

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6495545号
(P6495545)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int.Cl.	F I
H04R 19/00 (2006.01)	H04R 19/00 330
H04R 1/40 (2006.01)	H04R 1/40 330
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2018-522588 (P2018-522588)
 (86) (22) 出願日 平成28年11月2日(2016.11.2)
 (65) 公表番号 特表2018-533879 (P2018-533879A)
 (43) 公表日 平成30年11月15日(2018.11.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/076316
 (87) 国際公開番号 WO2017/076843
 (87) 国際公開日 平成29年5月11日(2017.5.11)
 審査請求日 平成30年9月27日(2018.9.27)
 (31) 優先権主張番号 15192480.0
 (32) 優先日 平成27年11月2日(2015.11.2)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスジューサアレイ、プローブ及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各々が第1電極配列部の第1電極を担持した基板を備える複数のCMUT（容量性微細加工超音波トランスデューサ）セルを有する超音波トランスジューサアレイであって、前記基板の少なくとも一部は第2電極配列部の第2電極を含む可撓性膜体から間隙により空間的に分離され、前記第1電極及び前記第2電極の少なくとも一方は前記間隙から少なくとも1つの誘電体層により電気的に絶縁され、前記第1電極配列部及び前記第2電極配列部は、対応するヒューズ部により相互接続された複数の区域に分割され、前記第1電極配列部は複数の行の第1電極を有し、各行における第1電極は対応するヒューズ部により相互接続され、前記第2電極配列部は複数の列の第2電極を有し、各列における第2電極は対応するヒューズ部により相互接続され、各行及び各列は個別にアドレス指定可能である、超音波トランスジューサアレイ。

【請求項 2】

各ヒューズ部が1Ω/□を超えないシート抵抗を有する、請求項1に記載の超音波トランスジューサアレイ。

【請求項 3】

前記少なくとも1つの誘電体層が、前記間隙と前記第1電極との間の第1誘電体層及び前記間隙と前記第2電極との間の第2誘電体層を有する、請求項1又は請求項2に記載の超音波トランスジューサアレイ。

【請求項 4】

10

20

各ヒューズ部が細条形である、請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の超音波トランスジューサアレイ。

【請求項 5】

各ヒューズ部が蝶ネクタイ形である、請求項 1 ないし 3 の何れか一項に記載の超音波トランスジューサアレイ。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 の何れか一項に記載の超音波トランスジューサアレイを有する、超音波プローブ。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 5 の何れか一項に記載の超音波トランスジューサアレイ又は請求項 6 に記載の超音波プローブを有すると共に、前記第 1 電極配列部及び前記第 2 電極配列部に導電的に結合された電源を更に有する、超音波システム。

【請求項 8】

前記超音波システムが超音波診断撮像システム又は超音波治療システムである、請求項 7 に記載の超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、各々が第 1 電極配列部の第 1 電極を担持した基板を備える複数の CMUT (容量性微細加工超音波トランスデューサ) セルを有する超音波トランスジューサアレイであって、前記基板の少なくとも一部が第 2 電極配列部の第 2 電極を含む可撓性膜体から間隙により空間的に分離され、第 1 電極及び第 2 電極の少なくとも一方が前記間隙から少なくとも 1 つの誘電体層により電気的に絶縁される超音波トランスジューサアレイに関する。

【0002】

本発明は、更に、このような超音波トランスジューサアレイを有する超音波プローブに関する。

【0003】

本発明は、更に、このような超音波トランスジューサアレイ及び / 又は超音波プローブを有する超音波システムにも関する。

【背景技術】

【0004】

容量性微細加工超音波トランスデューサ (CMUT) 装置は、撮像装置等の一連のセンシング装置におけるセンサとして急速に普及している。これは、CMUT 装置が優れた帯域幅及び音響インピーダンス特性を提供することができ、このことが斯かる CMUT 装置を例えば圧電 (ピエゾ) トランスジューサよりも優れたものにしているからである。

【0005】

CMUT 膜の振動は、圧力を印加することにより (例えば、超音波を用いて) 起動することができるか、又は電気的に誘起することができる。CMUT 装置に対する電気的接続 (しばしば、特定用途向け集積回路 (ASIC) 等の集積回路 (IC) による) は、当該装置の送信モード及び受信モードの両方を容易にする。受信モードにおいて、膜位置の変化は電気容量の変化を生じ、これは電気的に記録することができる。送信モードにおいては、電気信号を印加することが当該膜体の振動を生じさせる。

【0006】

CMUT 装置は、通常、バイアス電圧が印加されて動作する。CMUT は、基板の一部のみが可撓性膜体から空間的に分離されるように該膜体を制限すると共に該膜体の一部を基板に対して拘束するために、印加されるバイアス電圧が崩壊電圧より高く上昇される、所謂、崩壊モードで動作させることができる。CMUT 装置の動作周波数は、当該膜体の剛性等の物理的特性及び材料並びにキャピティ (空洞) の寸法により特徴付けられる。CMUT 装置のバイアス電圧及びアプリケーションも、動作モードに影響を与える。CMUT 装置は、しばしば、超音波撮像用途のための装置、及び当該 CMUT 装置が流体又は気

10

20

30

40

50

体圧力を検出するために使用される他のアプリケーションに使用される。圧力は当該膜体のたわみを生じさせ、該たわみは容量の変化として電子的に感知される。次いで、圧力測定値を導出することができる。

【0007】

図1は従来のCMUT装置の上面図を概略的に示し、図2は同CMUT装置の図1のA-A'線に沿う断面を概略的に示している。当該CMUT装置は、該装置のCMUT領域10内に複数のCMUTセル100（例えば、CMUTアレイ）を有することができる一方、経路ライン205を含むと共に該装置の相互接続領域20内に配置することが可能な複数の相互接続部200を有することができる。CMUT領域10と相互接続領域20との間の境界は、図2では垂直の点線により示されている。相互接続部200は、典型的に、当該CMUT装置内部のボンドパッド等の導電接点210に対する相互接続を提供する。このような導電接点は、外部に対する接続を提供することができるか、又は当該CMUT装置の別のエレメントの間の（例えば、異なるCMUTセル100の間の、CMUTセル100と信号処理エレメントとの間の、等々）相互接続を容易にするために用いることができる。

10

【0008】

各CMUTセル100は、典型的に、第2電極120からキャビティ130により分離された第1電極110を有している。第2電極120は、典型的に、1以上の電氣的に絶縁性の又は誘電体の層からなる膜体140に埋め込まれる。従来のCMUT設計は、1～2ミクロン程度の層厚の膜体140を有し、これはプラズマ強化化学蒸着（PECVD）等の通常の製造方法で加工することができる。しかしながら、CMUTセル100が低い周波数で動作することを要求される場合、膜体直径Dは100ミクロンを超える必要があり、この結果、膜体140の厚さが増加され得る（例えば、3ミクロンより大きく）。幾つかの設計において、第2電極120は膜体140内に埋め込まれる、即ち、キャビティ130から相対的に薄い誘電体層部分142と相対的に厚い誘電体層部分144との間に挟まれ、第2電極120を含む膜体140の第1電極110に向かう変形に際して第1電極110と第2電極120との間の短絡を防止する。加えて又は代わりに、第2電極120を含む膜体140の第1電極110に向かう変形に際して第1電極110と第2電極120との間の短絡を防止するために、第1電極110を相対的に厚い誘電体層（図示略）により保護することもできる。幾つかのアプリケーション領域において、CMUTセル100は、所謂、崩壊モードで動作され得、その場合、膜体140は該CMUTセルの床部（基板）と永久的に接触状態であり、この崩壊状態において共振させられる。このことは、例えば、当該CMUTセル100の感度及び送信パワーを増加させることができる。

20

30

【0009】

崩壊モードで動作される場合、CMUTセル100は底部電極110と上部電極120との間において数MV/cm（例えば、2～6MV/cm）程度の高電界に耐えなければならない。CMUTに使用される保護誘電体層（又は複数の保護誘電体層）は、例えばPECVD又は良好な段差被覆を提供する他の好適な薄膜被着技術により形成されるSiO₂であり得る。しかしながら、電極は典型的には完全に滑らかなものではなく、例えば相対的に大きな表面粗さを有し得るか、又は電極の薄膜被着の間に電極受け面上に粒子が存在し得る。また、当該保護誘電体層（又は複数の保護誘電体層）に欠陥が存在し得る。従って、相対的に高い破壊電界（electric breakdown field）を達成することは困難である。しかしながら、このことは、全てのCMUTセル100が等しく高い破壊電界を有さねばならない、又は少なくとも許容誤差より大きく変化しない破壊電界を有さねばならない頑丈なCMUTアレイにとり必要とされる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、相対的に高い破壊電界を示す超音波トランスジューサアレイを提供しようとするものである。

