

(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2011-505205

(P2011-505205A)

(43) 公表日 平成23年2月24日 (2011.2.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H 0 4 R 19/00 (2006.01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2010-536240 (P2010-536240)	(71) 出願人	507382119 コロ テクノロジーズ インコーポレイテッド アメリカ合衆国 9 5 1 3 5 カリフォルニア州 サンノゼ ブリタニー コート 3 3 0 0
(86) (22) 出願日	平成20年12月3日 (2008.12.3)	(74) 代理人	100077481 弁理士 谷 義一
(85) 翻訳文提出日	平成22年5月27日 (2010.5.27)	(74) 代理人	100088915 弁理士 阿部 和夫
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/085446	(72) 発明者	ヨンリ ファン アメリカ合衆国 9 5 1 3 5 カリフォルニア州 サン ノゼ ブリタニー コート 3 3 0 0
(87) 国際公開番号	W02009/073752		
(87) 国際公開日	平成21年6月11日 (2009.6.11)		
(31) 優先権主張番号	60/992, 020		
(32) 優先日	平成19年12月3日 (2007.12.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/024, 843		
(32) 優先日	平成20年1月30日 (2008.1.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 容量性マイクロマシン加工超音波変換器 (CMUTS) で構築される超音波スキャナ

(57) 【要約】

超音波スキャナおよび超音波スキャナを製造する方法。方法の一実施形態は、可撓性電子装置（例えば、IC）および可撓性超音波変換器（例えば、円形CMUTアレイの一部）を可撓性部材と集積化するステップを含む。IC、変換器、および可撓性部材は、可撓性サブアセンブリを形成し得、丸められた状態で超音波スキャナを形成する。ICおよび変換器の集積化は同時に行われ得る。代替案において、電子装置の集積化は変換器の集積化前に行われ得る。さらに、変換器の集積化は半導体技術を使用するステップを含み得る。さらに、丸められたサブアセンブリは、内腔を形成し得るか、または内腔に取り付けられ得る。当該方法は、可撓性サブアセンブリの一部を折り畳んで前方視型変換器を形成するステップを含み得る。一部のサブアセンブリの可撓性部材は、一対のアームを含み得る。

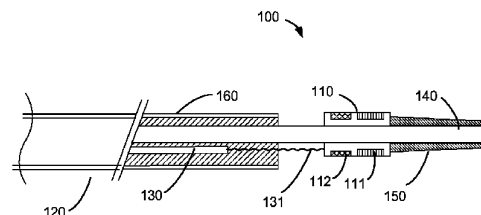


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カテーテルによる医療機器を製造する方法であって、
電気回路を可撓性部材と集積化するステップと、
超音波変換器を前記可撓性部材と集積化するステップであって、前記集積化された電気回路、前記超音波変換器、および前記可撓性部材は可撓性サブアセンブリであるステップと、
前記可撓性サブアセンブリを超音波スキャナとなるように成形するステップと、
前記超音波スキャナをカテーテルに取り付けるステップと
を含むことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記超音波変換器は可撓性であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記電子装置は可撓性であることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記電子装置および前記超音波変換器を前記可撓性部材と集積化する前に、前記電子装置および前記超音波変換器を基板の素子層上で集積化するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

基板の素子層を通じて少なくとも 1 つのパターン化された開口を形成するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

20

【請求項 6】

少なくとも 1 つの埋め込まれた空洞を有する前記素子層を形成するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記素子層を S O I ウエハ上に形成するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 8】

前記電子装置および前記超音波変換器を前記可撓性部材と同時に集積化するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記超音波変換器を集積化する前記ステップは、半導体技術を使用するステップを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記成形された可撓性部材は、内腔の少なくとも一部分を画定することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記可撓性変換器を集積化する前記ステップは、前記可撓性超音波変換器の活性表面を含む、前記超音波変換器の側面から行うことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 12】

前記成形された可撓性部材を内腔に取り付けるステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記可撓性超音波変換器は、少なくとも 1 つの容量性マイクロマシン加工超音波変換器 (CMUT) を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

前記可撓性超音波変換器をホストする前記可撓性部材の一部分を折り畳むステップをさらに含み、前記可撓性部材の前記折り畳まれた部分および前記可撓性超音波変換器は、前方視型超音波変換器を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

50

前記可撓性超音波変換器は、円形ＣＭＵＴアレイの少なくとも一部分を含むことを特徴とする請求項１に記載の方法。

【請求項１６】

前記可撓性部材は一对のアームを含むことを特徴とする請求項１に記載の方法。

【請求項１７】

カテーテルによる医療機器であって、

電子回路と、

超音波変換器と、

前記電子回路およびそこに集積化される前記超音波変換器を有する可撓性部材であって、前記集積化された電子回路、前記超音波変換器、および前記可撓性部材は、可撓性サブアセンブリであり、前記可撓性サブアセンブリは前記超音波スキャナに成形される可撓性部材と、

10

前記超音波スキャナが取り付けられる内腔とを備えることを特徴とするカテーテルによる医療機器。

【請求項１８】

前記超音波変換器は可撓性超音波変換器であることを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項１９】

前記成形された可撓性サブアセンブリは内腔の一部分を画定することを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

20

【請求項２０】

前記可撓性超音波変換器はスルーエ八相互接続部を含むことを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２１】

前記超音波変換器は少なくとも１つのＣＭＵＴ要素を含むことを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２２】

前記超音波変換器は少なくとも２つのＣＭＵＴ要素を含むＣＭＵＴアレイであることを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２３】

30

前記可撓性部材と集積化される温度センサまたは圧力センサのうちの１つをさらに含むことを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２４】

前記超音波変換器は、円形ＣＭＵＴアレイの少なくとも一部分を含むことを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２５】

前記超音波変換器は前方視型超音波変換器であることを特徴とする請求項１７に記載のカテーテルによる医療機器。

【請求項２６】

40

カテーテルによる医療機器であって、

集積回路と、

容量性マイクロマシン加工超音波変換器（ＣＭＵＴ）と、

前記集積回路およびそこに集積化される前記ＣＭＵＴを有する可撓性部材とを備え、

前記集積回路、前記ＣＭＵＴ、および前記可撓性部材は可撓性サブアセンブリであり、前記可撓性サブアセンブリは超音波スキャナおよび内腔の少なくとも一部分として機能するように成形され、前記ＣＭＵＴは前記超音波スキャナの遠位端に位置付けられ、前方視型のリング型超音波変換器であることを特徴とするカテーテルによる医療機器。

【請求項２７】

カテーテルによる医療機器を製造する方法であって、

50

前記半導体素子に隣接する分離層を画定する基板上に前記半導体素子を製造するステップと、

前記基板内、前記半導体素子の周辺、および前記分離層に十分到達する深さに開口パターンを形成することによって、前記半導体素子を前記基板から分離するステップと、

電子回路を可撓性部材と集積化するステップと、

超音波変換器を前記可撓性部材と集積化するステップであって、前記集積化電子回路、前記超音波変換器、および前記可撓性部材は可撓性サブアセンブリであり、前記半導体素子は前記電子回路または前記超音波変換器のうちの少なくとも1つを含むステップと、

前記可撓性サブアセンブリを超音波スキャナとなるように成形するステップと、

前記超音波スキャナを前記カテーテルに取り付けるステップと

10

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 28】

前記半導体素子は、CMUT要素、CMUTアレイ、集積回路(IC)、またはそれらの組み合わせから成る群より選択されることを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【請求項 29】

前記分離層は埋め込まれる空洞を画定することを特徴とする請求項 27 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、容量性マイクロマシン加工超音波変換器(CMUT)スキャナに関連し、より具体的には、CMUTによる超音波スキャナを備えるカテーテルに関する。

20

【背景技術】

【0002】

カテーテルにより、外科関係者は、カテーテルの遠位端を何らかの状態が存在し得る部位に誘導することによって、患者の体内の深部の状態を診断および治療することができる。次いで、外科関係者は様々なセンサ、器具等をその部位で操作し、患者に対する最小の侵襲効果で所定の手順を行うことができる。広く使用されているセンサの一種は超音波スキャナである。超音波スキャナは、音波が様々な組織および他の生物学的構造を貫通し、そこからエコーを戻すことができる能力に対して選択される周波数で音波を生成する。多くの場合、約20MHz以上の周波数を選択することが望ましい。超音波スキャナの周囲組織の画像は、これらの戻されたエコーに由来し得る。2種類の超音波スキャナが存在し、1つは圧電性結晶(すなわち、圧電材料または複合圧電材料から製造される結晶)に基づき、もう1つは、容量性マイクロマシン加工超音波変換器(CMUTおよび組込型スプリングCMUTまたはESCMUT)に基づく。

