

(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2015-515917

(P2015-515917A)

(43) 公表日 平成27年6月4日(2015.6.4)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/12

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2015-511756 (P2015-511756)
 (86) (22) 出願日 平成25年5月10日 (2013.5.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成26年12月26日 (2014.12.26)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/040554
 (87) 國際公開番号 WO2013/170150
 (87) 國際公開日 平成25年11月14日 (2013.11.14)
 (31) 優先権主張番号 61/646,062
 (32) 優先日 平成24年5月11日 (2012.5.11)
 (33) 優先権主張國 米国(US)

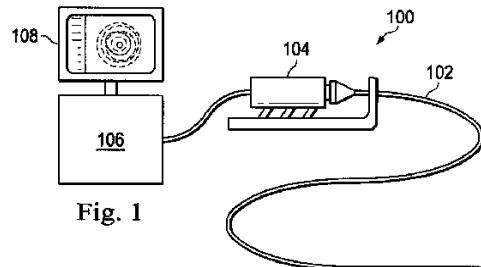
(71) 出願人 509127376
 ヴォルカノ コーポレイション
 VOLCANO CORPORATION
 アメリカ合衆国 92130 カリフォルニア, サンディエゴ, バレー センター
 ドライブ 3661, スイート 200
 (74) 代理人 110000523
 アクシス国際特許業務法人
 (72) 発明者 ポール・ダグラス・コール
 アメリカ合衆国 94306 カリフォルニア
 州パロ・アルト、エル・セントロ・ストリート 3883
 F ターム(参考) 4C601 BB14 BB24 DD14 EE16 FE01
 FE04 GA14 GB16 GB20 GD12

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】回転式血管内超音波(IVUS)装置のための回路アーキテクチャ及び電気インターフェイス

(57) 【要約】

回転式血管内超音波(IVUS)イメージング装置、システム、及び方法が提供される。本開示の幾つかの実施形態は、特に、回転IVUSシステムで用いられるポリマー圧電物質微小超音波変換器(PMUT)のためのコンパクトで効率的な回路アーキテクチャ及び電気インターフェイスに関する。一実施形態においては、回転式血管内超音波(IVUS)装置が、フレキシブル伸長部材；フレキシブル伸長部材の遠位部に結合したピエゾ電気微小超音波変換器(PMUT)；及びフレキシブル伸長部材の遠位部に結合した特定用途向け集積回路(ASIC)を含む。ASICがPMUTに電気的に結合され、また、パルサーと、アンプと、保護回路と、パルサー、アンプ、及び保護回路の動作を調整するためのタイミング制御回路を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

フレキシブル伸長部材；

前記フレキシブル伸長部材の遠位部に結合したピエゾ電気微小超音波変換器（P M U T）；及び

前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合した特定用途向け集積回路（A S I C）を備え、前記A S I Cが前記P M U Tに対して電気的に結合され、

前記A S I Cが：

前記P M U Tを駆動するためのパルサーと、

前記P M U Tにより受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、

前記パルサーからの高電圧送信パルスから前記アンプを保護し、また前記アンプが前記P M U Tから低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、

前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む、回転式血管内超音波（I V U S）装置。

【請求項 2】

4本リード線の電気ケーブルを更に備え、前記4本リード線の電気ケーブルの遠位部が前記A S I Cに電気的に結合される、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記4本リード線の電気ケーブルの近位部が、前記4本リード線の電気ケーブルを患者インターフェイスモジュール（P I M）に接続するように構成されたコネクターに結合される、請求項2に記載の装置。

【請求項 4】

前記4本リード線の電気ケーブルがシールドされる、請求項2に記載の装置。

【請求項 5】

前記4本リード線の電気ケーブルが、2対の平衡信号リード線を含むように構成される、請求項2に記載の装置。

【請求項 6】

前記平衡信号リード線の対の各々が、差動モードで動作する、請求項5に記載の装置。

【請求項 7】

前記平衡信号リード線の各対が、前記4本リード線の電気ケーブルがスタークワッド（star quad）構成に配列されるように斜めで対向した配線対から成る、請求項5に記載の装置。

【請求項 8】

3本リード線のシールドされた電気ケーブルを更に備え、前記3本リード線のシールドされた電気ケーブルの遠位部が前記A S I Cに電気的に結合され、3本リード線の1対が平衡伝送線を形成し、残りのリード線及びシールドが非平衡伝送線を形成する、請求項1に記載の装置。

【請求項 9】

前記P M U Tが、微小電気機械システム（M E M S）コンポーネントに形成される、請求項1に記載の装置。

【請求項 10】

前記A S I Cが前記M E M Sコンポーネントにフリップチップボンディングされる、請求項9に記載の装置。

【請求項 11】

前記A S I Cが前記M E M Sコンポーネントにワイヤーボンディングされる、請求項9に記載の装置。

【請求項 12】

前記A S I Cが前記M E M Sコンポーネントに一体的に形成され、前記A S I C及び前記M E M Sコンポーネントがモノリシック構造を形成する、請求項9に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

前記 M E M S コンポーネント及び前記 A S I C がフレキシブル回路基板に電気的に結合される、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 1 4】

回転式血管内超音波 (I V U S) システムであって、
イメージング装置であって、
近位部及び遠位部を有するフレキシブル伸長部材；
前記フレキシブル伸長部材の前記近位部に結合した近位コネクター；
前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合したピエゾ電気微小超音波変換器 (P M U T) ；及び
前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合した特定用途向け集積回路 (A S I C) を備え、前記 A S I C が前記 P M U T に対して電気的に結合され、前記 A S I C が：
前記 P M U T を駆動するためのパルサーと、
前記 P M U T により受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、
前記パルサーからの高電圧送信パルスから前記アンプを保護し、また前記アンプが前記 P M U T から低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、
前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む、イメージング装置と、
前記イメージング装置の前記近位コネクターに接続されるように構成されたインターフェイスモジュールと、
前記インターフェイスモジュールと通信接続される血管内超音波 (I V U S) 処理コンポーネントを含む、回転式血管内超音波 (I V U S) システム。

【請求項 1 5】

前記イメージング装置が、その長い本体の近位コネクターと遠位部の間を延びる 4 本リード線の電気ケーブルを更に備え、前記 4 本リード線の電気ケーブルの遠位部が A S I C に電気的に結合される、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記 4 本リード線の電気ケーブルの近位部が前記近位コネクターに結合される、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記 4 本リード線の電気ケーブルがシールドされる、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記 4 本リード線の電気ケーブルが、1 対の平衡信号リード線を含むように構成される、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記平衡信号リード線が差動モードで動作する、請求項 1 8 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記 4 本リード線の電気ケーブルが、2 対の平衡信号リード線を含むように構成される、請求項 1 8 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記イメージング装置が、3 本リード線のシールドされた電気ケーブルを更に備え、前記 3 本リード線のシールドされた電気ケーブルの遠位部が前記 A S I C に電気的に結合され、3 本リード線の 1 対が平衡伝送線を形成し、残りのリード線及びシールドが非平衡伝送線を形成する、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記 P M U T が、微小電気機械システム (M E M S) コンポーネントに形成される、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記 A S I C が前記 M E M S コンポーネントにフリップチップボンディングされる、請

10

20

30

40

50

求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記 A S I C が前記 M E M S コンポーネントにワイヤー・ボンディングされる、請求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 5】

前記 A S I C が前記 M E M S コンポーネントに一体的に形成され、前記 A S I C 及び前記 M E M S コンポーネントがモノリシック構造を形成する、請求項 2 2 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記 M E M S コンポーネント及び前記 A S I C がフレキシブル回路基板に電気的に結合される、請求項 2 2 に記載のシステム。 10

【請求項 2 7】

回転血管内イメージング装置の製造方法であって、
フレキシブル伸長部材の遠位部に結合されたピエゾ電気微小超音波変換器 (P M U T) を提供し；

前記 P M U T を駆動するためのパルサーと、

前記 P M U T により受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、

前記パルサーからの高電圧送信パルスによりダメージを受けることから前記アンプを保護し、また前記アンプが前記 P M U T から低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、 20

前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む特定用途向け集積回路 (A S I C) を提供し；

前記 P M U T と前記 A S I C を電気的に結合し；及び

人体の脈管構造内への挿入のために大きさ及び形状が定められたフレキシブル伸長部材の遠位部に前記 P M U T 及び前記 A S I C を固定する、製造方法。

【請求項 2 8】

提供された前記 P M U T が、微小電気機械システム (M E M S) コンポーネントに形成される、請求項 2 7 に記載の製造方法。

【請求項 2 9】

前記 P M U T 及び前記 A S I C を電気的に結合することが、前記 M E M S コンポーネントに対して前記 A S I C をフリップチップボンディングすることを含む、請求項 2 8 に記載の製造方法。 30

【請求項 3 0】

前記 P M U T 及び前記 A S I C を電気的に結合することが、前記 M E M S コンポーネントに対して前記 A S I C をワイヤー・ボンディングすることを含む、請求項 2 8 に記載の製造方法。

【請求項 3 1】

提供された前記 A S I C が前記 M E M S コンポーネントに一体的に形成され、前記 A S I C 及び前記 M E M S コンポーネントがモノリシック構造を形成する、請求項 2 8 に記載の製造方法。 40

【請求項 3 2】

前記 P M U T 及び前記 A S I C を電気的に結合することが、フレキシブル回路基板に対して前記 M E M S コンポーネント及び前記 A S I C のそれぞれを電気的に結合することを含む、請求項 2 8 に記載の製造方法。

【請求項 3 3】

更に、

4 本リード線の電気ケーブルを提供し；

前記 A S I C に対して前記 4 本リード線の電気ケーブルの遠位部を電気的に結合し；及び

10

20

30

40

50

前記フレキシブル伸長部材の近位部に位置づけられる近位コネクターに対して前記4本リード線の電気ケーブルの近位部を電気的に結合する、請求項27に記載の製造方法。

【請求項34】

前記4本リード線の電気ケーブルが、1対の平衡信号リード線を含む態様で前記ASICに対して電気的に結合される、請求項33に記載の製造方法。

【請求項35】

前記平衡信号リード線が差動モードで動作するように構成される、請求項34に記載の製造方法。

【請求項36】

前記4本リード線の電気ケーブルが2対の平衡信号リード線を含むように構成される、
10 請求項33に記載の製造方法。

【請求項37】

平衡信号リード線の各対が、前記4本リード線の電気ケーブルがスタークワッド(star quad)構成で配列されるように斜めで対向した配線対から成る、請求項36に記載の製造方法。

【請求項38】

更に、

3本リード線のシールドされた電気ケーブルを提供し；

前記3本リード線のシールドされた電気ケーブルの遠位部を前記ASICに電気的に結合し、3本リード線の一対が平衡伝送線を形成し、残りのリード線とシールドが非平衡伝送線を形成する；及び
20

前記フレキシブル伸長部材の近位部に位置づけられた近位コネクターに対して前記3本リード線のシールドされた電気ケーブルの近位部を電気的に結合する、請求項27に記載の製造方法。

【請求項39】

前記PMUT及び前記ASICが固定された前記フレキシブル伸長部材をカテーテルのルーメン内に位置づける、請求項27に記載の製造方法。

【請求項40】

前記フレキシブル伸長部材が前記カテーテルのルーメン内に位置づけられ、前記PMUTが、前記カテーテルの遠位部の超音波窓に隣接して位置づけられる、請求項39に記載の製造方法。
30

