

(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2016-501678

(P2016-501678A)

(43) 公表日 平成28年1月21日(2016.1.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年8月25日 (2015.8.25)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/077044
 (87) 國際公開番号 WO2014/105725
 (87) 國際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)
 (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)

(71) 出願人 509127376
 ヴォルカノ コーポレイション
 VOLCANO CORPORATION
 アメリカ合衆国 92130 カリフォルニア, サンディエゴ, バレー センター
 ドライブ 3661, スイート 200
 (74) 代理人 110000523
 アクシス国際特許業務法人
 (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
 F ターム(参考) 4C601 BB08 BB24 EE13 FE04 GA02
 GA04 GB05 GB22 GD12

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) 【要約】

ソリッドステート血管内超音波(IVUS)画像化デバイス、システム、および方法が提供される。本開示のいくつかの実施形態は特に、ソリッドステートIVUSシステムに使用される超音波トランステューサアレイのためのコンパクトで効率的な回路アーキテクチャおよび電気インターフェースに関する。一実施形態において、血管内超音波(IVUS)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ャナアセンブリであって、超音波スキャナアセンブリは超音波トランステューサアレイを含む、超音波スキャナアセンブリと、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、超音波スキャ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とを含む。ケーブルは、超音波スキャナアセンブリおよびインターフェース結合器を電気的に結合する4つの導体を含む。

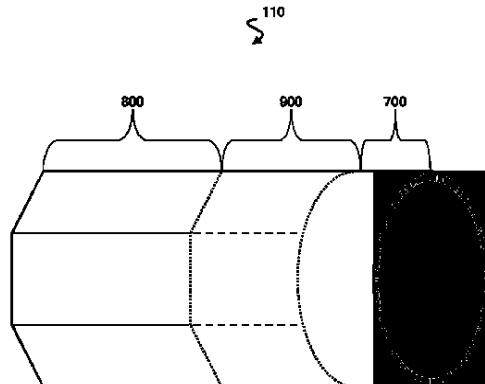


Fig. 9

【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
電気的に結合する4つの導体を含む、ケーブルと
を備える、血管内超音波(IVUS)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】

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】

前記分圧器は、前記論理デバイスに動作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。

【請求項 7】

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気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の導体対に電気的に結合されている増幅器
をさらに含む、請求項7に記載のデバイス。

【請求項 9】

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

【請求項 10】

前記超音波スキャナアセンブリは、前記第1の導体対に電気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5に記載のデバイス。

【請求項 11】

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10に記載のデバイス。

【請求項 12】

前記4つの導体は、星形構成に配置されている、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 13】

前記4つの導体は、平衡信号リード対を含むように配置されている、請求項1に記載の
デバイス。

【請求項 14】

前記4つの導体は、不平衡信号リード対を含むように配置されている、請求項13に記
載のデバイス。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

前記平衡信号リード対は、互いに対して対角線上で反対に向いており、前記不平衡信号リード対は、互いに対して対角線上で反対に向いている、請求項14に記載のデバイス。

【請求項 16】

前記4つの導体は、2つの平衡信号リード対を含むように配置されている、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 17】

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気的に結合されている、請求項1に記載のデバイス。

10

【請求項 18】

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気的および物理的に結合されている、請求項17に記載のデバイス。

【請求項 19】

前記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)結合器をさらに備える、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 20】

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、

20

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 21】

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20に記載のデバイス。

30

【請求項 22】

前記コントローラ部分は、実質的に円形である断面形状を有する、請求項20に記載のデバイス。

【請求項 23】

前記複数のトランスデューサ制御回路は、少なくとも9個のトランスデューサ制御回路を含む、請求項20に記載のデバイス。

【請求項 24】

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23に記載のデバイス。

【請求項 25】

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24に記載のデバイス。

40

【請求項 26】

基板と、

環状構成において前記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、

前記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

を備える超音波スキャナアセンブリであって、

前記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、前記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、超音波スキャナアセンブリ。

50

【請求項 27】

前記第1の端部は、前記トランスデューサ制御回路と前記隣接するトランスデューサ制御回路との間の位置整合を維持するように構成されている、請求項26に記載のスキナアセンブリ。

【請求項 28】

前記第1の端部は、前記第2の端部の陥凹部と整列するように構成されている突起を含み、前記第2の端部の突起と整列するように構成されている陥凹部をさらに含む、請求項26に記載のスキナアセンブリ。

【請求項 29】

血管内超音波(IVUS)デバイスを製造する方法であって、前記方法は、10

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前記犠牲領域の一部を除去するステップと、15

前記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、

前記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、前記回路構造は、前記弾性材料および前記コントローラに接触し、それによって、前記コントローラは前記回路構造に電気的に結合される、形成するステップと、20

前記回路構造から前記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前記回路構造に取り付けるステップと25
を含む、方法。