30

【0003】

CMUTは、通常、2つの電極のうちの1つに取り付けられる膜を有する2つの離間した電極を含む。操作中に、交流電流(AC)信号を使用して、電極を異なる電圧に充電する。差動電圧は、膜に取り付けられる電極の移動を誘発し、したがって膜自体の移動を誘発する。圧電変換器(PZT)は、AC信号をその中の結晶にも印加し、結晶を振動させて音波を生成する。結晶に戻されたエコーを使用して、周囲組織の画像を得る。

40

【0004】

そのため、外科関係者は、ヒト(および動物)患者の体内の所定組織(例えば、血管)、構造等の画像を得るため、およびそこでの治療効果を見るために、超音波スキャナを備えるカテーテルを採用することが有用であることを見出している。例えば、超音波変換器が画像を提供し得ることによって、医療関係者は血液が特定の血管を流れているか否かを判断することができる。

【0005】

一部のカテーテルは、カテーテルの遠位端またはその付近に位置する単一の超音波変換器を含むが、他のカテーテルは、超音波変換器の配列をカテーテルの遠位端に含む。これらの超音波変換器は、カテーテルの側面に沿って配置され得、そこから外側を向き得る。

50

その場合、それらは「側方視型変換器」と称され得る。カテーテルが片側向き変換器のみを有する場合、カテーテルを回転させて、カテーテルの周囲の全方向で組織の画像を得ることができる。そうでなければ、カテーテルは、超音波変換器をカテーテルの周囲の全方向に向かせることができる。

【 0 0 0 6 】

他の状況において、カテーテルは、カテーテルの末端から遠位方向を向くカテーテルの遠位端に超音波変換器を配置させることができる。これらの種類の超音波変換器は、「前方視型」変換器と称され得る。前方視型変換器は、カテーテルの正面（すなわち、「前方」）にある組織の画像を取得するために有用であり得る。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明の目的とするところは、容量性マイクロマシン加工超音波変換器（CMUTS）で構築される超音波スキャナを提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

実施形態は、超音波スキャナを備えるカテーテル、および超音波スキャナを備えるカテーテルを製造する方法を提供する。より具体的には、一実施形態に従って実践される方法は、可撓性電子装置（例えば、集積回路）を可撓性部材と集積化するステップ、および可撓性超音波変換器（例えば、円形CMUTアレイの一部分）を可撓性部材と集積化するステップを含む。集積化された可撓性電子装置、可撓性超音波変換器、および可撓性部材は、可撓性サブアセンブリを形成し得、丸められて超音波スキャナを形成する。

【 0 0 0 9 】

一部の実施形態において、可撓性電子装置および可撓性超音波変換器と可撓性部材との集積化は、同時に行われる。さらに、超音波変換器の集積化は、その活性表面を含む超音波変換器の側面から行うことができる。代替案において、可撓性電子装置の集積化は、可撓性超音波変換器の集積化前（または後）に行われ得る。さらに、可撓性超音波変換器の集積化は、半導体技術を使用するステップを含み得る。一部の実施形態において、丸められた可撓性サブアセンブリは、カテーテルの内腔に連結され得る内腔を形成する。しかしながら、代わりに、丸められた可撓性サブアセンブリを、カテーテルの内腔に取り付けることができる。一部の実施形態において、可撓性部材（可撓性超音波変換器をホストする）の一部分を約90度の角度に折り、前方視型超音波変換器を形成するステップを含む。一部の実施形態の可撓性部材は、CMUT変換器の円形配列の一部に取り付けられる一対のアームを含み得る。アーム（および可撓性部材の残り）が丸められるにつれて、円形CMUTアレイを90度に折り、リング型CMUTアレイを形成することができる。リング型CMUTアレイを、次いで、前方視型CMUTアレイとして使用することができる。

【 0 0 1 0 】

本明細書で開示される超音波スキャナの実施形態は、可撓性電子装置（例えば、集積回路）、可撓性超音波変換器、および可撓性部材を含み、可撓性電子装置および可撓性超音波変換器は、可撓性部材と集積化される。集積化された可撓性電子装置、可撓性超音波変換器、および可撓性部材は、可撓性サブアセンブリを形成し得、丸められて超音波スキャナを形成する。一部の実施形態において、丸められた可撓性サブアセンブリは内腔であるか、または代わりに、カテーテルの内腔に取り付けることができる。可撓性超音波変換器は、スルーウエハ相互接続部およびそこで連通する円形CMUTアレイの一部分を含み得る。さらに、超音波変換器は、前方視型リング型CMUTアレイであり得る。

【 0 0 1 1 】

したがって、実施形態は、これまでに利用可能な超音波変換器を備えるカテーテル、より具体的には、PZTを備えるカテーテルに勝る多くの利点を提供する。例えば、実施形態は、高周波且つこれまで可能であった帯域幅よりも広い帯域幅で動作し得る、超音波スキャナを備えるカテーテルを提供する。実施形態は、これまで利用可能であった超音波変

10

20

30

40

50

換器よりも小型の要素を有する超音波スキャナを備えるカテーテルも提供する。さらに、実施形態は、これまで利用可能であった超音波カテーテルの製造方法よりも簡単で、低コスト、且つ高速な超音波スキャナを備えるカテーテルを製造する方法を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】一部の実施形態のカテーテルの断面図である。

【図2A】一部の実施形態の超音波スキャナの断面図である。

【図2B】一部の実施形態の超音波スキャナの断面図である。

【図3】一部の実施形態のカテーテルを製造する方法を説明するフローチャートである。

【図4】一部の実施形態のカテーテルの超音波スキャナの断面図である。

10

【図5】一部の実施形態のカテーテルの別の超音波スキャナの断面図である。

【図6】一部の実施形態のカテーテルの別の超音波スキャナの断面図である。

【図7】一部の実施形態のカテーテルの超音波スキャナの断面図である。

【図8】一部の実施形態のカテーテルのさらに別の超音波スキャナの断面図である。

【図9】一部の実施形態のカテーテルの一次元CMUTアレイを示す図である。

【図10】一部の実施形態のカテーテルの2次元CMUTアレイを示す図である。

【図11】一部の実施形態のカテーテルのリング型CMUTアレイのサブアセンブリを示す図である。

【図12】一部の実施形態のカテーテルのリング型CMUTアレイのサブアセンブリを示す図である。

20

【図13】一部の実施形態のカテーテルのリング型CMUTアレイを製造する方法を示す図である。

【図14】一部の実施形態のCMUTを備えるカテーテルの様々な構成要素を集積化する方法を示す図である。

【図15】一部の実施形態のCMUTを備えるカテーテルの様々な構成要素を集積化する別の方法を示す図である。

【図16】CMUTを備えるカテーテルの様々な構成要素を製造できるウエハを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

30

様々な実施形態は、カテーテルの遠位端に位置付けられる、超音波スキャナを提供する。より具体的には、一部の実施形態は、それらの遠位端に側方視型および前方視型の容量性マイクロマシン加工変換器(CMUT)アレイを備える超音波スキャナを提供する。

【0014】

圧電変換器(PZT)は、いくつかの望ましい診断機能を行うことができるが、小型要素を有する圧電変換器(PZT)を得ることは依然として困難である。より具体的には、PZTが製造される材料に関連する制限のため、様々な心血管、神経血管、および他の生物学的構造を通じて誘導されるよう設計された多くのカテーテル内に適合するように十分小さいPZTを有するカテーテルを設計および製造することは依然として困難である。さらにPZT材料は、比較的高周波のレジームに好適でない。例えば、生物学的組織を撮像するために有用な20MHz付近(以上)の領域における動作が可能なPZTを設計および製造することは困難である。

40

【0015】

さらに、PZTの円筒形アレイ(様々なカテーテル上の包含に望ましい円筒形アレイ等)を形成するため、個別のPZTを平板変換器のシートからダイスカットしなければならない。個別のPZTは、次いで、カテーテル上の円筒形アレイに配置され得る。結果として、個別のPZT(またはそれらの群)の一部が、ダイスカット中および組立作業中に、切り口または他の汚染物質で損傷または汚染され得る。追加として、個別のPZTのダイスカット作業およびカテーテル上での組立は、個別のPZTの操作特性の変化に至り得る。そのため、これまでに利用可能なPZTは、所定の超音波用途においてのみ使用されて

50

いる。本開示は、CMUTによる超音波変換器、およびPZTの短所の少なくとも一部に対処するかかるCMUTを備えるカテーテルを提供する。本明細書で記載されるように、本明細書で開示される超音波変換器およびカテーテルは、他の利点も有する。