50

【0011】

本発明は、更に、このような超音波トランスジューサアレイを有する超音波プローブを提供しようとするものである。

【0012】

本発明は、更に、このような超音波プローブ又は超音波トランスジューサアレイを有する超音波システムを提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

一態様によれば、各々が第1電極配列部の第1電極を担持した基板を備える複数のCMUT（容量性微細加工超音波トランスデューサ）セルを有する超音波トランスジューサアレイが提供され、前記基板の少なくとも一部は第2電極配列部の第2電極を含む可撓性膜体から間隙により空間的に分離され、前記第1電極及び前記第2電極の少なくとも一方は前記間隙から少なくとも1つの誘電体層により電気的に絶縁され、前記第1電極配列部及び前記第2電極配列部の少なくとも一方は、対応するヒューズ部により相互接続された複数の区域に分割され、前記第1電極配列部は複数の行の第1電極を有し、各行における第1電極は対応するヒューズ部により相互接続され、前記第2電極配列部は複数の列の第2電極を有し、各列における第2電極は対応するヒューズ部により相互接続され、各行及び各列は個別にアドレス指定可能である。

【0014】

当該超音波トランスジューサアレイの上記電極配列部にヒューズ部を含めることは、該電極配列部における前記区域の1つにおいて局在的短絡が発生した場合に、この区域が当該電極配列部の残部から、当該短絡に関連する局所的高電流が該区域を当該電極配列部の残部から切り離すヒューズ部を飛ばすという事実により隔離され、これにより、当該短絡区域を当該電極配列部の残部から隔離させることを保証する。従って、当該電極配列部の上記残部は、機能可能な状態に留まることができ、該短絡が当該電極配列部の残部から電気的に隔離されるという事実により、該局在的短絡による損傷から保護される。各CMUTセルは、適切な行及び列を選択することにより、受動マトリクス型アドレス指定方式で個別にアドレス指定可能である。CMUTセルのうちの1つが故障した場合、関連する行及び列のみが、該故障CMUTセルを関連する行及び列における隣接するセルに接続するヒューズ部の破壊により動作不能にされ、かくして、当該超音波トランスジューサアレイの残部は動作可能に留まることができる。

【0015】

一実施態様において、各ヒューズ部は $1\Omega/\square$ を超えないシート抵抗を有する。このことは、当該電極配列部の通常の動作の間においては、これらのヒューズ部を介して電流が流れる一方、短絡の発生時には、これらのヒューズ部が飛び（例えば、溶け去り）、該短絡を含む区域を動作不能にさせることを保証する。導電トラックの格子は約 $0.1\Omega/\square$ の典型的シート抵抗を示すことができ、その場合において、各ヒューズ部は斯かる導電トラックの格子の典型的シート抵抗を超えるシート抵抗を有する。

【0016】

前記少なくとも1つの誘電体層は、当該CMUTセルの短絡の発生に対する強度を更に改善するために、前記間隙と前記第1電極との間の第1誘電体層及び前記間隙と前記第2電極との間の第2誘電体層を有することができる。

【0017】

上記ヒューズ部は、当該ヒューズ部が前記電極配列部における該ヒューズ部が接続される部分よりも小さな幅を有する形状のような、当該ヒューズ部が前記電極配列部の任意の他の部分より前に駄目になることを可能にする任意の好適な形状を有することができる。例えば、各ヒューズ部は、当該ヒューズ部が配置される導電トラックよりも該ヒューズ部が小さな幅を持つ導電トラックとして成形することができるような、細条形とすることができるか、又は蝶ネクタイ状、即ち当該電極配列部の導電トラックにおける幅狭部（ピンチポイント）を画定するようなものとすることができる。

【 0 0 1 8 】

他の態様によれば、上記実施態様の何れかの超音波トランスジューサアレイを有する超音波プローブが提供される。このような超音波プローブは、当該超音波トランスジューサアレイにおける短絡が、前述したように、必ずしも全体のアレイの破滅的故障につながることはないという事実により、頑丈さ及び寿命の増加という利益を得る。

【 0 0 1 9 】

更に他の態様によれば、上述した実施態様の何れかの超音波トランスジューサアレイ又は超音波プローブを有すると共に、前記第 1 電極配列部及び前記第 2 電極配列部に導電的に結合された電源を更に有する超音波システムが提供される。このような超音波システムは、超音波診断撮像システムとすることができ（その場合、該システムは典型的に撮像パルスを送信すると共に撮像パルスエコーを受信するように構成される）、又は超音波治療システムとすることができる（その場合、該システムは、例えば患者内の損傷した又は罹患した組織を破壊するために、一連の高エネルギー超音波パルスを送信するように構成することができる）。

【 0 0 2 0 】

本発明の実施態様は、添付図面を参照して更に詳細に且つ限定するものでない例として説明される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

【図 1】図 1 は、既知の C M U T トランスジューサアレイの上面図を概略的に示す。

【図 2】図 2 は、既知の C M U T トランスジューサアレイの断面図を概略的に示す。

【図 3】図 3 は、一実施態様による C M U T アレイを製造する方法を概略的に示す。

【図 4】図 4 は、一実施態様による C M U T トランスジューサアレイの上面図を概略的に示す。

【図 5】図 5 は、図 4 の C M U T トランスジューサアレイの各様相を更に詳細に図解的に示す。

【図 6】図 6 は、他の態様による C M U T トランスジューサアレイの上面図を概略的に示す。

【図 7】図 7 は、図 6 の C M U T トランスジューサアレイの一側面を更に詳細に図解的に示す。

【図 8】図 8 は、図 6 の C M U T トランスジューサアレイの他の側面を更に詳細に図解的に示す。

【図 9】図 9 は、例示的实施態様による超音波システムを概略的に示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 2 】

各図は概略的に過ぎず、寸法通りには描かれていないと理解されたい。また、全図を通して同一の符号は同一又は同様の部分を示すために使用されていると理解されたい。

【 0 0 2 3 】

図 3 は、C M U T トランスジューサアレイの製造方法の限定するものでない例示的实施態様を概略的に示す。当該方法は、基板 3 0 0 を設けるステップ (a) に進み、該基板はシリコン基板、シリコン・オン・インシュレータ基板、シリコン・ゲルマニウム基板、窒化ガリウム基板等の任意の好適な基板とすることができる。シリコンに基づく基板は、例えば、C M O S 製造工程において使用することができる。基板 3 0 0 は、半導体装置、半導体装置及び / 又は C M U T セルを相互接続する金属化積層部、金属化積層部上の不動態化積層部等の幾つかの構造を有することができる。基板 3 0 0 は、例えば、不動態化及び / 又は平坦化積層部等の積層部上に C M U T セル 1 0 0 を含む特定用途向け集積回路 (A S I C) の基板とすることができ、これら C M U T セル 1 0 0 は該基板 3 0 0 上の信号処理回路に金属化積層部により接続することができる。このような基板 3 0 0 を設けることは、それ自体良く知られており、当業者の常套的技術に属するものであるので、適切な基板 3 0 0 を設けることは簡略化のために更に詳細には説明しない。

【0024】

第1電極110が基板300上に形成され、該電極は例えば金属又は合金、ドーピングされたポリシリコン等のドーピングされた半導体材料、(半)導体酸化物等々の任意の好適な導電性材料から形成することができる。例えば、選択製造技術において容易に入手可能な金属を使用することが特に有利である。このことは、製造の流れの最小限の再設計しか要せず、コストの面で魅力的であるからである。例えば、CMOS製造工程においては、Al、W、Cu、Ti、TiN等の導電材料及び斯かる材料の組み合わせを、第1電極110を形成するために使用することができる。

【0025】

本発明の一実施態様によれば、第1電極110の形成は基板300上の第1電極配列部の形成の一部を形成し、該第1電極配列部はCMUTセル100の各第1電極110を含む。後に更に詳細に説明されるように、第1電極配列部は、該第1電極配列部の接続領域が短絡に遭遇した際に飛ぶように設計された各ヒューズ部により電氣的に相互接続された複数の領域に分割され、かくして、このような短絡に関連する局所化された高電流が当該第1電極配列部における隣接する区画に拡大し得ないようにし、これにより、これらの隣接する区域を斯かる高電流により損傷されることから保護する。当該ヒューズ領域は、第1電極配列部における対応する部分の適切な寸法決めにより形成することができる。このことは、例えば、当該第1電極配列部を形成するために使用される導電材料を被着又はパターニングするために使用される対応するマスク設計の適用により簡単に達成することができる。