【請求項 30】

前記回路構造から前記弾性材料を除去するステップは、前記回路構造から前記半導体デバイスの前記犠牲領域を除去するステップを含む、請求項29に記載の方法。30

【請求項 31】

前記回路構造を形成するステップは、
相互接続を形成するために前記半導体デバイスに対して金属化を実施するステップと、
前記半導体デバイス上に柔軟なフィルムを形成するステップであって、前記柔軟なフィルムは前記相互接続に接合される、形成するステップと
を含む、請求項29に記載の方法。35

【請求項 32】

前記回路構造を形成するステップは、
グランド層を形成するために前記柔軟なフィルムに対して第2の金属化を実施するステップと、
前記グランド層上に外側絶縁体を堆積するステップと
をさらに含む、請求項31に記載の方法。40

【請求項 33】

前記犠牲領域にくぼみを付けるステップは、位置整合構造をさらに形成し、
前記回路構造に前記超音波トランスデューサを取り付けるステップは、前記位置整合構造を利用して実施される、請求項29に記載の方法。45

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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50

ムを提供する。

【背景技術】

【0002】

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IVUS画像化システムに伝達される。画像化システムは、受信された超音波信号を処理して、デバイスが配置されている血管の断面画像を生成する。

10

【0003】

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单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聞く。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。

20

【0004】

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ブルした後、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。

30

【0005】

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ャ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

40

50

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】

【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。

10

【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気的に結合する4つの導体を含む、ケーブルとを備える。

20

【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気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気的に結合する4つの導体を含む、ケーブルとを備える。

30

【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気的に結合する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、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。

40

【0011】

いくつかの実施形態において、超音波スキナアセンブリが提供される。スキナアセンブリは、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

50

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。

【0012】

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¹⁰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。

【0013】

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気的に結合される、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。²⁰

【0014】

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ド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ドーデータを提供するステップと、エコードーデータを表示のために処理するステップとを含む。³⁰

【0015】

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ドーデータを受信するステップとを含む。⁴⁰

【0016】

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。信号線の数を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できになり得る。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る。強化されたシリ⁵⁰

アル通信方式によって、PIMとトランステューサとの間の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を低減するように、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テ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テ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、トランステ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、トランステ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、トランステ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ろう。

【0022】

10

20

30

40

50

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】

【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コト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。 10

【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テューサ領域の断面図である。

【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。 20

【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。

【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上面図である。 30

【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。

【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。 40

【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 50

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。

【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。

【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されてもよいことが、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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【0028】

IUVS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本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%）をもたらす、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、直徑を低減しており、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。物理的実施態様において、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。

10

20

30

40

50

【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テューサ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PIM104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PIM104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1.2V ~ 約5.0Vである。一例において、 V_{dd} は3.3V 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($V_{PIM+} = \text{ハイ}$ 、 $V_{PIM-} = \text{ロー}$)、負($V_{PIM+} = \text{ロー}$ 、 $V_{PIM-} = \text{ハイ}$)、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0V ~ 0.5 × V_{dd} として定義され、ハイ状態は1.5 × V_{dd} ~ 2 × V_{dd} として定義され、アイドル状態は V_{dd} ~ 1.25 × V_{dd} として定義される。 $V_{dd} = 3.3V$ である例示的な実施形態において、PIM+およびPIM-の各々は、3.3V p - t - p ~ 6.6V p - t - pの最高最低振幅、または6.6V ~ 13.2V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10MHz ~ 60MHzが企図されており、20MHz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。

【0037】

したがって、PIM+/ -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テューサ、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110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202は、3状態符号化PIM+/ -信号を、送信コントローラ204、受信コントローラ206、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。

【0038】

一例において、PIM+/-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テューサを選択する。インターフェース復号器202は、3状態PIM+/-命令を2進値に変換する。送信コントローラ204および受信コントローラ206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テ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テューサを選択する。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テューサをイネーブルするため、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。

【0039】

送信トリガもまた、PIM+/-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テューサに起動信号を送って、選択されたトランステューサ（複数の場合もあり）が超音波波形を生成するようになる。波形はスキャナ110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208によって選択される1つまたは複数の受信トランステ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。

【0040】

いくつかの実施形態において、PIM+/-対は、指定された受信トランステューサ（複数の場合もあり）210によってキャプチャされたエコー信号を、スキャナ110からPIM104へと送信する。エコーから選択された受信トランステ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208によってエコー増幅器212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212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212の出力はPIM+/-対に連結されている。PIM+/-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212は、出力インピーダンスがケーブル終端抵抗214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212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、超音波トランステューサ210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212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102の長さに沿って延伸するケーブル112の低（たとえば、約100）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16dB）をもたらす。

【0041】

PIM+/-対は、ケーブル112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对の抵抗器214によって、スキャナ110内で終端される。一般的に、全差動抵抗は、ケーブル112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、50~100の範囲内にあり、例示的な抵抗は約75である。いくつかの実施形態において、抵抗器214によってもた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+/-対の中点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100pF程度である。