【請求項41】

前記フレキシブル伸長部材が前記カテーテルの前記ルーメン内において回転することができるよう、前記フレキシブル伸長部材が前記カテーテルに移動可能に設けられる、請求項40に記載の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、概して、生体内での血管内の超音波(IVUS(intravascular ultrasound))イメージングに関し、また、端的には、機械的にスキャンされる超音波変換器に依拠する血管内の超音波イメージングカテーテルに関し、変換器が、ポリマー圧電物質に基づくピエゾ電気微小超音波変換器(PMUT(piezoelectric micromachined ultrasound transducer))である実施形態を含む。IVUSイメージングに適するポリマー圧電物質を用いるPMUTは、カテーテルの遠位端からカテーテルの近位端の患者のインターフェイスモジュールに戻るまで長い電気ケーブルを効率的に駆動することができない。従って、PMUTは、変換器に近接して結合した能動エレクトロニクス(アンプ回路)を要求する。本開示は、ポリマー基準のPMUTを回転(rotational)IVUSイメージングシステムに接続するのに特に良く適する回路アーキテクチャー及び電気インターフェイスを提供する。
40

【背景技術】

10

20

30

40

50

【0002】

血管内超音波（IVUS）イメージングが、動脈といった、罹患血管を評価するための診断具として、心臓介入（interventional cardiology）において広範囲に用いられ、人間の体内において治療の必要性を決定し、介入（intervention）を案内し、及び／又はその結果を評価する。IVUSイメージングが、超音波エコーを用いて対象の導管の断面イメージを形成する。典型的には、IVUSカテーテル上の超音波変換器が、超音波パルスを放射し、また反射した超音波パルスを受け取る。超音波が、大半の組織及び血液を簡単に通過するが、対象の（導管壁の様々な層といった）組織構造、赤血球、及び他の構造により生じる不連続によって部分的に反射される。患者インターフェイスモジュールによりIVUSカテーテルに接続されたIVUSイメージングシステムが、受け取った超音波エコーを処理し、カテーテルが配された導管の断面イメージを生成する。

10

【0003】

今日、汎用されている2種類のIVUSカテーテルがある：固体状態（ソリッド・ステート）（solid-state）式及び回転（ロテーショナル）（rotational）式であり、各々が利点と不利点を有する。固体状態式IVUSカテーテルが、カテーテルの周囲に分配され、電子マルチプレクサー回路に接続された超音波変換器（典型的には64）のアレイを用いる。マルチプレクサー回路が、超音波パルスを送信し、エコー信号を受け取るためのアレイ素子を選択する。送信と受信のペアのシーケンスを通じ、固体状態式IVUSシステムが、機械的にスキャナされた変換素子の出力を合成できるが、部品を動かすことがない。回転する機械素子がないため、導管外傷の微小のリスクで、血液及び導管組織に直接接触するように変換器アレイを配することができ、単純な電気ケーブル及び標準の取り外し可能な電気コネクターでイメージングシステムに対して固体状態スキャナーを直接的に配線することができる。

20

【0004】

典型的な回転式IVUSカテーテルにおいては、ピエゾ電気セラミック物質から製作された単一の超音波変換素子が、フレキシブルの駆動シャフトの先端に設けられ、対象の導管に挿入されたプラスチックシース内でスピinnする。変換素子は、超音波ビームが概してカテーテルの軸に対して垂直に伝播するように配向される。超音波信号が自由に変換器から組織内へ及び反射して伝播することを許容する間、流体が充填されたシースは、スピinnする変換器及び駆動シャフトから導管組織を保護する。駆動シャフトが回転するため（典型的には一秒当たり30回の回転）、周期的に高電圧パルスで変換器が励振され、短発の超音波が出射される。同一の変換器が、次に、様々な組織構造から反射されて帰還するエコーを受信し、そして、IVUSイメージングシステムが、変換器の単一の回転の過程で生じる一連の数百のこれらの超音波パルス／エコー取得シーケンスから導管断面の2次元表示を構築する。

30

【0005】

可動部品の欠如のおかげで固体状態式IVUSカテーテルの使用が簡単であるが、回転式IVUSカテーテルで入手できるイメージ品質に釣り合うことができない。回転IVUS装置と同一の高周波数で固体状態式IVUSカテーテルを作動させることができ難であり、固体状態式IVUSカテーテルの低い動作周波数が、より高い周波数の回転式IVUSカテーテルのものと比較し、乏しい解像度になる。回転IVUS装置では大幅に減じられ、若しくは完全に欠如している、アレイ基準のイメージングに由来するサイドロープ、グレーティングロープ、及び（イメージング面に対して垂直な）乏しい仰角フォーカスといったアーチファクトもある。回転式IVUSカテーテルのイメージ品質の利点に関わらず、これらの装置の各々が、心血管インターベンション市場においてニッチであり、使用の簡単さが最優先し、特定の診断ニーズにとってイメージ品質が減じられることが許容可能である場合に固体状態IVUSが好まれ、他方、イメージ品質が最優先し、より時間を消費するカテーテルの準備が正当化される場合に回転式IVUSが好まれる。

40

【0006】

回転式IVUSカテーテルにおいては、典型的には、超音波変換器は、イメージングシ

50

システムハードウェアに変換器を接続する電気ケーブルを直接的に駆動することができる低電気インピーダンスのピエゾ電気セラミックス素子である。この場合、単一の対の電気リード線（又は同軸ケーブル）が用いられ、システムから変換器への送信パルスを伝送し、患者インターフェイスモジュールを経由してイメージングシステムに帰還する変換器からの受信したエコー信号を伝送し、そこで、これらがイメージへ構築される。この電気インターフェイスにおける重大な複雑化が、回転する機械接点に亘る電気信号の伝送である。（動脈の断面をスキャンするために）カテーテルの駆動シャフト及び変換器がスピンし、イメージングシステムハードウェアが静止するため、電気信号が回転する接点を通過する電気機械インターフェイスが必要である。回転IVUSイメージングシステムにおいては、この問題が、回転トランス（rotary transformer）、スリップ・リング（slip rings）、回転コンデンサー（rotary capacitors）等を含む様々な異なる手法により解決される。

10

【0007】

既存のIVUSカテーテルが有用な診断情報を提供するが、より価値の高い導管状態への洞察を提供する高められたイメージ品質の要求がある。回転IVUSイメージングにおけるイメージ品質の更なる改良について、より広いバンド幅の変換器を用い、フォーカシング系を変換器に組み込むことが望ましい。米国特許6,641,540に開示されるような、ポリマー圧電物質を用いて製作されたピエゾ電気微小超音波変換器（PMUT）が、放射方向において最適な解像度のために100%を超えるバンド幅、また最適な方位角及び仰角解像度のために球状にフォーカスされた開口部（spherically-focused aperture）を提供する。このポリマーPMUT技術が多くの利益を提供するが、変換器の電気インピーダンスが高すぎてPIMを介してIVUSイメージングシステムに変換器を接続する電気ケーブルを効率的に駆動できない。更には、ポリマー圧電物質の伝送効率（transmit efficiency）が、伝統的なチタン酸ジルコン酸鉛（PZT）セラミックピエゾ電気のものと比較して相当に低く、従って、伝送エレクトロニクスの改善又は他の信号処理の進歩によって音響出力における不足が補償されない限り、信号対ノイズ比が妥協される。

20

【0008】

従って、血管内超音波システムで用いられるポリマー圧電物質微小超音波変換器にコンパクトで効率的な回路アーキテクチャ及び電気インターフェイスを提供する改良された装置、システム、及び方法の要求が依然として存在する。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本開示の実施形態が、血管内の超音波システムで用いられるポリマー圧電物質微小超音波変換器にコンパクトで効率的な回路アーキテクチャ及び電気インターフェイスを提供する。

【0010】

一実施形態においては、回転式血管内超音波（IVUS）装置が提供される。回転IVUS装置が、フレキシブル伸長部材；前記フレキシブル伸長部材の遠位部に結合したピエゾ電気微小超音波変換器（PMUT）；及び前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合した特定用途向け集積回路（ASIC（application-specific integrated circuit））を備え、前記ASICが前記PMUTに対して電気的に結合される。幾つかの場合、前記ASICが：前記PMUTを駆動するためのパルサーと、前記PMUTにより受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、前記パルサーからの高電圧送信パルスによりダメージを受けることから前記アンプを阻止し、また前記アンプが前記PMUTから低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む。

40

【0011】

幾つかの場合、回転IVUS装置が、4本リード線の電気ケーブルを更に備え、前記4

50

本リード線の電気ケーブルの遠位部が前記ASICに電気的に結合される。幾つかの実施形態においては、前記4本リード線の電気ケーブルの近位部が、前記4本リード線の電気ケーブルを患者インターフェイスモジュール(PIM)に接続するように構成されたコネクターに結合される。幾つかの構成においては、前記4本リード線の電気ケーブルがシールドされる。更に、幾つかの場合、前記4本リード線の電気ケーブルが、2対の平衡信号リード線を含むように構成される。この点について、幾つかの実施に際しては、前記平衡信号リード線の対の各々が差動モードで動作する。幾つかの実施形態においては、前記平衡信号リード線の各対が、4本リード線の電気ケーブルがスタークワッド(star quad)構成に配列されるように斜めで対向した配線対から成る。幾つかの場合、回転IVUS装置が、3本リード線のシールドされた電気ケーブルを更に備え、前記3本リード線のシールドされた電気ケーブルの遠位部が前記ASICに電気的に結合され、3本リード線の1対が平衡伝送線を形成し、残りのリード線及びシールドが非平衡伝送線を形成する。

10

【0012】

幾つかの場合、前記PMUTが、微小電気機械システム(MEMS)コンポーネントに形成される。この点について、幾つかの実施形態においては、前記ASICが前記MEMSコンポーネントにフリップチップボンディングされ、MEMSコンポーネントに対してワイヤーボンディングされ、及び/又はMEMSコンポーネントに対して一体的に形成される。幾つかの実施においては、前記MEMSコンポーネント及び前記ASICがフレキシブル回路基板に電気的に結合される。

20

【0013】

別の実施形態においては、回転血管内超音波(IVUS)システムが提供される。システムが、イメージング装置、前記イメージング装置の近位コネクターに接続されるように構成されたインターフェイスモジュールと、前記インターフェイスモジュールと通信接続される血管内超音波(IVUS)処理コンポーネントを含む。幾つかの場合、システムの前記イメージング装置が、近位部及び遠位部を有するフレキシブル伸長部材；前記フレキシブル伸長部材の前記近位部に結合した近位コネクター；前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合したピエゾ電気微小超音波変換器(PMUT)；及び前記フレキシブル伸長部材の前記遠位部に結合した特定用途向け集積回路(ASIC)を備え、前記ASICが前記PMUTに対して電気的に結合される。この点について、前記ASICが、前記PMUTを駆動するためのパルサーと、前記PMUTにより受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、前記パルサーからの高電圧送信パルスによりダメージを受けることから前記アンプを阻止し、また前記アンプが前記PMUTから低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む。

