

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5497657号
(P5497657)

(45) 発行日 平成26年5月21日 (2014. 5. 21)

(24) 登録日 平成26年3月14日 (2014. 3. 14)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12
H 0 4 R 19/00 (2006. 01)	H 0 4 R 19/00 3 3 0
H 0 4 R 31/00 (2006. 01)	H 0 4 R 31/00 3 3 0

請求項の数 33 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2010-536241 (P2010-536241)	(73) 特許権者	507382119
(86) (22) 出願日	平成20年12月3日 (2008. 12. 3)		コロ テクノロジーズ インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2011-505206 (P2011-505206A)		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
(43) 公表日	平成23年2月24日 (2011. 2. 24)		3 3 0 0
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/085447	(74) 代理人	100077481
(87) 国際公開番号	W02009/073753		弁理士 谷 義一
(87) 国際公開日	平成21年6月11日 (2009. 6. 11)	(74) 代理人	100088915
審査請求日	平成23年11月25日 (2011. 11. 25)		弁理士 阿部 和夫
(31) 優先権主張番号	60/992, 020	(72) 発明者	ヨンリ ファン
(32) 優先日	平成19年12月3日 (2007. 12. 3)		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
(33) 優先権主張国	米国 (US)		3 3 0 0
(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】 超音波システム用CMUTパッケージング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波システムをパッケージする方法であって、
加工された IC を有する IC 加工基板を提供するステップと、
前記 IC 加工基板上で個々の IC の境界を画定するためのパターンを形成するステップと、

少なくとも 1 つの絶縁層および少なくとも 1 つの導電層を前記 IC 加工基板および前記 IC に付けて、可撓性部材を形成するステップと、

前記可撓性部材と超音波変換器を一体化するステップと、
前記 IC 加工基板を除去して可撓性サブアセンブリを得るステップと、
少なくとも 1 つの湾曲部を有するように前記可撓性サブアセンブリを形成し、前記超音波システムとするステップと、

を含む方法。

【請求項 2】

前記超音波変換器は可撓性である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 IC は可撓性である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記超音波変換器を前記可撓性部材と一体化する前に、前記 IC および前記超音波変換器を前記 IC 加工基板の素子層上で一体化するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の

方法。

【請求項 5】

前記 I C 加工基板の前記素子層を通じて少なくとも 1 つのトレンチを形成するステップをさらに含む、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

少なくとも 1 つの組み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、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記素子層を S O I ウェハ上に形成するステップをさらに含む、請求項 5 に記載の方法。

10

【請求項 8】

前記超音波変換器を一体化する前記ステップは、前記 I C を前記可撓性部材と一体化することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記超音波変換器を一体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、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記形成された可撓性部材は、内腔または部分的内腔を画定する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

20

前記超音波変換器においてスルーウェハ相互接続を形成するステップをさらに含み、前記可撓性変換器の一体化は、前記可撓性超音波変換器の活性表面を含まない前記超音波変換器の側面から行われる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

前記形成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、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 (C M U T) を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 14】

30

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、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 15】

前記可撓性超音波変換器は、円形 C M U T アレイの少なくとも一部分を含む、請求項 2 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、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 17】

前記 I C を前記可撓性部材と一体化するステップであって、前記超音波変換器の一体化と前記 I C の一体化は、前記可撓性部材の反対側から行われる、ステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法

40

【請求項 18】

超音波システムであって、
集積回路 (I C) と、
超音波変換器と、
一体化された前記 I C および前記超音波変換器を有する可撓性部材であって、前記 I C と前記超音波変換器と前記可撓性部材とで可撓性アセンブリとなる、可撓性部材と、
を備え、
前記可撓性アセンブリが折り畳まれて、前記 I C のスタックおよび少なくとも一端にあ

50

る前記超音波変換器を有する前記超音波システムが形成される、
超音波システム。

【請求項 19】

前記超音波変換器は可撓性超音波変換器である、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記可撓性アセンブリは内腔である、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記可撓性超音波変換器は、スルーウエハ相互接続を含む、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記超音波変換器は、少なくとも 1 つの CMUT 要素を含む、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 23】

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、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記可撓性部材と一体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、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記超音波変換器は、円形 CMUT アレイの少なくとも一部を含む、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 26】

前記超音波変換器は、前方視型超音波変換器である、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記超音波変換器および前記 IC は、前記可撓性部材の反対側にある、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 28】

超音波システムであって、

集積回路 (IC) と、

容量性マイクロマシン加工超音波変換器 (CMUT) と、

一体化された前記集積回路および前記 CMUT を有する可撓性部材であって、前記集積回路と前記 CMUT と前記可撓性部材とで可撓性サブアセンブリとなる、可撓性部材と、を備え、

前記可撓性サブアセンブリは、少なくとも 1 つの湾曲部を有し少なくとも内腔の部分であるように形成され、および、前記 IC から前記 CMUT へ突出する一対のアームであって、前記 CMUT を前方視型のリング型超音波変換器のように前記内腔の遠位端で内側に折り畳むための一対のアームを有する、超音波システム。

【請求項 29】

超音波システムを製造する方法であって、

加工された超音波変換器アレイを有する基板を提供するステップと、

前記超音波変換器アレイの境界を画定するためのパターンを形成するステップと、

前記超音波変換器アレイおよび複数の電子回路を、その中に相互接続が構築されてなる可撓性部材と一体化して可撓性サブアセンブリを形成するステップであって、前記可撓性部材を前記超音波変換器アレイ上に形成することを含む、ステップと、

前記可撓性部材、前記超音波変換器アレイ、及び、前記複数の電子回路を前記基板から分離するステップと、

前記可撓性サブアセンブリを小型形状に成形するステップであって、該形成される可撓性サブアセンブリが超音波変換器となる、ステップと、を含む方法。

【請求項 30】

前記超音波変換器アレイを前記可撓性部材と一体化するステップは、
前記相互接続を含む前記可撓性部材を形成するステップと、
複数の結合パッドを前記可撓性部材上に形成するステップであって、前記結合パッドは
前記相互接続に導電的に接続するステップと、
前記超音波変換器アレイのそれぞれの超音波変換器を前記複数の結合パッドのそれぞれ
に接続するステップと、を含む、請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】

前記超音波変換器アレイを前記可撓性部材と一体化するステップは、
支持基板を提供するステップと、
前記超音波変換器アレイを前記支持基板に配置するステップと、
前記相互接続を有する前記可撓性部材を前記超音波変換器アレイ上で形成するステップ
と、を含む、請求項 29 に記載の方法。

10

【請求項 32】

前記支持基板の少なくとも一部を除去するステップをさらに含む、請求項 31 に記載の
方法。

【請求項 33】

前記可撓性サブアセンブリを成形するステップは、前記可撓性サブアセンブリを丸める
ステップを含む、請求項 29 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

優先権

本出願は、2007 年 12 月 3 日に出願された米国仮特許出願第 60/992,020
号および 2008 年 1 月 30 日に出願された米国仮特許出願第 61/024,843 号か
らの優先権を主張する。

【0002】

本出願は、容量性マイクロマシン加工超音波変換器 (CMUT) に関し、より具体的
には、CMUT による超音波変換器、装置、およびシステムの パッケージング に関する。

【背景技術】

【0003】

30

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装置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発生させる。多
くの場合、約 20 MHz 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。別の種類の超音波装置を使用し、
超音波変換器を備えるカテーテルを通じて高密度焦点式超音波 (HIFU) を行い、拍動
する心臓の外側表面から安全かつ効果的に心房細動 (AF) を除去することができる。2
種類の超音波変換器が存在し、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 および埋込型スプリング CMUT または ESCMUT) に基づく。

40

【0004】

CMUT は、典型的には通常、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
。

50

【0005】

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。

【0006】

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でき、そこから外側を向き得る。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。