【0026】

導電接点210は基板300上に同時に形成することができ、該導電接点は、1以上の第1電極110及び1以上のボンドパッドを形成するために被着された金属又は合金層をパターニングすることにより、第1電極110を含む上記第1電極配列部と同じ材料から形成することができる。導電接点210は、必ずしもボンドパッドである必要はなく、例えば該導電接点210が前述したように(内部)I/O経路決め目的の接点を設けるためのものである場合、任意の好適な形状を取ることができる。導電接点210の形成は、当該ボンドパッド210が異なる層に(例えば、基板300の金属化積層部(図示略)の最上層に、後に更に詳細に説明されるように第2電極120を含む第2電極配列部を画定する層に、等々に)設けられるべき場合、このステップから省略することができる。

【0027】

第1電極110、(オプションとしての)導電接点210及び基板300は、次いで、オプションとして電気絶縁材料層311により被覆することができる。これがステップ(b)に示されている。電気絶縁層は、本出願では誘電体層とも称される。このような誘電体層311は、例えば、第1電極110を自身の相手方電極120(下記参照)から電氣的に絶縁して、これら電極間の当該CMUT装置の動作の間における短絡の危険性を低減するために用いることができる。加えて、該誘電体層311は、第1電極110及び基板300を第1電極110上にキャビティを形成するための犠牲材料の除去の間における損傷から保護するために使用することもできる。

【0028】

誘電体層311は全基板表面300を覆うように示されているが、基板300の特定の部分のみが第1電極110と共に誘電体層311により被覆されるようなパターニングされた誘電体層311を設けることも等しく可能である。第1電極110及び基板300の保護のために、例えば窒化シリコン(Si_3N_4)、酸化シリコン(SiO_2)、酸化アルミニウム(Al_2O_3)又は酸化ハフニウム(HfO_2)等から選択される1以上の材料等の、任意の好適な誘電体材料を使用することができる。もっとも、好適な誘電体材料は、これらの例示した材料に限定されるものではないことが強調される。更に、上述した誘電体材料の混合物又は積層物も、第1電極110の保護のために使用することができる。かくして、誘電体層311は、例えばLAD、(PE)ALD、PLD、PVD、LPCVD及びPECVD等の適切な被着技術を用いて任意の好適な態様で形成することがで

10

20

30

40

50

きるが、該層の形成は簡略化のために更に詳細には説明しない。

【0029】

ステップ(c)において、第1電極110及びオブションの誘電体層311を含む基板300上に、犠牲材料が例えば適切な被着技術により形成される。該犠牲材料は、キャビティが形成される第1部分312を形成するようにパターニングされると共に、該犠牲材料が除去されるチャンネルとして機能する第2部分312'を更に有している。該犠牲材料における形成されるべきキャビティのギャップ高に対応する第2部分312'及び第1部分312の高さは、典型的に、100~1,000nmの範囲内である。もっとも、この範囲外の値も考えることができると理解されるべきである。

【0030】

一実施態様において、第1部分312は数個の歯状突起(例えば、2~8個の斯様な突起)を第2部分312'として有する円形部分として被着される。このような犠牲材料部分の上面図がステップ(c')に示され、該ステップにおいては、4個の斯様な突起が限定するものでない例としてのみ示されている。歯状第2部分312'は、典型的に、キャビティを開く又は解放するために第1部分312に対する接近を提供することが可能な、形成されるべき膜体の外側のキャビティ接近プラットフォームとして使用される。形成されるべき膜体が基板300に向かい歯状突起312'の間に延在するとして、第1部分312及び第2部分312'は典型的に同じ厚さ又は高さに形成されると理解されるべきである。本出願の種々の図において、第2部分312'は、このような側面(即ち、当該CMUT装置の膜体は、基板300に向かって歯状突起312'の間に延在するという側面)を示すために、異なる厚さを有するように示されている。このことは、第1部分312及び第2部分312'が実際に異なる厚さを有すると見なされるべきではない。

【0031】

原理的に、装置の性能の理由で後のエッチング工程において効果的に除去することが可能な犠牲材料を用いることが好ましいが、任意の好適な犠牲材料を用いることができる。例えば、Al、Cr及びMo、Ti及び(Ti)W等の金属、又はアモルファスシリコン若しくは酸化シリコン等の非金属の使用を考えることができる。Al、アモルファスシリコン及び酸化シリコン等の材料は、例えばCMOS製造工程において容易に利用可能であり、これらの材料のうちAlはエッチングにより特に効果的に除去することができる。上記のパターニングされた犠牲材料は任意の好適な方法で(例えば、適切な被着及びパターニング技術を用いて)形成することができるが、その形成は簡略化のために更に詳細には説明されない。

【0032】

第1部分312の直径は形成されるべきCMUTセル100のキャビティの直径を定めると理解される。一実施態様において、該直径は20~500ミクロンの範囲内で、更に好ましくは50~300ミクロンの範囲内で選択されるが、より大きな直径(例えば、1,000ミクロンまでの直径)も考えられると理解されるべきである。

【0033】

ステップ(d)において、形成されるべき膜体の第1誘電体層313が、前記犠牲材料の第1部分312及び第2部分312'並びに前記誘電体層311(もし、存在するならば)の露出部分上に被着される。第1誘電体層313及び前記誘電体層311は共に犠牲層を除去するためのエッチング処方を受けるので、第1誘電体層313及び誘電体層311は同一の材料のものとするが、これら第1誘電体層313及び誘電体層311に対して各々異なる材料を用いることも、勿論、妥当である。一実施態様において、第1誘電体層313及び誘電体層311は、各々、酸化シリコン層(例えば、SiO₂)、窒化シリコン層(例えば、Si₃N₄等)、酸化アルミニウム(Al₂O₃)層及び酸化ハフニウム(HfO₂)層等の何らかの好適な誘電体材料から形成された少なくとも1つの層を有する。当業者にとり、多くの他の好適な誘電体層材料が明らかであろう。第1誘電体層313は、積層(例えば、酸化物-窒化物積層又は酸化物-窒化物-酸化物積層)として形成することができる。同様に、オブションの誘電体層311も、このような積層として形成することができる。該オ

10

20

30

40

50

プシオンの誘電体層 3 1 1 及び第 1 誘電体層 3 1 3 のためには、任意の好適な誘電体材料を使用することができることを繰り返し述べる。更に、上述した誘電体材料の混合物又は積層を、これらの誘電体層のために使用することができる。第 1 誘電体層 3 1 3 の形成の後、第 2 電極 1 2 0 を含む第 2 電極配列部がステップ (e) に示されるように該第 1 誘電体層 3 1 3 上に、各第 2 電極 1 2 0 が第 1 電極 1 1 0 に対向するように形成される。該第 2 電極配列部は、好ましくは、第 1 電極配列部と同じ導電性材料から形成されるが、第 2 電極配列部及び第 1 電極配列部は代わりに異なる材料から形成することもできると理解されるべきである。第 2 電極配列部は、例えば、Al、W、Cu、Ti 及び TiN 等並びに斯かる材料の組み合わせのような任意の好適な導電性材料から形成することができる。第 2 電極配列部は、良く知られた技術 (簡略化のための、更には説明されない) を用いて形成することができる。前記第 1 電極配列部及び該第 2 電極 1 2 0 は、任意の好適な厚さ (例えば、200 ~ 700 nm 厚) に形成することができる。

10

【 0 0 3 4 】

本発明の一実施態様において、第 2 電極配列部は、該第 2 電極配列部における接続された領域が短絡に遭遇すると飛ぶように設計された各ヒューズ部により電氣的に相互接続された複数の領域に分割され、かくして、このような短絡に関連する局所化された高電流が該第 2 電極配列部の隣接する区域に広がり得ないようにし、これにより、これら隣接する区域を斯かる高電流により損傷されることから保護する。上記ヒューズ領域は当該第 2 電極配列部における対応する部分の適切な寸法決めにより形成することができる。このことは、例えば、当該第 2 電極配列部を形成するために使用された導電材料を被着又はパターンニングするために用いられる対応するマスク設計の適用により簡単に達成することができる。第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部の両者は、各配列部を複数の区域に分割する斯様な部分を有することができる。他の例として、第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部のうちの一方のみが、このようなヒューズ部を有することができる。