30

【0014】

別の実施形態においては、回転血管内イメージング装置の製造方法が提供される。方法が、フレキシブル伸長部材の遠位部に結合されたピエゾ電気微小超音波変換器(PMUT)を提供し；特定用途向け集積回路(ASIC)を提供し；前記PMUTと前記ASICを電気的に結合し；及び人体の脈管構造内への挿入のために大きさ及び形状が定められたフレキシブル伸長部材の遠位部に前記PMUT及び前記ASICを固定する。幾つかの場合、ASICが、前記PMUTを駆動するためのパルサーと、前記PMUTにより受け取られる超音波エコーを表す信号を受け取り及び増幅するためのアンプと、前記パルサーからの高電圧送信パルスによりダメージを受けることから前記アンプを阻止し、また前記アンプが前記PMUTから低振幅エコー信号を受け取ることを許容するべく構成された保護回路と、前記パルサー、前記アンプ、及び前記保護回路の動作の調整のためのタイミング制御回路を含む。幾つかの場合、提供されるPMUTが、微小電気機械システム(MEMS)コンポーネントに形成される。

40

【0015】

本開示の幾つかの実施形態が、少数の電気リード線を要求する電気インターフェイスで、必要な信号増幅及び効率的なパルサー回路を提供する回路アーキテクチャーを確立する

50

。この点について、少数のリード線が、フレキシブル伸長部材の限られた空間において、より大きい直径の配線の使用を許容し、フレキシブル伸長部材の長さに沿って延びる相互接続ケーブルにおける減じられたケーブル減衰及び低い電気損失に帰結する。更に、本開示の実施形態が優れたケーブルインピーダンス整合を提供する。この点について、4本リード線のインターフェイスが、一対の平衡伝送線から成るケーブル設計を促進し、各伝送線が適切に終端し、イメージのアーチファクト又は劣化を生じさせる反射及び周波数応答の歪を最小化する。代替として、4本リード線のインターフェイスが、一つの平衡伝送線から成る代替のケーブル設計（シールドされた撚られたトリプレット）を促進し、適切に終端され、イメージのアーチファクト又は劣化を生じさせる反射及び周波数応答の歪を最小化し、他方、高電圧DC及びグランド信号が非平衡配線対により伝送され、この場合、インピーダンス整合及び平衡が重要ではない。

10

【0016】

更に、本開示の実施形態が、低い信号カップリングも提供する。例えば、4本リード線ケーブルが、「スタークワッド」構成において動作し、斜め配線対が独立の伝送線を形成する。本構成においては、各々が差動モードの斜め信号対の間のカップリングが、カップリングの対称性により最小化され、ケーブルにより伝送される多数の信号間で低いクロストークを提供する。またシールドされた撚られたトリプレットケーブルは、3本の撚られた配線の2つが平衡伝送線を形成し、第3の撚られた配線とシールドが高電圧DV及びグランド信号を伝送する構成にて動作可能である。この構成においては、差動モードで動作する平衡信号対と他の配線の間のカップリングが対称性により最小化される。

20

【0017】

更には、本開示の実施形態が、低電磁干渉（EMI）を提供する。この点について、4本リード線インターフェイスが、一対の平衡伝送線から成るケーブル設計を促進する。平衡設計が、EMIの放射を抑制し、同様に、他の装置からの外部干渉に対するシステムの感受性を低減する。4本リード線インターフェイスケーブルは、幾つかの場合、電気シールド配線により被覆され、更にEMI及び外部干渉に対する感受性を抑制する。また、4本リード線インターフェイスが、一つの平衡信号対と一つの非平衡対から成るシールドされた撚られたトリプレットから成るケーブル設計を促進する。この平衡設計がEMIの放射を抑制し、同様に、他の装置からの外部干渉に対する感受性を低減し、他方、非平衡対が低周波数信号のみを伝送し、EMIを生成する傾向がない。シールドされた撚られたトリプレットケーブル設計が、電気シールド配線を含み、更にEMI及び外部への感受性を低減する。

30

【0018】

本開示の実施形態が、設計の柔軟性、血管内カテーテル及び／又はガイドワイヤーでの使用に適する小さな集積回路ダイ寸法、低電力損失、高伝送電圧、及び効率的な保護回路も提供する。例えば、シリアル通信スキームの使用は、PIM及び変換器間の4本リード線の物理的インターフェイスを複雑にすることなく、回路設計に柔軟性及び進歩した特徴を加えることに適する。本明細書に記述の回路が、コンパクトな特定用途向け集積回路（ASIC）において実施され、4本リード線の電気インターフェイスが、装置面積の小さい部分のみ消費し、幾つかの実施形態においては、システムが、0.020'（0.5mm）程の小さい外径を有するカテーテル及びガイドワイヤーにおいて実施される。本明細書に記述の回路の実施形態が、カテーテルの遠位端での過度の温度上昇を避けるために電力損失を最小化するように設計される。また、本明細書に記述の回路の実施形態が、PIM基準のパルサー回路に関連する顕著なケーブル損失を避けるカテーテルの遠位端の高電圧パルサーを含む。この手法が、さもなくば、PIMを変換器に接続する、装置の長さに沿って延びる電気ケーブルを通じて高電圧送信パルスを送信することにより生成されるEMIも低減する。更に、本明細書に記述の回路の実施形態が、能動的に制御されるアナログスイッチを用い、変換器に対して印加される高電圧送信パルスからセンスアンプ入力を隔離する効率的な保護回路を実施する。このアナログスイッチ基準の保護回路の設計が、トランスマッター、アンプ、保護回路及びタイミング回路の近接により促進され、これ

40

50

らの全てが単一のASICに集積される。

【0019】

本開示の追加の側面、特徴及び利益が、次の詳細な記述から明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

本開示の図示の実施形態が、添付図面を参照して記述される：

【図1】図1は、本開示の実施形態に係るイメージングシステムの概略図である。

【図2】図2は、本開示の実施形態に係るイメージング装置を斜視した部分的な断面模式図である。

【図3】図3は、図2のイメージング装置の遠位部の断面側面図である。

【図4】図4は、本開示の実施形態に係るMEMSコンポーネント及びASICコンポーネントを含む、図3に示されたイメージング装置の遠位部のコンポーネントの側面図である。

【図5】図5は、図4に図示されたコンポーネント群のうちのASICコンポーネントの下面図である。

【図6】図6は、図4に図示されたコンポーネント群のうちのMEMSコンポーネントの上面図である。

【図7】図7は、図5及び6に図示されたMEMS及びASICコンポーネントと類似の特徴を組み合わせる、本開示の代替の実施形態を図示する、モノリシックASIC/MEMSコンポーネントの上面図である。

【図8】図8は、図7に図示されたASIC/MEMSコンポーネントの部分断面の側面図である。

【図9】図9は、本開示の別の実施形態に係るイメージング装置の遠位部の断面の側面図である。

【図10】図10は、本開示の別の実施形態を図示するものの、図9のものと同様のイメージング装置の遠位部の断面の側面図である。

【図11】図11は、本開示の実施形態に係る詳細な回路のアーキテクチャーの概略図である。

【図12】図12は、本開示の実施形態に係る回路アーキテクチャーのタイミング図の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本開示の原理の理解を促進する目的のため、ここで図面に図示された実施形態を参照し、特定の文言が実質形態の記述のために用いられる。しかしながら、開示の範囲に何らの限定も意図されないものと理解される。記述の装置、システム、及び方法、及び更なる本開示の原理の適用に対するあらゆる変更及び更なる修正が、本開示が関連する技術分野の当業者に普通に生じるように本開示の範囲内に完全に検討及び包含される。端的には、一実施形態に関して記述された特徴、構成要素、及び/又はステップが、本開示の他の実施形態に関して記述された特徴、コンポーネント、及び/又はステップに組み合わされることが十分に想起される。しかしながら、簡潔さのため、これらの組み合わせの多数の繰り返しが個別に記述されない。

【0022】

現在の技術水準と比較して回転IVUSイメージングカテーテルのパフォーマンスを進歩させるため、本開示の実施形態が、伝統的なIVUS変換器のものと比較してより広いバンド幅で変換器を実施し、フォーカシング系も同様に変換器に組み込む。その全体が参照により本明細書に組み込まれる、例えば、米国特許6,641,540に開示のように、ポリマー圧電物質を用いた微小電気機械システム(MEMS)で製作されたピエゾ電気微小超音波変換器(PMUT)が、広いバンド幅(>100%)及び球状フォーカスされた開口部を提供する。広いバンド幅が、短い超音波パルスを生成し、放射方向において最適な解像度を達成することに重要であり、他方、球状にフォーカスされた開口部が、側方

10

20

30

40

50

及び仰角方向での最適な解像度を提供する。この進歩した超音波変換器設計により提供される改良された解像度が、より良い診断精度を促進し、異なる組織種を識別する能力を高め、また導管ルーメンの境界を正確に確認する能力を高める。

【0023】

本開示の幾つかの実施形態が、ポリマー基準のPMUTを回転IVUSイメージングシステムに接続するのに特に良く適合する回路アーキテクチャー及び電気インターフェイスに関する。ポリマーPMUT技術が多数の利益を提供するが、変換器の電気インピーダンスが高すぎるため、患者インターフェイスモジュール(PIM)を経由してIVUSカテーテルの先端で変換器をIVUSイメージングシステムに接続する電気ケーブルを効率的に駆動することができない。この点について、幾つかの場合、電気ケーブルの長さが、約120cm～約200cmの範囲である。更には、ポリマー圧電物質の伝送効率が、伝統的なチタン酸ジルコン酸鉛(PZT)ピエゾ電気セラミック変換器のものよりも相当に低い。従って、音響出力における不足が、本開示の改善された伝送エレクトロニクス及び/又は他の信号処理の進歩により補償できない限り、信号対ノイズ比が妥協される。

10

【0024】

本開示の実施形態が、ポリマーPMUTに近接して集積されるべき能動エレクトロニクスの必要性によって動機付けられるが、この新規なコンセプトは、低インピーダンス電気ケーブル上の伝送のために高インピーダンス変換素子からのエコー信号をバッファーするアンプ回路を単に追加することを超える。この点において、本開示の実施形態が、次の特徴を提供する：カテーテルの近位端に接続されたPIMに対してカテーテルの遠位端近くの変換器を接続する伝送線（電気ケーブル）を効率的に駆動するのに十分な増幅及び他の特徴；変換器により生成された低い増幅のエコー信号を減衰させることなく、高電圧伝送パルスからセンスアンプ入力を信頼性高く隔離する低い直列インピーダンス及び低い寄生シャント容量の能動保護回路；相対的に不十分なポリマー圧電物質変換器から高い音響出力を生成するのに十分な送信波形を生成する高電圧パルサー回路；少数の電気リード線を用い、EMI発生/感受性、受信したエコー信号についての劣化した周波数応答、及び/又は伝送トリガーパルスを歪ませる及び/又はシリアルデータ通信に干渉するケーブル反射といった望ましくないアーチファクトを最小限にするPIMへのコンパクトな電気インターフェイス；特定のイメージング条件及び/又は用途のために回路パフォーマンスを最適化するフレキシブル制御オプション；カテーテルの遠位端での過度な熱生成を避ける低い電力損失；及び、小さいフレキシブル回転IVUS設計に適合するための小サイズ。