10

【0007】

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にすることができる。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波画像診断および超音波治療の両方において、超音波システムは標的ゾーンに超音波を集中させて画像診断または治療のいずれかを達成するため、画像診断用カテーテルによる超音波システムを構成して、適切な超音波周波数およびエネルギー入力を選択することによって、治療を行うこともできる。

【課題を解決するための手段】

【0009】

実施態様は、超音波変換器、装置、およびシステム（例えば、スキャナまたはHIFU装置）、ならびに超音波システムを製造する方法を提供する。より具体的には、一実施態様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）を可撓性部材と一体化するステップ、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）を可撓性部材と一体化するステップを含む。一体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でき、丸められて超音波変換器を形成する。本明細書に開示されるパッケージング方法を使用して、超音波変換器、装置、およびシステムを最小化することができる。これらの方法を使用して、可撓性超音波変換器、装置、およびシステムを形成することもできる。また、結果として得られた超音波変換器、装置、およびシステムは、機械的に可撓性にすることができる。一部の実施態様において、これらの超音波変換器、装置、およびシステムは操作的に可撓性にでき、IVUS/ICE画像診断および様々な形態の治療を含む、多様な状況に適用することができる。例えば、これらの超音波変換器、装置、およびシステムは、ヒト患者の心臓におけるAFの高密度焦点式超音波（HIFU）切除に使用することができるが、それに限定されない。

30

40

【0010】

一部の実施態様において、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一体化は、同時に行われる。さらに、超音波変換器の一体化は、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、可撓性電子装置の一体化は、可撓性超音波変換器の一体化前（または後）に行うことができる。さらに、可撓性超音波変換器の一体化は、半導体技術を使用するステップを含むことができる。一部の実施態様において、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できる内腔を形成

50

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は、カテーテルの内腔に取り付けることができる。一部の実施態様において、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度の角度に折り曲げ、前方視型超音波変換器を形成するステップを含む。一部の実施態様の可撓性部材は、CMUTの円形配列の一部に取り付けられる一対のアームを含むことができる。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度に折り曲げ、リング型CMUTアレイを形成することができる。リング型CMUTアレイは、次いで、前方視型CMUTアレイとして使用することができる。

【0011】

本明細書で開示される超音波システムの一実施態様は、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、可撓性部材と一体化される。一体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することができ、丸められて超音波スキャナを形成する。一部の実施態様において、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およびそこで連通する円形CMUTアレイの一部分を含むことができる。さらに、超音波変換器は、前方視型リング型CMUTアレイにすることができる。

【0012】

したがって、実施態様は、これまで可能であった超音波変換器を越える、より具体的には、PZTによる超音波システムを越える多くの利点を提供する。例えば、実施態様は、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操作できる、超音波スキャナを提供する。実施態様は、これまで利用可能であった超音波変換器よりも小型の要素を有する超音波システムも提供する。加えて、実施態様は、これまで利用可能であった超音波製造方法よりも簡単に、低コスト、且つ高速な超音波スキャナを製造する方法を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】CMUTによる超音波スキャナおよび一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性サブアセンブリの斜視図を示す図である。

【図2】別のCMUTによる超音波スキャナおよび一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性サブアセンブリの斜視図を示す図である。

【図3】一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性サブアセンブリの斜視図を示す図である。

【図4】ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性部材と一体化する方法を示す図である。

【図5】ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性部材と一体化する方法を示す図である。

【図6】ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性部材と一体化する方法を示す図である。

【図7】ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性部材と一体化する別の方法を示す図である。

【図8】ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性部材と一体化するさらに別の方法を示す図である。

【図9】一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性サブアセンブリの斜視図を示す図である。

【図10】一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性ICサブアセンブリを製造する方法を示す図である。

【図11】一実施態様のCMUTによる超音波スキャナのCMUTアレイおよびCMUT要素を製造する別の方法を示す図である。

10

20

30

40

50

【図12】CMUTアレイを製造する様々な実施態様の方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

様々な実施態様の容量性マイクロマシン加工超音波変換器（CMUT）によるシステム（例えば、IVUS／ICEスキャナ、小型高密度焦点式超音波（HIFU）装置等）の構成要素は、その上に一体化されるCMUTアレイおよび／またはICを備える可撓性部材である。CMUTアレイおよびICの一体化は、半導体およびMEMSの加工ならびにパッケージング技術（以下、「半導体」技術）を使用して同時に行うことができるか、または異なる時間に行われ得る。半導体技術は、バッチプロセスにおいて使用することができる、それによって比較的簡素で信頼性があり、コスト効率のよいCMUTによる超音波システムの製造方法を提供する。（CMUTアレイおよび／またはICと）一体化された可撓性部材を折り曲げるか、または他の方法で制限された空間内に適合するようにでき、また（複合局率を有するものも含む）様々な表面に一致するように形成することができる。より具体的には、本明細書で開示される超音波システムは、様々な種類のカテーテル上、または内部に含むことができる。より具体的には、これらのバッチ半導体プロセスは、圧電変換器（PZT）による超音波システムよりも簡素で、信頼性が高く、コスト効率のよい超音波システムの製造方法を提供できる。

10

【0015】

圧電変換器（PZT）は、いくつかの望ましい診断および治療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。

20

【0016】

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できる。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いる。本開示は、CMUTによる超音波システム、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システムおよびカテーテルは、他の利点も有する。

30

【0017】

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、音波を発生できる。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して、露出したプレートに作用する音波を感知するために使用することができ、したがって、そのプレートを他のプレートに対して相対的に変位させることができる。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による超音波システムは、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

40

50

ができる。

【0018】

CMUTは、別途に製作できるか、または様々な種類のアレイで製作することができる。例えば、一次元(1-D)アレイのCMUTを製作することができ、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は、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、様々なCMUTを駆動する信号を多数のCMUTを段階的なアレイとして操作するように調節し、音響エネルギーを特定の方向に配向することができる。

10

【0019】

アレイが所望または所定の形状あるいは曲線で表面、空洞等一致することができるように、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、および器具と同時に一体化するか、または本明細書で開示されるものと同様(または異なる)技術を使用して個別の時間に一体化することができる。

20

【0020】

より具体的には、一部の実施態様の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、互いに可撓性膜上で同時に一体化できる。表面にCMUTおよびICを有する可撓性部材をカテーテル(または他の装置)の上に巻きつけ、CMUTによる超音波システムを備えるカテーテルを形成することができる。超音波スキャナとして機能する、これらのCMUTによる超音波システムは、前方視型、側方視型、またはそれらの組み合わせにすることができる。それらを使用して、画像診断、治療機能(例えば、組織除去)、またはそれらの組み合わせを行うこともできる。一部の実施態様において、他の変換器(例えば、圧力、温度等)を製作し、可撓性膜上のCMUTおよびICと一体化することができる。

30

【0021】

図1Aは、一実施態様の容量性マイクロマシン加工変換器(CMUT)の可撓性サブアセンブリの斜視図を示す。可撓性サブアセンブリ108は、CMUTアレイ110、CMUTアレイ110の支持電子機器120、および可撓性部材130を含む。一部の実施態様において、支持電子機器120は、1つまたは複数の集積回路(IC)の形態である。可撓性部材130は、CMUTアレイ110および支持電子機器120を電気的に連結する一方で、CMUTアレイ110および支持電子機器120が組み立て中に相対的に移動できるようにする。可撓性部材130は、CMUTアレイ110と支持電子機器120との間の電気的接続性も提供する。さらに、CMUTアレイ110内のCMUT要素は、それぞれ互いに可撓性に連結される。同様に、支持電子装置120の様々な部分は、互いに可撓性に連結できる。

