

(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2018-522667

(P2018-522667A)

(43) 公表日 平成30年8月16日(2018.8.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2018-505003 (P2018-505003)
(86) (22) 出願日 平成28年8月11日 (2016.8.11)
(85) 翻訳文提出日 平成30年1月31日 (2018.1.31)
(86) 国際出願番号 PCT/EP2016/069136
(87) 国際公開番号 W02017/025598
(87) 国際公開日 平成29年2月16日 (2017.2.16)
(31) 優先権主張番号 15183223.5
(32) 優先日 平成27年9月1日 (2015.9.1)
(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)
(31) 優先権主張番号 62/203,533
(32) 優先日 平成27年8月11日 (2015.8.11)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 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 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 増大された患者安全性を持つ容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ

(57) 【要約】

CMUTセル10のアレイは、前記セルの膜電極及び床電極に結合されたDCバイアス電圧 V_B を有し、前記電極を所望の崩壊又は部分崩壊状態にバイアスする。DCバイアス電源の低電圧又は接地端子は、患者に面する膜電極20に結合され、高電圧が、床電極22に印加される。前記CMUTアレイを制御するASICは、前記アレイを持つプローブ100'内に配置される。ASIC電子部品は、前記CMUTプローブが接続されている超音波システム150の接地電位に対して電氣的にフローティングである。制御線82及び信号線84は、信号を前記ASICのフローティング電位に変換し、前記CMUTプローブと前記超音波システムとの間にDC分離を提供するレベルシフタ90によって前記CMUTプローブに結合される。

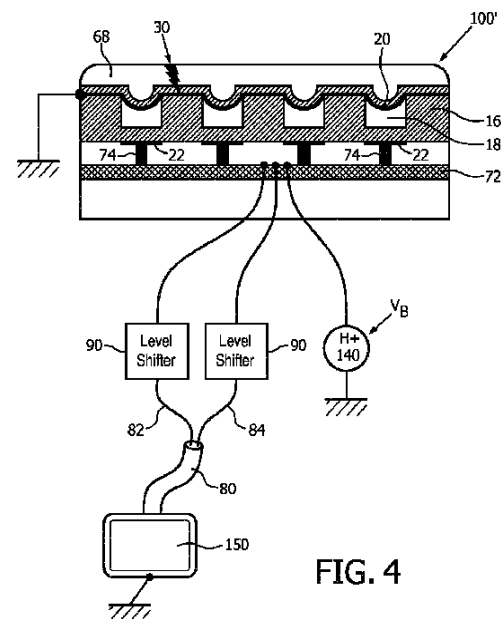


FIG. 4

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

比較的低い電圧の範囲において動作する超音波システムに接続可能である、改善された患者安全性を持つ容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ（CMUT）アレイプローブにおいて、

基板と、

前記基板上に配置された複数のCMUTセルであって、各セルが、患者に面する上部電極及び下部電極を持ち、比較的低い基準電圧が、前記CMUTセルの前記上部電極に結合され、比較的高いDCバイアス電圧が、前記CMUTセルの前記下部電極に結合される、当該複数のCMUTセルと、

10

前記CMUTセルに結合され、前記セルに対する制御信号及び前記セルからの超音波信号を提供するプローブ電子部品と、

前記プローブ電子部品に結合された第1の端部及び前記超音波システムに結合された第2の端部を持ち、1以上の制御信号線及び超音波信号線を持つプローブケーブルであって、各制御信号線が、前記超音波システムから前記プローブ電子部品に前記制御信号を送信し、各超音波信号線が、前記プローブ電子部品から前記超音波システムに前記超音波信号を送信する、当該プローブケーブルと、
を有する、CMUTアレイプローブ。

【請求項 2】

前記プローブ電子部品が、超音波システム接地電位に対する前記比較的高いDCバイアス電位の高い電圧電位において電氣的にフローティングであるように構成される、請求項1に記載のCMUTアレイプローブ。

20

【請求項 3】

1以上のレベルシフトが、容量性レベルシフト、変圧器レベルシフト、光学的レベルシフト、又はトランジスタレベルシフトを有する、請求項1に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 4】

前記プローブ電子部品が、ASIC回路を有する、請求項3に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 5】

前記ASIC回路が、前記基板上に配置される、請求項4に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 6】

30

第2の基板を有し、前記ASIC回路が前記第2の基板上に配置される、請求項4に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 7】

前記ASIC回路及びその基板が、フリップチップ接続、導電性接着剤又はシリコンビアにより前記CMUTセル及びその基板に結合される、請求項6に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 8】

前記1以上のレベルシフトが、キャパシタを挟んだ第1及び第2のバッファ、変圧器を挟んだ第1及び第2のバッファ、フォトダイオードを挟んだ第1及び第2のバッファ、又はトランジスタを挟んだ第1及び第2のバッファを有する、請求項3に記載のCMUTアレイプローブ。

40

【請求項 9】

前記1以上のレベルシフトが、前記ケーブルの第2の端部に配置される、請求項1に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 10】

前記1以上のレベルシフトが、前記CMUTプローブのハンドルに配置される、請求項1に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 11】