20

【0025】

上述のように、ポリマーPMUTで用いられるピエゾ電気物質は、伝統的なピエゾセラミックの代替品と比較して非効率な超音波発振器である。しかしながら、p(VDF-TrFE)と表され、典型的にはポリマーPMUT装置のために用いられる三フッ化エチレンと二フッ化ビニリデンの共重合体は、生体組織の音響インピーダンスに対するその相対的な近接整合に部分的に帰属し、生体での超音波エコー信号に有効なレシーバーである。しかしながら、IVUSイメージングに適する典型的なポリマーPMUTが、その低容量(<1pF)及びIVUSイメージングのために広く用いられる~40MHzの中心周波数に対応し、約4kの相対的に高い電気インピーダンスを有する。そのような高インピーダンス変換器は、カテーテルの先端からのエコー信号を伝送し、IVUSイメージングシステムにカテーテルが接続される患者インターフェイスモジュール(PIM)へ戻すために用いられる(50~100の範囲の特性インピーダンス)低インピーダンス伝送線を駆動することに適しない。更には、変換素子の低容量のため、エコー信号は、約1pF以上の任意の寄生シャント容量により相当に減衰される。

30

【0026】

低インピーダンス伝送線を駆動すること及び寄生容量に対する免疫を提供することに関連するこれらの問題を解決するため、増幅ステージが変換器に近接して提供される。幾つかの実施形態においては、増幅ステージが、IVUS動作周波数（典型的には、約40MHzであるが、10MHz~100MHzの範囲であり得る）での変換器インピーダンス

40

50

以上程の高入力インピーダンスを有する。アンプの出力インピーダンスが、PIMに増幅されたエコー信号を伝送する伝送線の特性インピーダンスに理想的に整合される。増幅の第一段の電圧ゲインは、特に高い必要はなく、なぜなら、ポリマーPMUTは、(アンプ入力といった)高インピーダンスを駆動する時に十分な電圧を生成することができるためである。しかしながら、1ほどに低い電圧ゲインでも、アンプは、4kの変換器インピーダンスを伝送線の~100の特性インピーダンスに下げるまで変換するため、有意なパワーゲイン(~16dB)を提供する。幾つかの実施形態においては、IVUSイメージングシステムにより要求される、時間変動ゲインを含む任意の追加のゲインがPIMにより供給される。

【0027】

10

変換器を励振する高電圧送信パルスからセンスアンプ入力を隔離するため、幾つかの場合、変換器に近接して取り付けられるアンプ回路のために保護回路が提供される。保護回路が、高電圧送信パルス(~100V)がアンプ入力に到達することを阻止するが、低振幅のエコー信号(典型的には1V以下)が、保護回路の直列抵抗器及びシャント容量の組み合わせに帰属する微小の損失でアンプ入力に到達することを許容する。幾つかの超音波イメージングシステムが、保護回路のために、非線形素子(たいていはダイオード)に組み合わされて要求の保護特性を実施する抵抗器、コンデンサー、及びインダクターを含む受動ネットワークを用いる。この種の受動保護回路は、典型的には顕著な妥協を要求し、これが低容量ポリマーPMUTの場合に特に問題である。加えて、保護回路のために要求される受動素子がたびたび大きく、またイメージング装置の遠位端で変換器に近接して取り付けられるべき非常に小さなASIC上に集積させることが困難である。

20

【0028】

本開示の実施形態が、より精巧な保護スキームを実施し、これが能動素子(例えば、トランジスター)を用い、保護機能を実施する。そのような能動保護回路は、より効率的であり、またより即時にASIC上で実施できる。能動保護回路の一実施形態が、高電圧アナログスイッチ回路を実施し、タイミング回路により制御され、パルス送信の過程で開かれ、また超音波エコー信号の受信の過程で閉じられる。この手法に関連の重大な複雑化の一つは、パルス送信過程でスイッチを開けるタイミング信号が100%信頼可能でなければならないことである。なぜなら、単一の誤った高電圧パルスがアンプを破壊できるためである。タイミング回路、トランスミッター、及び保護回路がお互いに物理的に離される場合、この信頼性のレベルを確認することが難しい。従って、本開示の幾つかの実施形態においては、タイミング回路、トランスミッター及び保護回路が单一のASIC内で一緒に近接して結合される。

30

【0029】

変換素子にトランスミッターを集積することは、ほとんど考えられていない。なぜなら、カテーテル先端実装回路内に含めることができない。従来のトランスミッタ回路に要求される大きい高電圧トランジスターが扱いにくいためである。フライシュマン他(Fleischman et al.)は、PMUTでの使用のために設計された受動保護回路を備える集積アンプ回路を開発している。しかしながら、その回路は、集積化されたトランスミッター、能動保護回路、又は本開示の進歩した他の特徴を含まない。Fleischman, A. ; Chandrana, C. ; Jin Fan ; Talman, J. ; Garverick, S. ; Lockwood, G. ; Roy, S.「高解像度の医療イメージングのためのフォーカスされた集積PMUTのためのコンポーネント」、2005年9月 ウルトラソニックシンポジウム、2005 IEEE、2巻、ナンバー、ページ787~791、18~21を参照。本開示の実施形態に係るPMUT MEMSに近接して結合されるASICにトランスミッター回路を組み込むことにより、多数の顕著な利益が実現される: PIMを変換器に接続するケーブル内の損失の回避に基づく高い伝送効率-典型的な回転式IVUSカテーテルにてケーブル損失が10dB以上であり、変換器での所望のパルス振幅を達成するためにPIMでの非常に高い伝送電圧を必要にする; 電気ケーブル及び他の回路素子により表される大きい寄生負荷ではなく、ポリマーPMUTの小さな容量を駆動することだけが要求されるならば、相対的に小さなトラン

40

50

ジスターがパルサー回路の実施のために用いることができる。より典型的な高電流、高電圧パルス送信に代えてケーブルを介して低振幅のトリガー信号のみを送信することから帰結する減じられたEMI；及び、トランスマッター及び保護回路がお互いに近接して結合されない限り、安全に実施することが難しい高電圧アナログスイッチに基づく信頼性の高い、効率的な能動保護回路の促進。

【0030】

かつての研究者は、回転式IVUSカテーテルにおいて能動エレクトロニクスを保持させることの問題を検討しており、わずか2本の電気リード線を用い、電力及び送信パルスをカテーテル実装のアンプ回路に配達し、同一の2本の配線ケーブル上でエコー信号を受け取る様々なスキームが提案されている。例えば、その全体において参照により本明細書に組み込まれる米国特許No. 6,511,432を参照。しかしながら、これらのスキームは、回路設計に顕著な妥協を包含し、進歩した変換器が達成するパフォーマンスを低下させる。本開示の実施形態が、より最適な4本のワイヤーの電気インターフェイスを特定し、これが、回転式IVUSカテーテルにより簡単に収容可能である小さいケーブル寸法を維持しながら、回路及び変換器のパフォーマンスに微小の妥協で数々の利益を提供する。電気ケーブルについてのそのようなアレンジメントの一つの実施が、対称クワッド(symmetrical quad)に一緒に撲られ、2つの斜め配線対として取り扱われる4本の配線を用いる。実際には、撲られたクワッドが、同一サイズの配線の撲られた対と比較し、僅かに大きい円柱状空間(20%直径で大きい)を占めるだけである。

10

【0031】

そのような撲られたクワッドのケーブルの実施形態においては、斜め配線対の一つが、後述の多数の目的のために機能する平衡伝送線を提供する：(1) ASICアンプ出力からPIMアンプ入力へ平衡信号を伝導する、(2) PIM送信トリガー回路からASICに含まれるトランスマッター及びタイミング回路へ平衡差動信号として送信トリガーパルスを伝送する、(3)(第2ペアのグランド配線に参照される)配線対上のコモンモード電圧として低電圧DC電力を提供する、(4) ASICでの電力損失を最小化することに必要とされる、アンプ回路をオン及びオフに切り替えるレシーバータイミング信号を提供する、及び(5)プログラム可能性といった進歩した機能をサポートするためにシリアル通信チャネルを形成する。第2の斜め配線対が、高電圧サプライ及びグランドを伝導する。高電圧/グランドのペアが、単にこれらのDC電圧を提供するに加え、高パワー送信パルスを変換器に配達する時、パルサー回路により用いられるべき電力を保持する顕著な分散容量に貢献する。実用に際しては、トランスマッターがトリガーされ、高パワーパルスを変換器へ生成する時、高電圧/グランド配線対に平衡信号として進行波も出射する。進行波がPIMに到達する時、PIMが、送信パルスによるその配線対から引かれた電荷を補充するのに必要な電荷を供給する。このケーブル構成が要求された機能の全てを提供し、4本のワイヤーのインターフェイスを用い、全ての信号が平衡線上で伝送され、各々が、適切な特性インピーダンスで終端する。平衡の終端の伝送線が、減じられたEMIの発生及び感受性、伝送波形の小さな歪、早い通信速度、アンプ周波数応答の最小の歪、及び他の電気的な利益を提供する。幾つかの実施形態においては、ケーブルが、撲られたクワッドの周りにオプションのシールドを含み、EMIから信号線を更に保護し、信号線から放射される電磁干渉を低減し、追加の機械的な一体性を提供する。

20

30

【0032】

撲られたクワッド構成に併せて前述と同一の利益の多くを提供する、本開示に従う代替のケーブル設計が、シールドされた撲られたトリプレット(3本)(triplet)である。この場合において、撲られたトリプレットの2つの配線が、撲られたクワッドの第1配線対について前述の多数の機能を果たす。つまり：(1)平衡ASICアンプ出力をPIMアンプ入力へ伝導する、(2) PIM送信トリガー回路からASICに含まれるトランスマッター及びタイミング回路へ平衡差動信号として送信トリガーパルスを伝送する、(3)配線対上のコモンモード電圧として低電圧DC電力を提供する(この場合、グランド配線として機能するシールドに参照される)、(4) ASICでの電力損失を最小化するこ

40

50

とに必要とされる、アンプ回路をオン及びオフに切り替えるレシーバータイミング信号を提供する、及び(5)プログラム可能性といった進歩した特徴をサポートするためにシリアル通信チャネルを形成する。グランド配線がシールドとして機能し、他方、撲られたトリプレットの第3配線により高電圧が伝送される。撲られたトリプレットの配線に関してシールドが対称であるため、アンプ出力を伝送する平衡信号線にシールドから結合される微小の差動干渉信号がある。同様に、対称性によって、平衡信号線への高電圧配線の干渉の微小なカップリングがある。更には、パルス送信の間及び直後の短時間の一過性ノイズを除いて、高電圧信号線上には典型的には非常に小さい高周波数ノイズがある。その高周波数の一過性ノイズの大半が、関心の早期のエコー信号が導管組織から帰還する時間までに損失される。シールドされた撲られたトリプレットは、極めて製造可能な構成であり、トリプレットが、一貫した安定及び対称の束を形成し、またシールドがケーブルのために機械的な一体性及び外部の干渉からの保護を提供する。