40

【0022】

図1Bは、一実施態様のCMUTによる超音波システム(例えば、スキャナ)の斜視図を示す。より具体的には、CMUTによる超音波システム109は、可撓性サブアセンブリ108から形成できる。一実施態様において、可撓性サブアセンブリ108は、参照矢印136により示されるように、円筒形に丸められ、CMUTによる超音波システム109を形成する。図1Bに示されるように、CMUTによる超音波システム109は、側方視型超音波スキャナにすることができる。CMUTによる超音波スキャナ109は、内腔または他の装置に取り付けすることができるか、または患者の体内組織の画像診断に使用

50

され得る。CMUTによる超音波スキャナ109は、一般にスキャナに隣接する領域に超音波を集中させてHIFU除去を行うこともできる。可撓性サブアセンブリ108は、物体の周囲に巻きつけできるか、チューブ、部分的内腔、または内腔に丸められるか、または他の形状（複合曲線を有するものでも）に形成できる。

【0023】

図2は、一実施態様のCMUTによる超音波システムの別の可撓性サブアセンブリの斜視図を示す。可撓性サブアセンブリ208は、円形CMUTアレイ210、支持IC220、および可撓性部材230を含む。可撓性部材230は、IC220から円形CMUTアレイ210に突出する一对の弓形アーム232を含む。アーム232は、図2Bに示されるCMUTによる超音波システム209の円筒形全体にアーム232を一致させる空洞234を画定することもできる。可撓性サブアセンブリ208から超音波システム209を形成するには、可撓性サブアセンブリ208を円筒形に丸めながら、円形CMUTアレイ210を内側に折り曲げることができる。したがって、円形CMUTアレイ210の個別要素は、CMUTによる超音波システム209から遠位に向けることができる。したがって、CMUTによる超音波システム209は、前方視型CMUTによる超音波スキャナにすることができる。CMUTによる超音波スキャナ209は、スキャナの前方領域に超音波を集中させて、HIFU除去を行うこともできる。

【0024】

ここで図3Aを参照して、一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性サブアセンブリの斜視図を説明する。可撓性サブアセンブリ308は、可撓性部材330と平行し、互いに離間しているCMUTアレイ310およびIC320を含む。CMUTアレイ310は、単一要素CMUTまたはCMUTアレイ（例えば、1次元、2次元、1.5次元、または任意の他の種類のCMUTアレイ）にすることができる。したがって、可撓性部材330の部分350は、IC320の少なくとも一部とCMUTアレイ310との間の距離に及ぶ。可撓性アセンブリ308は、可撓性部材330のこれらの部分350において折り曲げることができ、小型超音波システム309を形成する（図3Bを参照）。小型超音波システム309は、スタックの一端にCMUTアレイ310を有するIC320のスタック、およびCMUTアレイ310とIC320との間の可撓性部材の層を画定する可撓性部材の部分350に類似できる。小型超音波システム309は、カテーテル内および他の同様の制限された空間に適合し得るように十分に小さく作れる。可撓性部材308は、スタックに折り畳むことができる一方で、（複合曲線を有するものであっても）物体の周囲に巻きつけできるか、チューブあるいは内腔に丸められ得るか、または他の形状に形成できる。

【0025】

ここで図4～8を参照して、ICおよびCMUTアレイを可撓性部材と一体化する様々な方法を説明する。これらの方法は、様々な半導体技術を使用して、ICおよびCMUTアレイを可撓性部材と一体化するステップを行うことができる。実際に、一部の実施態様において、同一の半導体技術を使用して、ICおよびCMUTアレイを可撓性部材と一体化する。対照的に、PZTによる超音波スキャナは、PZTによる超音波システムのPCT変換器およびIC（または他の支持電子機器）を一体化するために異なる技術を必要とする。

【0026】

図4は、ICおよびCMUTアレイを可撓性部材と一体化し、一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性サブアセンブリ408を形成する方法を図示する。より具体的には、様々な半導体技術を使用して、可撓性部材430をウエハ400（または何らかの他の基板）上で加工することができる。図4は、ウエハ400を使用してCMUTアレイ410およびIC420を可撓性部材430と一体化できることをさらに説明する。CMUTアレイ410およびIC420の一体化中に、少なくとも1つの絶縁層431～435、少なくとも1つの導電層432～434、および結合パッド439を含む可撓性部材430等の様々な構造が形成できる。図4により示される方法において、CMUTアレ

イ 4 1 0 および I C 4 2 0 は別途に製作できる。

【 0 0 2 7 】

可撓性部材 4 3 0 の製作に使用される半導体技術に部分的に起因して、可撓性部材 4 3 0 において形成される様々な相互接続の寸法は、P Z T による超音波システムにおいて使用される印刷回路板 (P C B) の対応する相互接続の寸法よりも大きくなるように制御することができる。追加として、図 4 により示される方法は、複数の導電層 4 3 2 ~ 4 3 4 をより良い寸法制御で加工することによって、相互接続の密度を (P Z T による超音波変換器の相互接続密度と比較して) 高めることができる。したがって、小型超音波システムは、様々な実施態様に従って製作できる。

【 0 0 2 8 】

ここで図 4 . 1 を参照すると、導電層 4 3 1 をウエハ 4 0 0 上に被覆およびパターン化して、可撓性部材 4 3 0 の第 1 層を形成することができる。ウエハ 4 0 0 は、シリコンウエハ、ガラスウエハ、または何らかの他の基板であり得、また導電層 4 3 1 は、例えば、オキシド、ニトリド、パリレン、ポリイミド、P D M S、カプトン等で被覆または形成できることに留意されたい。

【 0 0 2 9 】

導電層 4 3 2 の 1 つを (図 4 . 2 により示されるように) ウエハ 4 0 0 上に形成およびパターン化して、可撓性部材 4 3 0 内に様々な相互接続を形成することができる。前述のとおり、必要に応じて追加の絶縁層 4 3 3 ~ 4 3 5 および追加の導電層 4 3 2 ~ 4 3 4 をウエハ 4 0 0 上に被覆およびパターン化して、可撓性部材 4 3 0 内に追加の相互接続を形成することができる (図 4 . 3 を参照)。導電層 4 3 2 ~ 4 3 4 の材料は、A l、A u、C r、T i、C u 等にすることができる。

【 0 0 3 0 】

図 4 . 4 は、結合パッド 4 3 9 を導電材料から様々な相互接続上で製作およびパターン化し、C M U T アレイ 4 1 0、I C 4 2 0、および他の構成要素上の対応するコンタクトと一致させることができることを示す。結合パッド 4 3 9 を形成できる材料、および図 4 . 4 ならびに 4 . 5 で示されるプロセスにおける技術に基づいて選択され得る材料を選択して、C M U T アレイ 4 1 0 および I C 4 2 0 を可撓性部材 4 3 0 と一体化させる。したがって、図 4 . 5 により示されるように、C M U T アレイ 4 1 0 および I C 4 2 0 は、結合パッド 4 3 9 上に位置付けられ、そこで結合できる。より具体的には、装置レベルまたはウエハレベルのいずれかで、C M U T アレイ 4 1 0 および I C 4 2 0 を結合パッド 4 3 9 と結合するステップは、様々なフリップ-チップ結合方法と同様に、共晶結合、熱圧結合を用いて行うことができる。可撓性部材 4 3 0、C M U T アレイ 4 1 0 および I C 4 2 0 を含む可撓性サブアセンブリ 4 0 8 は、次いで、図 4 . 6 によって示されるように、ウエハ 4 0 0 から分離できる。可撓性部材は、層 4 3 1 ~ 4 3 5 および結合パッド 4 3 9 を備える。次いで、一部の実施態様において、一体化された可撓性サブアセンブリは、その後、超音波システムに組み立てられ得る。そのため、C M U T アレイ 4 1 0 は、I C 4 2 0 を可撓性部材 4 3 0 と一体化するために使用されるものと同じの技術 (および、より具体的には、半導体バッチプロセス技術) を使用して、可撓性部材 4 3 0 と一体化することができる。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、I C および C M U T アレイを一実施態様の C M U T による超音波システムの可撓性部材と一体化する別の方法を説明する。より具体的には、図 4 に示されるような第 1 のウエハ上に可撓性部材を形成する代わりに、図 5 における可撓性部材 5 3 0 は、製作された C M U T アレイ 5 1 0 を有する S O I ウエハ上で形成される。ここで図 5 . 1 を参照すると、C M U T アレイ 5 1 0 は、S O I ウエハ 5 0 0 上で加工される。S O I ウエハは、素子層 5 0 1、絶縁層 5 0 2、およびハンドリング層 5 0 3 を含む。図 5 . 2 において、第 1 のパターン (例えば、トレンチまたは開口) 5 7 0、5 7 1 は、C M U T 加工基板の上側から形成される。第 1 のパターンは、ウエハ上の各 C M U T アレイ 5 1 0 の境界を画定できるトレンチ (または開口) 5 7 1、および C M U T アレイ 5 1 0 における各 C M