【0016】

CMUTは、コンデンサを形成するように配置される2つのプレート状構造を使用して、隣接する媒体における音波を伝送および検出する。プレート（またはプレートに連結される電極）は、繰り返し充電されて、一方のプレートを他方に関連して移動させることにより、音波を生成し得る。典型的に、交流電流（AC）がプレートを充電する。代替案において、プレートを選択した電圧に（例えば、直流すなわちDC信号を用いて）充電してもよく、当該プレートを使用することにより、露出したプレートに作用して、当該プレートを他方プレートに対して変位させる音波を感知することができる。露出したプレートの移動は、CMUTのキャパシタンスにおいて変化をもたらす。結果として得られたCMUTにより生成される電気信号を解析し、CMUTを取り囲む媒体の画像を生成することができる。一部のCMUTによる超音波スキャナは、スイッチを含み、当該スイッチが一方の位置にある場合は、CMUTに音波を伝送させることができ、当該スイッチが他方の位置にある場合は、CMUTに音波を検出させることができる。

10

【0017】

CMUTは、個別に製造され得るか、または様々な種類のアレイで製造され得る。例えば、一次元（1-D）アレイのCMUTを製造することができ、そこでは様々なCMUTが直線配列で形成される。2-D CMUTアレイを製造することもでき、そこでは様々なCMUTが、例えば、行および列を含む多様なパターンで形成される。行および列は、一般に正方形、長方形、または他の形状のアレイを形成することができる。さらに、個別のCMUTを、個別に操作するか、他のCMUTと併せて操作するか、またはすべてのCMUTを併せて特定のアレイまたはスキャナで操作することができる。例えば、多数のCMUTを段階的なアレイとして操作するように、様々なCMUTを駆動する信号のタイミングを取り、音響エネルギーを特定の方向に配向することができる。

20

【0018】

アレイが所望または所定の形状あるいは曲線で表面、空洞等に一致しうるように、CMUTアレイを可撓性に形成することができる。例えば、CMUTアレイは、特定の器具、カテーテル、または他の装置の形状に一致するように適合することができる。同様に、CMUTを駆動するため（およびそこからの信号を感知するため）に使用されるIC（または他の電子回路）も可撓性に形成することができる。さらに、本明細書で開示されるものと同様の技術を使用してCMUTおよびICを相互に、および機器と同時に集積化するか、または本明細書で開示されるものと同様の（または異なる）技術を使用して別時に集積化することができる。

30

【0019】

より具体的には、一部の実施形態のCMUTおよびICは、半導体またはマイクロ電気機械システム（MEMS）加工およびパッケージング技術（以下、「半導体」技術）を使用して、互いに、および可撓性膜と同時に集積化され得る。表面にCMUTおよびICを有する可撓性膜をカテーテル（または他の装置）の上に巻き、CMUTによる超音波スキャナを有するカテーテルを形成することができる。これらのCMUTによる超音波スキャナは、前方視型、側方視型、またはそれらの組み合わせであり得る。一部の実施形態において、他の変換器（例えば、圧力、温度等）を製造し、可撓性膜上のCMUTおよびICと集積化することができる。

40

【0020】

図1は、一部の実施形態のカテーテルの断面図を示す。カテーテル100は、CMUT変換器111、様々な電極112、可撓性の細長い本体120、ケーブル130、接続ワイヤ131、内腔140、可撓性遠位端150、および外被160を含むCMUT超音波スキャナ110を備える。カテーテル100は、通常、細長い本体120の近位端にハンドルも含む。当該ハンドルにより、外科関係者は、誘導補助を用いて、または用いずに、

50

遠位端 150 を患者の体内の血管（例えば、心血管）に通すことができる。当該遠位端 150 は、細長い本体 120 の遠位端に連結することができ、また血管壁に影響することなく細長い本体 120 の遠位端を血管に通すために十分可撓性であり得る。

【0021】

さらに、当該遠位端 150 は、平滑なリード表面を含み、細長い本体 120 の血管通過を容易にすることができる。外被 160 は、カテーテル 100 の細長い本体 120（および他の部分）全体にも提供され、細長い本体 120 の血管通過を容易にし得る。遠位端 150 が所望の部位に到達すると、細長い本体 120 および遠位端 150 を通じ、（通常、細長い本体の長さに沿って走る）内腔 140 を介して器具を挿入することができる。有利なことに、カテーテル 100 により、外科関係者は当該部位で超音波診断を行うことができ、また患者に対する不快感を最小限に抑えてこれらの外科的手順を行うことができる。カテーテル 100 は、所望の部位で様々な診断手順を行うための 1 つまたは複数のセンサ、変換器、器具等も含み得る。

10

【0022】

内腔 140 は、遠位端 150 をカテーテル 100 の細長い本体 120 に連結することができる。内腔 140 は、超音波スキャナ 110（CMUT 変換器 111 および電子機器 112）が載置され得る構造も提供することができる。通常、超音波スキャナ 110 の本体および遠位端 150 の本体は互いにぴったり重なり、カテーテル 100 が誘導され得る血管の壁に対して平滑な全体表面を呈する。

20

【0023】

CMUT 変換器 111 は、1 つまたは複数の個別 CMUT 要素を含み得る。様々な CMUT 要素を CMUT 変換器 111 内のアレイに配置することができる。さらに、CMUT 変換器 111 は、側方視型変換器または前方視型変換器であり得る。一部の実施形態において、カテーテル 100 は、側方視型および前方視型変換器の両方を含む。

【0024】

ワイヤ 131 は、外部支援電子機器と超音波スキャナ 110 との間で電子データおよび制御信号を運ぶことができる。一部の実施形態において、外部支援電子機器は、ソフトウェアを有する制御ステーションコンピュータを含み、超音波スキャナからの信号を解析して、超音波スキャナを取り囲む組織の画像を生成することができる。ケーブル 130 は、細長い本体 120 の近位端からカテーテル 100 の遠位端までワイヤ 131 を送る。細長い本体 120 の遠位端において、ワイヤ 131 は、電子機器 112 に電氣的に接続できる。さらに、相互接続部（図示せず）は、電子機器 112 および CMUT 変換器 111 を電氣的に接続することができる。ワイヤ 131 は、電子機器 112 に電力を提供することができる。一方、電子機器 112 は、CMUT 変換器 111 に電力供給し、CMUT 変換器 111 に音波の伝送および検出を切り替えるように配置された（1 つまたは複数の）スイッチを提供する。

30

【0025】

CMUT 変換器 111 から、検出された音波を示す電子信号は、相互接続部を介して電子機器 112 に移動し得る。電子機器は、これらの電子信号上で所定の機能（例えば、フィルタリング、信号調整等）を行うことができる。電子機器 112 は、ワイヤ 131 を介して、外部支援電子機器（図示せず）に電子信号を送信することができる。一部の実施形態において、当該支援電子機器は、電子信号を解析し、そこから様々な画像を得るように構成されるコンピュータを含む。そのため、ワイヤ 131 は、電子機器 112（および CMUT 変換器 111）と支援電子機器との間のインターフェースを提供することができる。

40

【0026】

CMUT 変換器 111 が音波を伝送することが所望される場合、電子機器は AC 信号を CMUT 変換器 111 に印加することにより、音波を生成させる。さらに、電子機器 112 は、約 1 ~ 100 MHz の周波数を有する AC 信号を CMUT 変換器 111 に印加するように構成され得る。しかしながら、電子機器 112 は、同様に他の周波数を有する AC

50

信号でCMUT変換器111を駆動するように構成され得る。代替案において、CMUT変換器111が音波を検出することが所望される場合、電子機器112は、バイアス信号または調整信号をCMUT変換器111に印加し、エコーされた音波から戻された電子信号を感知することができる。

【0027】

次に図2Aを参照して、一部の実施形態の側方視型超音波スキャナ209の断面図を説明する。超音波スキャナ209は、IC220、可撓性部材230、内腔240またはシャフト241（以下、内腔240）、一对のワイヤ250、および外層260を含む。CMUTアレイ210、IC220、および可撓性部材230（以下、可撓性サブアセンブリ208）は、内腔240に取り付けられ得る。CMUTアレイ210およびIC220は、半導体技術を使用して個別に（または一緒に）製造することができ、また可撓性部材230によって互いに機械的に連結することができる。可撓性部材230は、IC220の反対にあるCMUTアレイ210の端に連結することもでき、またその逆も可能である。可撓性部材230は、ワイヤ250、IC220、CMUTアレイ210、および超音波スキャナ209の他の構成要素の間に電気的接続性を提供しながら、組み立て中に、これらの構成要素が互に関連して移動できるようにする。

【0028】

図2Aの詳細部分は、可撓性サブアセンブリ208の内腔240への取り付けを示す。図2Aの詳細部分は、CMUTアレイ210の特定のCMUT要素の様々な構成要素も示す。CMUT要素のこれらの構成要素は、膜211、絶縁層214、基板215、先端電極216、（可撓性部材230の）導電層231、（可撓性部材230の）絶縁層232、および（可撓性部材230の）ビア233を含む。様々な半導体およびMEMS材料（以下、「半導体」材料）を使用して、CMUTを製造することができる。例えば、膜211、絶縁層214、基板215、および先端電極216は、シリコン、ドーブトシリコン、金属、酸化物、窒化物等から形成することができる。