前記1以上のレベルシフトが、前記プローブ電子部品に一体化される、請求項10に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 12】

50

前記超音波信号線が、アナログ信号線を有する、請求項 1 に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 1 3】

前記高いDCバイアス電圧が、前記プローブ電子部品と接地との間に結合されたDCバイアス電源を有する、請求項 1 に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 1 4】

前記複数のCMUTセルの前記患者に面する上部電極に重ねる絶縁カバーを有する、請求項 1 に記載のCMUTアレイプローブ。

【請求項 1 5】

前記絶縁カバーが、音響レンズを有する、請求項 1 4 に記載のCMUTアレイプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断用超音波イメージングに関し、特に、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ（CMUT）を使用する超音波トランスデューサプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波トランスデューサは、PZTのような圧電セラミック材料又はPVDFのような圧電ポリマで形成されている。最近、半導体プロセスによってトランスデューサを製造できることが示されている。このようなトランスデューサは、振動膜が超音波エネルギーを生成して受信する微小な半導体セルから形成され、マイクロマシン超音波トランスデューサ（MUT）と称される。2つのこのようなトランスデューサタイプは、圧電マイクロマシン超音波トランスデューサ（PMUT）と称される膜上の圧電材料を使用するもの、及び容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ（CMUT）と称される導電性膜と他の電極との間の容量効果を利用するものである。個々のトランスデューサ素子は、一斉に動作する数十または数百のこのようなMUTセルから形成され得る。これらのセルは非常に小さいので、各MUTセルは少量の音響エネルギーを生成するか、又はそれに応答する。CMUTの感度を向上させるために、DCバイアス電圧が2つの電極間に印加され、移動する膜電極を他の電極に近接するようにバイアスする。これは、送信時に比較的小さい信号が膜を振動させ、受信時に小さな超音波信号が比較的大きな容量変化を生じることが可能にする。従来、高いDCバイアス電圧がCMUTの上部の移動膜電極に印加され、CMUTのベース上の他の電極はこのバイアス電位を提供するように接地されていた。患者をCMUTアレイの上部の高バイアス電圧から保護するために、アレイは、CMUT超音波プローブの使用中に膜電極の高電圧を患者の皮膚から分離する音響レンズのような絶縁材料で覆われる。しかしながら、レンズ材料は、使用中に摩耗する可能性があり、経時的に材料に表面亀裂を生じさせる可能性がある。膜電極に到達するのに十分な深さの亀裂は、患者を高電圧の危険にさらす可能性がある。したがって、この起こりうる危険から患者を保護し、CMUTプローブの患者の安全性を改善する手段を用いることが望ましい。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の目的は、トランスデューサの高い動作電圧への暴露から保護するためにCMUTトランスデューサの患者の安全性を改善することである。更なる目的は、CMUTプローブの保護レンズカバーの亀裂又は他の故障の場合に、患者の高電圧への曝露を防止することである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によると、超音波CMUTセルアレイのバイアス電圧は、前記アレイの上部膜電極に結合された低電圧又は接地、及び下部電極に結合された高電圧で印加される。好適な実施態様において、制御集積回路が、前記下部電極の下に配置され、この回路の電子部

10

20

30

40

50

品は、CMUTプローブが接続されている超音波システムの電子部品に対して電氣的にフロートイングされる（floated）。前記CMUTアレイとその集積回路との間で信号を結合するために、レベルシフタが使用され、これは、信号線を介したDC結合を防止し、前記プローブ内の信号にフロートイング電気ベースラインを参照させる。

【図面の簡単な説明】

【0005】

【図1】典型的な懸架膜CMUTトランスデューサセルの断面図である。

【図2】崩壊モードで動作するCMUTセルの断面図である。

【図3】超音波システムに結合されたCMUTアレイの断面図であり、CMUTプローブの絶縁レンズ材料の亀裂によって生じる危険性を示している。

【図4】膜電極が接地され、プローブ電子回路がレベルシフトされた信号接続でフロートイングしている、本発明の原理による超音波システムに結合されたCMUTアレイの断面図である。

【図5a】CMUTプローブと超音波システムとの間のデジタル制御信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図5b】CMUTプローブと超音波システムとの間のデジタル制御信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図5c】CMUTプローブと超音波システムとの間のデジタル制御信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図5d】CMUTプローブと超音波システムとの間のデジタル制御信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図6a】CMUTプローブと超音波システムとの間でアナログ超音波信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図6b】CMUTプローブと超音波システムとの間でアナログ超音波信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図6c】CMUTプローブと超音波システムとの間でアナログ超音波信号を結合するための、図4の本発明の実施に使用するのに適したレベルシフタを示す。

【図7】本発明のCMUTプローブと共に使用するのに適した超音波撮像システムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0006】