【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。

10

【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。これに応答して、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テューサを駆動して、超音波波形を放出し、1つまたは複数の受信トランステューサを起動する。

20

【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へデータを送信するための例示的なプロコト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。

30

【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+}=ロー、V_{PIM-}=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、1.0μsec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。

40

【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+}=ハイ、V_{PIM-}=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、送信バー

50

スト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 μ 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。

【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(GND)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3mケーブルは、40~160 pF/mの一般的な容量を有し得る。

10

【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クアッド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。

20

【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3Fr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、3.5Fr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。

30

【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に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。

40

【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

50

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てのいずれかで、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。

10

【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 (PMT) 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。

20

【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、单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、单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 チャネルコントローラと称される場合がある。

30

【0057】

40

50

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 からエコードーデータを受信し、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ドーデータを受信し、ケーブル 112 の導体 506 および 508 に沿ってエコード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、KAPTON (商標) (DuPont 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 Upsilon (登録商標) (宇部興産の登録商標) および TEFILON (登録商標) (E.I. du Pont 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 μm ~ 100 μm であり、いくつかの特定の実施形態では 12.7 μm ~ 25.1 μm である。

10

20

30

40

50

【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、スペッタリング、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 ~ 50 μm である。たとえば、一実施形態において、20 μm 導電性トレース 610 は 20 μm 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支持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、「ULTRA SONIC 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考によりその全体が本明細書に組み込まれる。

10

【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、ポリエチレン (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。

20

30

【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 のトレースに結合するコントラクトバンプ 802 を含む。コントラクトバンプ 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、コントラクトは加熱され得、はんだが流れて、コントラクトバンプ 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 に対する構造的支持をもたらし、コントラクトバンプ 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与えられてもよい。

40

【0064】

50

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より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、スキヤナ 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て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 に示すもののように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ヤ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 60

10

20

30

40

50

4 および超音波トランステューサ 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 個のトランステューサ制御回路を利用した設計は、4 個のトランステ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、3Fr 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、3Fr カテーテルでは 500 ~ 750 μm である。

10

【0068】

すでに説明したように、8 チャネルコントローラは、最大 8 個のトランステューサを操作することが可能であり、一方、16 チャネルコントローラは、最大 16 個のトランステューサを操作することが可能である。64 個のトランステ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 チャネルコントローラは、同等の 5 コントローラ実施形態に使用されるもののような 16 チャネルコントローラよりも物理的に短い。4 チャネルコントローラは、さらに 8 チャ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ネルを組み込んだ設計は、より短いスキナアセンブリ 110 を生成し得る。スキナアセンブリ 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。

20

【0069】

スーパーダイ 1100 を利用して超音波スキ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、単一のスキナ 110 に使用するように意図されている複数のトランステューサ制御回路 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。様々ない実施形態において、コントローラの数は、4 個程度の少なさから、トランステューサ素子あたり 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。

30

【0070】

図 11 を参照すると、例示的な実施形態において、各個々のトランステューサ制御回路 604 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、16 コントローラ 64 トランステューサ設計において、各ダイは 100 μm 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 604 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 604 をフレックス回路 606 に固定するときに特に問題になることが分かれている。図 10 のブロック 1002 を参照し、なお図 11 を参照すると、一実施形態にお

40

50

いて、1つまたは複数のコントローラ604を有するスーパーダイ1100が提供される。スーパーダイ1100は、スキャナの組み立て中にコントローラ604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604は、犠牲領域1102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604間の犠牲領域1102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1100上でコントローラ604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604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1102は、スクライブライン、すなわち、犠牲領域1102の一部を除去するためにコントローラ604をダイシングするときに使用される領域を含む。

10

【0071】

犠牲領域1102はまた、コントローラ604に隣接する支持部材1104をも含んでもよい。支持部材1104は、処理中にコントローラ604の位置整合を維持し、コントローラ604および犠牲領域1102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1104はまた、コントローラ604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1100は、すべてのコントローラ604に取り付けられる1つの支持部材1104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604に取り付けられる、2つ以上の支持部材1104を含む。いくつかの実施形態において、支持部材1104は、支持部材1104の除去を促進するための裂開接合部1110を含む。例示的な裂開接合部1110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

【0072】

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1102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。

30

【0073】

コントローラ604は、上記で開示したように、コントローラ604を基板に電気的に結合するためのコンタクトバンプ802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604のコンタクトバンプ802は、封入エポキシが制御回路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11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、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の流れが改善され得る。

40

【0074】

図12は、図11の軸1112に沿ってとられたモジュール1100の断面を示す。モジュール1100は、その上にトランスデューサ制御回路604が形成される基板1200を含む。基板1200は、それに対してトランスデューサ制御回路604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