20

【 0 0 3 5 】

第 2 電極 1 2 0 の形成後、当該方法はステップ (f) に示されているように進み、該ステップにおいては第 2 誘電体層 3 1 5 が形成される。オプションとしての実施態様において、第 2 誘電体層 3 1 5 は第 1 厚さ t_1 に形成され、該厚さは第 1 電極 1 1 0 と第 2 電極 1 2 0 との間における前記犠牲材料の第 1 部分 3 1 2 の厚さを超えるものとし、かくして、キャビティ 1 3 0 が形成された場合に該キャビティのギャップの高さ g が厚さ t_1 より大幅に小さくなる (即ち、 $g / t_1 < 1$) ようにする。好ましくは、 $t_1 > 5g$ とする。このことは、ステップ (g) における (即ち、通路又はビア 3 1 6 の形成及び続く犠牲材料の第 1 部分 3 1 2 及び第 2 部分 3 1 2 ' の除去による) キャビティ 1 3 0 の解放の間において、当該膜体が該キャビティ解放段階の間において優れた膜強度を示すことを保証する。該キャビティ 1 3 0 を形成するための犠牲材料の除去段階において、 $g < t_1$ となるからである。更に、第 2 誘電体層 3 1 5 はキャビティ 1 3 0 の解放前に形成 (例えば、被着) されるので、優れた平坦特性を持つ膜体が得られる。前記犠牲材料の存在が該第 2 誘電体層 3 1 5 の形成の間において第 1 誘電体層 3 1 3 の変形を防止するからである。

30

【 0 0 3 6 】

前記犠牲材料の第 1 部分 3 1 2 及び第 2 部分 3 1 2 ' は、次いで、ステップ (g) に示されるように、適切なエッチング手法を使用して通路又はビア 3 1 6 を形成し、当該 C M U T 装置における前記第 1 電極 1 1 0 と、膜体 1 4 0 の第 1 誘電体層 3 1 3 と第 2 誘電体層 3 1 5 との間に埋め込まれた第 2 電極 1 2 0 との間にキャビティ 1 3 0 を形成する。このような従来の犠牲材料のための好適なエッチング方法は、それ自体良く知られており、当業者であれば自身の一般的知識を用いて適切なエッチング方法を選択することに困難さは有さないであろう。

40

【 0 0 3 7 】

膜体 1 4 0 を含む当該誘電体積層部の厚さは、ステップ (h) における前記通路又はビア 3 1 6 の密閉の間において、該通路又はビア 3 1 6 内の栓 3 1 8 を含む更なる誘電体層 3 1 7 の形成により更に増加される。該更なる誘電体層 3 1 7 は、前記第 2 誘電体層 3 1

50

5よりも大幅に薄くすることができる。該更なる誘電体層317は、前記通路又はビア316を効果的に密閉するためにキャビティ130の高さの少なくとも2倍の厚さに形成することができる。

【0038】

この時点で、ステップ(a)~(h)は基板300上に1以上のCMUTセル100を形成する有利ではあるが限定するものではない例を概略的に示すものであることを強調しておく。当業者にとり、多数の代替的方法が明らかであろう。特に、以下のステップは、ステップ(a)~(h)に図示された実施態様に固有のものではなく、誘電積層部が当該CMUT装置の膜体140が画定されるCMUT領域10及び当該CMUT装置のボンドパッド200を覆う相互接続領域20を含む任意のCMUT製造方法に適用可能であることが注記される。

10

【0039】

注目すべき工程変形例は、前記通路又はビア316を何らかの好適な材料を用いた何らかの適切なやり方で(例えば、栓318を形成するために金属又は誘電体層等の専用の密閉層を被着及びパターニングすることにより)密閉することができるというものである。更に、キャビティ130は当該CMUT製造工程における任意の好適な時点において(例えば、第2誘電体層315の形成前に)解放することができることが注記される。他の注目すべき工程変形例は、第1電極110及び/又は第2電極120をキャビティ130から誘電体層により分離することができるか又は分離しなくてよいというものである(このことは、典型的な設計選択であるからである)。前述したように、当該CMUTセル100の動作の間において第1電極110と第2電極120との間の直接的接触を防止するために、誘電体層(即ち、電気絶縁層)を第1電極110及び/又は第2電極120上に設けることができる。膜体140は、任意の好適なやり方で(例えば、誘電体層の積層というより単一の誘電体層により、等々)形成することもできる。このような工程選択は、当業者の通常の技量内に入るものであるので、簡略化のみのために詳細に明示的に示すものではない。

20

【0040】

更に、ボンドパッド200(もし存在するならば)、当業者により良く知られているように任意の好適なやり方で形成することができることに注意されたい。このことは、本発明の教示に特に関係するものではなく、従って簡略化のみのために更に詳細には説明しない。

30

【0041】

また、個々のCMUTセル100の代替的設計も、勿論、等しく可能であると理解されるべきである。CMUTセル100の設計は、本発明に特に関係するものではなく、各セルの任意の好適な設計が考えられる。例えば、中間電極が底部電極110とキャビティ130との間に配置されるような3電極型CMUTセル100も等しく可能である。このような3電極型CMUTセルは、例えば、膜体が当該CMUTセルの底部に固着するリスクを低減するために、別個の電極を介して刺激及びバイアス電圧を供給することを考えることができる。

【0042】

40

この時点で、種々の実施態様には示されていないが、実施態様に従って製造されるCMUTセル100は追加の回路エレメントを有することができ、これら回路エレメントは基板300上に集積することができるか、又は別の基板上に設けられると共に本発明の実施態様により製造されたウェファからの1以上のCMUT装置の1以上を備える単一のパッケージ内に組み込むことができると理解されるべきであることを更に注記しておく。このような追加の回路は、例えば、上記1以上のCMUTセル100を制御し、及び/又は斯かる1以上のCMUTセル100により発生される信号を処理する(例えば、該1以上のCMUTセル100の送信及び/又は受信モードを制御するために)ためのIC(例えば、ASIC)であり得る。CMUTセル100及び/又は斯様なセルを有する超音波トランスジューサアレイの他の好適な実施態様は、当業者にとり即座に明らかとなるであろう

50

。

【0043】

上述した製造工程において、該製造工程の間に処理されるウェファは、単一のダイを含む（その場合、基板300が当該ダイに対応する）ことができるか、又は当該製造工程の完了後に何らかの適切なやり方で単一化することができる（例えば、ダイスカットされる）複数のダイを含む（その場合、基板300は当該ダイの一部に対応する）ことができる。前記相互接続領域200は、基板に対して及び／又は全体としてのウェファに対して周辺のとすることができる。

【0044】

前記オブションの誘電体層311及び第1誘電体層313は第1電極110と第2電極120との間の電氣的絶縁を提供するが、これらの電極の間のCMUTセル100の寿命の間における短絡の発生を排除することは困難である（特に、このようなCMUTセルが崩壊モードで動作される場合）。崩壊モードにおいて、CMUTセル100の膜体140は、典型的には該CMUTセル100の崩壊閾電圧を超えるバイアス電圧を用いて、該CMUTセル100の全動作サイクルの間に基板300に押し付けられる。該膜体140と基板300との間における接触面積の大きさは、典型的に、バイアス電圧の大きさにより支配される。崩壊された膜体140の共振周波数は上記接触面積の関数であり、このことは、当該超音波トランスジューサアレイの送信モードにおいて、当該崩壊されたCMUTセル100に対して該崩壊された膜体140の共振周波数に対応する周波数を持つ刺激（例えば、前記バイアス電圧に対する変調としての）を利用することにより、又は当該超音波トランスジューサアレイの受信モードにおける該崩壊された膜体140と基板300との間の接触面積を、崩壊された膜体140の共振周波数が受信モードにおいてCMUTセル100により受信されるべきパルスエコーの中心周波数に対応するように制御することにより、適切に利用することができる。このようにして、当該超音波トランスジューサアレイにおけるCMUTセル100の出力圧及び受信感度を最適化することができる。