【0029】

一部の実施形態において、CMUTアレイ210は、1次元CMUTアレイである（1列のCMUT要素を含む。図9を参照）。しかしながら、CMUTアレイ210は、他の種類のCMUTアレイであり得る。例えば、CMUTアレイ210は、1.5次元CMUTアレイ、1.75次元CMUTアレイ、または2次元CMUTアレイ（2列のCMUT要素を含む。図10を参照）であり得る。CMUTアレイ210は、Huangにより2007年12月3日に出願された、米国仮特許出願第60/992,020号、名称「ENHANCED CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASOUND TRANSDUCERS」（その全体が説明されるかのように本明細書に組み込まれる）に記載されるような可撓性CMUTアレイであり得る。追加として、または代替として、CMUTアレイ210は、Huangにより2008年1月30日に提出された、米国仮特許出願第61/024,843号、名称「PACKAGING AND CONNECTING ELECTROSTATIC TRANSDUCER ARRAYS」（その全体が説明されるかのように本明細書に組み込まれる）に記載されるような個別のCMUTアレイ間に可撓性要素を含み得る。さらに、これらの種類のCMUTアレイは、半導体技術を使用して形成され得る。IC220は、前述の仮特許出願において説明されるものと同様の方法で製造することができ、そのため可撓性でもあり得る。したがって、サブアセンブリ208は、内腔240を含む様々な表面（複合曲線を呈する表面を含む）に一致するように十分に可撓性であり得る。可撓性サブアセンブリ108は、物体の周囲に巻かれ得るか、または（複合曲線を有するものであっても）巻いてチューブ、内腔の一部、または内腔にすることができる。例えば、可撓性サブアセンブリを巻いて、円筒、内腔の一部、または内腔にすることができる。反対に、半導体技術を使用して、可撓性PZTによる超音波スキャナを形成することは実践的でない。

【0030】

可撓性部材230に関して、可撓性部材230は、1つまたは複数の絶縁層232およ

10

20

30

40

50

び少なくとも1つの導電層231を含み得る。これらの絶縁層232および導電層231は、半導体技術を使用して製造することができ、わずか1マイクロメートルの薄さに製造することができる。したがって、可撓性部材230内の相互接続部間の分離は、わずか1マイクロメートルであり得、これまでに利用可能な超音波スキャナ（およびより具体的には、これまでに利用可能なPZTによる超音波スキャナ）と比較して、相互接続部の密度が増加する。さらに、可撓性部材230内の相互接続部の密度を高めることが所望される場合、追加の絶縁層232および導電層231を可撓性部材230内に形成することができる。可撓性部材230の層231および232は、半導体技術と適合する材料で製造され得る。例えば、導電層231は、アルミニウム、金等で形成することができ、金属または他の導電材料を適切な基板上に電気めっき、スパッタリング、蒸散等によって形成され得る。絶縁層232は、パリレン、ポリジメチルシロキサン（PDMS）、窒化物、ポリイミド、またはカプトン等で形成され得る。

10

【0031】

引き続き図2Aを参照して、CMUT膜211および基板215は、変換空洞213を画定し得る。CMUTの先端電極216は、膜211に連結することができ、基板215（図2Aの詳細部分に示される特定のCMUT要素の底面電極として機能し得る）と併せて、膜211の移動を生じ得る。より具体的には、電気信号は、ワイヤ250、導電層231、およびビア233により提供される接続性を使用して、先端電極216および基板215にわたって印加され、CMUT要素をアーチ形にし、それによって周囲の媒体において音波を生成する。

20

【0032】

図2Bは、図2Aの超音波スキャナ209の線2B-2Bに沿って取られた断面図を示す。当業者であれば、CMUTアレイ210のCMUT要素が、音響整合層またはバッキング層がなくても満足に作動し得ることを理解するであろう。さらに、CMUTアレイ210は、内腔240とCMUTアレイ210との間に充填材がなくても満足に作動し得る。したがって、可撓性CMUTアレイ210は、内腔240上で直接巻くことができる。一部の実施形態において、可撓性CMUTアレイ210を円筒形状に巻くことができ、それによって内腔240として機能し得る。したがって、個別の内腔240を超音波スキャナ209に含める必要はない。丸められたCMUTアレイ210が内腔として機能するこれらの実施形態において、CMUTアレイ210は、カテーテル100の細長い本体120（図1を参照）に含まれる内腔の直径に一致するような寸法にすることができる。したがって、細長い本体における内腔および丸められたCMUTアレイ210を連結して、カテーテル100の長さ全体に連続する内腔を形成することができる。

30

【0033】

図3は、超音波スキャナを製造する方法を示すフローチャートである。当該方法300は、ステップ302において、CMUTアレイ210およびIC220を可撓性部材230と集積化するステップを含む。一部の実施形態において、CMUTアレイ210およびIC220は、同時に同様の技術を使用して、可撓性部材230と集積化することができる。しかしながら、一部の実施形態において、CMUTアレイ210およびIC220は、異なる時間に異なる技術を使用して、可撓性部材230と集積化することができる。ステップ304において、（サブアセンブリ208として）集積化されたCMUTアレイ210、IC220、および可撓性部材230を巻いて、円筒形にすることができる。したがって、サブアセンブリ208を内腔240の周りに巻くか、または内腔240を形成することができる。いずれの場合においても、結果として得られた超音波スキャナ209をカテーテル100の内腔140（図1を参照）上に組み立てることができる。ステップ306において、カテーテル100のワイヤ131を接続して可撓性部材230上のリード線に接続させることができる。ステップ308において、外層260を超音波スキャナ209に適用して、CMUTによる超音波変換器209の製造を完了することができる。外層260は、例えば、PDMS、パリレン、ポリエチレン収縮チューブ、ポリエチレンテレフタレート（PET）収縮チューブ等で形成することができる。

40

50

【 0 0 3 4 】

P Z Tによる超音波スキャナの製造と対照的に、方法 3 0 0 は屈曲時のディスクの P Z Tダイスカットを省略することができる。方法 3 0 0 は、音響整合およびバッキング層の形成を省略することもできる。方法 3 0 0 は、C M U Tアレイ 2 1 0 と内腔 2 4 0 との間の充填材料層の形成を省略することもできる。さらに、C M U Tアレイ 2 1 0 および I C 2 2 0 を可撓性部材 2 3 0 と個別に集積化するステップ等の製造ステップを組み合わせることができ、それによって追加のコスト削減をもたらし、品質管理を改善することができる。したがって、方法 3 0 0 は、P Z Tによる超音波変換器を製造する方法よりもステップが少なく、簡単であり得る。

【 0 0 3 5 】

ここで図 1 4 を参照して、C M U Tによる超音波スキャナを製造する方法について、方法 3 0 0 よりも詳細に説明する。より具体的には、図 1 4 は、可撓性サブアセンブリ 1 4 0 8 を形成する方法を説明する。図 1 4 は、素子層 1 4 0 1 を有するウエハ 1 4 0 0、ハンドリングウエハ 1 4 0 2、絶縁層 1 4 0 3、いくつかのトレンチ 1 4 0 5、C M U Tアレイ 1 4 1 0、いくつかの I C 1 4 2 0、可撓性絶縁層 1 4 2 9、可撓性部材 1 4 3 0、導電層 1 4 3 1、および絶縁層 1 4 3 2 を説明する。ウエハ 1 4 0 0 は、C M U Tアレイ 1 4 1 0、I C 1 4 2 0、またはそれらの様々な組み合わせの製造に使用されるシリコン - オン - オキサイド (S O I) ウエハであり得る。ウエハ 1 4 0 0 を使用して、可撓性部材 1 4 3 0 を製造し、C M U Tアレイ 1 4 1 0 および I C 1 4 2 0 を可撓性部材 1 4 3 0 と集積化することもできる。

【 0 0 3 6 】

ここで図 1 4 . 1 を参照して、ウエハ 1 4 0 0 は、素子層 1 4 0 1、ハンドリングウエハ 1 4 0 2、および絶縁層 1 4 0 3 を含み得る。素子層 1 4 0 1 は、C M U Tアレイ 1 4 1 0 および I C 1 4 2 0 の厚みを決定することができる。ウエハ 1 4 0 0 に S O I ウエハを使用する代替として、シリコンウエハを所望の厚みに研磨し、ウエハ 1 4 0 0 の代わりに使用することができる。一部の実施形態において、I C 1 4 2 0 をホストするウエハ 1 4 0 0 の領域は、図 1 4 に示される方法の所定のステップ中に、適切なマスキング材料の層によって保護され得る。図 1 4 . 1 は、様々な半導体製造技術を使用して、C M U Tアレイ 1 4 1 0 をウエハ 1 4 0 0 上で製造できることを示す。