10

20

30

40

50

UT要素の境界を画定し得るトレンチ（または開口）570を含む。トレンチの最深端は、絶縁層502に到達し得る。第1のパターン（例えば、トレンチまたは開口）570、571は、CMUT加工中または後に行える。このステップの後に続く工程は、図4の図4.1～図4.4の方法と同様であり、CMUTアレイ上で可撓性部材530を形成することができる（図5.3）。図5.4によって示されるように、IC520は、結合パッド539上に位置付けられ、そこで結合できる。より具体的には、装置レベルまたはウエハレベルのいずれかで、IC520を結合パッド539と結合するステップは、フリップーチップ結合方法と同様に、共晶結合、熱圧縮結合を用いて行うことができる。SOIウエハ500のハンドリング層503は除去してもよい。次いで、可撓性部材530、CMUTアレイ510、およびIC520を含む可撓性サブアセンブリ508は、図5.5によって示されるように、ウエハ500から分離できる。さらに、図5.5によって示されるように、図5により示される方法は、結果としてCMUTアレイ510を可撓性部材530の一方の側面（例えば、ウエハ500上に製作された側面）に位置付けられ、IC520は可撓性部材530の他方の側面に位置付けられる。

10

【0032】

図6は、ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性部材と一体化する別の方法を説明する。より具体的には、図4に示されるように、第1のウエハ上で可撓性部材を形成する代わりに、図6における可撓性部材630は、そこで製作されるIC610を用いて、SOIウエハ上で形成される。

【0033】

20

ここで図6.1を参照すると、支持IC620は、SOIウエハ600上で製作することができる。SOIウエハは、素子層601、絶縁層602、およびハンドリング層603を備える。図6.2において、第1のパターン（例えば、トレンチまたは開口）671は、IC加工基板の一方の側面（例えば、上側）から形成できる。第1のパターンは、トレンチ（または開口）671を含み、ウエハ上の各IC610の境界を画定できる。トレンチの最深端は絶縁層602に到達し得る。このステップ後に続く工程は、図4の図4.1～図4.4の方法と同様であり、IC620上で可撓性部材630を形成することができる（図6.3）。図6.4によって示されるように、CMUTアレイ610は、結合パッド639上に位置付けられ、そこで結合できる。より具体的には、装置レベルまたはウエハレベルのいずれかで、CMUTアレイ610を結合パッド639と結合するステップは、フリップーチップ結合方法と同様に、共晶結合、熱圧縮結合を用いて行うことができる。SOIウエハ600のハンドリング層603は除去してもよい。次いで、可撓性部材630、CMUTアレイ610、およびIC620を含む可撓性サブアセンブリ608は、図6.5によって図示されるように、ウエハ600から分離できる。

30

【0034】

図7は、ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波システムの可撓性部材と一体化する別の方法を図示する。図7によって図示される方法において、可撓性部材730は、様々な半導体技術を使用して、様々なCMUTアレイ710およびIC720で形成できる。図7の方法を使用し、可撓性部材730における導電層の数を増加し、導電ワイヤのライン幅および分離を減少させることによって、結果として得られた超音波システムの相互接続密度を（PZTによる超音波システムおよび従来のPCBと比較して）増加させることができる。さらに、図7の方法は、バッチプロセスとして行い、それによってバッチ半導体技術に関連する規模の節約を利用することができる。そのため、多くのCMUTアレイ710およびIC720は、様々な可撓性部材730上で同時に一体化できる。

40

【0035】

ここで図7.1を参照すると、そこで説明される方法は、ウエハ700を使用して可撓性部材730を形成し、またそこでCMUTアレイ710およびIC720を一体化することができる。より具体的には、図7は、SOIウエハ700を使用するステップは、埋め込まれた絶縁層702およびハンドリング層703を含み得ることを図示する。さらに

50

、図7は、ラッチ構造705、絶縁層731／732、および導電層732等の様々な構造は、ウエハ700上で製作できることを図示する。

【0036】

より具体的には、図7. 1は、ラッチ構造705は、ウエハ700上で形成できることを図示する。これらのラッチ構造は、空洞721の壁上に設計され、CMUTアレイ710およびIC720を、CMUTアレイ710およびIC720に対して選択される位置に形成される空洞721内の所定の位置にラッチすることができる。CMUTアレイ710およびIC720は、ラッチ構造705を使用して、それぞれの空洞721における所定の位置にラッチできる（図7. 2）。次いで、絶縁層731は、スパインコーティング、蒸散、スパッタリング、蒸着等の様々な半導体技術を使用して、ウエハ700上に形成およびパターン化できる（CMUTアレイ710およびIC720へのアクセスを提供する）（図7. 3）。さらに、絶縁層731は、パリレン、PMD S、ポリイミド、ポリマー、オキシド、ニトリド等の様々な絶縁材料から形成できる。

10

【0037】

ここで図7. 4を参照すると、導電層732がウエハ700上に形成され、可撓性部材730内およびCMUTアレイ710、IC720、および様々な他の構成要素間に様々な相互接続を提供する。導電層732は、Al、Au、Cu、Ti等の様々な導電材料からウエハ700上で形成およびパターン化できる。さらに、導電層732は、蒸散、スパッタリング、蒸着等の様々な半導体技術を使用して製作できる。所望に応じて、追加の絶縁層731および導電層732をウエハ700上に形成して、結果として得られた可撓性部材730の相互接続密度を高めることができる。

20

【0038】

図7. 5は、可撓性絶縁層733が、ウエハ上で当該可撓性サブアセンブリ708の保護層として形成およびパターン化できることを図示する。可撓性絶縁層733は、パリレン、PMD S、ポリイミド、ポリマー、オキシド、ニトリド等の様々な絶縁材料から形成でき、またスパインコーティング、蒸散、スパッタリング、蒸着等により製作できる。可撓性絶縁層733は、可撓性部材730（およびその様々な層731～732ならびにCMUTアレイ710およびIC720）を機械的乱用および環境から保護するために十分な厚みと材料特性で製作できる。

【0039】

30

図7. 6は、ハンドリング層703および絶縁層702が、ウエハ700の表面から除去でき、CMUTアレイ710、IC720、および可撓性部材730をホストするウエハ700の反対側にあることを示す。そのため、一体化された可撓性部材730、CMUTアレイ710、およびIC720を含む可撓性サブアセンブリ708は、ウエハ700から除去できる。したがって、一体化された可撓性部材730を使用して、様々な超音波システムを組み立てることができる。