50

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 604 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 604 を形成するための方法は、ゲート構造 1202、シャロー・トレンチ・アイソレーション特徴部 1204、導電層 1206、絶縁体層 1208、および／またはコンタクトバンプ 802 を生成する。一実施形態において、方法は、支持部材 1104 内に、コントローラ 604 に隣接する箇所において裂開接合部 1110 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 1110 を形成することは、裂開接合部 1110 を画定するために基板 1200 および基板 1200 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。

【0075】

再び図 10 を参照すると、ブロック 1004において、犠牲領域 1102 の、支持部材 1104 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 1102 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 1100 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 1100 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。

【0076】

図 10 のブロック 1006 および図 13 を参照すると、その後、コントローラ 604 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 606 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 606 はコントローラ 604 をフレックス回路 606 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 1104 は配置中、コントローラ 604 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 1104 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 1104 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 1104 を利用してコントローラ 604 をフレックス回路 606 上に配置する。その後、コントローラ 604 はフレックス回路 606 に固定される。その後、自動製造ツールは支持部材 1104 を解放する。

【0077】

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、ソーダイシング、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

10

20

30

40

50

、もしくは他の様態で成形すること、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。

【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て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・プ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・プ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。

10

20

30

40

【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。

50

【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テューサ 210 のために確保されている領域に対応する確保領域 1504 とともにトランステューサ制御回路 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テューサ制御回路 604a および 604b を含むトランステューサ制御回路を製造するのに使用されるもの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。

50

【0081】

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

50

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構成されている。

【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。

【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。

【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、ポリエスチルフィルム材料、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1904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】

10

20

30

40

50

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ティング、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。NH₄OHのような反応性化合物のスラリならびに/またはシリカ(SiO₂)、アルミナ(Al₂O₃)、およびセリア(CeO₂)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。

10

20

30

40

50

【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、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ナ110が巻きおよび最終的な製造に供される。

【0087】

スキナ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リング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。PIM104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、PIM104に送信される。PIM104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、PIM104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ブルバック機構が使用される。一般的な後退速度は0.5mm/sである。いくつかの実施形態において、デバイス102は、膨脹可能なバルーン部分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)または閉塞性ブ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。

10

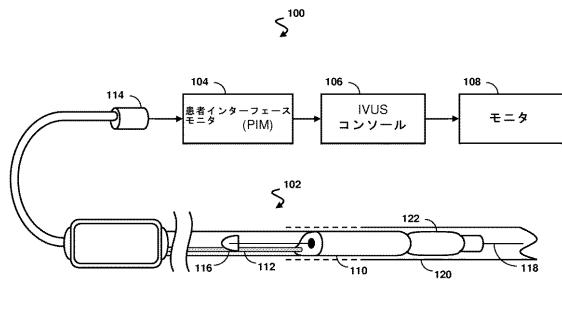
20

30

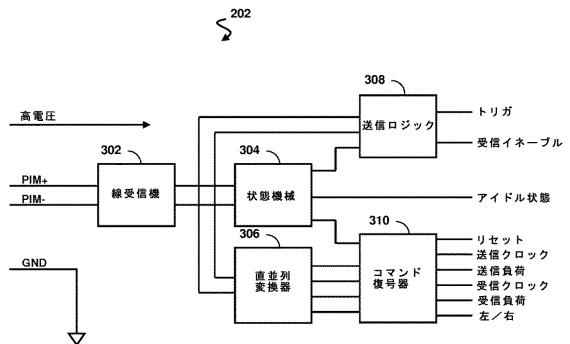
【0090】

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事が理解される。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。