10

【0033】

本開示の別の重要な側面が、回路における電力損失を管理し、ASICが搭載されたカーテールの遠位端での過剰な温度上昇を妨げることである。ASICにおける最大の電力損失の原因是アンプ回路であり、これが、所望のパフォーマンスを果たすために相対的に高いバイアス電流を要求する。電力消費を低減する一方法は、必要ではないときにアンプをシャットダウンすることである。典型的には、超音波エコーを受け取るために各パルス送信の後に約10μ秒の期間があり、典型的なパルス送信のためのパルス繰り返し期間が約60μ秒であり、16%程に低いアンプデューティーサイクルに帰結する。必要ではないときにアンプを低電力スタンバイモードにすることにより、連続動作に必要な電力の約1/6にまで電力を減じることができる。アンプシャットダウンを制御するための一つのオプションは、ASIC上にタイミング回路を含め、各パルス送信後に10μ秒の期間だけアンプを作動させる。この手法が実施するのに簡単であり、幾つかの用途にとって適するものの、異なる変換器の構成又は異なる受像期間を要求し得るイメージングモードに適合する柔軟性に欠く。代替の手法が、コマンドプロトコルを定めることであり、これにより、PIMからASICへ送信された一つのパルスシーケンスがパルス送信をトリガーし、他方、後のパルスシーケンスが受像期間の終了をトリガーする。この形態においては、PIMがASICタイミング回路を制御することができ、PIMが、各モード又は変換器構成のためにタイミング回路を調整するべく簡単にプログラム及び又は再プログラム可能である。単純なプロトコルの一例が次のように規定される：長い静かな期間（例えば、20μ秒）後にPIMから送信されるべき第1パルスシーケンスが送信パルスシーケンスとして解釈され、20μ秒期間内の任意の後続のパルスが受像期間の終了及び次のパルスシーケンスを出射するためのトランスマッターの再配備として解釈される。当業者が理解するように、特定の変換器構成及び/又はイメージングモードに依存し、多数の様々なタイミングプロトコルが用いられ得る。

20

30

【0034】

上述のように記述の簡単なパルスのシーケンスでアンプデューティーサイクルを制御することにより回路の電力損失を管理する能力が、システムに柔軟性を加え、多数の用途にあてられる。増加した柔軟性のため、ASICに対して高度のプログラム可能性を追加し、回路動作における広範囲のプログラム可能性を可能にすることが望ましい。トリガーパルスの送信、またオプションの受像期間終了パルスに用いられるように、PIMが、同一の2本のワイヤーの通信リンク上で構成情報をASICに送信することを許容する簡単なシリアル通信プロトコルを規定することにより、装置の複雑性を大きく増加することなく、これが達成可能である。シリアル通信リンクを介して回路内にプログラムされ得る構成情報の種類の例が、アンプゲイン、アンプバイアス電流、送信ダンピングパルス期間、及び/又は他のパラメーターを含む。

40

【0035】

図1を参照すると、そこに図示のものは、本開示の実施形態に係るIVUSイメージングシステム100である。本開示の幾つかの実施形態においては、IVUSイメージング

50

システム 100 は、PMUT 回転 IVUS イメージングシステムである。この点に関し、PMUT 回転 IVUS イメージングシステムの主たるコンポーネントは、PMUT 回転式 IVUS カテーテル 102、PMUT カテーテル 適合患者インターフェイスモジュール (PIM) 104、IVUS コンソール又は処理システム 106、及び IVUS コンソール 106 により生成された IVUS イメージを表示するモニター 108 である。伝統的な回転 IVUS イメージングシステムからこの PMUT・IVUS イメージングシステム 100 を区別する本開示の幾つかの側面が、PMUT カテーテル 102、及び適切なインターフェイス仕様を実施し、PMUT カテーテル 102 をサポートする PMUT 適合 PIM 104 を含む。以下により詳細に記述のように、PMUT 回転式 IVUS カテーテル 102 が、カテーテルの遠位の先端近傍に実装されるその関連の回路と共に、PMUT 超音波変換器、4 本の配線の電気ケーブル、及び回転インターフェイスをサポートする適切な電気コネクターを含む。PMUT 適合 PIM 104 が、回路の動作を調整するべく送信トリガー信号及び制御波形の要求のシーケンスを生成し、同一の配線対を介して受け取った増幅したエコー信号を処理する。PMUT 適合 PIM 104 は、また、高及び低電圧 DC 電源も供給し、PMUT 回転式 IVUS カテーテル 102 の動作をサポートする。PMUT 適合 PIM 104 の重要な特徴は、回転インターフェイスを亘ってカテーテル 102 の PMUT 回路に DC 供給電圧を配達しなければならないことである。これが、伝統的な回転 IVUS システムにおいて汎用される、回転トランスのオプションを大きく排除する。なぜなら、トランスが、プライマリーからセカンダリー側へ AC 信号を伝送できるだけだからである。回転インターフェイスを介して DC 電力を配達する実用のオプションが、スリップリング (slip-ring) の使用、及び / 又はその全体において参照により本明細書に組み込まれる米国特許出願公開 No. 2010/0234736 に記述のアクティブ・スピナー (active spinner) 技術の実施を含む。

【0036】

ここで図 2 を参照すると、図式の本開示の実施形態に係る PMUT カテーテル 102 の部分断面斜視図が示される。この点において、図 2 は、PMUT 回転式 IVUS カテーテル 102 の構成に関する追加の詳細を図示する。多くの側面において、このカテーテルは、各々がその全体において参照により本明細書に組み込まれる、ヴォルカノ・コーポレーションから入手可能及び米国特許 No. 8,104,479 の記述のリボリューション (登録商標) カテーテル、又は米国特許 No. 5,243,988 及び 5,546,948 に記述のカテーテルといった伝統的な回転式 IVUS カテーテルと同様である。この点において、PMUT 回転式 IVUS カテーテル 102 が、イメージングコア 110 及び外側カテーテル / シースアセンブリー 112 を含む。イメージングコア 110 が、図 1 の PIM 104 に電気及び機械カップリングを提供する回転インターフェイス 114 により近位端で終端されるフレキシブル駆動シャフトを含む。イメージングコア 110 のフレキシブル駆動シャフトの遠位端が、PMUT 及び関連の回路を含む変換器ハウジング 116 に結合され、これが以下により詳細に記述される。カテーテル / シースアセンブリー 112 が、回転インターフェイスをサポートし、カテーテルアセンブリーの回転及び非回転素子の間のペアリング面及び液密を提供するハブ 118 を含む。ハブ 118 が、ルアーロック (luer lock) フラッシュポート 120 を含み、カテーテルの使用の時点で、これを通じて生理食塩水が注入され空気を排気し、シースの内側ルーメンを超音波適合流体で満たす。空気が超音波を簡単に伝達しないため、典型的には、生理食塩水又は他の同様のフラッシュが要求される。生理食塩水が、回転駆動シャフトのために生体適合潤滑剤も提供する。カテーテル 102 の遠位部の音響的に透明な窓 124 内での変換器ハウジングの軸方向の動きを促進するべくカテーテル / シースアセンブリー 112 が伸長若しくは短縮されることを許容する、入れ子になった筒状部材とスライディング流体シールを含むテレスコープ 122 にハブ 118 が結合される。幾つかの実施形態においては、窓 124 が、微小の減衰、反射、又は屈折で変換器と導管組織の間で超音波を簡単に伝える材料 (群) から製作された薄壁のプラスチックチューブから成る。カテーテル / シースアセンブリー 112 の近位シャフト 126 が、テレスコープ 122 と窓 124 の間の区分を橋渡し、超音波を伝

10

20

30

40

50

える必要はなく、円滑な内部ルーメン及び最適な剛性を提供する材料又は複合材から成る。

【0037】

ここで図3を参照すると、そこに図示されるのは、本開示の実施形態に係るカテーテル102の遠位部の側面断面図である。端的には、図3は、イメージングコア110の遠位部の態様の拡大図を図示する。この例示の実施形態においては、ステンレス鋼により製作され、丸み付けられたノーズ126及び超音波ビーム130がハウジング116から放射されるための切り欠き128が設けられたハウジング116により、イメージングコア110が、その遠端の先端部で終端される。幾つかの実施形態においては、イメージングコア110のフレキシブル駆動シャフト132が、ステンレス鋼ワイヤーが反対に巻かれた2以上の層から成り、溶接、若しくは他の方法でハウジング116に固定され、フレキシブル駆動シャフトの回転もハウジング116の回転に加えられる。図示の実施形態においては、PMUT・MEMS138が、球状フォーカスされた変換器142を含み、特定用途向け集積回路(ASIC)144を支持する。ASIC144が、2以上の接点を介してPMUT・MEMS138に電気的に結合される。この点について、本開示の幾つかの実施形態においては、ASIC144が、上述のように、アンプ、トランスマッター、及びPMUT・MEMSに関連した保護回路を含む。幾つかの実施形態においては、ASIC144が、異方性導電性接着剤を用いてPMUT・MEMS138の基板にフリップチップ実装され、若しくは適切な代替のチップ・トウ・チップ・ボンディング方法が用いられる。一緒にアセンブルされる時、PMUT・MEMS138とASIC144が、ASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146を形成し、これがハウジング116内に実装される。オプションのシールド136を有する電気ケーブル134が、半田140でASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146に取り付けられる。電気ケーブル134が、フレキシブル駆動シャフト132の内側ルーメンを通じてイメージングコア110の近位端まで延び、そこで、図2に図示の回転インターフェイス114の電気コネクター部分に終結される。図示の実施形態においては、ASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146が、エポキシ148又は他の結合剤によりハウジング116に対して定位置に固定される。エポキシ148は、ハウジング116内を伝播する音響反響を吸収する音響支援材料としても機能し、ASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146に半田付けされるところの電気ケーブル134の張力緩和材としても機能する。

【0038】

ここで図4～6を参照すると、ASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146を形成するPMUT・MEMSコンポーネント138及びASIC144の追加の態様が図示される。図4～6の実施形態におけるMEMSコンポーネント138は、パドル形状のシリコンコンポーネントであり、ピエゾ電気ポリマー変換器142が、MEMSコンポーネント138の遠位端に設けられた基板の幅広部149に設けられる。幅広部149の近位に位置する基板の幅狭部では、ASIC144がMEMSコンポーネント138に実装される。この点において、MEMSコンポーネント138が10個の結合パッドを含み、ASICがMEMS138上にフリップチップ実装される時、MEMS138の結合パッド150、151、152、154、156、及び158が、各々、(図6に示される)ASIC144の6個の結合パッド172、170、180、178、176、及び174に対向するように構成される。フリップチップ実装が、異方性導電性接着剤、ゴールド・トウ・ゴールド熱超音波(gold-to gold thermosonic)ボンディング、及び/又は他の適切な方法を用いて達成される。半田リフローは、幾つかの場合、この用途にとっては便利ではない。なぜなら、共重合変換素子は、従来の半田付け温度よりも十分に低い、100ほど低温で減極(depoling)を受けるためである。異方性導電性接着剤は、低温度硬化を構築するまで硬化時間が増される限りにおいて100未満の温度で硬化可能である。この実施形態においては、結合パッド152、154、156及び158は、MEMS基板上に含まれる導電性配線により、結合パッド162、164、166、及び168に結合され、結合パッド162、164、166、及び168が、図3に示すように、電

10

20

30

40

50

気ケーブル 134 の 4 本の配線の終端として機能する。この点について、電気ケーブル 134 の 4 本の配線は、結合パッド 152、154、156 及び 158 に電気的に結合された結合パッド 162、164、166、及び 168 に半田付けされ、若しくは他の方法で強固に固定される。他の実施形態においては、電気ケーブル 134 の 4 本の配線が、ASIC 結合パッド 174、176、178、及び 180 に直接的に半田付けされ、さもなければ強固に取り付けられる。