【 0 0 3 7 】

図 1 4 . 2 に示されるように、様々なトレンチまたは開口パターン 1 4 0 5 をウエハ 1 4 0 0 において形成することができる。トレンチおよびパターン 1 4 0 5 は、エッチングしてウエハ 1 4 0 0 の絶縁層 1 4 0 3 に到達するようにする必要がある。トレンチまたはパターン 1 4 0 5 を使用して、様々な C M U Tアレイ 1 4 1 0、C M U Tアレイの要素、I C 1 4 2 0、および他の構成要素を互いから、または素子層 1 4 0 1 の残りから分離することができる。図 1 4 によって示される他のステップと同様に、適切な半導体技術を使用して、トレンチ 1 4 0 5 を形成することができる。さらに、図 1 4 . 3 は、I C 1 4 2 0 をウエハ 1 4 0 0 上に製造できることを示す。I C 1 4 2 0 をホストする領域が保護材料で被覆されている場合、I C 1 4 2 0 を製造する前に保護材料を除去してもよい。

【 0 0 3 8 】

一部の実施形態において、C M U Tアレイ 1 4 1 0 は、通常、I C 1 4 2 0 の製造中に遭遇する可能性の高い温度よりも高い温度に耐え得る材料で形成される。したがって、C M U Tアレイ 1 4 1 0 の後にウエハ 1 4 0 0 上で I C 1 4 2 0 を製造することにより、満足できるサブアセンブリ 1 4 0 8 をもたらすことができる。一部の実施形態により、図 1 5 を参照して説明されるように、I C 1 4 2 0 の製造後に、C M U Tアレイ 1 4 1 0 をウエハ 1 4 0 0 上に製造することができる。

【 0 0 3 9 】

引き続き図 1 4 を参照して、図 1 4 . 4 から図 1 4 . 6 に示されるステップは、可撓性部材 1 4 3 0 を形成するために使用できる典型的なプロセスステップである。これらのステップを採用する実施形態において、可撓性部材 1 4 3 0 は、少なくとも 1 つの絶縁層お

10

20

30

40

50

よび少なくとも1つの導電層を有する。図14.4は、可撓性絶縁材料（例えば、パリレン、ポリジメチルシロキサン、またはPDMS、ポリイミド、ニトリド等）の層が、可撓性部材1430の第1の絶縁層としてウエハ1400上でパターン化および形成され得ることを示す。可撓性絶縁層1432は、任意の適切な方法でウエハ1400上に形成することができる。例えば、可撓性絶縁層1432は、ウエハ1400上にスピンコート、蒸散、スパッタ、蒸着等され得る。さらに、可撓性絶縁層1432のパターンは、可撓性絶縁層1432がCMUT1410およびIC1420に関連する電極、リード、コンタクト等へのアクセスを可能にするように選択することができる。

【0040】

図14.5において、ウエハ1400上の可撓性部材1430の導電層1431の形成が示される。導電層1431は、任意の適切な技術によってウエハ1400上にパターン化および蒸着され得、CMUTアレイ1410、IC1420、およびウエハ1400上の他の構成要素の間の相互接続部の製造を可能にする方法で製造することができる。導電層1431は、アルミニウム、金、銅、チタン等、または他の適切な金属から、（例えば）蒸着、蒸散、スパッタリング等によって製造することができる。複数の絶縁および導電層で可撓性部材1430を形成することが所望され得る場合は、追加の導電層1431および絶縁層1432をウエハ1400上でパターン化および形成して、相互接続部、ビア、およびウエハ1400によりホストされる構成要素の関連絶縁体を提供することができる。1つ以上の導電層1431および絶縁層1432がウエハ1400上に形成される場合、キャパシタ、インダクタ等の様々な装置がそこに形成され得る。

【0041】

所望される場合、外層1429がウエハ1400上に形成され得る。外層を保護層として使用し、可撓性部材1430の絶縁層として処理され得る。通常、必須ではないが、外層は生体適合性である。外層1429は、図14.6により示され、様々な技術によって、パリレン、PDMS、ポリイミド、ニトリド等の可撓性絶縁材料から形成することができる。外層1429の厚み、パターン、および材料を選択して、機械的酷使からのサブアセンブリ1408の保護を提供し、その環境から超音波変換器を電氣的且つ熱的に絶縁し、サブアセンブリ1408に対して平滑且つ比較的摩擦のない表面を提供して、それが挿入され得る様々な血管の壁に呈することができる。このステップの後、一部の実施形態において、可撓性部材1430がウエハ1400上に形成されており、IC1420およびCMUT1410を電氣的且つ機械的に接続する。

【0042】

図14.7は、ハンドリングウエハ1402、絶縁層1403、および素子層1402の残りを除去することによって、可撓性サブアセンブリ1408を取得できることを示す。そのため、図14に示される製造方法は、互いに、また可撓性部材1430と集積化されるCMUTアレイ1410およびIC1420を含む、サブアセンブリ1408をもたらす。したがって、CMUTアレイ1410およびIC1420は、同様の技術を使用してウエハ1400上で製造され、それと集積化され得る。

【0043】

ここで図15を参照して、サブアセンブリ1508を製造する別の方法を説明する。図15の方法において、CMUTアレイ1510は、IC1520の製造後に製造される。図15.1は、CMUTアレイ1510の前に、IC1520をウエハ1500上に製造できることを示す。次いで、図15.2によって示されるように、CMUTアレイ1510をウエハ1500上に製造することができる。CMUTアレイ1510の製造に使用される技術および材料は、IC1520に影響しないように選択される技術および材料を含み得る。例えば、IC1520が耐え得る温度を伴う技術および材料を使用して、CMUTアレイ1510を製造することができる。引き続き図15を参照して、図15.3は、様々な個別のトレンチまたは開口パターン1505をウエハ1500において形成できることを示す。トレンチおよびパターン1505をエッチングして、ウエハ1500の絶縁層1503に到達させることができる。その後、サブアセンブリ1508の製造は、図1

10

20

30

40

50

4.4～14.7に示されるサブアセンブリ1408の製造と同様であり得る。したがって、CMUTアレイ1510は、IC1520をウエハ1500上で製造した後、ウエハ1500上で製造することができる。

【0044】

図14～15は、CMUTアレイ1410および1510の活性側から可撓性部材1430および1530と集積化される、CMUTアレイ1410および1510ならびにIC1420および1520を示すが、これらの構成要素1410、1420、1510、および1520は、CMUTアレイ1410および1510の不活性側からそれぞれ可撓性部材1430および1530と集積化することができる。不活性側からのアクセスが所望される場合は、次にスルーウエハ相互接続部を製造して、サブアセンブリ1408および1508の様々な構成要素に対する相互接続性を提供することができる。活性側からのアクセスが所望される場合は、CMUTが容易にアクセス可能であり得るため、次にその目的でスルーウエハ相互接続部を必要としない。

10

【0045】

図16は、ウエハ1500の絶縁層1502が空洞と置換される、一部の実施形態の方法を説明する。より具体的には、図16.1は、ウエハが、埋め込まれた空洞1604で形成され得ること、およびIC1620およびCMUT1610は、埋め込まれた空洞1604の上にある基板1601上で製造することができる。図16.2は、トレンチまたは開口パターン1605が、基板1601を通じてエッチングされ得ることを示す。次いで、一部の実施形態において、トレンチまたは開口パターン1605は、CMUT1610およびIC1620の分離を可能にするように選択できる材料で充填してもよい。その後、サブアセンブリ1608の製造は、図14.4～14.7に示されるようなサブアセンブリ1408の製造と同様であり得る。最終ステップにおいて、可撓性サブアセンブリ1608は、ウエハ1600の正面側から直接ウエハ1600から容易に取り出すことができる。図14～16を参照して記載される前述の方法に関して、可撓性部材1430、1530、および1630は、CMUTアレイ1410、1510、および1630の不活性側で形成され得る。CMUTアレイ1410、1510、および1610へのアクセスが、CMUTアレイの活性側または不活性側から所望されるかに応じて、スルーウエハ相互接続部も提供され得る。

20

【0046】

さらに、前述の方法のいずれかを使用して、サブアセンブリ1408、1508、および1608を製造することができる。しかしながら、他の方法を使用してサブアセンブリ1408、1508、および1608を製造することができる。例えば、Huangにより2008年12月3日出願された、国際特許出願第_____号、名称「CMUT PACKAGING FOR ULTRASOUND SCANNER」（その全体が説明されるかのように本明細書に組み込まれる）は、サブアセンブリ1408、1508、および1608を製造する追加の方法を説明する。Huangにより2008年12月3日出願された、国際特許出願第_____号、名称「CMUT PACKAGING AND INTERCONNECTION」（その全体が説明されるかのように本明細書に組み込まれる）は、サブアセンブリ1408、1508、および1608を製造する追加の方法を説明する。