【0045】

膜体140に掛かる崩壊歪は、当該超音波トランスジューサアレイの寿命の間において該超音波トランスジューサアレイのCMUTセル100における第1電極110を第2電極120から電氣的に絶縁する前記誘電体層（又は複数の誘電体層）に欠陥を生じさせ得る。このような欠陥は、第1電極110と第2電極120との間に短絡を生じさせ得る。このような欠陥の他の原因は、第1電極110を第2電極120から電氣的に絶縁する誘電体層（又は複数の誘電体層）におけるピンホール、又は例えば被着技術の限界による若しくは電極材料の汚染物質（例えば、誘電体層による当該電極の満足のゆく段差被覆を妨げる粒又は粒子）による、誘電体層による当該電極の不完全な段差被覆であり得る。このような欠陥は、CMUTセル100及び該CMUTセル100と導電接触状態（例えば、第1及び／又は第2電極配列部を介して）である隣接するCMUTセルの電氣的破壊につながり得る。このことは、当該超音波トランスジューサアレイの相当の部分の壊滅的故障につながり得、これにより、当該アレイを、最早、目的にかなわないものにさせる。

【0046】

本発明の実施態様は、当該超音波トランスジューサアレイの特定の位置における（即ち、特定のCMUTセル100における）短絡を、該超音波トランスジューサアレイが満足のゆく態様で動作可能なままとなる（即ち、該超音波トランスジューサアレイにおける上記短絡を含む領域を囲む領域が該短絡により影響を受けないままとなる）ように、当該アレイの残部から電氣的に隔離しようとするものである。典型的な超音波トランスジューサアレイは数百又は数千のCMUTセル100を有しているので、このことは、表示装置におけるピクセルの損失と対比することができるものであり、単一のピクセル（又は、ここでは単一のCMUTセル100又は一群のCMUTセル100）の損失は当該装置（ここでは、当該超音波トランスジューサアレイ）の全体としての性能には影響しない。

【0047】

図4は、超音波トランスジューサアレイの第1実施態様の上面図を概略的に示すもので

10

20

30

40

50

、該実施態様において、第 1 電極 1 1 0 を含む第 1 電極配列部は複数の行の第 1 電極 1 1 0 として配設され、単一の行内において各第 1 電極 1 1 0 は当該行内の隣接する第 1 電極 1 1 0 にヒューズ部 1 1 2 により電氣的に接続され、第 2 電極 1 2 0 を含む第 2 電極配列部は複数の列の第 2 電極 1 2 0 として配設され、単一の列内において各第 2 電極 1 2 0 は当該列内の隣接する第 2 電極 1 2 0 にヒューズ部 1 2 2 により電氣的に接続される。ヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 は、第 1 及び第 2 電極配列部を、これらヒューズ部により電氣的に相互接続された複数の領域又は区域に各々分割する。

【 0 0 4 8 】

本発明の前後関係において、行及び列の参照は、第 1 電極配列部においては第 1 電極 1 1 0 が第 1 方向にグループ化される一方、第 2 電極配列部においては第 2 電極 1 2 0 が第 1 方向に対して垂直に走る第 2 方向にグループ化されるという事実を単に強調するためになされている。行及び列の参照は、特定の方向が必然的に水平方向又は垂直方向であることを意味すると見なしてはならない。この前後関係においては、例えば、第 1 電極 1 1 0 が列にグループ化される一方、第 2 電極 1 2 0 が行にグループ化されることも等しく可能であろう。

【 0 0 4 9 】

図 5 は、当該超音波トランスジューサアレイにおける図 4 において点線ボックスにより強調された部分の拡大図を図式的に示す。図 5 において一層明確に見られるように、第 2 電極配列部の各列における一層暗色の第 2 電極 1 2 0 は、ここでは該第 2 電極配列部の列における隣接する第 2 電極 1 2 0 を相互接続する導電トラック 1 2 1 の幅狭部 (pinch point) として示されたヒューズ部 1 2 2 により相互接続される。第 1 電極配列部の各行における一層明色の第 1 電極 1 1 0 (前述したように、典型的には第 2 電極 1 2 0 の下に配置される) は、ここでは該第 1 電極配列部の行における隣接する第 1 電極 1 1 0 を相互接続する導電トラック 1 1 1 の幅狭部として示されたヒューズ部 1 1 2 により相互接続される。ヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 は、好ましくは、 $1 \Omega / \square$ を超えないシート抵抗を有するものとし、これらヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 が、例えば多数の並列電流路が存在し得るので、当該電極配列部の全抵抗に大きくは寄与しないようにする。

【 0 0 5 0 】

動作の間において、CMUTセル 1 0 0 のうちの 1 つが短絡に遭遇した場合、該 CMUTセル 1 0 0 の第 1 電極 1 1 0 と第 2 電極 1 2 0 との間の電流の増加が当該ヒューズ 1 1 2 , 1 2 2 を飛ばし、これにより当該 CMUTセル 1 0 0 を該セルの隣接する CMUTセルから、即ち相互接続された第 1 電極 1 1 0 の行における隣接する CMUTセル及び相互接続された第 2 電極 1 2 0 の列における隣接する CMUTセルから電氣的に絶縁する。このことは、これら行及び列を動作不能にさせる一方、当該超音波トランスジューサアレイの残りの行及び列は動作可能のままとなり、かくして、当該超音波トランスジューサアレイの大部分は依然として使用することができる。

【 0 0 5 1 】

図 4 及び図 5 において、ヒューズ部 1 1 2 及び 1 2 2 は、各々、導電トラック 1 1 1 , 1 2 1 内に配置され、これら導電トラック内で幅狭部を形成している。このような“蝶ネクタイ”状の設計は限定するものでない例示に過ぎないと理解されるべきである。即ち、各ヒューズ部が、導電トラック 1 1 1 , 1 2 1 内に一層高い抵抗部分を設けるように配置された該導電トラック 1 1 1 , 1 2 1 より狭い幅を有する更なる導電トラックとして形成される設計等の、任意の好適なヒューズ部設計を考えることができる。

【 0 0 5 2 】

ヒューズ部 1 1 2 及び 1 2 2 は、これらヒューズ部に所望のシート抵抗、例えば $1 \Omega / \square$ を超えないシート抵抗 (例えば、 $0.1 \sim 1 \Omega / \square$ の間のシート抵抗) を付与するために任意の好適な寸法を有することができる。ヒューズ部 1 1 2 及び 1 2 2 は、可能な限り小さく、例えば特定のリソグラフィ工程で利用可能な最小寸法を有するように寸法決めすることができる。限定するものでない例として、ヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 は、各々、長さが $0.5 \mu m$ 及び幅が $1 \mu m$ の寸法を有することができる。

【 0 0 5 3 】

図 4 及び図 5 において、第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部の各々は、対応するヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 により複数の領域に分割されている。しかしながら、これは限定するものでない例に過ぎず、第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部の一方のみが斯かる態様で分割されることも等しく可能である。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、当該超音波トランスジューサアレイの第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部が対応するヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 により複数の区域又は領域に分割された代替発明による実施態様を概略的に図示している。図 7 及び図 8 は、図 6 における点線領域の拡大図を図式的に示す。この実施態様において、ヒューズ部 1 1 2 は各々の単一の第 1 電極 1 1 0 内に配置される一方、ヒューズ部 1 2 2 は各々の単一の第 2 電極 1 2 0 内に配置されて、これら電極を複数の電極領域に分割し、かくして、C M U T セル 1 0 0 内での短絡の発生に際して当該電極の一部のみが機能しなくされるようにする。このことは、当該トランスジューサ領域の大部分が動作可能のままとなるので、当該 C M U T セル 1 0 0 が短絡を含んでいても依然として使用することができるという利点を有する。ヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 は、当該電極を形成する導電トラックの格子を画定する導電トラック 1 2 1 等の導電トラック内に配設することができる。ヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 は、このような導電トラックの接合部又は交差部に配置することができ、かくして、導電トラック 1 2 1 により区切られた第 2 電極領域 1 2 3 等の、導電トラックにより区切られた電極領域を、導電トラック 1 2 1 の接合部におけるヒューズ部を飛ばすことにより当該電極の残部から電氣的に隔離することができるようにする。多数の平行導電トラックが電極を画定するので、これら導電トラックにおけるヒューズ部は、電極の全体的抵抗に対し限られた影響しか有さない。

【 0 0 5 5 】

図 6 ~ 図 8 において、第 1 電極 1 1 0 及び第 2 電極 1 2 0 の各々は、対応するヒューズ部 1 1 2 , 1 2 2 により複数の領域に分割されている。しかしながら、これは限定するものでない例に過ぎず、第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部の一方のみが斯かる態様で分割されることも等しく可能である。