【0039】

ここで図 7 及び 8 を参照すると、本開示の別の実施形態に係る ASIC / MEMS アセンブリー 190 が図示される。この点について、ASIC / MEMS アセンブリー 190 は、上述のイメージングコア 110 といったイメージングコアの遠位部内に位置するよう構成される。ASIC / MEMS アセンブリー 190 は、ASIC 194 が埋め込まれた MEMS 基板 192 を含むモノリシック構造である。この点について、ASIC / MEMS アセンブリー 190 が、ASIC / MEMS ハイブリッドアセンブリー 146 に関して上述したものと同様の特徴及び機能を含む。従って、同一の参照番号が、類似の特徴を参照するために用いられる。しかしながら、図 7 及び 8 の例示の構成においては、ASIC 194 及び MEMS 192 が同一のシリコンウェハー上に製作されてモノリシック装置を製造する。この点について、PMUT 構造を形成するために用いられる MEMS プロセスが、ASIC を形成するために用いられる CMOS プロセスに適合する。従って、幾つかの場合、ASIC 回路がまずウェハー上に作製され、次に、同一のウェハーが MEMS ファンドリーを通じて処理されて変換器構造が加えられる。結果物のモノリシック構造が、パドル形状の MEMS 192 から成り、基板の幅広部 149 に変換器 142 が配置され、幅広部の近位に延びる基板の幅狭部に ASIC 194 が埋め込まれる。アセンブリー 190 のためのこのモノリシック手法は、より簡素な機械構造を製造し、ASIC と MEMS コンポーネントのフリップチップ結合の必要性を除外する。しかしながら、モノリシック手法は、製造プロセスの複雑性を増加させる。なぜなら、ASIC と MEMS 特徴及び関連の処理技術の両方が、お互いに干渉することなく、單一ウェハー上に共存しなければならないためである。更には、続けて説明のように、アセンブリープロセスを単純化し、若しくは変換器を適切な角度で実装し、ドップラーカラーフローイメージング (Doppler color flow imaging) を有効にするために変換器 (MEMS) から電子回路 (ASIC) を分離することが有利であり得る。

【0040】

ここで図 9 を参照すると、本開示の別の実施形態に係るイメージングコア 200 の遠位部の側面断面図が図示される。イメージングコア 200 が、上述のカテーテル 102 のイメージングコア 110 と同様である。この点については、イメージングコア 200 が、イメージングコア 110 に関して上述したものと同様の特徴及び機能を包含する。従って、同一の参照番号が類似の特徴に言及するために用いられている。例えば、イメージングコア 200 が、そこに形成された変換器 142 を有する MEMS 138 と、MEMS 138 に電気的に結合された ASIC 144 を含む。しかしながら、図 9 の例示構成においては、ASIC 144 及び MEMS 138 コンポーネントが一緒にワイヤーボンドされ、変換器ハウジング 116 に実装され、エボキシ 148 又は他の結合材で定位置に固定され、ASIC / MEMS ハイブリッドアセンブリー 146 を形成する。この実施形態においては、ケーブル 134 のリード線が、直接的に ASIC 144 に半田付けされ、若しくは他の方法で電気的に結合される。この構成の幾つかの実施形態においては、MEMS コンポーネント 138 は、図 4 及び 5 に図示されたパドル形状の装置の切頭バージョンであり、パドルが除去された狭い「ハンドル」部分を有する。ワイヤーボンドの手法の一つの利益は、変換器 133 を支持する MEMS コンポーネントが、ハウジング 116 及びイメージングコア 200 の長軸に関して斜めの角度で実装され、超音波ビーム 130 がイメージングコアの中心長軸に対する垂線に関して斜めの角度で伝播する。この傾斜角が、変換器とカテーテルシース 112 の間の空間で反射し得るシースエコーを減少することに役立ち、また、各々がその全体において参照により本明細書に組み込まれ、各々が、本出願と同日に

10

20

30

40

50

出願された、「イメージング及び血流速度測定のための装置及びシステム」と題された米国特許出願No. 61/646,080、及び「イメージング及び導管の血流測定のための超音波カテーテル」と題された米国特許出願No. 61/646,074に開示のように、ドップラーカラーフローイメージングも促進する。

【0041】

ここで図10を参照すると、本開示の別の実施形態に係るイメージングコア210の遠位部の側面断面図が図示される。イメージングコア210は、上述のカテーテル102のイメージングコア110及び/又はイメージングコア200と同様である。この点について、イメージングコア210が、イメージングコア110及びイメージングコア200についてした上述のものと同様の特徴及び機能を包含する。従って、同一の参照番号が、再度、類似の特徴に言及するために用いられている。図10の例示構成においては、ASIC144及びMEMS138が、フレキシブル回路基板212上に一緒に実装され、ASIC/MEMSハイブリッドアセンブリー146を形成し、これが、次に、ハウジング16内に実装され、エポキシ148又は他の結合材で定位置に固定される。電気ケーブル134、ASIC144、及びMEMS138の各々が、フレキシブル回路基板212に対して半田付けされ、ボンディング、及び/又は他の方法で電気的に結合され、フレキシブル回路212内の配線が、電気ケーブル134、ASIC144、及びMEMS138の配線内の信号を伝送し、イメージングコア210の動作を促進する。この構成のため、MEMSコンポーネント138は、好ましくは図4及び5に図示のパドル形状の装置の切頭バージョンであり、パドルが除去された狭い「ハンドル」部分を有する。このフレキシブル回路の手法は、MEMSコンポーネント138が斜めの角度で実装される変換器142を支持することを許容し、超音波ビーム130が、イメージングコアの中央長軸に対する垂線に対して斜めの角度で伝播することについて、図9のワイヤーボンドの手法と同一の利益を共有する。この傾斜角が、変換器とカテーテルシース112の間の空間で反射し得るシースエコーを減少することに役立ち、また上述のようにドップラーカラーフローイメージングを促進する。

10

20

30

40

50

【0042】

ここで図11を参照すると、本開示の実施形態に係るASIC構成のブロック図300が図示される。この点について、図11のASIC構成が、上述の実施形態で記述のASIC144の使用に適する。図示のように、回路アーキテクチャーが、PIM104へ4本のワイヤーインターフェイスを用い、PIM+、PIM-、HV(高電圧)、及びGND(グランド)と付与された4つの信号を含む。PMUT142に回路を接続する2つのリード線がある。ASICの主要な構成要素は、差動線レシーバー302、送信/受信タイミング及びロジック回路部304、オプションのシリアル通信ロジック回路部306、パルサー回路308、保護回路310、及びアンプ312である。

【0043】

PIM+/-配線対が多数の機能を果たす：(1) PIMから平衡差動信号として送信トリガーパルスを伝送し、ASIC上に含まれるトランスマッター及びタイミング回路を活性化する、(2) ASICのアンプ出力からPIMへ帰還する平衡出力信号を伝達する、(3) グランド配線に参照される、配線対上のコモンモード電圧として低電圧DC電力を供給する、(4) ASICにおける電力損失を最小化するために必要なアンプ回路のオン及びオフを切り替えるためのレシーバータイミング信号を提供する、及び(5) プログラム可能性といった進歩した機能をサポートするためのシリアル通信チャネルを形成する。PIM+/-配線対は、平衡差動終端を形成し、ケーブル反射及び伝送線を通じて伝播する信号の歪を最小化する一対の抵抗器314によりASIC上で終端される平衡伝送線により実施される。典型的には、合計差分抵抗値(total differential resistance)が、75といつた伝送線の特性インピーダンスに整合する。しかしながら、伝送線が、幾つかの実施形態においては、より大きい若しくはより小さい抵抗値を有する。PIM+/-配線対が、平衡差動信号対の形態において、PIMからASICへ様々なデジタル信号を伝送する。幾つかの実施形態においては、信号の差動振幅がASICで~9V_{P-P}である

。この差動信号対が、3つの取り得る状態を表す：正（PIM+ = ハイ、PIM- = ロー）、負（PIM+ = ロー、PIM- = ハイ）、又はアイドル（PIM+ 及び PIM- の両方が、名目上、コモンモード電圧に等しい。）。これらのデジタル信号が、パルサー回路308を活性化する送信トリガーパルスシーケンス、アンプ312を低電力状態に切り替える受像期間終了パルス、及び / 又は回路を構成又は上述のように回路内に組み込まれる得る様々な進歩した特徴を有効化するシリアル通信コードを表す。アイドル状態の過程では、アンプ出力でバッファードされたエコー信号が低レベル信号として差動対上を伝送され、典型的には、差動振幅が $1\text{ V}_{\text{P-P}}$ よりも大きくない。幾つかの場合、PIM+ / - 配線対のコモンモード電圧が、差動終端抵抗の中間点から取られ、チップのための低電圧電源を提供する。低電圧電源が、約 100 pF のコンデンサー316によりフィルターされる。PIM+ / - 配線対により伝送される全ての信号が平衡差動信号であるため、供給電圧には殆どリップルがない。更には、低電圧供給電流が低いため（幾つかの場合、 $< 1\text{ mA}$ 、終端抵抗器を通過することなく、PIM+ / - 線からアンプ出力トランジスターへ直接的に流れるアンプ出力電流を遮断する）、終端抵抗器（又はケーブル配線の抵抗）の間で微小の電圧降下がある。

10

【0044】

HV信号線が、ASICへ高電圧DCサプライを伝送し、典型的には、 $40\text{ V} \sim 200\text{ V}$ の範囲であり、送信回路308に電力を供給し、これが図示の実施形態においてはHブリッジとして形成される。ASIC上に含まれる小さい高電圧フィルターコンデンサー18（例えば、約 5 pF と約 25 pF の間であり、幾つかの特定の実施形態においては約 10 pF ）がある。より大きい高電圧コンデンサー、例えば、 25 pF よりも大きいものをASIC上に含めることは難しい。なぜなら、そのようなコンデンサーが、血管内イメージング装置内の使用のために大きさ調整されなければならないASICのうち非常に大きい範囲を占めるためである。しかしながら、 160 cm のケーブル長のための約 200 pF の分散ケーブル容量が、オンチップコンデンサーに顕著な補足を提供し、高電圧サプライの安定化に役立つ。

20

【0045】

差動線レシーバー302が、3つの状態（正、負、アイドル）の一つを表す差動PIM+ / - 信号をラインレシーバーの出力で一対のCMOSロジックレベルに変換する。一実施形態においては、正の状態がハイ及びローにより表され、負の状態が、ロー及びハイにより表され、アイドル状態が、2つのローにより表され、2つのハイレベルの組み合わせが、差動線レシーバーの出力の無効な状態である。正、負、及び / 又はアイドルのための信号レベルの代替の組み合わせが、他の実施形態において用いられる。これらのPIM104から変換された制御信号が送信 / 受信タイミング及びロジック回路部304、オプションのシリアル通信ロジック回路部306に伝送される。

30

【0046】

送信 / 受信タイミング及びロジック回路部304が、パルサー、レシーバー、及び保護回路を活性化するためのロジック信号を生成する。Hブリッジパルサー308が、パルサーを構成する4つのスイッチを活性化するために4つのロジック信号を要求し、これらの制御信号が、典型的には、高インピーダンス、ポジティブ、ネガティブ、ダンピング、及びエコー信号を受信するための高インピーダンスへと最終的に戻る適切な状態シーケンスを通じてパルサーを遷移させなければならない。パワーオンのシーケンスや他のフォールト状態といった異例の動作の期間でさえ、高電圧送信パルスからアンプ312が常に保護されることを確認するため、保護回路310は、パルサー動作に注意深く調和されなければならない。幾つかの実施形態においては、アンプ312が、単一の制御信号を要求し、必要なようにアンプを使用可能及び使用不能にする。幾つかの実施形態においては、アンプ312が、回路の最大の電力消費素子であり、従って、最低の電力損失のため、アンプ312が、上述のように必要ではない時、低電力状態に切り替えられる。