30

40

【0047】

図14～16を参照して記載されるように、CMUTアレイ210（図2を参照）を含むサブアセンブリ208、IC220、および可撓性部材230は、半導体技術を使用して形成することができる。追加として、CMUTアレイ210およびIC220は、所望される場合、可撓性部材230と同時に集積化され得る。同様に、所望される場合、複数のサブアセンブリ208を同時に集積化することができる。一旦集積化されると、サブアセンブリ208を内腔240の周りに巻く、および取り付け、超音波スキャナ209を形成する。したがって、比較的簡素な超音波スキャナ209を、これまで可能であったよりも低コスト且つより良い品質で製造および組み立てることができる。さらに、本明細書

50

に開示される超音波スキャナを製造する方法は、そこで使用される半導体技術によって提供される規模の節約を享受する。

【0048】

ここで図4～8を参照して、様々な超音波スキャナ409、509、609、709、および809を説明する。より具体的に、図4は、一部の実施形態の側方視型超音波スキャナ409の断面図を示す。超音波スキャナ409のCMUTアレイ410およびIC420は、CMUTアレイ410の不活性側から可撓性部材430と集積化することができる。したがって、超音波スキャナ409は、1つまたは複数のスルーエハ相互接続部418を含み得る。スルーエハ相互接続部418は、CMUT基板の裏側からCMUTアレイ410のCMUT要素に対する電氣的接続性を提供し得る。IC420は、可撓性部材430を通るそれらの不活性表面から、CMUT要素と電氣的に相互接続することができる。図4に示す通り、可撓性部材430（その上にCMUTアレイ410およびIC420を有する）を内腔440の周りに巻くことができる。それ以外は、図4の超音波スキャナ409の製造は、図2の超音波スキャナ209の製造と同様であり得る。

【0049】

ここで図5を参照して、一部の実施形態の前方視型超音波スキャナの断面図を説明する。超音波スキャナ509は、側方視型CMUTアレイ（例えば、CMUTアレイ410）の代わりに、または追加として、リング型CMUTアレイ510を含み得る。リング型CMUTアレイ510は、遠位方向に向けられたその活性表面を有する超音波スキャナ509の遠位端に位置付けることができる。本明細書においてより詳細に説明されるように、サブアセンブリ508（リング型CMUTアレイ510を含む）は、1つの構造として製造することができ、その活性側から集積化され得る。代替の実施形態において、リング型CMUTアレイ510を2つ以上の構成要素として製造し、リング型アレイに組み立てることができる。より具体的には、図11および12を参照して論じられるように、集積化されたサブアセンブリ508を、CMUTアレイ510の近位の位置で内側に折り、図示されるように、CMUTアレイ510の要素を遠位方向に向けることができる。

【0050】

図6は、前方視型超音波変換器609の別の実施形態を示す。超音波変換器609は、その不活性側から集積化されたリング型のCMUTアレイ610を含む。したがって、CMUTアレイ610は、CMUTアレイ610をIC620に電氣的に接続するためのスルーエハ相互接続部618を含む。追加として、図11および12を参照して論じられるように、集積化されたサブアセンブリ608を、CMUTアレイ610の近位の位置で外側に折り（対応するサブアセンブリ508が内側に折られる超音波スキャナ509と対照的に）、CMUTアレイ610の要素を遠位または前方方向に向けることができる。

【0051】

超音波スキャナ509（図5を参照）に類似する超音波スキャナ709の正面図を図7に示す。CMUTアレイ710を内側に折るため、CMUTアレイ710は、可撓性部材730より内腔740に近い位置で示される。超音波スキャナ609は、CMUTアレイ710の一部分が可撓性部材730よりも内腔740から遠くに位置付けられ得ることを除き、この点において超音波スキャナ509に類似する。しかしながら、超音波スキャナ509および超音波スキャナ609の両方は、同様の動作特性を有することが期待される。

【0052】

ここで図8を参照して、一部の実施形態の超音波スキャナの断面図を説明する。一部の実施形態において、超音波スキャナ809は、側方視型CMUTアレイ810Aおよび前方視型CMUTアレイ810Bの両方を含み得る。追加として、超音波スキャナ809は、本開示の範囲から逸脱することなく、他のセンサ870（圧力センサ、温度センサ等）を様々なCMUTアレイ810および電子機器（例えば、IC820）と集積化することができる。したがって、一部の実施形態は、多機能超音波スキャナ809を提供する。

【0053】

10

20

30

40

50

ここで図 1 1 ~ 1 3 を参照して、C M U T アレイ、I C、および可撓性部材のサブアセンブリ 1 1 0 8、1 2 0 8、および 1 3 0 8 の様々な実施形態を説明する。これらのサブアセンブリ 1 1 0 8、1 2 0 8、および 1 3 0 8 を使用して、超音波スキャナ、より具体的には前方超音波スキャナを形成することができる。例えば、図 1 3 は、前方超音波スキャナ 1 3 0 9 を製造するプロセスを説明する。図 1 3 は、サブアセンブリ 1 3 0 8 (一般に平面構成に集積化される、一次元 C M U T アレイ 1 3 1 0、I C 1 3 2 0、および可撓性部材 1 3 3 0 を含む) を使用して、リング型 C M U T アレイ 1 3 1 0 を有する前方視型超音波スキャナ 1 3 0 9 を製造することができる。さらに、図 1 3 は、C M U T アレイ 1 3 1 0 を、サブアセンブリ 1 3 0 8 により画定される平面に対して約 9 0 度、参照矢印 1 3 3 6 によって示されるように、折り曲げることができる。次いで、参照矢印 1 3 3 8 によって示されるように、サブアセンブリ 1 3 0 8 を円筒形状に丸めることができる。したがって、一般に平面のサブアセンブリ 1 3 0 8 から、前方視型超音波スキャナ 1 3 0 9 を形成することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

ここで図 1 1 を参照して、1 次元 C M U T アレイ 1 1 1 0 を有するサブアセンブリ 1 1 0 8 を使用して、リング型 C M U T アレイを有する前方視型超音波スキャナを形成することもできる。より具体的には、図 1 1 は、サブアセンブリ 1 1 0 8 が一般に平面であり得、そこに集積化される C M U T アレイ 1 1 1 0 および I C 1 1 2 0 を有する可撓性部材 1 1 3 0 を含み得る。C M U T アレイ 1 1 1 0 は円形であり得、可撓性部材 1 1 3 0 により画定される平面にあり得るか、または平面に平行であり得る。可撓性部材 1 1 3 0 は、C M U T アレイ 1 1 1 0 および I C 1 1 2 0 を機械的に連結する、1 つまたは複数の弓形アーム 1 1 3 2 を含み得、同一構成要素間の電氣的接続性を提供する。C M U T アレイ 1 1 1 0、I C 1 1 2 0、およびアーム 1 1 3 2 は、空洞 1 1 3 4 を画定し得、それによりアーム 1 1 3 2 は、アーム 1 1 3 2 が例えば内腔の円筒形状に一致し得るように、十分に自由に移動することができる。アーム 1 1 3 2 は、図示されるように、互いの鏡像であり得る。

【 0 0 5 5 】

リング型 C M U T アレイをサブアセンブリ 1 1 0 8 から形成するために、サブアセンブリ 1 1 0 8 を円筒形状に丸めることができるが、円形 C M U T アレイ 1 1 1 0 は、内側に折り曲げられる。したがって、サブアセンブリ 1 1 0 8 を円筒形状に丸める場合、C M U T アレイ 1 1 1 0 を約 9 0 度折り曲げて、C M U T アレイ 1 1 1 0 の C M U T 要素が前(または遠位方向)を向くようにする。一部の実施形態において、C M U T アレイ 1 1 1 0 が不活性側から集積化される(したがって、スルーエハビアを含む)もの等、C M U T アレイ 1 1 1 0 を内側ではなく、外側に折り曲げることができる。

【 0 0 5 6 】

弓形アーム 1 1 3 2 は、サブアセンブリを内腔に組み立てる際に、適切な形状および寸法の内腔に対して平坦になるように成形および採寸され得る。代替の実施形態において、サブアセンブリ 1 1 0 8 が内腔の軸を形成する場合、弓形アーム 1 1 3 2 は、それらが一般に丸められたサブアセンブリ 1 1 0 8 の円筒形状に一致するように成形および採寸される。いずれの場合においても、丸められたサブアセンブリ 1 1 0 8 は、適切に成形された内腔の遠位端に位置付けられ得る。代替の実施形態において、サブアセンブリ 1 1 0 8 が内腔を形成する場合、丸められたサブアセンブリ 1 1 0 8 は、カテーテルの内腔を形成し得る。