CMUTは、現在、懸架又は「非崩壊」モードとして知られているもので動作するように最初に構築された。図1を参照すると、典型的な非崩壊CMUTトランスデューサセル10が断面図で示されている。CMUTトランスデューサセル10は、シリコンのような基板12上の複数の同様の隣接するセルと共に製造される。窒化ケイ素で作成されるダイヤフラム又は膜14は、酸化ケイ素又は窒化ケイ素で作成される絶縁支持体16によって前記基板の上に支持されている。前記膜と前記基板との間のキャビティ18は、空気又はガスで満たされていてもよく、又は全体的若しくは部分的に真空であってもよい。金のような導電性フィルム又は層20が、前記台やフラム上に電極を形成し、同様のフィルム又は層22が、前記基板上に電極を形成する。誘電体キャビティ18によって分離されたこれら2つの電極は、静電容量を形成する。音響信号が膜14を振動させる場合、静電容量の変化が、検出されることができ、これにより音響波に対応する電気信号に変換する。逆に、電極20、22間に印加される交流信号は、静電容量を変調し、前記膜を移動させ、これにより音響信号を送信する。DCバイアス電圧源からのDCバイアス電圧 V_B も前記電極間に印加され、前記膜及び上部電極20を前記セルの前記キャビティの床に近接するように引っ張り、感度を増大する。

【0007】

図2は、崩壊モードで動作するCMUTセルの概略的な断面図である。前記CMUTセルは、シリコンのような基板層12、基板電極22、膜層14、及び膜電極リング28を含む。この例において、電極22は、円形に構成され、基板層12に埋め込まれる。加えて、膜層14は、基材層12の上面に対して固定され、膜層14と基材層12との間に球状又は円筒状のキャビティ18を

10

20

30

40

50

規定するように構成／寸法設定される。前記セル及びそのキャビティ18は、代替的な幾何構成を規定しうる。例えば、キャビティ18は、長方形及び／又は正方形の断面、六角形の断面、楕円形の断面、又は不規則な断面を規定することができる。

【0008】

下部電極22は、典型的には、追加の層（図示せず）を持つキャビティに面する表面上で絶縁されている。好ましい絶縁層は、前記基板電極の上かつ前記膜電極の下に形成された酸化物-窒化物-酸化物（ONO）誘電体層である。前記ONO誘電体層は、前記電極上の電荷蓄積を有利に減少させ、これは、装置の不安定性並びに音響出力圧力のドリフト及び減少をもたらす。CMUT上のONO誘電体層の製造は、2008年9月16日に出願された「Capacitive micromachined ultrasound transducer」と題されたKlootwijk他による米国特許出願0830555 3.3において詳細に論じられる。前記ONO誘電体層の使用は、非崩壊装置より電荷保持の影響を受けやすい崩壊モードCMUTでは望ましい。開示される構成要素は、CMOS適合性材料、例えば、Al、Ti、窒化物（例えば、窒化シリコン）、酸化物（様々な酸化度）、テトラエチルオキシシラン（TEOS）、ポリシリコン等から製造されてもよい。CMOS製造において、例えば、酸化物層及び窒化物層は、化学気相成長法により形成され、金属化（電極）層が、スパッタリングプロセスにより堆積されてもよい。適切なCMOSプロセスは、LPCVD及びPECVDであり、後者は400 未満の比較的低い動作温度を有する。

10

【0009】

開示されたキャビティ18を製造するための例示的な技術は、膜層14の上面を追加する前に、膜層14の初期部分に前記キャビティを規定することを含む。他の製造の詳細は、米国特許6,328,697（Fraser）において見つけられうる。図2に示された例示的な実施例において、円筒形キャビティ18の直径は、円形に構成された電極板22の直径より大きい。電極リング28は、円形に構成された電極板22と同じ外径を有してもよいが、このような一致は必要ではない。したがって、本発明の例示的な実施形態において、電極リング28は、下の電極プレート22と整列するように膜層14の上面に対して固定される。

20

【0010】

図2において、前記CMUTセル膜層は、膜14がキャビティ18の床と接触する崩壊状態にバイアスされる。これは、電極リング28に印加された電圧 V_B 及び基板電極22に印加された基準電位（接地）により示されるように前記2つの電極にDCバイアス電圧を印加することにより達成される。本発明のCMUTセルの好ましい実施例において、前記下部電極は、接地されていないが、DC基準電位に結合されており、前記セルに対する交流駆動信号（及び受信信号）は、前記下部電極に印加され、受信される。この電極構成は、比較的高いDCバイアス電圧の高電圧電位を患者に面する側からより遠くに移動させることによって患者の安全性を改善する。電極リング28は、中心に孔のない連続的なディスクとして形成されることもできるが、図2は、なぜこれが必要でないかを示している。膜14が、この図に示されるように事前崩壊（又は完全崩壊）状態にバイアスされる場合、前記膜の中心が、キャビティ18の床と接触する。このように、膜14の中心は、前記CMUTの動作中に移動しない。むしろ、移動するのは、キャビティ18の残りの開放空隙の上かつ前記リング電極の下にある、膜14の周辺領域である。膜電極28をリングとして形成することにより、前記装置の静電容量の上部プレートの電荷は、前記CMUTがトランスデューサとして動作する場合の動き及び容量変化を示す前記CMUTの領域の上に位置する。したがって、前記CMUTトランスデューサの結合係数が、改善される。