【0040】

図8は、ICおよびCMUTアレイを一実施態様のCMUTによる超音波スキャナの可撓性部材と一体化するさらに別の方法を説明する。より具体的には、図8. 1は、CMUTアレイ810が最初にウエハ800上で製作でき、次いで、加工されたCMUTアレイを有するウエハ内のラッチ構造805によって、IC820が所定の位置においてラッチできることを示す。対照的に、図8. 2は、IC820が最初にウエハIC800上で製作でき、次いで、製作されたICを有するウエハ内の所定の位置において、CMUTアレイ810がラッチできることを示す。図8. 1および8. 2により図示される方法において、可撓性部材830の製作およびそのCMUTアレイ810およびIC820との一体化は、図7. 1および7. 2によって示される方法に類似にできる。完成した可撓性サブアセンブリは、図7. 6における可撓性サブアセンブリ708に類似にできる。

40

【0041】

図9は、可撓性アセンブリ900の上面図を示し、ここで複数のCMUTアレイ910および複数のIC920が可撓性部材930上にパッケージされ、一実施態様の複数のC

50

MUTによる可撓性サブアセンブリ908を形成できる。複数の可撓性サブアセンブリ908を有する可撓性アセンブリ900は、図4～8に示される方法を使用して構築できる。各可撓性サブアセンブリ908を使用して、CMUTによる超音波システムを構築することができる。図9により図示されるCMUTによる超音波可撓性アセンブリ900は、本明細書で開示される方法と同様の方法を使用して製作できる。より具体的には、図9における拡大ウィンドウ内の図は、可撓性サブアセンブリ908から構築されるCMUTによる超音波システムが、様々なバッチ半導体技術を使用して、可撓性部材930と一体化されるCMUTアレイ910およびIC920を含み得ることを示す斜視図である。さらに、可撓性部材930内の様々な接触パッド937は、CMUTによる超音波システム908の外部にある構成要素との電子的インターフェースを提供するように製作できる。そのため、(CMUTアレイ910、IC920、および様々な他の構成要素の間の)相互接続936および可撓性部材930内の接触パッド937は、様々な半導体技術によって提供される寸法精度で同時に製作できる。

10

【0042】

図4～8で説明される方法において、CMUTアレイ(例えば、410、710)およびIC(例えば、420、720)のうちの少なくとも1つを第1の基板(例えば、それらの元の加工基板)から分離することができ、次いで、第2のパッケージング基板(例えば、400、700)上の可撓性部材上で一体化できる。したがって、CMUTアレイおよびICのうちの少なくとも1つは、それらの元の加工基板上で最初に製作でき、次いで、分離されて、本明細書に記載のパッケージ方法の準備ができる。通常、複数のICを可撓性部材上で個別に一体化することができる。しかし、それらは、それらの元の製作基板上で最初に可撓性サブ部材と一体化して可撓性ICを形成することができ、その後、可撓性ICをパッケージング基板上の可撓性部材上でCMUTアレイと一体化できる。通常、複数の要素を有するCMUTアレイは、パッケージング基板上の可撓性部材上でICと一体化される前に、可撓性となるように形成できる。図10～12は、他の方法と同様に、図4～8におけるパッケージング方法で利用できる、可撓性CMUTアレイ(例えば、410、720)および可撓性IC(410、720)を形成するいくつかの方法を図示する。

20

【0043】

図10～12を参照すると、CMUTアレイにおける複数の要素および様々な超音波システムの電子機器(および他の構成要素)における複数のチップのスルーウエハ相互接続を形成することが望ましい場合がある。さらに、可撓性CMUTアレイの不活性な側面から相互接続を形成することが望ましい場合がある。そのため、CMUTアレイおよびICにおけるスルーウエハ相互接続を製作することが望まれよう。スルーウエハ相互接続を含む可撓性CMUTアレイまたはIC、およびかかる可撓性CMUTまたはICを加工する方法は、2006年5月18日にHuangにより出願された、国際特許出願第PCT/IB2006/051566号、名称「THROUGH-WAFER INTERCONNECTION」、2006年6月19日にHuangにより出願された、米国特許出願第11/425,128号、名称「FLEXIBLE MICRO-ELECTRO-MECHANICAL TRANSDUCER」、2008年12月3日にHuangにより出願された、国際特許出願第_____号、名称「THROUGH-WAFER INTERCONNECT」、および2008年12月3日にHuangにより出願された、国際特許出願第_____号、名称「PACKAGING AND CONNECTING ELECTROSTATIC TRANSDUCER ARRAYS」(それら全体が記載されるかのように本明細書に組み込まれる)において記載されている。

30

40

【0044】

前述の特許出願において記載されるように、可撓性CMUTアレイまたはICは、一般に以下のように形成できる。分離トレンチのパターンは、IC、CMUTアレイ、またはそれらの組み合わせをホストするウエハ内に形成できる。トレンチは、ICまたはCMU

50

Tアレイをホストするウエハの側面から形成できる。これらのトレンチは、選択された深さに形成することができ、続いて所望の材料（例えば、絶縁体）で充填することができる。トレンチが露出されるまで、ICまたはCMUTアレイをホストする側面と反対のウエハ側から材料を除去することができる。図10～12は、様々な実施態様の可撓性CMUTまたはICを形成する様々な方法を説明する。

【0045】

ここで図10を参照すると、多くの超音波スキャナは、1つ以上のICを含んで超音波変換器を支持し、恐らく他の機能を実行する。一実施態様に従って、半導体技術を使用して、複数のICを超音波スキャナの可撓性部材と一体化できる。より具体的には、ICを可撓性ICとして製作した後、可撓性部材と一体化することができる。

10

【0046】

さらに、図10は、可撓性サブ部材1030（図10.5を参照）を有する可撓性IC1020および複数のICチップ1020a～1020cは、SOIウエハ1000から製作でき、そこで様々な構造、例えば、素子層1001、絶縁層1002、ハンドリング層1003、1つまたは複数のIC1020、絶縁層1031、導電層1032、および様々なトレンチ1070が製作されることを示す。図10.1によって示されるように、複数のIC1020a～1020cは、素子層1001により画定できる厚みを有するSOIウエハ1000上で加工できる。図10.2は、トレンチ1007のパターンを素子層1001を通じてエッチングして、絶縁層1002に到達させることができることを示す。後のステップにおいて、絶縁層1002およびハンドリング層1003を含むウエハ1000の裏側を除去してトレンチ1070に到達させることができ、それによって可撓性IC1020を形成する。絶縁層1231は、（図10.3により示されるように）IC1020a～1020c上の様々な接触点が露出されているように選択されるパターンでウエハ1000上にコーティングできる。絶縁層1031は、パリレン、ポリマー、ポリイミド、ポリジメチルシロキサン（PDMS）、オキシド、ニトリド等の可撓性材料で形成できる。可撓性サブ部材1030は、図10.5において、1つの絶縁層1031および1つの導電層1032を含む。しかしながら、可撓性サブ部材1030は、複数の絶縁層1031および複数の導電層1032を含んでもよく、図10.3および図10.4からのプロセスステップを繰り返すことによって、その接続密度を高める。

20

【0047】

図10.4は、導電層1032が、IC1020に対する相互接続を提供するように選択されるパターンで、ウエハ1000上にコーティングできることを示す。（例えば）相互接続の密度を高めることが所望される場合、追加の絶縁層1031および導電層1032は、ウエハ1000上にコーティングできる。ハンドリング層1003および絶縁層1002を除去し、図10.5によって示されるように、トレンチ1070を露出することができる。トレンチ1070を露出させて、ICを互いに接続する材料のみが、絶縁層1031および導電層1032を有する可撓性サブ部材1030となり得る。そのため、これらの層1031および1032の寸法および材料を選択することによって、可撓性サブ部材1030は、様々なICチップ1020が、組み立て中に互いに対して移動しながらも依然として相互接続できるように加工できる。そのため、可撓性サブ部材1030は、可撓性IC1020を形成する層1031および1032を伴って可撓性となるように形成できる。続いて、様々なCMUT、CMUTアレイおよび他の装置を、図4～8に示される方法ならびに他の方法を使用して、可撓性部材における可撓性IC1020と一体化できる。