【 0 0 5 6 】

本発明の実施態様による 1 以上の C M U T トランスジューサアレイを、有利にも、圧力感知装置及び特に医療用撮像装置（例えば、超音波撮像装置）等のセンシング装置に組み込むことができ、その場合、C M U T ベースの感知エレメントの斯かる組み込みは当該装置の撮像解像度を大幅に改善することができ、このことは、例えば人体等の哺乳類身体のような検査下の被検体の身体内の小さな寸法の対象（例えば、腫瘍等の異常）の検出可能性を改善する。一実施態様において、このような装置は、複数の C M U T セル 1 0 0 を有する本発明の実施態様による C M U T トランスジューサアレイを有することができる。これらの C M U T セル 1 0 0 の各々は、個別にアドレス指定可能である。他の例として、一緒になって音響エレメントを形成する適切なグループの C M U T セル 1 0 0 が、グループのレベルで個別にアドレス指定可能である。C M U T セル 1 0 0 又は C M U T セルのグループは、マトリクス状に配列することができる。他の実施態様においては、幾つかの C M U T トランスジューサアレイ（例えば、C M U T ダイ）を担体上に取り付ける（タイル貼りする）ことができ、その場合、斯かる複数の C M U T トランスジューサアレイが、一緒になって、大きなセンサ領域を画定する。このような装置は、例えば、1 以上の C M U T トランスジューサアレイ上に分散された数百又は数千の（個別にアドレス指定可能な）C M U T セル 1 0 0 を有することができる。例えば、このようなセンシング装置は、本発明の一実施態様による 1 以上の C M U T トランスジューサアレイを含む超音波プローブを有することができる。

【 0 0 5 7 】

図 9 を参照すると、本発明の一実施態様による C M U T セル 1 0 0 のアレイ（即ち、超音波トランスジューサアレイ）を備えた超音波システムの例示的实施態様がブロック図の

形で示されている。以下に説明する該超音波システムの構成要素の少なくとも幾つかは、良く知られているように、このような超音波システムの制御インターフェースに統合することができる。このような制御インターフェースは、プローブ50又は一実施態様による少なくとも1つの超音波トランスジューサアレイを含む他の適切な装置に接続ケーブル（図示略）により結合することができる。

【0058】

図9において、ICダイ上のCMUTトランスジューサセル100のアレイが、超音波を送信すると共にオプションとしてエコー情報を受信するための超音波プローブ50の一部として設けられる。該トランスジューサアレイは、2D面内で又は3D撮像のために三次元で走査することができるトランスジューサエレメントの一次元又は二次元アレイとすることができる。当該超音波システムは、典型的にエコー情報を受信するように構成される超音波診断撮像システムとすることができるか、又は超音波パルスが特定の病状の治療のために供給される超音波治療システム（この場合、該超音波システムは受信器能力を必要としない）とすることができる。以下では、超音波診断撮像システムが説明される。当業者であれば、超音波治療システムにおいては当該超音波診断撮像装置のどの部分を省略することができるかを即座に理解するであろう。

【0059】

当該トランスジューサアレイは、例えばCMOSアレイセル100による信号の送信及び受信を制御するICダイの集積化されたインターポーザ領域上に取り付けられたプローブ50内のマイクロビーム成形器12に結合される。マイクロビーム成形器は、例えば米国特許第5,997,479号（Savord他）、米国特許第6,013,032号（Savord他）及び米国特許第6,623,432号（Powers他）に記載されているように、トランスジューサエレメントのグループ又は“パッチ”により受信される信号の少なくとも部分的ビーム成形を行うことができる。

【0060】

マイクロビーム成形器12はプローブケーブル（例えば、同軸ワイヤ）により送信／受信（T／R）スイッチ16に結合され、該T／Rスイッチは送信及び受信の間を切り換えると共に、マイクロビーム成形器が存在しない又は使用されず、当該トランスジューサアレイが主システムビーム成形器20により直接動作される場合に該主ビーム成形器20を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビーム成形器12の制御下での当該トランスジューサアレイからの超音波ビームの送信は、主システムビーム成形器20及びT／Rスイッチ16により前記マイクロビーム成形器に結合されるトランスジューサコントローラ18により指示され、該コントローラはユーザインターフェース又は制御パネル38のユーザによる操作の入力を受信する。トランスジューサコントローラ18により制御される機能の1つは、ビームがステアリング及び収束される方向である。ビームは、当該トランスジューサアレイから真っ直ぐ先に（直角に）又は一層広い視野のために異なる角度でステアリングすることができる。トランスジューサコントローラ18は、当該CMUTアレイのためのDCバイアス制御部45を制御するように結合することができる。例えば、該DCバイアス制御部45は、超音波トランスジューサアレイのCMUTセル100に印加されるDCバイアス電圧（又は複数の電圧）を設定する。

【0061】

マイクロビーム成形器12により生成された部分的にビーム成形された信号は主ビーム成形器20に供給され、そこで、トランスジューサエレメントの個々のパッチからの該部分的にビーム成形された信号は完全にビーム成形された信号へと組み合わされる。例えば、主ビーム成形器20は128チャンネルを有することができ、これらチャンネルの各々が数十又は数百のCMUTトランスジューサセル100（図1～図3参照）又は圧電エレメントのパッチから部分的にビーム成形された信号を受信する。このようにして、トランスジューサアレイの数千のトランスジューサエレメントにより受信される信号は、単一のビーム成形された信号に効率的に貢献することができる。

【0062】

上記のビーム成形された信号は、信号プロセッサ 22 に入力される。該信号プロセッサ 22 は受信されたエコー信号を、帯域通過フィルタ処理、デシメーション、I 及び Q 成分分離、並びに線形及び非線形信号を分離して組織及びマイクロバブルから返送された非線形（基本周波数の高調波）エコー信号の識別を可能にする高調波信号分離等の種々の方法で処理することができる。

【0063】

信号プロセッサ 22 は、オプションとして、スペckル低減、信号複合及びノイズ除去等の追加の信号強化を実行することができる。該信号プロセッサ 22 における帯域通過フィルタは、増大する深さからエコー信号が受信するにつれて通過帯域が一層高い帯域から一層低い帯域へとスライドし、これにより、一層大きな深さからの一層高い周波数（こ

10

【0064】

上記の処理された信号は、B モードプロセッサ 26 に、及びオプションとしてドブラプロセッサ 28 に入力される。B モードプロセッサ 26 は、身体内の血管及び臓器の組織等の当該身体内の構造の撮像のために、受信された超音波信号の振幅の検出を利用する。身体

の構造の B モード画像は、米国特許第 6,283,919 号（Roundhill 他）及び米国特許第 6,458,083 号（Jago 他）に記載されているように、例えば高調波画像モード、基本画像モード又は両モードの組み合わせで形成することができる。

【0065】

20

ドブラプロセッサ 28 は（もし存在するなら）、画像フィールド内の血球の流れ等の物体の動きの検出のために、組織運動及び血流から時間的に識別可能な信号を処理する。ドブラプロセッサ 28 は、典型的に、身体内の選択されたタイプの物質から返送されるエコーを通過及び／又は阻止するために設定することができるパラメータを備えたウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、一層高い速度の物質からの相対的に小さい振幅の信号を通過させる一方、一層遅い又は零の速度の物質からの相対的に強い信号を阻止するような帯域通過特性を持つように設定することができる。

【0066】

この帯域通過特性は、流れる血液からの信号を通過させる一方、近くの静止した物体又は心臓の壁のように緩やかに移動する物体からの信号を阻止する。逆の特性は、組織の運動を組織ドブラ撮像、検出及び描画すると称されるものに関して、心臓の運動する組織からの信号を通過させる一方、血流信号は阻止する。ドブラプロセッサ 28 は、画像フィールド内の異なる点からの一連の時間的に離散したエコー信号を受信及び処理し、特定の点からの一連のエコーはアンサンプルと称される。相対的に短い間隔にわたり急速な連続で受信されるエコーのアンサンプルは、流れる血液のドブラシフト周波数を推定するために使用することができ、ドブラ周波数の速度に対する対応が血流速度を示す。長い期間にわたり受信されるエコーのアンサンプルは、緩やかに流れる血液又は緩やかに移動する組織の速度を推定するために用いられる。

30

【0067】

B モード（及びドブラ）プロセッサ（又は複数のプロセッサ）28 により生成された構造及び運動信号は、スキャンコンバータ 32 及び多断面再フォーマッタ 44 に入力される。スキャンコンバータ 32 は、受信された空間的關係のエコー信号を、所望の画像フォーマットに配列する。例えば、スキャンコンバータ 32 は当該エコー信号を二次元（2D）扇状フォーマットに又はピラミッド状三次元（3D）画像に配置することができる。