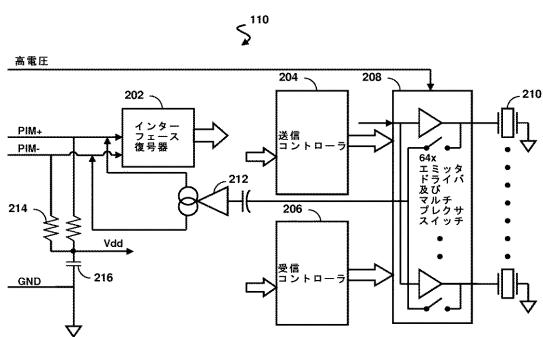
【図1】



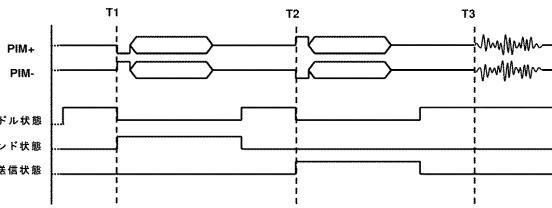
【図3】



【図2】



【図4】



【図5】

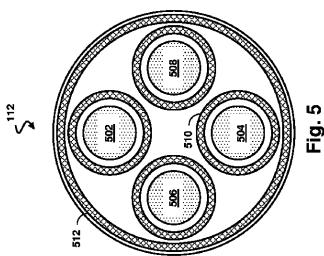


Fig.5

【図6】

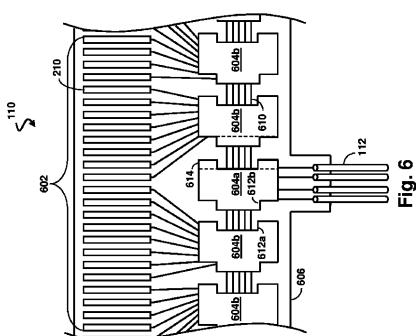


Fig.6

【図7】

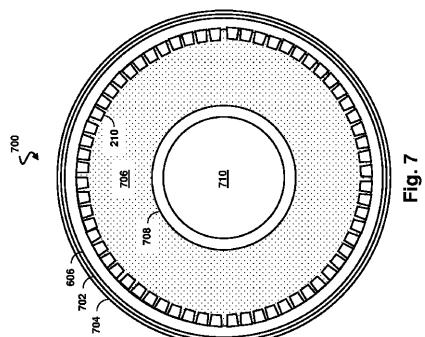


Fig.7

【図8 a】

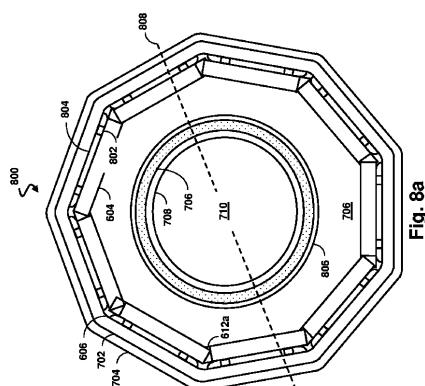


Fig.8a

【図 8 b】

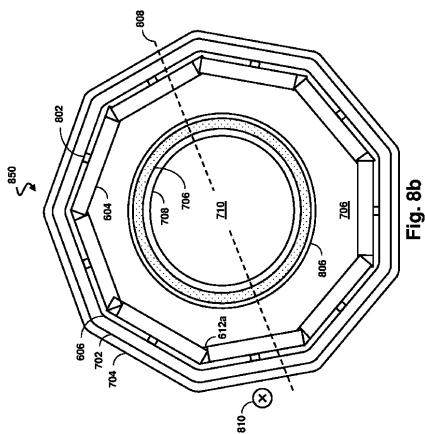
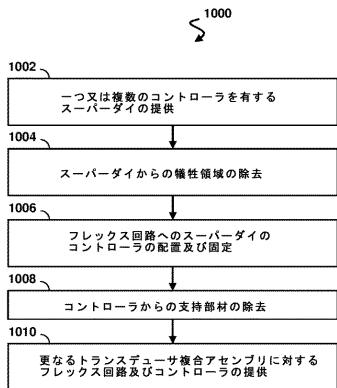