30

40

【0011】

図3は、図面に150で表された超音波システムに接続されたCMUTトランスデューサプロープ100'を示す。この図に示されるのは、各CMUTセルに対して共通の上部電極20及び個々の下部電極22を有する4つのCMUTセル10のアレイである。誘電体16は、各セルのキャビティ18にわたり前記上部電極及び膜を支持し、これは、印加されたDCバイアス電圧 V_B 及び受信された超音波エネルギーに応答して前記膜及び前記上部電極が移動することを可能にする。DCバイアス電圧 $H+ (V_B)$ が、共通電極20に印加され、キャビティ18の床と所望の近接度になるよう前記上部電極をバイアスする。前記膜を前記キャビティ床の近くに（事前崩壊

50

又は崩壊状態に)移動するのに必要とされる前記DCバイアス電圧の正確な値は、前記CMUTのセルの正確な設計及び寸法に依存しうる。約70マイクロメートルの平均直径を有するCMUTセルは、前記セル膜を前記セル床の近傍にもたらすために約150VのDCバイアス電圧の印加を必要としうる。したがって、前記CMUTアレイが動作しうる電圧の範囲は、50V以上又は100 - 150V以上である比較的高いDCバイアス電圧の範囲であることができる。レンズ68又は他の絶縁カバーは、前記患者をDCバイアスの高電圧との直接接触から保護する。本発明の好ましい実施形態によると、前記CMUTセルは、前記CMUTセルに対する制御集積回路72のASICの基板70上に製造される。前記CMUTセルの下部電極22は、基板70の上面を通るビア74によって前記ASICの回路に電氣的に接続される。代わりに、前記CMUTは、これ自体の基板12上に形成され、フリップチップ接続、導電性接着剤、又はシリコン貫通ビアのような当業者に既知の複数の技術のいずれかにより別個のASICに接続される。前記CMUTプローブのASIC回路は、一端が前記ASIC回路に結合され、他端がプローブコネクタによって超音波システム150に結合されたケーブル80によって超音波システム150に接続される。前記超音波システムは、前記ケーブルにおいて、前記アレイに制御信号を送信するアナログ又はデジタル制御線82を介して前記ASICのトランスデューサ(プローブ)電子部品を制御し、前記アレイから超音波信号を送信するアナログ又はデジタル信号線84を介して超音波信号を受信する。ケーブル80のシールド86は、前記ASICの基準電位が前記超音波システムのものと同じ接地基準であるように、前記ASICに結合される。

10

【0012】

図3は、本発明により対処される問題を示し、これは、亀裂30が、前記レンズの患者接触上面から下の前記CMUTまで延在する絶縁レンズ材料68、及び通常約100ボルトであるDCバイアス電圧源140から供給される高電圧H+にバイアスされる上部電極20に生じることである。これは、前記患者が、一般に前記プローブとともに使用される音響カプラントにより高電圧に、及び高電圧ショックの危険にさらされることを意味する。

20

【0013】

図4は、同じCMUTプローブ100'及び超音波システム150の構成を示しているが、本発明による改善された患者の安全性のためにバイアス電圧 V_B が印加されている。前記バイアス電源から前記CMUTセルの上部膜電極に高電圧バイアス V_B を印加する代わりに、図に示されるように、ショックハザード又は接地を引き起こさない低電圧が、前記上部膜電極に結合される。バイアス電位の高電圧側は、この場合、ASIC回路72(プローブ電子部品)に対するH+電源140接続により示されるように、前記CMUTセルの前記下部電極に印加される。しかしながら、これは、低電圧ASIC回路72が、前記H+電源の高電位を参照して動作しなければならないという問題を引き起こす。更に、前記超音波システムからの制御信号線は、比較的低い電圧の範囲(これは超音波システム動作の電圧範囲である)に属する低電圧で動作するし、したがって、前記ASIC回路に直接接続されることはできず、これは、高電圧電位においてフローティングである。本発明の更なる態様によると、制御信号は、前記制御信号線においてDC分離を提供し、信号ベースラインを電氣的にフローティングであるASIC回路のものまでシフトするレベルシフタによって、超音波システム150と前記ASIC回路との間に結合される。1つ以上のレベルシフタ90は、シフトされた信号をデジタル制御線82を介して結合するように使用され、受信された超音波信号のようなアナログ信号を信号線84を介して結合するためにも使用される。これらのレベルシフタは、比較的低い又は基準電圧から、前記CMUTセルの前記下部電極に結合された比較的高いDCバイアス電圧の範囲に、前記制御信号のベースラインをシフトするように構成されることができる。更に、これらのレベルシフタは、プローブ回路72(ASIC)によって提供される前記超音波信号のベースラインを、高電圧電位から、(前記超音波システムの基準電位であることができる)比較的低い電圧電位の範囲にシフトするように構成されることができる。したがって、高DCバイアス電圧は、前記絶縁レンズの故障の場合に前記患者を無害な電位に曝すことができるような形で印加され、ASIC電子部品72は、バイアス電圧の高電位に対して電氣的にフローティングすることにより動作され、代わりに前記ASIC回路上の基準高電圧にレベルシフトされる前記ASIC回路に対するプローブケーブル80を介するDC結合は存在しない。加えて