40

【0068】

スキャンコンバータ 32 は、B モード構造画像にドブラで推定された速度による当該画像フィールド内の各点における動きに対応するカラーを重ね合わせて、該画像フィールド内の組織の動き及び血流を描くカラードブラ画像を生成することができる。多断面再フォーマッタ 44 は、当該身体

のポリウム領域内の共通面における各点から受信されたエコーを、例えば米国特許第 6,443,896 号（Detmer）に記載されているように、該面の超音波

50

画像に変換する。ポリウムレンダラ 42 は、3D データセットのエコー信号を、米国特許第 6,530,885 号 (Entrekin 他) に記載されているように、所与の基準点から見た投影 3D 画像に変換する。

【0069】

上記 2D 及び 3D 画像は、画像表示器 40 上での表示のための更なる強化、バッファリング及び一時的記憶のために、スキャンコンバータ 32、多断面再フォーマッタ 44 及びポリウムレンダラ 42 から画像プロセッサ 30 に入力される。画像化のために使用されることに加えて、ドブラプロセッサ 28 により生成された血流値及び B モードプロセッサ 26 により生成された組織構造情報は、定量化プロセッサ 34 にも入力される。該定量化プロセッサは、血流のポリウムレート等の異なる流れ条件の尺度及び臓器の寸法及び妊娠期間等の構造的測定値を生成する。該定量化プロセッサは、画像の解剖学的構造における測定がなされるべき点等の入力をユーザ制御パネル 38 から受信することができる。

10

【0070】

該定量化プロセッサからの出力データは、表示器 40 上の画像による測定図形及び値の再生のためにグラフィックプロセッサ 36 に入力される。グラフィックプロセッサ 36 は、超音波画像と共に表示するためのグラフィックオーバーレイも発生することができる。これらのグラフィックオーバーレイは、患者の名前、日付、画像の時間及び撮像パラメータ等の標準的識別情報を含むことができる。このような目的のために、該グラフィックプロセッサはユーザインターフェース 38 から患者の名前等の入力を受信する。

【0071】

20

上記ユーザインターフェースは、当該トランスジューサアレイからの超音波信号の発生、従って該トランスジューサアレイ及び超音波システムにより生成される画像を制御するために送信コントローラ 18 にも結合されている。該ユーザインターフェースは、多断面再フォーマット (MPR) 画像の画像フィールドにおいて定量化測定を実行するために使用することができる該多断面再フォーマット画像面を選択及び制御するために多断面再フォーマッタ 44 にも結合される。

【0072】

当業者により理解されるように、超音波診断撮像システムの上記実施態様は、このような超音波診断撮像システムの限定するものでない例を示そうとするものである。当業者であれば、該超音波診断撮像システムのアーキテクチャの幾つかの変形例は、本発明の教示から逸脱することなく可能であることを即座に理解するであろう。例えば、上記実施態様にも示されているが、マイクロビーム成形器 12 及び / 又はドブラプロセッサ 28 は省略することができ、超音波プローブ 50 は 3D 撮像能力を有する必要はない、等々である。当業者によれば、他の変形例は明らかであろう。

30

【0073】

本発明の幾つかの態様は、以下の項により要約することができる。

【0074】

項 1：各々が第 1 電極配列部の第 1 電極 110 を担持した基板 300 を備える複数の C M U T (容量性微細加工超音波トランスデューサ) セル 100 を有する超音波トランスジューサアレイであって、前記基板の少なくとも一部は第 2 電極配列部の第 2 電極 120 を含む可撓性膜体から間隙 130 により空間的に分離され、前記第 1 電極及び第 2 電極の少なくとも一方は前記間隙から少なくとも 1 つの誘電体層 311, 313 により電氣的に絶縁され、前記第 1 電極配列部及び第 2 電極配列部の少なくとも一方は対応するヒューズ部 112, 122 により相互接続された複数の区域に分割され、各第 1 電極又は第 2 電極は、各々が少なくとも 1 つのヒューズ部 112, 122 を含む導電トラックの格子を有するパターンニングされた電極である。前記第 1 電極及び第 2 電極の両方は、このような態様でパターンニングすることができる。このようにして、当該超音波トランスジューサアレイにおける C M U T セルの各電極は複数の区域に分割され、故障区域 (即ち、短絡を生じた区域) を当該電極の残部から電氣的に隔離して、電極が C M U T セルにおける短絡の存在にも拘わらず動作可能のままとなるような能力を付与することができる。各ヒューズ部は、

40

50

前記格子の交差部に配置することができる。

【 0 0 7 5 】

項 2：項 1 による超音波トランスジューサアレイであって、各ヒューズ部 1 1 2，1 2 2 は前記格子の交差部に配置される。

【 0 0 7 6 】

項 3：項 1 又は項 2 の超音波トランスジューサアレイであって、各第 1 電極 1 1 0 及び各第 2 電極 1 2 0 は、前記導電トラック 1 1 1，1 2 1 の格子を有するパターニングされた電極である。

【 0 0 7 7 】

上述した実施態様は本発明を限定するというよりは解説するものであり、当業者であれば添付請求項の範囲から逸脱することなく多数の代替実施態様を設計することができることに注意されたい。尚、請求項において、括弧内に記載された如何なる符号も、当該請求項を限定するものと見なしてはならない。また、“有する”なる文言は、請求項に記載されたもの以外の要素又はステップの存在を排除するものではない。また、単数形の要素は、複数の斯様な要素の存在を排除するものではない。また、本発明は幾つかの別個の要素を有するハードウェアにより実施化することができる。また、幾つかの手段を列挙する装置の請求項において、これら手段の幾つかは 1 つの同一の品目のハードウェアにより具現化することができる。また、特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これら手段の組み合わせを有利に用いることができないということを示すものではない。

10

20

【 図 1 】

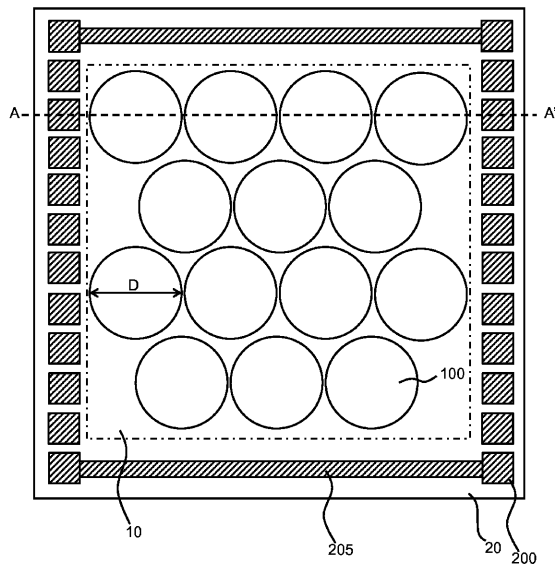


FIG. 1 (PRIOR ART)

【 図 2 】

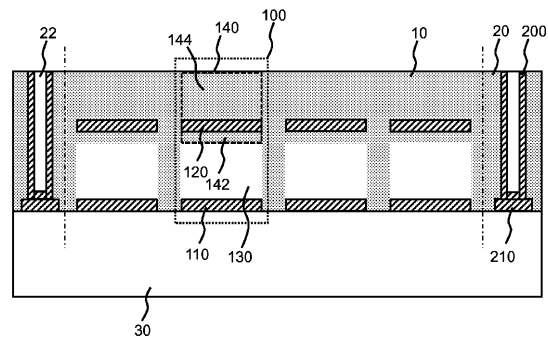


FIG. 2 (PRIOR ART)

【図 3 - 1】

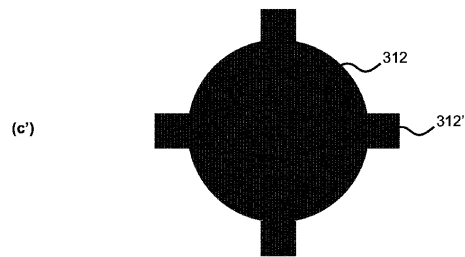
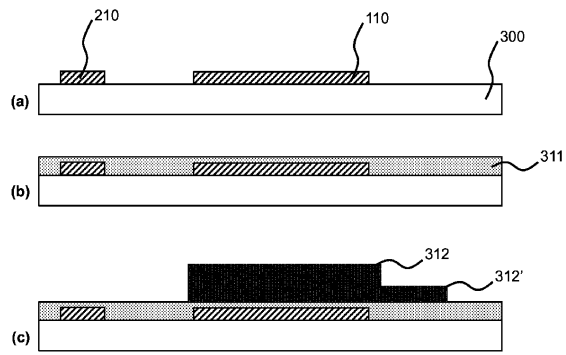