40

【0047】

オプションのシリアル通信ロジック回路部306が、PIM+ / - 配線上のシリアル通

50

信シーケンスをデコードし、これらのシーケンスを A S I C のための構成又は制御データに変換する。これらのシリアルコマンドを介してオンチップレジスターに記憶される構成ビットが、回路の様々なオプションの機能を活性化することができ、特定の製品種及び/又はイメージング用途のためにそのパフォーマンスを最適化する。例えば、幾つかの場合、構成ビットが、回路のゲイン及び/又は周波数応答を調整する及び/又は送信/受信タイミングを変更するために用いられる。

【 0 0 4 8 】

H ブリッジパルサー回路 3 0 8 が、高電圧送信パルスを生成し、ピーク間振幅が約高電圧サプライの 2 倍である。パルサー 3 0 8 を構成する 4 つのスイッチを活性化するための 1 6 個の可能な組み合わせがあるが、幾つかの実施形態においては、ただ 4 つの組み合わせが用いられる。そのような実施形態においては、4 つのパルサー状態は、(1) 4 つの全スイッチが開かれ、変換器上の低レベルのエコー信号の受信を促進する高インピーダンス、(2) スイッチ B 及び C が閉じられ、A 及び D が開かれ、H V を変換器の正側、グランドを負側に付与する正出力、(3) スイッチ A 及び D が閉じられ、B 及び C が開かれ、変換器の正側にグランド、負側に高電圧を付与する負出力、及び(4) スイッチ A 及び B を閉じ、C 及び D を開き、変換器の両側をグランドに接続するダンピングモードである。残りの 1 2 個の状態が、フォールト状態を表し、及び/又は特定の利益を提供しない。

10

【 0 0 4 9 】

保護回路 3 1 0 が、高電圧送信パルスからセンスアンプ入力を隔離する。保護回路 3 1 0 は、パルス送信の間にパルサーと変換器をアンプ入力から非接続にする直列スイッチ E 及び F の一つの対と、アンプ入力をグランドにシャントするスイッチ G 及び H の第 2 の対から成り、直列のスイッチを通じて漏れる任意の信号からアンプ入力を保護する。保護回路 3 1 0 は、好ましくは、パルス送信の前に活性化され、パルス送信の終了後の短い期間だけその保護モードに留められ、保護を通過するパルス送信の開始又は終了での過渡期がないことを確認する。パルス送信の終了後の短い時間、パルサーが高インピーダンス状態に推移し、ここで、それが変換器から効果的に隔離され、また保護回路が非活性化され、変換器からのエコー信号がアンプ入力に到達することができる。保護回路が非活性化される時、直列スイッチ E 及び F が閉じられ、変換器がアンプ入力に接続され、また、アンプ入力信号を減衰しないようにシャントスイッチ G 及び H が開かれる。

20

【 0 0 5 0 】

アンプ 3 1 2 は、高インピーダンス(低容量)変換器 1 4 2 からエコー信号を受け取り、P I M + / - 伝送線の特性インピーダンスに整合するようにインピーダンスを変換する。典型的には、アンプは、顕著な電流ゲインを提供するが、高い出力インピーダンスの電流出力段を有する。A S I C の有効な出力インピーダンスは、次に、終端抵抗器 3 1 4 により確立される。アンプ 3 1 2 は、インピーダンス変換に加えて、電圧ゲインを提供するが、典型的な P M U T の 4 k Ω インピーダンスからアンプ出力の 7 5 Ω インピーダンスへのインピーダンス変換に関連の電力ゲインが、既に ~ 1 7 d B の顕著な電力ゲインを表す。保護回路 3 1 0 は、高電圧送信パルスからアンプ入力を隔離し、送信/受信ロジック及びタイミング回路部 3 0 4 からの信号を使用可能にして所望の受像期間だけアンプ 3 1 2 を作動させ、これにより、典型的には回路全体の最大の電力の排路である、アンプ 3 1 2 の平均電力損失が最小化される。

30

【 0 0 5 1 】

ここで図 1 2 を参照すると、本開示の実施形態に係る回路アーキテクチャーのためのタイミング図 5 0 0 が図示される。この点について、タイミング図 5 0 0 は、上述の図 1 1 の A S I C 構成を含む、本開示の実施形態での使用に適する。従って、明確性のため、タイミング図 5 0 0 が、図 1 1 の A S I C 構成の内容において説明する。図示のように、送信/受信シーケンスが、P I M + / - 差動信号対を通じて伝送される、P I M からの送信トリガーパルスシーケンスにより開始される。差動信号が、差動線レシーバー 3 0 2 により調整され、3 つの可能な P I M + / - 差動信号対の状態(正、負、及びアイドル)を表す A S I C 内の内部使用のための P L U S (プラス)及び M I N U S (マイナス)の一対

40

50

の C M O S 信号を生成する。 P L U S 又は M I N U S パルスの先導エッジがタイミング信号、 D A M P (ダンプ) 及び R E C E I V E (レシーブ) をトリガーし、 H ブリッジパルサー 3 0 8 を活性化して送信パルスを生成する。幾つかの場合、送信波形のバースト長、極性、及び幅が、 P I M + / - 差動信号対を介して伝送される送信トリガーパルスシーケンスにより制御される。効果においては、 H ブリッジパルサー 3 0 8 が、 P I M + / - 配線上のトリガー波形を複製するが、高電圧電源の約 2 倍のピーク間振幅である。この図示例においては、送信パルスが單一サイクル波形であるが、他の実施形態においては、單一ハーフサイクル及び / 又は多数のサイクルバーストであり、パルス幅及びバースト長が、所望の変換器中心周波数及びバンド幅のための送信スペクトルを最適化するように調整される。單一サイクル送信波形を生成するため、送信 / 受信タイミング及びロジック回路 3 0 4 が、パルサー 3 0 8 を状態シーケンスで遷移させ、高インピーダンス (Z) 状態から開始し、正、負、及びダンピング状態が続き、その後、 D A M P タイミングパルスの終了時に高インピーダンス状態に戻る。 D A M P パルスの終了時、パルサー 3 0 8 が高インピーダンス状態に戻り、 R E C E I V E 信号が保護回路 3 1 0 を非活性化し、アンプ 3 1 3 を活性化し、変換器 1 4 2 から超音波エコー信号を受け取り、 P I M + / - 配線を通じ P I M に戻す伝送と、 P I M 自体又は I V U S コンソール又はプロセッサーによる更なる増幅及び信号処理のため、それを増幅する。 R E C E I V E タイミング信号は、 A S I C 内のワンショットタイミング回路により終端され、若しくはオプションとして P I M + / - 配線を介してパルスが送信される。受像期間の終了後、アンプ 3 1 2 が低電力アイドル状態に戻り、保護回路 3 1 0 が開かれてパルサー 3 0 8 及び変換器 1 4 2 からアンプ 3 1 2 を隔離し、パルサー 3 0 8 が高インピーダンス状態に留まり、次の送信トリガーパルスまで待機する。

10

20

30

40

【 0 0 5 2 】

本明細書に記述の回路アーキテクチャー及び電気インターフェイスが、ポリマー圧電物質微小超音波変換器との使用に特に好適であり、この進歩した変換器技術の使用を可能にすることにより、血管内超音波イメージングにおける幾つかの重要な進歩を促進する。ポリマー P M U T が、そのフォーカスされた開口部及び広いバンド幅のおかげで全ての 3 次元において高解像度を約束し、本出願に記述の実施形態が、そのような装置の主要な制約、つまり：長い伝送線で信号を直接的に駆動できない能力及びポリマー圧電物質の低い送信効率を克服する。更に、本開示の主題である回路アーキテクチャーが、変換器の直に隣接してバッファーアンプを提供し、変換器から受け取った超音波エコー信号を P I M 及び I V U S 処理コンポーネントに戻す効率的な配送が確認され、他方、パルサーが変換器に直接的に高電圧パルスを配送し、従来の回転 I V U S システムで経験した顕著なケーブル損失がない。

【 0 0 5 3 】

当業者は、上述の機器、システム、及び方法が様々な方法において修正されることを理解するだろう。従って、当業者は、本開示により指南される実施形態が、上述の特定の例示の実施形態に限定されないものと理解する。この点について、図示の実施形態が図示及び記述されたが、広範囲の修正、変更、及び代用がこれまでの開示において想定される。本開示の範囲から逸脱することなくそのような変更が上述のところに為されることが理解される。従って、添付請求項が、広く、また本開示に一貫する態様で広く解釈されることが適切である。