Fig. 8b

【図 10】



【図 9】

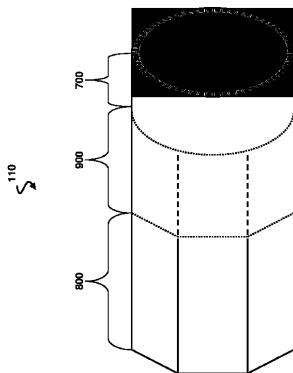


Fig. 9

【図 11】

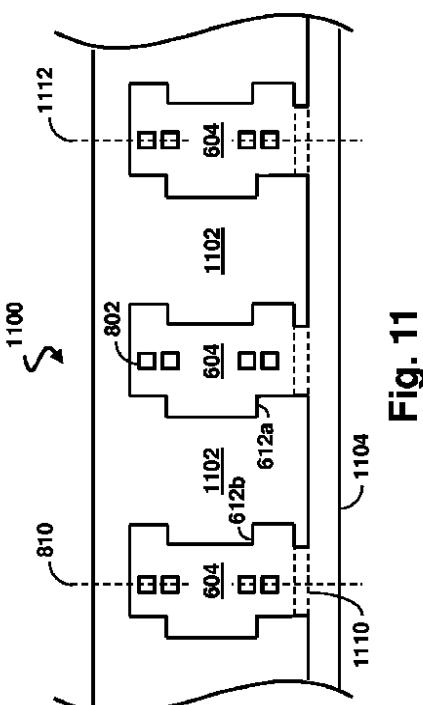


Fig. 11

【図 12】

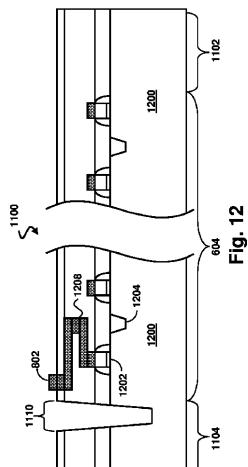


Fig. 12

【図 13】

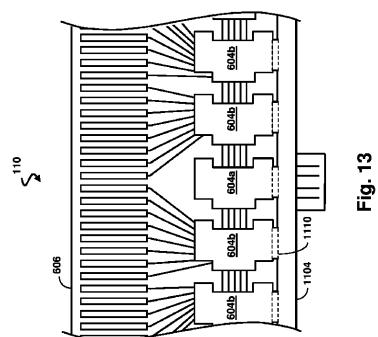
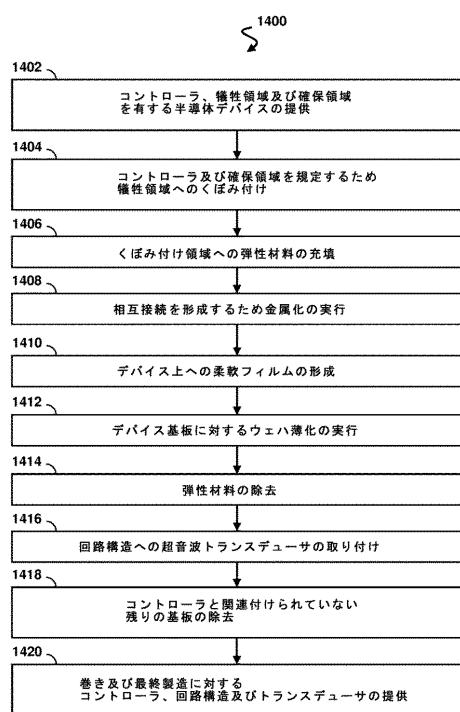


Fig. 13

【図14】



【図15】

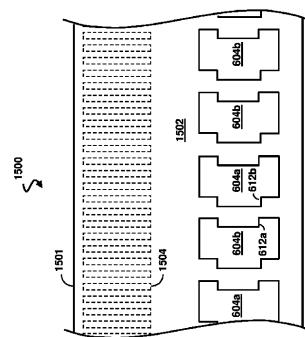


Fig. 15

【図16】

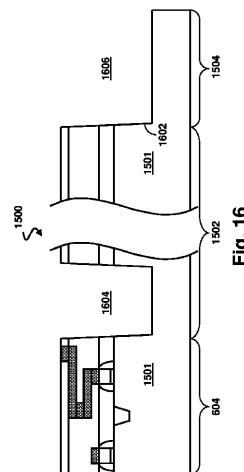


Fig. 16

【図17】

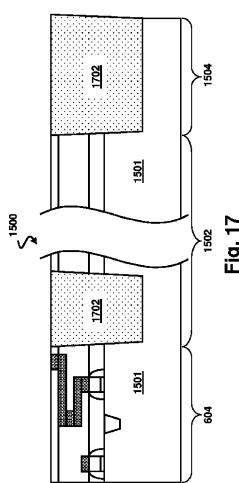


Fig. 17

【図18】

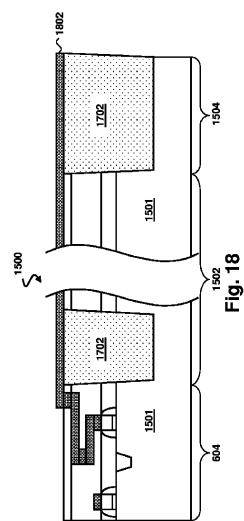
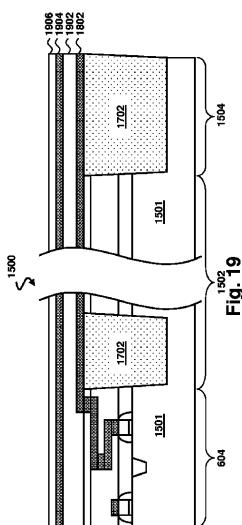
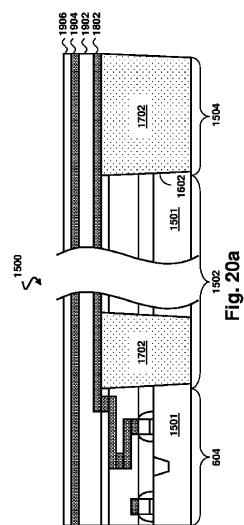


