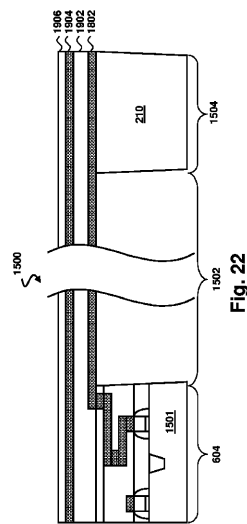
【図 20 b】



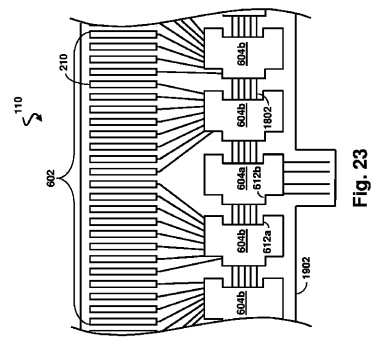
【図 21】



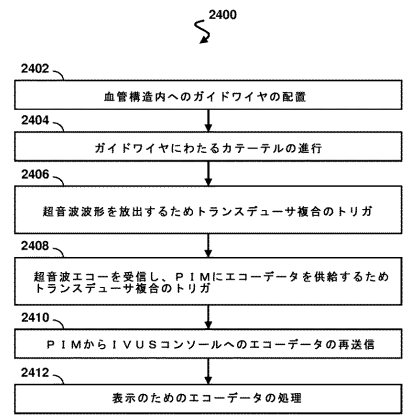
【図 2 2】



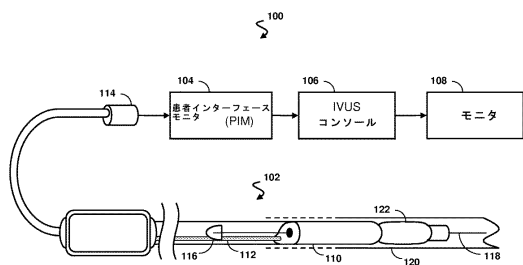
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 2 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表平02-502078(JP,A)
特表2008-510582(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	血管内超声成像设备，接口体系结构和制造方法		
公开(公告)号	JP6334561B2	公开(公告)日	2018-05-30
申请号	JP2015550702	申请日	2013-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	火山公司		
申请(专利权)人(译)	火山公司		
当前申请(专利权)人(译)	火山公司		
[标]发明人	ポールダグラスコール		
发明人	ポール・ダグラス・コール		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4483 B06B1/0207 B06B1/0633 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	61/746804 2012-12-28 US		
其他公开文献	JP2016501678A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供固态血管内超声 (IVUS) 成像装置，系统和方法。本公开的一些实施例中，具体涉及一种紧凑和高效的电路结构和电气接口，用于超声换能器阵列，用于在固态IVUS系统使用。在一个实施例中，血管内超声 (IVUS) 器件是细长和柔性的构件，设置在所述长形柔性构件的远端部分的超声波扫描仪组件，超声扫描仪组件超包括超声换能器阵列，超声扫描仪组件，接口耦合器设置在所述长形柔性构件的近端部分，在长形柔性构件的超声扫描仪组件和接口连接器之间并且电缆沿细长柔性构件的长度延伸。电缆包括四个导体电耦合超声扫描仪组件和所述接口耦合器。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6334561号 (P6334561)
(45) 発行日 平成30年5月30日 (2018.5.30)	(24) 登録日 平成30年5月11日 (2018.5.11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 15 (全 30 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-550702 (P2015-550702)	(73) 特許権者 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 921 30、サンディエゴ、パレー センタ ードライブ 3721、スイート 5 00	
(86) (22) 出願日 平成25年12月20日 (2013.12.20)	(74) 代理人 100122769 弁理士 苗田 秀仙	
(65) 公表番号 特表2016-501678 (P2016-501678A)	(72) 発明者 ポール・ダグラス・コール アメリカ合衆国94306カリフォルニア 州バロ・アルト、エル・セントロ・ストリ ート3883	
(43) 公表日 平成28年1月21日 (2016.1.21)	審査官 森口 正治	
(86) 国際出願番号 PCT/US2013/077044		
(87) 国際公開番号 W02014/105725		
(87) 国際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)		
審査請求日 平成28年12月20日 (2016.12.20)		
(31) 優先権主張番号 61/746,804		
(32) 優先日 平成24年12月28日 (2012.12.28)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 血管内超音波画像化装置、インターフェースアーキテクチャ、および製造方法		