30

40

50

、前記超音波システムに送信される前記超音波信号のベースラインは、前記システムが動作するように構成される比較的低い電圧の範囲にシフトされる。したがって、レベルシフタは、前記プローブの高DC電圧からの前記超音波システムの電子部品の更なるデカップリングを提供する。フローティングプローブ電子部品との前記レベルシフタの組み合わせは、改善された患者安全性だけでなく、単純化された電氣的構成をも提供する。比較的高いDCバイアス電圧の範囲は、比較的高いDCバイアス電圧を中央に有し、前記比較的高いDCバイアス電圧に対して増加する及び減少された電圧値に広がる。例えば、前記範囲は、比較的低い（又は基準電圧）と前記比較的高いDCバイアス電圧との間の全電圧差の25%又は20%、好ましくは5%であることができる。前記比較的低い電圧の範囲は、5乃至20V程度、又は0乃至10Vであることができるのに対し、前記比較的高いDCバイアス電圧の範囲は、50乃至70V又は100乃至160Vであることができる。レベルシフタ90は、コネクタ筐体内のプローブケーブルのコネクタ端部において、前記プローブのハンドルにおいて配置されることができる、又は前記ASIC電子部品のように前記CMUTアレイの後ろにある電子部品に一体化されることができる。

10

20

30

40

50

【0014】

図5 a乃至5 dは、デジタル信号のレベルをシフトするために図4のレベルシフタ90に対して使用するのに適したいくつかのレベルシフタ構成を示す。図5 aは、1.8vデジタル回路からのパルスが、接地された超音波システムに対する0vと1.8v電源との間で参照されるバッファ増幅器200の入力部に印加されることを示す。前記バッファ増幅器の出力信号は、キャパシタ204によって、100vと101.8vとの間で参照される第2のバッファ増幅器202の入力部に容量結合される。バッファ増幅器202の出力信号は、元の入力信号と同じであるが、ここでは101.8vである1.8v信号振幅について100v（この例ではH+バイアス電源の電圧）を参照している。この回路は、キャパシタ204を使用してレベルシフトを達成する。

【0015】

図5 bは、変圧器206を使用する他のレベルシフタ構成を示す。変圧器の一次巻線は、バッファ増幅器200によって駆動され、二次信号は、100vの基準レベルまで増大される。結果として、バッファ増幅器202は、元の1.8vデジタルパルスを再び生成するが、ここでは101.8vと100vの基準レベルとの間で変化する。

【0016】

図5 cは、光学的レベルシフタ構成を示しており、これは、一対のフォトダイオード208を使用している。フォトダイオード208aは、バッファ増幅器200によって駆動され、フォトダイオード208bによって受光される光のパルスを放射する。受信フォトダイオード208bの電気信号は、100vと101.8vとの間で参照されるバッファ増幅器202の動作によって100vに参照され、これは、再び100vを基準とする出力信号の振幅変動である。

【0017】

図5 dは、トランジスタ210を使用し、前記トランジスタの（バイポーラ接合トランジスタを用いる）ベース又は（FETを用いる）ゲート電極における高入力インピーダンスを利用する、他のレベルシフタ構成を示す。図示されたトランジスタは、バッファ増幅器200によって駆動され、その出力コレクタ（又はFETの場合にはドレイン）電極は、バッファ増幅器202に対する101.8V電源に結合される。バッファ増幅器202は、100Vを参照した1.8v出力信号を再び生成する（100V→101.8v）。

【0018】

図6 a、6 b及び6 cは、図5のレベルシフタ構成のいくつかを示しており、今回はアナログ信号をレベルシフトするのに使用される。これらの例において、入力信号は、約0.9vの基準レベルで変化するアナログ信号である。キャパシタ204（図6 a）、変圧器206（図6 b）又はトランジスタ210（図6 c）を使用するレベルシフトの結果として、出力バッファ増幅器202は、前記入力信号と同じ1.8vピーク・ツー・ピーク・アナログ信号を生成するが、ここでは100.9Vにベースラインされ、各例において100v及び101.8vの最大偏位の間で変化する。

【0019】

図7は、本発明のCMUTアレイプローブと共に使用するのに適した超音波診断イメージングシステム150をブロック図形式で示す。CMUTアレイ100は、マイクロビームフォーマASIC 112と一緒に、カテーテルの先端又は超音波プローブ100'の遠位端に配置される。マイクロビームフォーマASIC 112は、CMUTセルに対する制御集積回路72を有してもよい。CMUTアレイ100は、2D面内で又は3D撮像のために3次元でスキャンすることができるMUTトランスデューサ素子の1次元又は2次元アレイであることができる。マイクロビームフォーマは、米国特許第5,997,479号(Savord他)、第6,013,032号(Savord)及び第6,623,432号(Powers他)に記載されているように、トランスデューサ素子のグループ又は「パッチ」によって受信された信号の少なくとも部分的なビーム形成が可能である。前記マイクロビームフォーマは、マイクロビームフォーマが使用されず、トランスデューサアレイが主システムビームフォーマによって直接的に動作される場合に、送信と受信との間で切り替え、主システムビームフォーマ120を高エネルギー送信信号から保護する送信/受信(T/R)スイッチ116に結合される。マイクロビームフォーマASIC 112の制御下でのCMUTトランスデューサアレイ100からの超音波ビームの送信は、ユーザインタフェース又は制御パネル38のユーザ動作から入力を受信する主システムビームフォーマ120及びT/Rスイッチに結合されたトランスデューサコントローラ118によって指示される。前記トランスデューサコントローラによって制御される機能の1つは、ビームが操縦される方向である。ビームは、前記トランスデューサアレイから直進する(直交)ように、又はより広い視野のために異なる角度で操縦されてもよい。トランスデューサコントローラ118は、また、DCバイアス電源140から前記CMUTセルに印加されるDCバイアスに対して回路104を制御し、前記CMUTセルは、上記のように、所望の動作モードにおける前記CMUTの動作のためにセル膜14を部分的又は完全に崩壊した状態にバイアスする。