Fig. 18

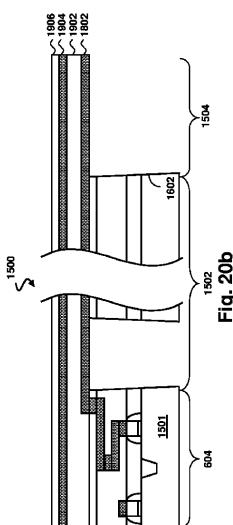
【 図 1 9 】



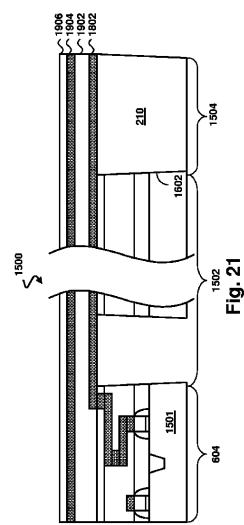
【 図 2 0 a 】



【 図 2 0 b 】



【 図 2 1 】



【図22】

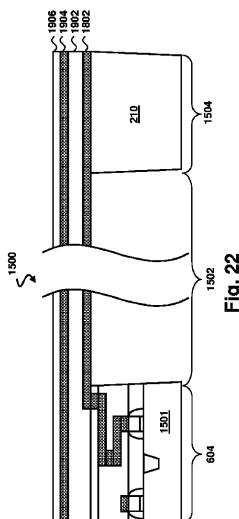


Fig. 22

【図23】

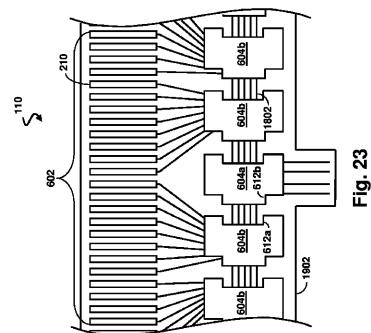
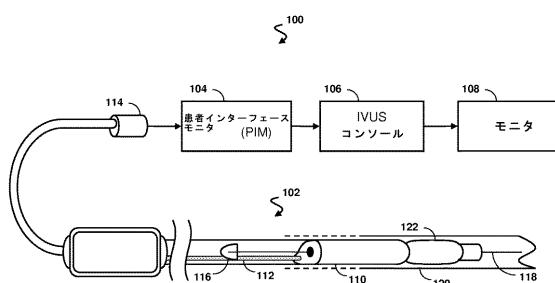


Fig. 23

【図24】



【図25】



【手続補正書】

【提出日】平成27年8月28日(2015.8.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

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気的に結合する4つの導体を含む、ケーブルと

を備える、血管内超音波(IVUS)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】

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気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。

【請求項7】

前記超音波スキャナアセンブリは、前記第1の導体対に電気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の導体対に電気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。

【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気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気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 1 2】

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、

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 1 3】

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 1 2 に記載のデバイス。

【請求項 1 4】

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 1 3 に記載のデバイス。

【請求項 1 5】

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 1 4 に記載のデバイス。

【請求項 1 6】

基板と、

環状構成において前記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、

前記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

を備える超音波スキャナアセンブリであって、

前記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、前記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、超音波スキャナアセンブリ。

【請求項 1 7】

前記第 1 の端部は、前記トランスデューサ制御回路と前記隣接するトランスデューサ制御回路との間の位置整合を維持するように構成されている、請求項 1 6 に記載のスキャナアセンブリ。

【請求項 1 8】

前記第 1 の端部は、前記第 2 の端部の陥凹部と整列するように構成されている突起を含み、前記第 2 の端部の突起と整列するように構成されている陥凹部をさらに含む、請求項 1 6 に記載のスキャナアセンブリ。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/077044
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/12(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 8/12; B65B 11/00; A61B 8/14; H04R 31/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: IVUS, ultrasound scanner, transducer array, conductors, recess, resilient		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 2010-0234736 A1 (PAUL DOUGLAS CORL) 16 September 2010 See abstract, paragraphs [0009]–[0032] and figures 1–6.	1,2,5,6,12,17–19 3,4,7–11,13–16 ,20–33
Y A	US 2011-0237955 A1 (DENNIS R. DIETZ et al.) 19 September 2011 See abstract, paragraphs [0067]–[0095] and figures 1–3.	1,2,5,6,12,17–19 3,4,7–11,13–16 ,20–33
A	US 2010-0280388 A1 (YONGLI HUANG) 04 November 2010 See abstract, paragraphs [0011], [0032]–[0059] and figures 1A–12C.	1–33
A	US 2009-0270737 A1 (PETER THORNTON) 29 October 2009 See abstract, paragraphs [0026]–[0035] and figures 1–9B.	1–33
A	US 2007-0239024 A1 (MICHAEL J. EBERLE et al.) 11 October 2007 See abstract, paragraphs [0035]–[0061] and figures 1–7.	1–33
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "U" 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		
Date of the actual completion of the international search 16 April 2014 (16.04.2014)		Date of mailing of the international search report 16 April 2014 (16.04.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer AHN, Jae Yul Telephone No. +82-42-481-8525 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2013/077044