FIG. 3

【図 3 - 2】

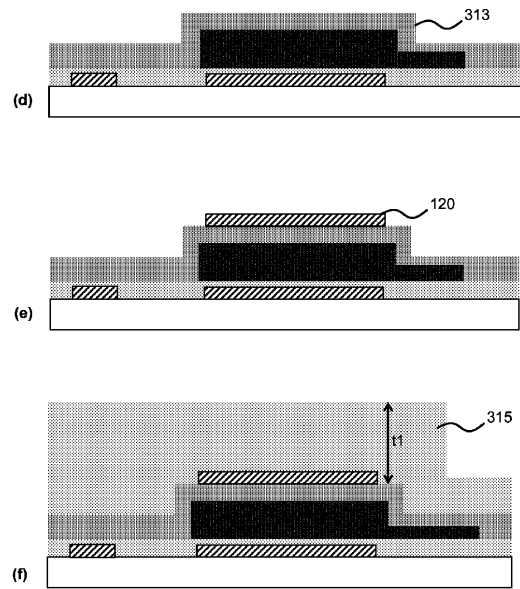


FIG. 3 (continued)

【図 3 - 3】

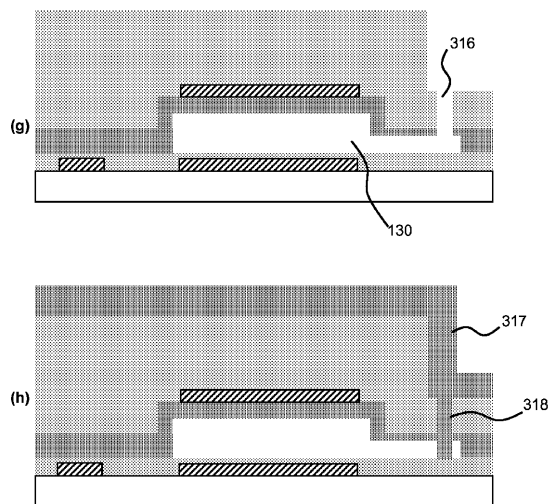


FIG. 3 (continued)

【図 4】

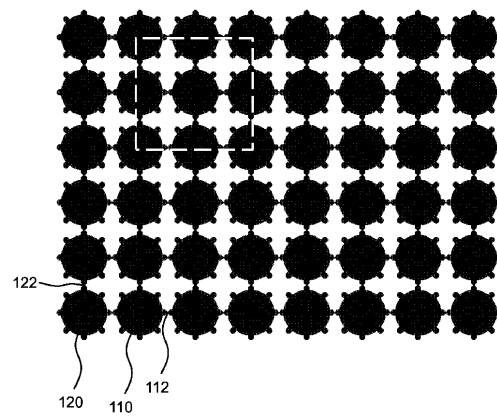


FIG. 4

【図 5】

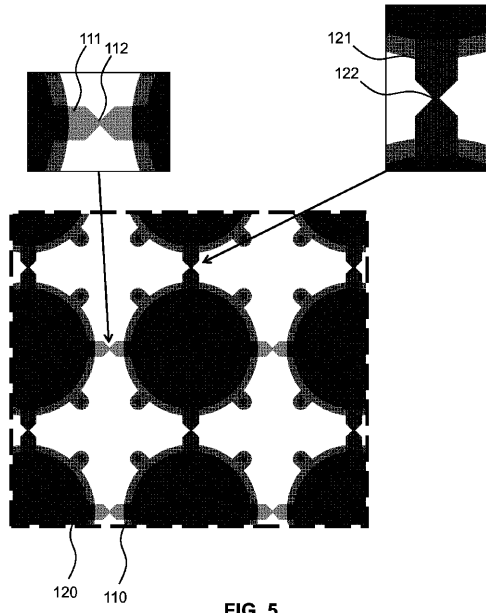


FIG. 5

【図 6】

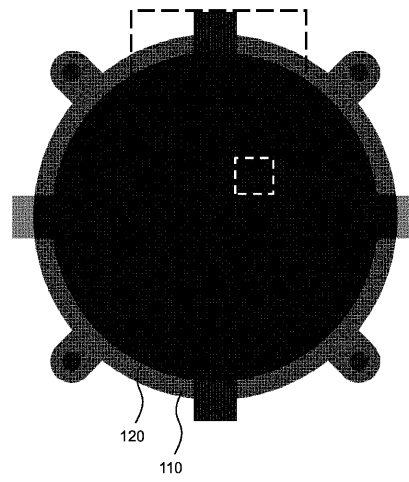


FIG. 6

【図 7】

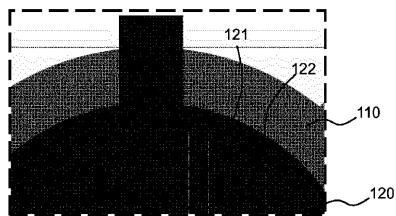


FIG. 7

【図 8】

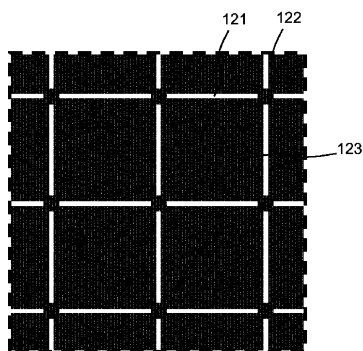


FIG. 8

【図 9】

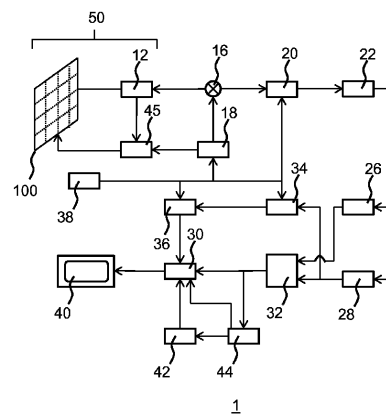


FIG. 9

フロントページの続き

- (72)発明者 ロエブル ハンス - ペーター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 グルーンランド アルフォンス ウォウター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 国際公開第2010/082519(WO, A1)
特開2006-343315(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| H04R | 19/00 |
| H04R | 1/40 |
| A61B | 8/00 |

專利名称(译)	超声换能器阵列，探头和系统		
公开(公告)号	JP6495545B2	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	JP2018522588	申请日	2016-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	グリーンランドアルフォンスウォウター		
发明人	ロエブル ハンス-ペーター グリーンランド アルフォンス ウォウター		
IPC分类号	H04R19/00 H04R1/40 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/4483 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B2201/40 B06B2201/51 B06B2201/76		
FI分类号	H04R19/00.330 H04R1/40.330 A61B8/00		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	2015192480 2015-11-02 EP		
其他公开文献	JP2018533879A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声换能器阵列。超声换能器阵列包括多个CMUT (电容微制造超声换能器) 单元100，每个单元100包括承载第一电极布置的第一电极110的基板300。基板通过间隙130在空间上与包括第二电极阵列的第二电极120的柔性膜隔开。第一电极和第二电极中的至少一个通过至少一个介电层311,313与间隙电隔离。第一电极阵列部分和第二电极阵列部分中的至少一个被分成由相应的熔丝部分112和122互连的多个区域。还公开了具有这种超声换能器阵列的超声探头和超声系统。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6495545号 (P6495545)
(45) 発行日 平成31年4月3日 (2019. 4. 3)	(24) 登録日 平成31年3月15日 (2019. 3. 15)	
(51) Int. Cl. H04R 19/00 (2006.01) H04R 1/40 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)	F I H04R 19/00 3 3 0 H04R 1/40 3 3 0 A61B 8/00	
請求項の数 8 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-522588 (P2018-522588) (86) (22) 出願日 平成28年11月2日 (2016. 11. 2) (65) 公表番号 特表2018-533879 (P2018-533879A) (43) 公表日 平成30年11月15日 (2018. 11. 15) (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/076316 (87) 国際公開番号 WO2017/076843 (87) 国際公開日 平成28年5月11日 (2017. 5. 11) (87) 審査請求日 平成30年9月27日 (2018. 9. 27) (31) 優先権主張番号 15192480.0 (32) 優先日 平成27年11月2日 (2015. 11. 2) (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP) 早期審査対象出願	(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波トランスジューサアレイ、プローブ及びシステム		