10

20

【0020】

受信時にマイクロビームフォーマ112によって生成される部分的にビーム形成された信号は、主ビームフォーマ120に結合され、ここで、トランスデューサ素子の個々のパッチからの部分的にビーム形成された信号は、完全にビーム形成された信号に結合される。例えば、主ビームフォーマ120は、128個のチャネルを有してもよく、その各々は、数十又は数百のCMUTトランスデューサセルのパッチから部分的にビーム形成された信号を受信する。このようにして、CMUTトランスデューサアレイの数千のトランスデューサ素子によって受信された信号は、単一のビーム形成された信号に効率的に寄与することができる。基本的な実施形態において、CMUTセルの行から受信された音響信号は、セルの行の前の画像面からのビームに処理され、スキャンされた2D画像を形成する。

30

【0021】

前記ビーム形成された信号は、信号プロセッサ122に結合される。信号プロセッサ122は、組織及びマイクロパブルから返される非線形エコー信号の識別を可能にするように線形及び非線形信号を分離するように作用する帯域通過フィルタリング、デシメーション、I成分及びQ成分分離、並びに高調波信号分離のような様々な方法で、受信されたエコー信号を処理することができる。前記信号プロセッサは、スペckル低減、信号合成、及びノイズ除去のような追加の信号強調を実行してもよい。前記信号プロセッサ内のバンドパスフィルタは、エコー信号が増大する深さから受信されると、通過帯域が高周波帯域から低周波帯域にスライドし、これにより、これらの周波数が解剖学的情報を欠いている、より大きな深度から、より高い周波数でノイズを除去する、トラッキングフィルタであることができる。

40

【0022】

前記処理された信号は、Bモードプロセッサ126及びドップラプロセッサ128に結合される。Bモードプロセッサ126は、体内の器官の組織及び血管のような体内の構造の撮像のために振幅検出を使用する。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)に記載されるように、高調波モード若しくは基本モードのいずれか、又は両方の組み合わせで形成されてもよい。ドップラプロセッサ128は、画像フィールド内の血球の流れのような物質の動きの検出のために、組織移動

50

及び血流から時間的に異なる信号を処理する。前記ドップラプロセッサは、典型的には、体内の選択されたタイプの材料から返されたエコーを通過及び／又は拒絶するように設定され得るパラメータを有するウォールフィルタを含む。例えば、前記ウォールフィルタは、より低い又はゼロ速度の材料からの比較的強い信号を拒絶しながら、より高い速度の材料からの比較的低い振幅の信号を通過させる通過帯域特性を有するように設定されることができる。この通過帯域特性は、流れる血液からの信号を通過させる一方で、心臓の壁のような近くの静止した又は遅く動く物体からの信号を拒絶する。逆特性は、心臓の動く組織からの信号を通過させ、一方、組織ドップラ撮像と称されるものに対する血流信号を拒絶し、組織の動きを検出及び描写する。前記ドップラプロセッサは、画像フィールド内の異なる点からの時間的に離散したエコー信号のシーケンスを受信及び処理し、前記エコーのシーケンスは、アンサンブルと称される特定のポイントからのものである。比較的短い間隔に対する急速に連続して受信されたエコーのアンサンブルは、流れる血液のドップラシフト周波数を推定するのに使用されることができ、速度に対するドップラ周波数の対応は、血流速度を示す。より長い時間期間にわたって受信されたエコーのアンサンブルは、より遅く流れる血液又はゆっくりと動く組織の速度を推定するのに使用される。