30

40

【0048】

ここで図11を参照して、一実施態様のCMUTによる超音波システムの複数のCMUT要素を有するCMUTアレイを製造する別の方法を説明する。図11によって参照されるCMUTアレイは、半導体技術を使用して、超音波システムの可撓性部材と一体化できる。より具体的には、CMUTアレイは、可撓性CMUTアレイとして製作でき、次いで、可撓性部材と一体化できる。

50

【0049】

図11における左側の図は、複数のCMUTアレイ1110、1110aおよび1110bが、同一基板可1100内で加工されることを示す。図11における右側の図は、CMUTアレイ1110の部分の詳細図であり、CMUTアレイ1110内のCMUT要素1110-1および1110-2の構造を詳細に示す。

【0050】

より具体的に、図11.1は、可撓性CMUTアレイ1110がSOIウエハ1110（ハンドリングウエハ1103、絶縁層1102、素子層1101）から加工できることを示し、そこで基板または底面電極1101、絶縁層1102、CMUTアレイ1110（またはCMUT要素）、絶縁層1131、ならびに様々なトレンチ1170および1171が加工できる。CMUTアレイ1110のそれぞれは、他の考えられる構成要素の中で、可撓性膜1111、第1電極1113、空洞1116、およびスプリングアンカー1118を含み得る。CMUTのこれらの構成要素1111、1113、1116、および1118は、図11.1~11.4に示される詳細図において、より詳細に見ることができる。また、一部の実施態様において、CMUTは埋め込まれたスプリングESCMUTにすることができる。

10

【0051】

図11.2は、CMUTアレイ1110が一旦加工されると、（CMUTを互いから分離する）トレンチ1170のパターンが加工できる。これらのトレンチ1170は、それらが絶縁層1102に到達するために十分な深さであり得、本明細書で論じられるように、除去してトレンチを露出させることができる。一部の実施態様において、トレンチ1170および1171は、CMUTアレイ1110の加工中に形成される。トレンチ1170が形成されるのと同時に、別のパターンのトレンチ1171が加工できる。これらのトレンチ1171は、絶縁層1102が除去されると、トレンチ1171も露出され、それによって様々なCMUTアレイ1110を互いから分離するように形成できる。トレンチ1170は、個別のCMUT変換器要素1110-1および1110-2の境界を画定する。トレンチ1171は、同一ウエハ上の個別のCMUT変換器アレイ1110、1110aおよび1110bの境界を画定する。

20

【0052】

絶縁層1131をウエハ1100上でパターン化およびコーティングして、図11.2に示されるように、CMUTアレイ1110の活性表面を露出させておくことができる。絶縁層1131が加工されると、それが加工される材料でトレンチ1170および1171を充填してもよい。絶縁層1131は、パリレン、ポリイミド、ポリマー、PDMS、オキシド、ニトリド等の様々な半導体材料で形成できる。

30

【0053】

図11.4は、絶縁層1102を除去して、トレンチ1170および1171（それぞれ個別のCMUT要素とCMUTアレイ1110との間にあり得る）を露出させることができることを示す。そのため、CMUTアレイ1110は、複数のCMUT要素1110-1および1110-2を有し得、図11.4によって示されるように互いから分離できる。これらのCMUTアレイ1110およびCMUT要素は、続いて、図4~8に示される方法を使用して、可撓性部材130、230、および330（図1~3を参照）等の様々な可撓性部材上で一体化できる。図11は、CMUTアレイ1110を加工できるウエハ1100が、シリコン-オン-オキシドウエハであり得、他種のウエハを使用して、CMUTアレイ1110を加工できることを示す。例えば、第1のウエハを使用して、CMUTアレイ1110（またはCMUT要素）を加工することができる。

40

【0054】

図12は、第1のウエハからCMUTアレイを製造する様々な実施態様の方法を示す。より詳細には、図12Aは、トレンチ1270および1271を選択した厚みに（CMUTアレイ1210をホストするウエハの側面から）エッチングすることができることを示す。次いで、一部の実施態様において、ウエハ1200を（CMUTアレイ1110の反

50

対側から)、トレンチ1170および1171が露出するまで薄くすることができる。そのため、第1のウエハ1100上にホストされるCMUTアレイ1110(またはCMUT要素)は互いから分離できる。

【0055】

ここで図12Bを参照して、一実施態様のCMUTアレイ1210を製造する別の方法を図示する。図12Bに図示される方法において、埋め込まれた空洞1208を含むウエハ1200から方法から始めることができる。CMUTアレイ1210は、空洞1208に隣接するウエハ1200の領域上で製作することができる。次いで、トレンチ1270および1271をウエハ1200にエッチングし、埋め込まれた空洞1208に到達させることができる。その後、一部の実施態様において、ウエハ1200を薄くして(例えば、ハンドリングウエハ1203を除去することができる)、トレンチ1270および1271を露出させることにより、CMUTアレイ1210(およびCMUT要素)を分離することができる。

10

【0056】

ここで図12Cを参照して、一実施態様のCMUTアレイ1210を製造する一実施態様を図示する。CMUT加工を完了した後でトレンチ1270および1271を形成する代わりに、トレンチ1270および1271をCMUT加工中に形成することができる。例えば、図12Cにおけるトレンチ1270および1271は、膜1212および上部電極1213の形成前にエッチングすることができる。一部の実施態様に従って、膜1212下に埋め込まれたトレンチは、図11.2に示される方法で、トレンチエッチング中に上部電極1213および膜1212のエッチングを回避できる。これは、一部のCMUTシステムの実装に望ましい場合がある。埋め込まれたトレンチ1270および1271を有するCMUTアレイが製作された後、以下のプロセスを使用して可撓性CMUTアレイ1210を形成することができ、また図11、図12Aおよび図12Bに図示されるプロセスと同様である。

20

【0057】

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。

30

【0058】

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は動作中に温かくなるか、または熱くなる場合もあり、それによって、HIFU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による超音波システムの製造を複雑にする。反対に、CMUTによる超音波システムは、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。

40

【0059】

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できる。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バッチプロセスにすることができる。結果として、これらの技術に関連

50

する規模の節約が、特に比較的大量の超音波システムが所望できる場合に、CMUTによる超音波システムの単位あたりのコスト低減を可能にする。例えば、特定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。

【0060】

追加的に、CMUTによる超音波システムは、半導体技術を用いて製造できるため、集積回路（IC）および他の半導体素子を比較的容易にCMUTアレイと一体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、同時に同一のウェハ上で製作できる。代替の実施態様において、CMUTおよびICは、異なる時間に様々な変換器に一体化できる。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作できる。

10

【0061】

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）との一体化は、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関連の製造および一体化技術は、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。

【0062】

20

したがって、CMUTによる超音波システムは、PZTによる超音波システムを凌ぐ動作およびコストの利点を享受する。より具体的には、通常、超音波システムは、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による超音波システムは、PZTによる超音波システムを凌ぐいくつかの利点を有し得る。

【0063】

第1に、CMUTによる超音波システムは、PZTによる超音波システム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による超音波システムは、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による超音波システムの最小寸法は、約10マイクロメートルよりも大きい。したがって、CMUTによる超音波システムは、対応したより小さいCMUT要素ピッチで製造され得る。第2に、CMUTによる超音波システムの最小相互接続幅およびピッチは、約2～3マイクロメートル未満にすることができるが、PZTによる超音波システム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による超音波システムの相互接続は、PZTによる超音波システム相互接続よりも高い密度で製造され得る。したがって、CMUTによる超音波システムは、（所定のシステムサイズの場合）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による超音波システムよりも小さい場合がある。