【 0 0 5 7 】

ここで図 1 2 を参照して、別のサブアセンブリ 1 2 0 8 を説明する。より具体的には、図 1 2 は、サブアセンブリ 1 2 0 8 が、一対のアーム 1 2 3 2 および一対の半円形 C M U T アレイ 1 2 1 0 も含み得る。アーム 1 2 3 2 は、一般に図 1 1 の弓形アーム 1 1 3 2 とは対照的に真っ直ぐであり得ることを示す。図 1 2 は、C M U T アレイ 1 2 1 0 を、それぞれ半円形を画定するように示すが、C M U T アレイ 1 2 1 0 は同一である必要はない。例えば、一方の C M U T アレイ 1 2 1 0 は、円形の大きい部分を画定し得、他方の C M U

Tアレイ1210は、円形の小さい部分を画定する。いずれの場合においても、サブアセンブリを、折り曲げられているCMUTアレイ1210とともに円筒形に丸め、前方視型超音波スキャナ1209を形成することができる。

【0058】

CMUTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波スキャナを越えるいくつかの利点を提供する。これらの利点は、部分的に、CMUTの比較的低い音響インピーダンスから生じる。CMUTは、通常、空気、水、組織等よりも低い音響インピーダンスを有する。結果として、PZTとは異なり、材料の層なしにCMUTを使用し、CMUTの音響インピーダンスを周囲媒体の音響インピーダンスと一致させることができる。

【0059】

PZTは、それらの正面および後方表面の両方から音響エネルギー（すなわち、音波）も伝送する。この特性の結果として、PZTは、それらの後方表面上にバッキング層を必要とし、そこから放出される音響エネルギーを吸収する。そうでなければ、PZTの後方から伝送された音波は、様々な構造から反響し、PZTの動作を干渉し得る。しかしながら、PZTの後方から伝送された音響エネルギーを吸収する際に、バッキング層は熱を生成する。結果として、PZTは動作中に温くなるか、または熱くなる場合もあり、それによって、カテーテルとの併用を必要とする用途等の所定の用途における使用に対する望ましさを低減し得る。CMUTは、その正面の表面からのみ音響エネルギーを伝送するため、音響エネルギーの誤配向による加熱は、CMUTによる超音波スキャナに関する懸念ではない。さらに、バッキング層（および既に論じられている音響整合層）は、PZTによる超音波スキャナの製造を複雑にする。反対に、CMUTによる超音波スキャナは、これらの層および付随の製造ステップを省略することができる。

【0060】

さらに、CMUTによる超音波スキャナは、半導体製造技術を使用して製造され得る。これらの半導体技術は、半導体産業の様々な部分により数十年に渡る投資の利益を享受するため、これらの技術は、それによって製造されるCMUTにおいて、比較的高レベルの均一性、精密性、反復性、寸法制御、再現性等を提供することができる。さらに、前述の半導体技術の多くはパッチプロセスであり得る。結果として、これらの技術に関連する規模の節約が、特に比較的大量の超音波スキャナが所望され得る場合に、CMUTによる超音波スキャナの単位あたりのコスト低減を可能にする。例えば、特定のウエハ上のCMUTアレイの特徴のすべてを同時にパターン化することができるため、複数のCMUTアレイの製造は、単一のCMUTアレイの製造と比較して、間接費をまったく（またはほとんど）導入しない。

【0061】

追加的に、CMUTによる超音波スキャナは、半導体技術を用いて製造され得るため、集積回路（IC）および他の半導体素子を比較的容易にCMUTアレイと集積化することができる。したがって、CMUTアレイおよびICは、同一の技術を使用して、同時に同一のウエハ上で製造され得る。代替の実施形態において、CMUTおよびICは、異なる時間に様々な変換器に集積化され得る。さらに、CMUTおよびICは、同一または類似する生体適合性材料から製造され得る。

【0062】

対照的に、半導体技術を使用するPZTの製造および他の構成要素（例えば、IC）との集積化は、PZT材料により印加される制約のために実用的でない。さらに、使用可能なPZT関連の製造および集積化技術は、労働力を要する、費用がかかる、製造変動を受けやすい等を含む、いくつかの不利点を被る。さらに、使用可能なPZT技術は、個別のPZT装置が、比較的高周波の装置に必要とされる小さい寸法（例えば、数十ミクロン）に近づくにつれて、追加の困難に遭遇する。例えば、個別のPZT装置の分離は、ラッピングおよびダイスカット技術により支配され、装置間の変動性をもたらす。

【0063】

したがって、CMUTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波スキャナを凌ぐ動

10

20

30

40

50

作およびコストの利点を享受する。より具体的には、通常、超音波スキャナは、高周波動作範囲および小さい物理的サイズの両方を有する変換器を有することが望ましいため、CMUTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波スキャナを凌ぐいくつかの利点を有し得る。

【0064】

第1に、CMUTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波スキャナよりも優れた寸法制御を用いて製造され得る。より具体的には、CMUTによる超音波スキャナは、約1マイクロメートル未満の最小寸法で製造され得るが、PZTによる超音波スキャナの最小寸法は、約10マイクロメートルよりも大きい。したがって、CMUTによる超音波スキャナは、より小さいCMUT要素ピッチで対応して製造され得る。第2に、CMUTによる超音波スキャナの最小幅およびピッチは、約2～3マイクロメートル未満であり得るが、PZTによる超音波スキャナの最小相互接続幅およびピッチは、約25マイクロメートルよりも大きい。そのため、CMUTによる超音波スキャナの相互接続部は、PZTによる超音波スキャナ相互接続部よりも高い密度で製造され得る。したがって、CMUTによる超音波スキャナは、(所定のスキャナサイズの場合)より多くの変換器を有し得るか、または(所定数の変換器の場合)PZTによる超音波スキャナよりも小さい場合がある。

10

【0065】

さらに、CMUTによる超音波スキャナの装置サイズの改善を前提として、PZTによる超音波スキャナと比較して、最高約100MHzで動作し得るCMUTによる超音波スキャナを形成することができる。対照的に、PZTによる超音波スキャナは、20MHzを十分に下回る動作領域に限定される。さらに、超音波変換器の解像度はその動作周波数に依存するため、CMUTによる超音波スキャナは、対応して改善された解像度で製造され得る。同様の理由で、CMUTによる超音波スキャナの帯幅域は、PZTによる超音波スキャナの帯幅域よりも広い。したがって、CMUTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波スキャナより多くの状況に適用することができる。

20

【0066】

(PZTによる超音波変換器と比較して)CMUTによる超音波スキャナのより簡素な設計および製造は、ある種の利点ももたらす。例えば、CMUTを支援するために使用されるICおよびCMUT自体は、同一技術で製造できるため、CMUTおよびICの製造を併せて簡素化できる。追加として、CMUTは整合層またはバッキング層を必要としないため、これらの層に関連する製造ステップを排除することもできる。同様に、CMUTおよびICの集積化に関連するステップは、排除されるか、またはそうでなければ簡素化できる。

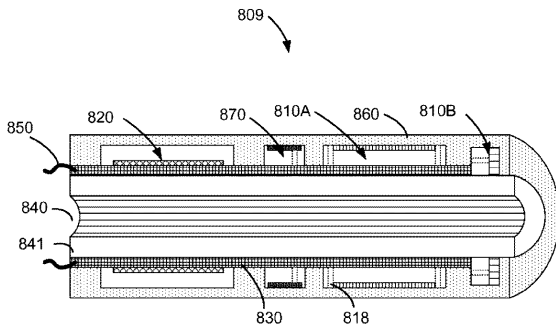
30

【0067】

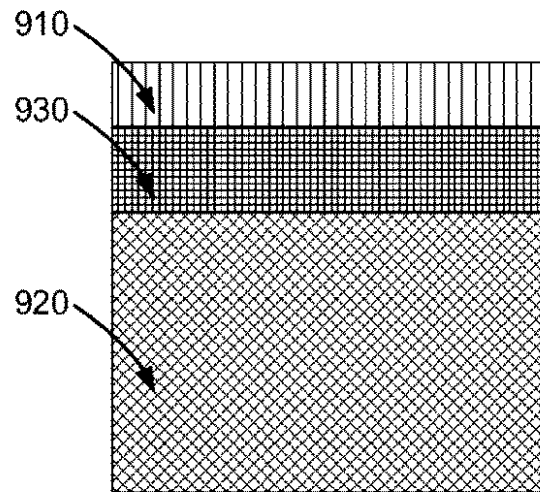
本開示は、その特定の実施形態を参照して説明されるが、当業者であれば、本開示がそれに限定されないことを認識するであろう。上述される開示の様々な特徴および態様は、個別にまたは併せて使用してもよい。さらに、本開示は、明細書の幅広い精神および範囲を逸脱することなく、本明細書において説明されるものを超える任意の数の環境および用途において利用することができる。我々は、本開示の範囲および精神に該当する修正および変化をすべて請求する。したがって、本明細書および図面は、制限的ではなく、例示的なものとして見なされるものとする。