10

20

30

40

【0023】

前記Bモードプロセッサ及び前記ドップラプロセッサによって生成された構造信号及び動き信号は、スキャンコンバータ132及びマルチプラナリフォーマッタ144に結合される。前記スキャンコンバータは、前記エコー信号が受信された空間的關係に前記エコー信号を所望の画像フォーマットに配置する。例えば、前記スキャンコンバータは、前記エコー信号を2次元(2D)セクタ形状フォーマット又はピラミッド3次元(3D)画像に配置することができる。前記スキャンコンバータは、Bモード構造画像に、ドップラ推定速度に対応する前記画像フィールド内の点における動きに対応する色を重ね合わせて、前記画像フィールド内の組織の動き及び血流を描写するカラードップラ画像を生成することができる。前記マルチプラナリフォーマッタは、米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されるように、身体の体積領域内の共通平面内の点から受信されたエコーを当該平面の超音波画像に変換する。体積レンダラ142は、米国特許第6,530,885号(Entrekin他)に記載されるように、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。前記2D又は3D画像は、スキャンコンバータ32、マルチプラナリフォーマッタ44、及び体積レンダラ142から、画像ディスプレイ40上の表示のための更なる向上、バッファリング及び一時記憶のために、画像プロセッサ40に結合される。撮像に使用されることに加えて、ドップラプロセッサ128によって生成された血流速度値は、流れ定量化プロセッサ134に結合される。前記流れ定量化プロセッサは、血流の体積速度のような、異なる流れ条件の測定値を生成する。前記流れ定量化プロセッサは、測定が行われる画像の解剖学的構造内の点のような、ユーザ制御パネル38からの入力を受け取ることができる。前記流れ定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40上の画像を用いて測定値を再生するためのグラフィックプロセッサ136に結合される。グラフィックプロセッサ136は、また、前記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を生成することもできる。これらのグラフィックオーバーレイは、患者の名前、画像の日時、及び撮像パラメータ等のような標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、前記グラフィックプロセッサは、タイプされた患者の名前のような、ユーザインタフェース38からの入力を受け取る。前記ユーザインタフェースは、また、トランスデューサアレイ100からの超音波信号の生成、したがって前記トランスデューサアレイ及び前記超音波システムによって生成される画像の生成を制御するためにトランスデューサコントローラ118に結合される。前記ユーザインタフェースは、また、MPR画像の画像フィールドにおいて定量化された測定を実行するのに使用され得る複数のマルチプラナリフォーマット(MPR)画像の表示の選択及び制御のために、マルチプラナリフォーマッタ144に結合される。

【図 1】

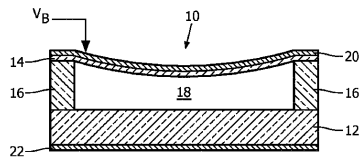


FIG. 1

【図 2】

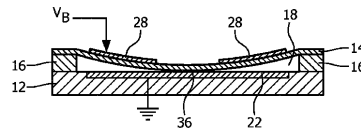


FIG. 2

【図 3】

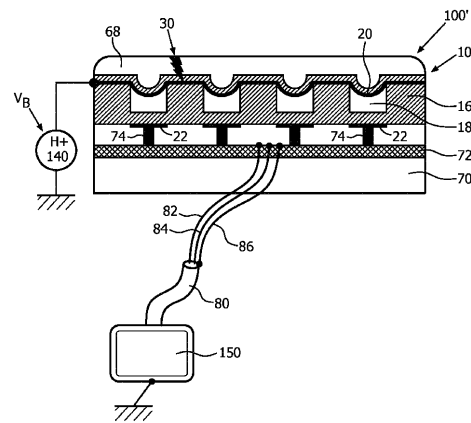
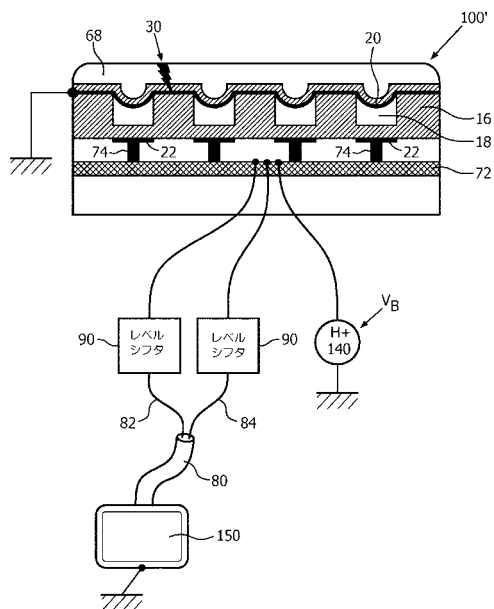
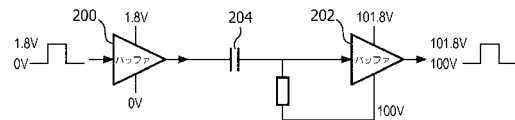