30

【0064】

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。

40

【0065】

（PZTによる超音波変換器と比較して）CMUTによる超音波システム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

50

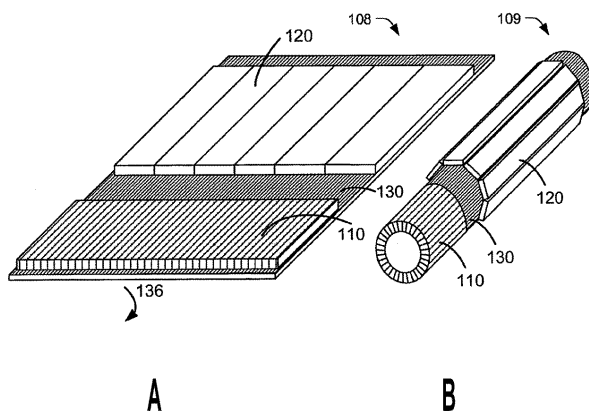
れる I C および C M U T 自体は、同一技術で製造できるため、C M U T および I C の製造を併せて簡素化できる。追加として、C M U T は整合層またはバッキング層を必要としないため、これらの層に関連する製造ステップを排除することもできる。同様に、C M U T および I C の一体化に関連するステップは、排除されるか、またはそうでなければ簡素化できる。

【0066】

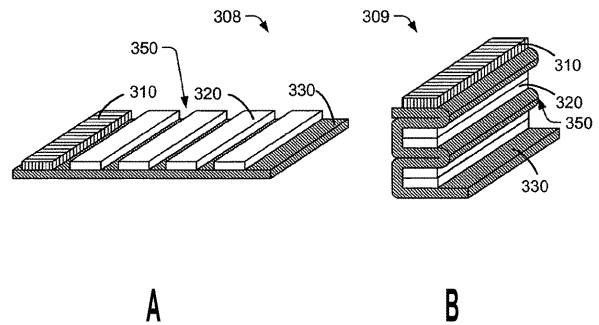
本開示は、その特定の実施態様を参照して説明されるが、当業者であれば、本開示がそれに限定されないことを認識するであろう。上述される開示の様々な特徴および態様は、個別にまたは併せて使用してもよい。さらに、本開示は、明細書の幅広い精神および範囲を逸脱することなく、本明細書において説明されるものを超える任意の数の環境および用途において利用することができる。我々は、本開示の範囲および精神に該当する修正および変化をすべて請求する。したがって、本明細書および図面は、制限的ではなく、例示的なものとして見なされるものとする。