40

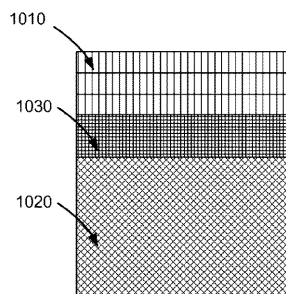
【図 8】



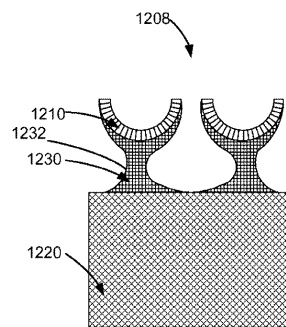
【図 9】



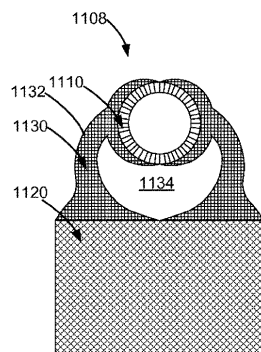
【図 10】



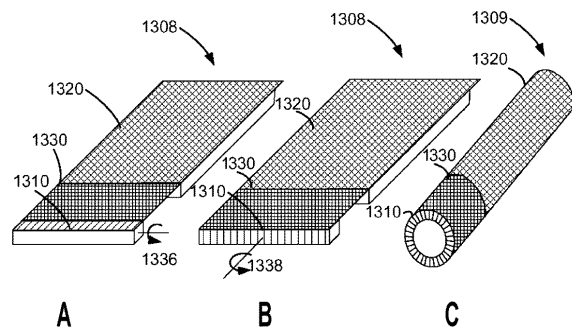
【図 12】



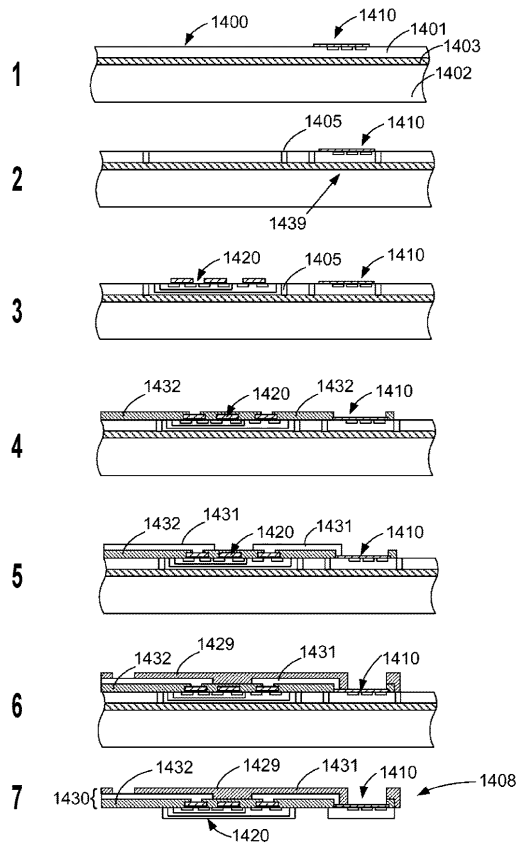
【図 11】



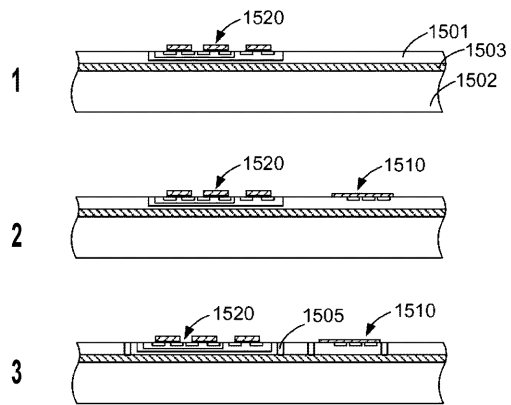
【図 13】



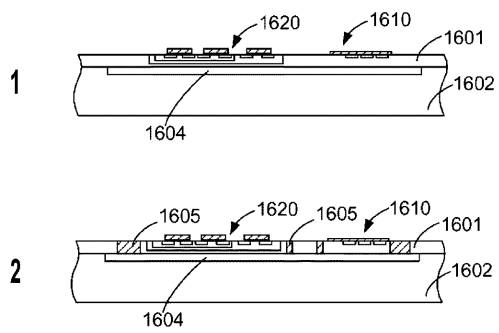
【図 14】



【図 15】



【図 16】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2008/085448

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(8) - A61B 8/12 (2009.01)

USPC - 600/466

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)

IPC(8) - A61B 8/12 (2009.01)

USPC - 600/459,466

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

USPTO EAST System (US, USPG-PUB, EPO, JPO, DERWENT), GoogleScholar

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X ---	US 6,776,763 B2 (NIX et al) 17 August 2004 (17.08.2004) entire document	1, 8 ---
Y	US 2007/0066902 A1 (WILSER et al) 22 March 2007 (22.03.2007) entire document	2-7, 9-29
Y	US 2006/0084875 A1 (KNIGHT) 20 April 2006 (20.04.2006) entire document	2-7, 9, 11, 13-15, 18, 20, 27-29
Y	US 2006/0084875 A1 (KNIGHT) 20 April 2006 (20.04.2006) entire document	10, 12, 17-26
Y	US 6,958,255 B2 (KHURI-YAKUB et al) 25 October 2005 (25.10.2005) entire document	7
Y	US 2005/0177045 A1 (DEGERTEKIN et al) 11 August 2005 (11.08.2005) entire document	15, 24, 26
Y	US 2006/0229659 A1 (GIFFORD et al) 12 October 2006 (12.10.2006) entire document	16
Y	US 6,709,392 B1 (SALGO et al) 23 March 2004 (23.03.2004) entire document	23

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

29 January 2009

Date of mailing of the international search report

06 FEB 2009

Name and mailing address of the ISA/US

Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents
P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450
Facsimile No. 571-273-3201

Authorized officer:

Blaine R. Copenhagen

PCT Helpdesk: 571-272-4300
PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD14 EE13 FE01 FE04 GA03 GA07 GB02 GB10 GB13
GB18 GB41 GB46
5D019 AA25 BB05 FF04

专利名称(译)	使用电容微机械超声换能器 (CMUTS) 构建的超声扫描仪		
公开(公告)号	JP2011505205A	公开(公告)日	2011-02-24
申请号	JP2010536240	申请日	2008-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	科隆科技公司		
申请(专利权)人(译)	輶技术公司		
[标]发明人	ヨンリファン		
发明人	ヨンリ ファン		
IPC分类号	A61B8/12 H04R19/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/4488 B06B1/0292 B06B1/0651 B06B3/00 H04R31/00 Y10T29/49005		
FI分类号	A61B8/12 H04R19/00.330		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/GA03 4C601/GA07 4C601/GB02 4C601/GB10 4C601/GB13 4C601/GB18 4C601/GB41 4C601/GB46 5D019/AA25 5D019/BB05 5D019/FF04		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
优先权	60/992020 2007-12-03 US 61/024843 2008-01-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波扫描仪和制造超声波扫描仪的方法。方法的一个实施例包括将柔性电子设备（例如IC）和柔性超声换能器（例如圆形CMUT阵列的一部分）与柔性构件集成。IC，换能器和柔性构件可以形成柔性子组件，其被卷起以形成超声扫描仪。IC和传感器的集成可以同时进行。在替代方案中，电子设备的集成可以在换能器的集成之前发生。此外，换能器的集成可包括使用半导体技术。此外，卷起的子组件可以形成内腔或者可以附接到内腔。该方法可以包括折叠柔性子组件的一部分以形成前视换能器。一些子组件的柔性构件可包括一对臂。

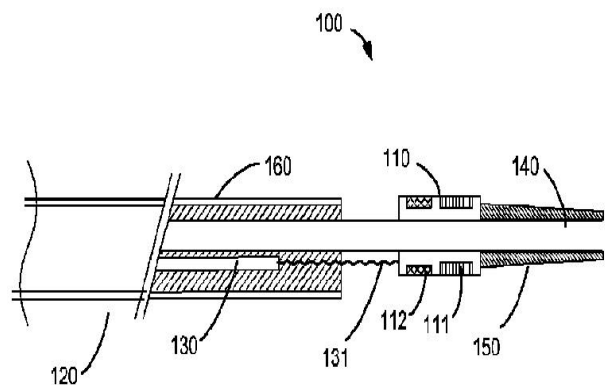


FIG. 1