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010-0234736 A1	16/09/2010	EP 2405819 A2 EP 2405819 A4 JP 2012-520127 A US 2013-218020 A1 US 8403856 B2 WO 2010-104775 A2 WO 2010-104775 A3	18/01/2012 20/03/2013 06/09/2012 22/08/2013 26/03/2013 16/09/2010 13/01/2011
US 2011-0237955 A1	29/09/2011	AU 2009-251259 A1 AU 2009-251259 B2 CA 2725357 A1 CA 2835549 A1 CN 102076265 A EP 2280652 A2 EP 2280652 A4 JP 2011-521745 A US 2010-0036258 A1 US 8500648 B2 US 8535232 B2 WO 2009-146458 A2 WO 2009-146458 A3	03/12/2009 14/11/2013 03/12/2009 03/12/2009 25/05/2011 09/02/2011 19/12/2012 28/07/2011 11/02/2010 06/08/2013 17/09/2013 03/12/2009 21/01/2010
US 2010-0280388 A1	04/11/2010	CN 101746707 A CN 101750609 A CN 101861127 A CN 101868185 A CN 101868185 B CN 101868981 A CN 101874287 A CN 101874287 B CN 101874343 A EP 2214560 A1 EP 2215710 A1 EP 2215854 A1 EP 2217151 A1 EP 2218094 A1 JP 05269090 B2 JP 2011-505205 A JP 2011-505206 A JP 2011-505765 A JP 2011-507561 A JP 2011-523544 A US 2009-0140019 A1 US 2009-0140609 A1 US 2009-0141592 A1 US 2010-0246332 A1 US 2010-0251537 A1 US 2010-0255623 A1 US 2010-0262014 A1	23/06/2010 23/06/2010 13/10/2010 20/10/2010 11/12/2013 20/10/2010 27/10/2010 29/08/2012 27/10/2010 11/08/2010 11/08/2010 11/08/2010 18/08/2010 18/08/2010 21/08/2013 24/02/2011 24/02/2011 24/02/2011 10/03/2011 11/08/2011 04/06/2009 04/06/2009 04/06/2009 30/09/2010 07/10/2010 07/10/2010 14/10/2010

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2013/077044

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 8345513 B2 US 8429808 B2 US 8483014 B2 WO 2009-073692 A1 WO 2009-073706 A1 WO 2009-073748 A1 WO 2009-073752 A1 WO 2009-073753 A1	01/01/2013 30/04/2013 09/07/2013 11/06/2009 11/06/2009 11/06/2009 11/06/2009 11/06/2009
US 2009-0270737 A1	29/10/2009	CA 2716942 A1 EP 2265183 A1 EP 2265183 B1 JP 2011-512961 A US 8323203 B2 WO 2009-108863 A1	03/09/2009 29/12/2010 26/12/2012 28/04/2011 04/12/2012 03/09/2009
US 2007-0239024 A1	11/10/2007	CA 2211196 A1 EP 0811226 A1 JP 11-501245 A US 2011-0034809 A1 US 7226417 B1 US 7846101 B2 WO 97-23865 A1	03/07/1997 24/11/2004 02/02/1999 10/02/2011 05/06/2007 07/12/2010 03/07/1997

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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, T M), 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, R S, 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, H R, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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

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	JP2016501678A	公开(公告)日	2016-01-21
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/FE04 4C601/GA02 4C601/GA04 4C601/GB05 4C601/GB22 4C601/GD12		
优先权	61/746804 2012-12-28 US		
其他公开文献	JP6334561B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了固态血管内超声 (IVUS) 成像设备，系统和方法。本公开的一些实施例特别涉及用于固态IVUS系统中的超声换能器阵列的紧凑且有效的电路架构和电接口。在一个实施例中，血管内超声 (IVUS) 装置是细长的柔性构件和位于细长的柔性构件的远端的超声扫描仪组件，超声扫描仪组件是超声扫描仪组件。一种超声扫描仪组件，其包括超声换能器阵列，位于细长柔性构件附近的接口耦合器以及在超声扫描仪组件和接口耦合器之间的细长柔性构件。以及沿着细长的柔性构件的长度延伸的电缆。电缆包括电耦合超声扫描仪组件和接口耦合器的四个导体。

(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)
 (85) 訳文提出日 平成27年8月25日(2015.8.25)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/077044
 (87) 國際公開番号 WO2014/105725
 (87) 國際公開日 平成26年7月3日(2014.7.3)
 (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)優先権主張國 半島(S)

(71) 出願人 509127376
　　ヴォルカノ コーポレーション
　　VOLCANO CORPORATION
　　アメリカ合衆国 92130 カリフォルニア、サンディエゴ、バークレー センター
　　ドライブ 3661、スイート 200
(74) 代理人 110000523
　　アクシス国際特許業務法人
(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 Alto、エル・セントロ・ストリート 3883
F ターム(参考) 40G01 BB08 BB24 EE13 FE04 GA02
　　G01E 7/02 G01F 2/10

最終頁に統ぐ