10

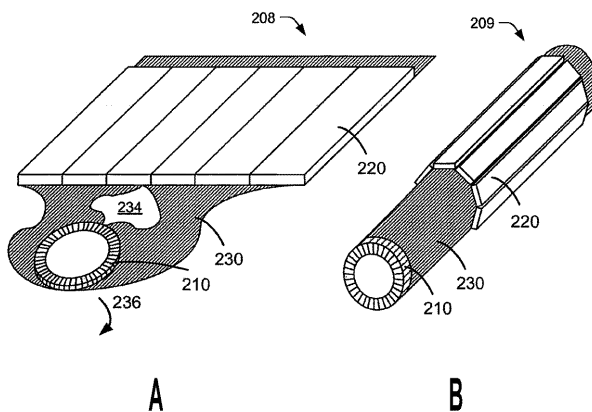
【図 1】



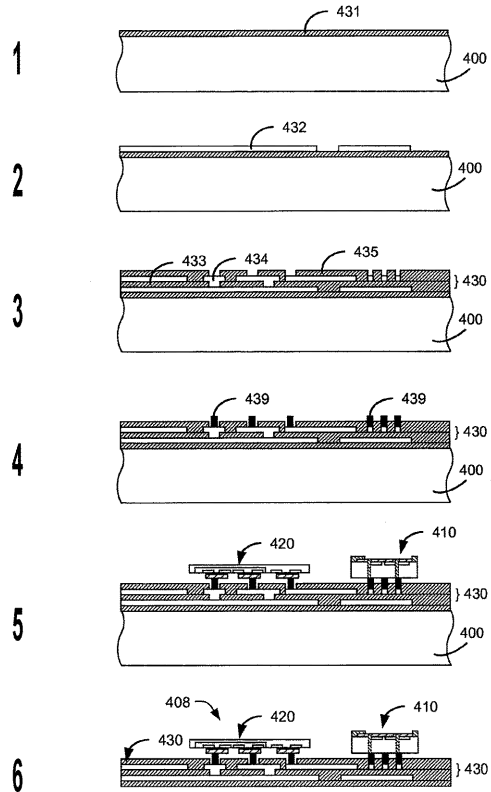
【図 3】



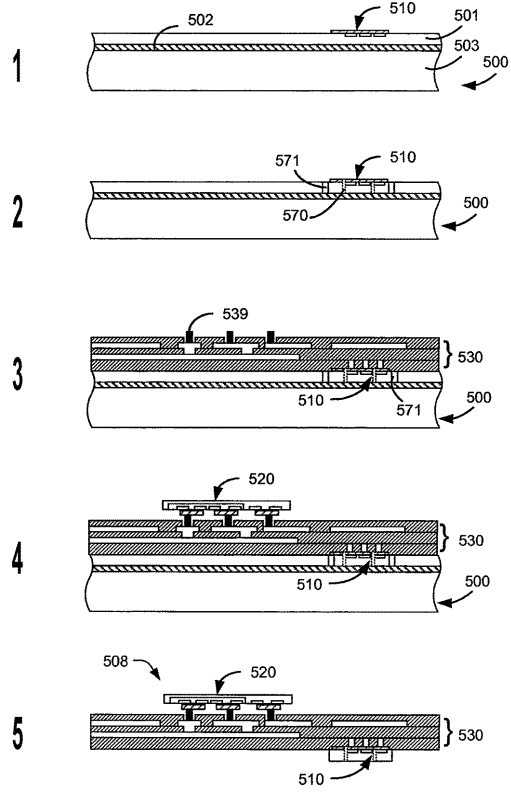
【図 2】



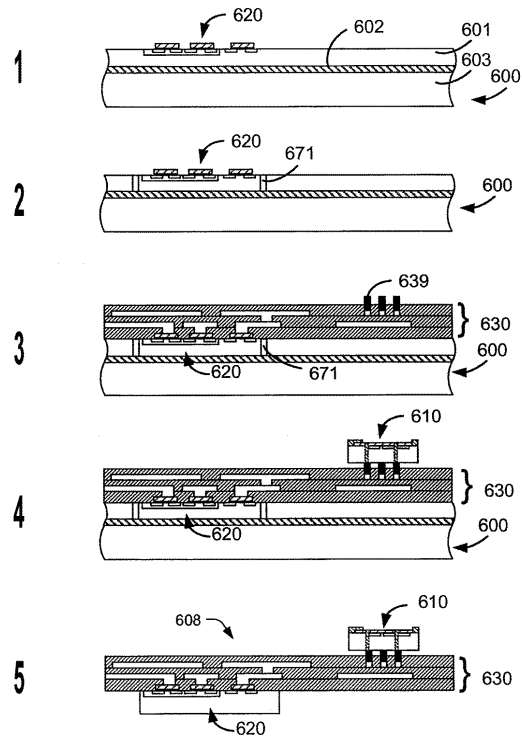
【図 4】



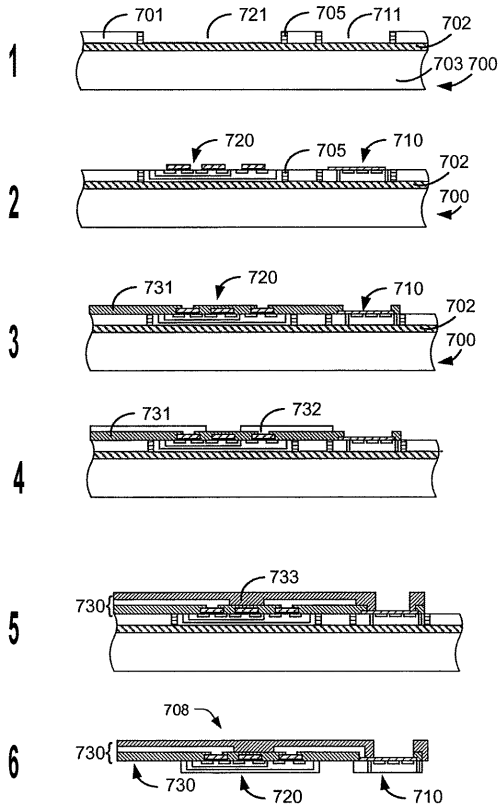
【図 5】



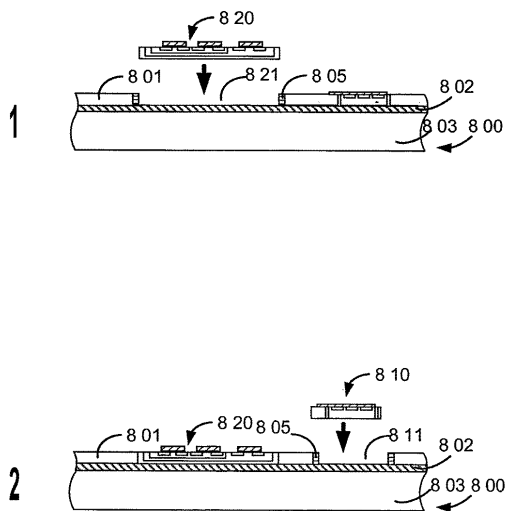
【図 6】



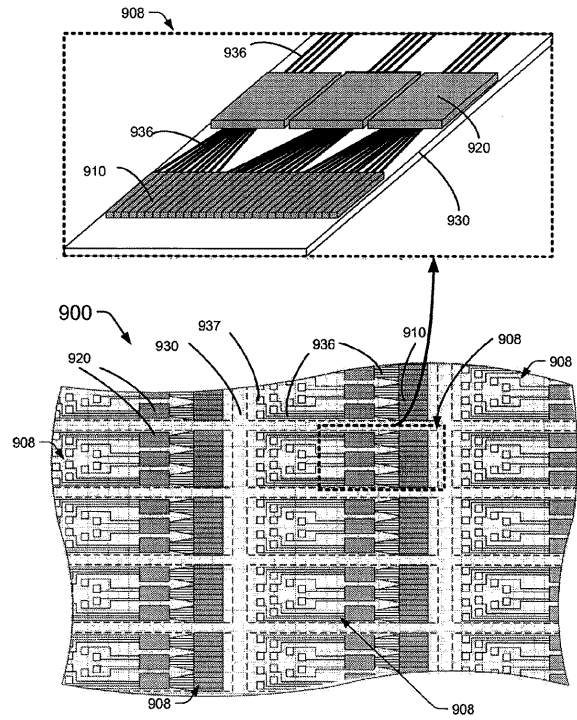
【図 7】



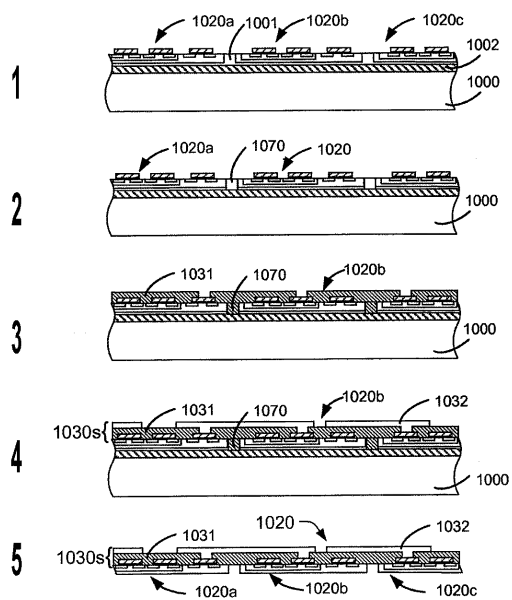
【図 8】



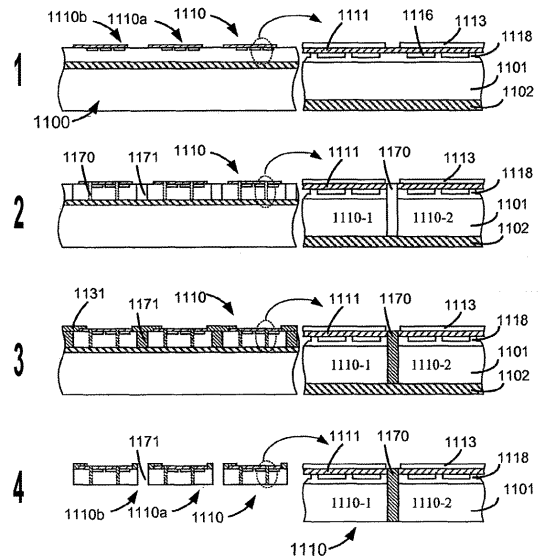
【図 9】



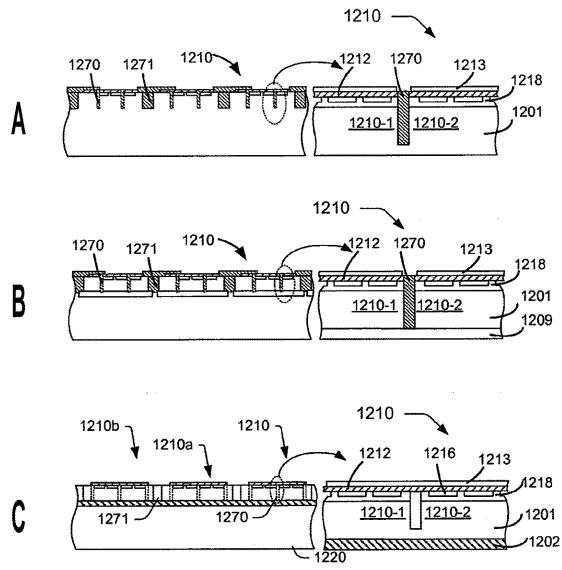
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 国際公開第2005/120360 (WO, A1)
特表2006-516368 (JP, A)
特開平10-192281 (JP, A)
特開2006-122188 (JP, A)
特開2007-152101 (JP, A)
特開2004-350701 (JP, A)
特開2004-337320 (JP, A)
特開2004-130136 (JP, A)
特表平11-501245 (JP, A)
特表2007-528153 (JP, A)
特表2008-516683 (JP, A)
国際公開第2005/120130 (WO, A1)
国際公開第2006/093913 (WO, A2)
米国特許出願公開第2002/0083771 (US, A1)
米国特許出願公開第2002/0087083 (US, A1)
米国特許出願公開第2006/0229659 (US, A1)
米国特許出願公開第2007/0066902 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12
H04R 19/00
H04R 31/00

专利名称(译)	用于超声系统的CMUT包装		
公开(公告)号	JP5497657B2	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	JP2010536241	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)	轹技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	轹技术公司		
[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 H04R31/00		
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 H04R31/00.330		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	60/992020 2007-12-03 US 61/024843 2008-01-30 US		
其他公开文献	JP2011505206A		
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。