【図1】

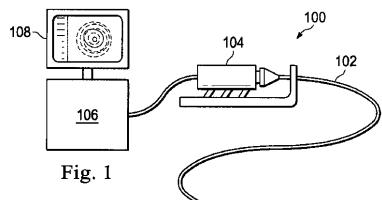


Fig. 1

【図3】

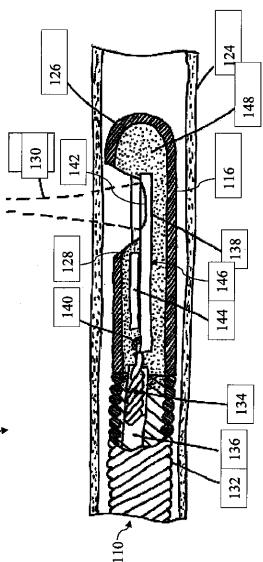


Fig. 3

【図2】

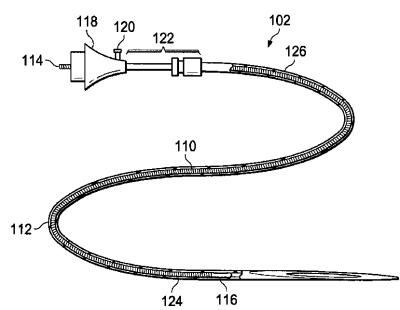


Fig. 2

【図4】

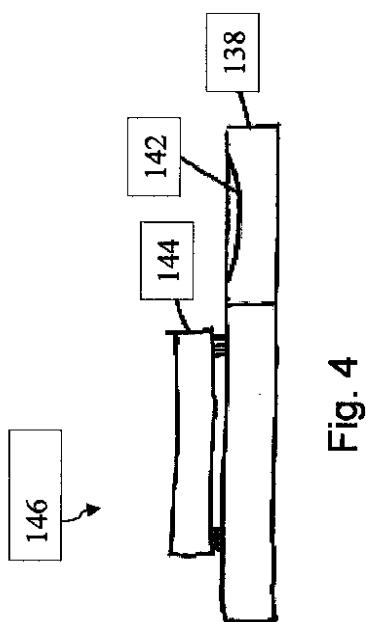


Fig. 4

【図5】

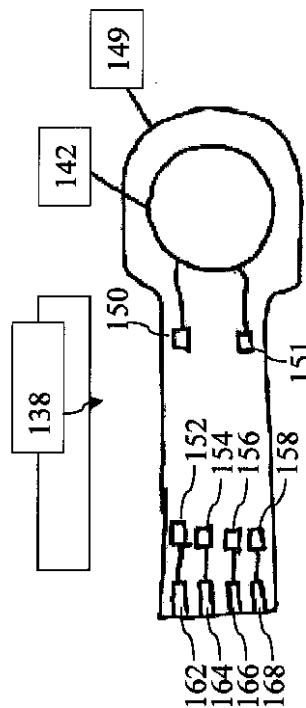


Fig. 5

【図 6】

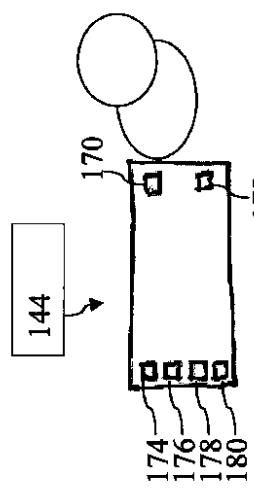


Fig. 6

【図 7】

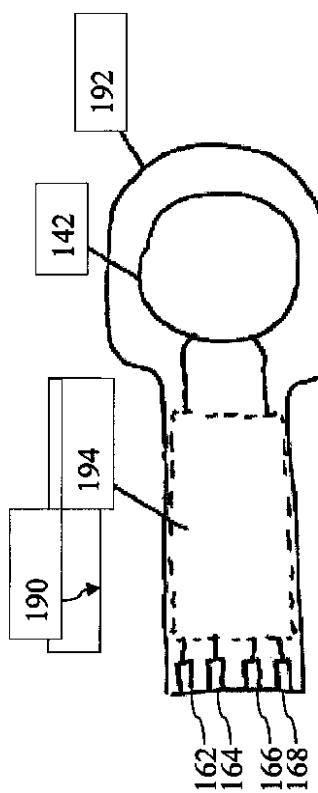


Fig. 7

【図 8】

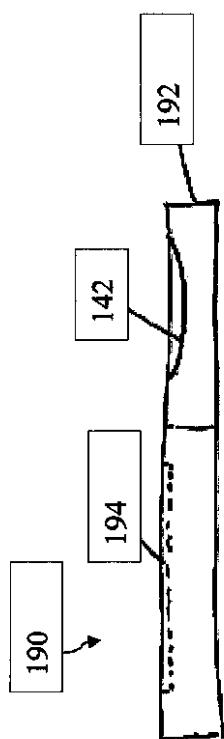


Fig. 8

【図 9】

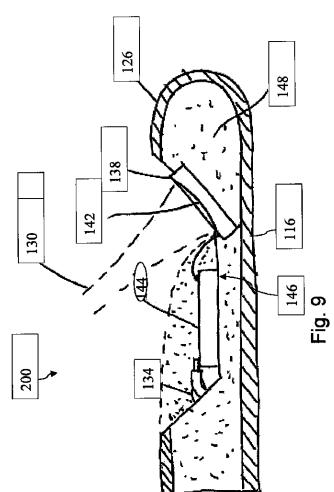


Fig. 9

【図 1 0】

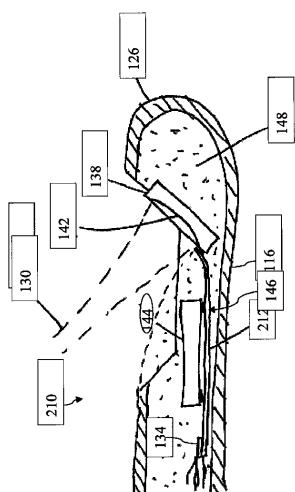
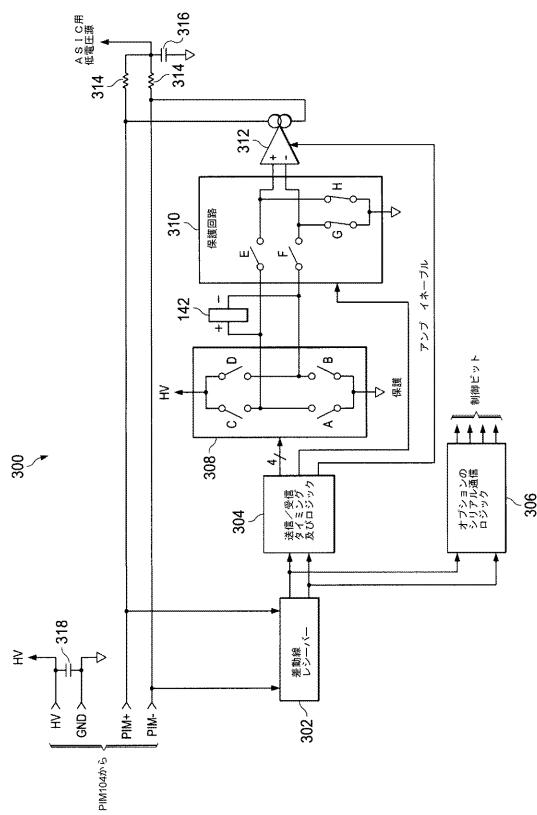


Fig. 10

【図 1 1】



【図 1 2】

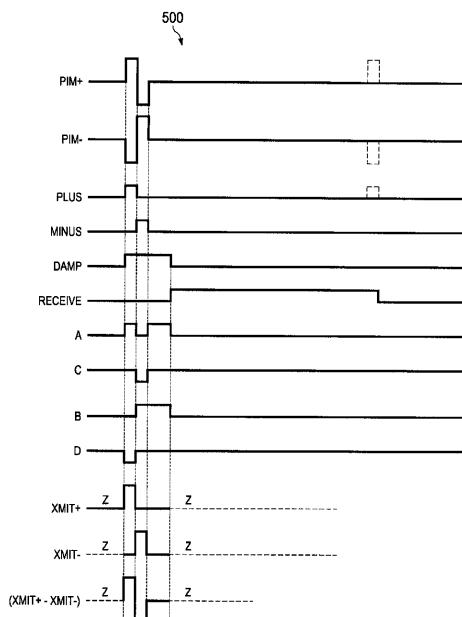


Fig. 12

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/040554
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/12(2006.01)i, G01N 29/24(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; G03B 42/06; A61B 8/14; A61B 8/00; G01N 29/24		
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: ultrasound, catheter, PMUT, transducer, ASIC, pulser, amplifier, protection, timing		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2010-0168583 A1 (DAVID DAUSCH et al.) 01 July 2010 See abstract, paragraphs [0004]-[0005], [0014]-[0018], [0047]-[0059], [0078]-[0097], claims 1-65 and figures 2-15.	1-4, 9-17, 22-33 , 39-41
A		5-8, 18-21, 34-38
Y	US 2001-0016688 A1 (THOMAS C. MOORE et al.) 23 August 2001 See abstract, paragraphs [0018]-[0021], [0028], claims 1-3 and figures 1-2.	1-4, 9-17, 22-33 , 39-41
A	US 2008-0025145 A1 (MICHAEL PESZYNSKI et al.) 31 January 2008 See abstract, paragraphs [0006]-[0009], [0022]-[0029], claims 1-15 and figures 1-5.	1-41
A	US 5924993 A (ANDREAS HADJICOSTIS et al.) 20 July 1999 See abstract, column 3, line 24 - column 4, line 46, claims 1-6 and figures 1-4.	1-41
A	US 2010-0234736 A1 (PAUL DOUGLAS CORL) 16 September 2010 See abstract, paragraphs [0018]-[0027], claims 1-20 and figures 1-3.	1-41
A	US 2002-0087083 A1 (ELVIN LEONARD NIX et al.) 04 July 2002 See abstract, paragraphs [0034]-[0057], claims 1-3 and figures 1-4.	1-41
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 August 2013 (27.08.2013)		Date of mailing of the international search report 27 August 2013 (27.08.2013)
Name and mailing address of the ISA/KR  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 KIM Tae Hoon Telephone No. +82-42-481-8407

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/US2013/040554

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010-0168583 A1	01/07/2010	AU 2006-350241 A1 AU 2006-350241 B2 CA 2667751 A1 CN 101662989 A EP 2076180 A1 JP 2010-508888 A JP 5204116 B2 KR 10-2009-0087022 A KR 10-2013-0014618 A KR 10-2013-0014619 A WO 2008-054395 A1	08/05/2008 31/01/2013 08/05/2008 03/03/2010 08/07/2009 25/03/2010 05/06/2013 14/08/2009 07/02/2013 07/02/2013 08/05/2008
US 2001-0016688 A1	23/08/2001	CA 2369283 A1 EP 1171038 A1 JP 2002-540881 A JP 4814428 B2 US 6251078 B1 US 6511432 B2 WO 00-61008 A1 WO 00-61008 A9	19/10/2000 16/01/2002 03/12/2002 16/11/2011 26/06/2001 28/01/2003 19/10/2000 27/06/2002
US 2008-0025145 A1	31/01/2008	CN 1942144 A CN 1942144 C0 EP 1737348 A1 JP 2007-532227 A WO 2005-099583 A1	04/04/2007 04/04/2007 03/01/2007 15/11/2007 27/10/2005
US 5924993 A	20/07/1999	None	
US 2010-0234736 A1	16/09/2010	EP 2405819 A2 EP 2405819 A4 JP 2012-520127 A US 8403856 B2 WO 2010-104775 A2 WO 2010-104775 A3	18/01/2012 20/03/2013 06/09/2012 26/03/2013 16/09/2010 13/01/2011
US 2002-0087083 A1	04/07/2002	DE 69516444 D1 DE 69516444 T2 EP 0671221 A2 EP 0671221 A3 EP 0671221 B1 GB 2287375 A GB 2287375 B GB 9504791 D0 US 6110314 A US 6238347 B1 US 6776763 B2	31/05/2000 04/01/2001 13/09/1995 10/12/1997 26/04/2000 13/09/1995 15/04/1998 26/04/1995 29/08/2000 29/05/2001 17/08/2004

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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

专利名称(译)	用于旋转血管内超声 (IVUS) 装置的电路结构和电接口		
公开(公告)号	JP2015515917A	公开(公告)日	2015-06-04
申请号	JP2015511756	申请日	2013-05-10
[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	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/4494 A61B8/52 A61B8/56 B06B1/0215 B06B1/0688 B06B2201/76 G01H11/08		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/GA14 4C601/GB16 4C601/GB20 4C601/GD12		
优先权	61/646062 2012-05-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了旋转血管内超声 (IVUS) 成像装置 , 系统和方法。本公开的一些实施例特别涉及用于旋转IVUS系统的聚合物压电微机械超声换能器 (PMUT) 的紧凑且有效的电路架构和电接口。在一个实施方案中 , 旋转血管内超声 (IVUS) 装置包括 : 柔性细长构件;压电微机械超声换能器 (PMUT) 耦合到柔性细长构件的远端部分;以及耦合到柔性细长构件的远端部分的专用集成电路 (ASIC) 。 ASIC 电耦合到PMUT , 并包括脉冲发生器 , 放大器 , 保护电路 , 以及用于协调脉冲发生器 , 放大器和保护电路的操作的定时和控制电路。

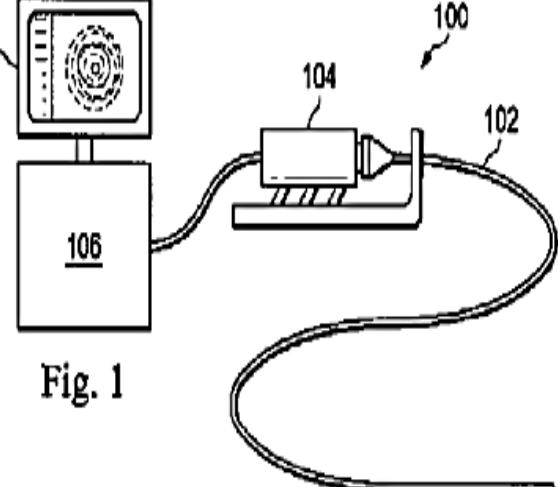


Fig. 1