FIG. 3

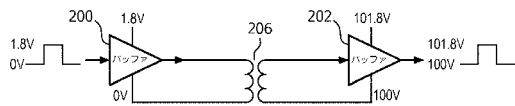
【図 4】



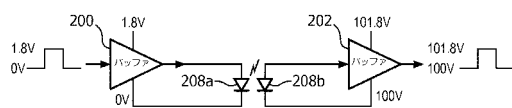
【図 5 a】



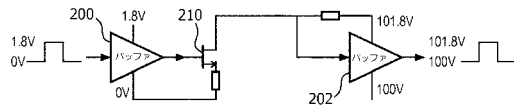
【図 5 b】



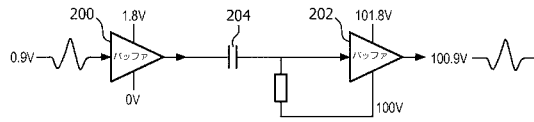
【図 5 c】



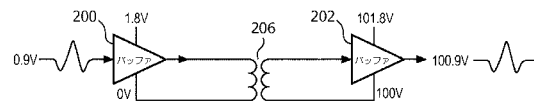
【圖 7】



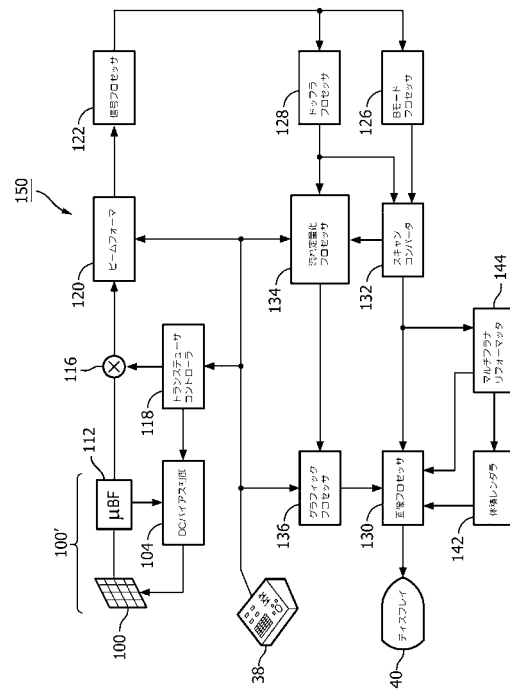
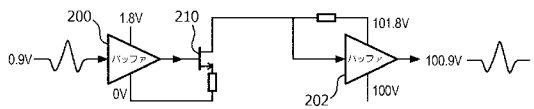
【 図 6 a 】



【 ㊦ 6 b 】



【 図 6 c 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/069136

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. B06B1/02 ADD.		
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) B06B A61B		
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) EP0-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2013/064035 A1 (KANDORI ATSUSHI [JP]) 14 March 2013 (2013-03-14) abstract; claim 1; figures 1,3,8A paragraphs [0029], [0041], [0042], [0060]	1-15
Y	----- US 2005/200241 A1 (DEGERTEKIN F L [US]) 15 September 2005 (2005-09-15) abstract; figure 2 paragraphs [0014], [0041], [0043], [0048], [0055], [0065]	1-15
Y	----- US 2002/120193 A1 (CHIANG ALICE M [US] ET AL) 29 August 2002 (2002-08-29) abstract; figure 12 paragraphs [0130], [0132] -----	4-8
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of 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		Date of mailing of the international search report
10 October 2016		19/10/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Fernandes, Paulo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/069136

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013064035 A1	14-03-2013	JP 5947511 B2	06-07-2016
		JP 2013058900 A	28-03-2013
		US 2013064035 A1	14-03-2013
		US 2014301167 A1	09-10-2014

US 2005200241 A1	15-09-2005	EP 1769573 A2	04-04-2007
		JP 2007527285 A	27-09-2007
		US 2005200241 A1	15-09-2005
		US 2010268089 A1	21-10-2010
		WO 2005084284 A2	15-09-2005

US 2002120193 A1	29-08-2002	AU 5633100 A	09-01-2001
		CA 2375525 A1	28-12-2000
		CN 1361871 A	31-07-2002
		EP 1194791 A1	10-04-2002
		JP 5705148 B2	22-04-2015
		JP 2003506172 A	18-02-2003
		JP 2012110740 A	14-06-2012
		JP 2014087700 A	15-05-2014
		TW 544301 B	01-08-2003
		US 6530887 B1	11-03-2003
		US 2002120193 A1	29-08-2002
		US 2003176787 A1	18-09-2003
		WO 0079300 A1	28-12-2000

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 サヴォード ベルナルド ヨセフ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 EE18 GB18 GB33 GB50

专利名称(译)	电容式微机械超声换能器，提高患者安全性		
公开(公告)号	JP2018522667A	公开(公告)日	2018-08-16
申请号	JP2018505003	申请日	2016-08-11
[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		
[标]发明人	サヴォードベルナルドヨセフ		
发明人	サヴォード ベルナルド ヨセフ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	B06B1/0292 B06B2201/76 A61B8/12 A61B8/4483 B06B2201/51 G01N29/2406		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE18 4C601/GB18 4C601/GB33 4C601/GB50		
优先权	2015183223 2015-09-01 EP 62/203533 2015-08-11 US		
其他公开文献	JP2018522667A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

CMUT单元10的阵列具有耦合到单元的膜和底部电极的DC偏置电压VB，以将电极偏置到期望的塌陷或部分塌陷状态。DC偏置电源的低电压或接地端子耦合到面向患者的膜电极20，并且高电压施加到地板电极22。控制CMUT阵列的ASIC与阵列一起位于探针100'中。ASIC电子器件相对于与CMUT探针连接的超声系统150的接地电位电浮动。控制线82和信号线84通过电平转换器90耦合到CMUT探头，该电平转换器将信号转换为ASIC的浮动电位并在CMUT探头和超声系统之间提供DC隔离。

