

(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2017-536217

(P2017-536217A)

(43) 公表日 平成29年12月7日(2017.12.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 90/00 (2016.01)	A 6 1 B 90/00	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-546027 (P2017-546027)
 (86) (22) 出願日 平成27年11月20日(2015.11.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年6月14日(2017.6.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/077291
 (87) 国際公開番号 W02016/083273
 (87) 国際公開日 平成28年6月2日(2016.6.2)
 (31) 優先権主張番号 14194623.6
 (32) 優先日 平成26年11月25日(2014.11.25)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(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
 ンドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (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】 超音波システム及び方法

(57) 【要約】

超音波システム1が開示され、このシステムはCMUT(容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ)セル100のアレイ110を含む探触子10を備え、各セルは第1の電極122を担持する基板112を備え、この基板は第2の電極120を含む可撓性を有する膜114から間隙118により空間的に分離され、またこのシステムは前記探触子と結合されたバイアス電圧源45を備え、このバイアス電圧源は、CMUTセルの少なくとも一部のそれぞれの第1の電極及び第2の電極に、前記探触子の送信モードにおいて単調に変動する周波数変調を含む単調に変動するバイアス電圧を供給するように適合され、その結果、CMUTセルが沈下状態で作動され、前記送信モードの間に少なくとも1つのチャープパルスを送信する。斯様なシステムは、例えば、超音波撮像システム又は超音波治療システムである。斯様なシステムを使用した超音波パルス生成方法も開示される。

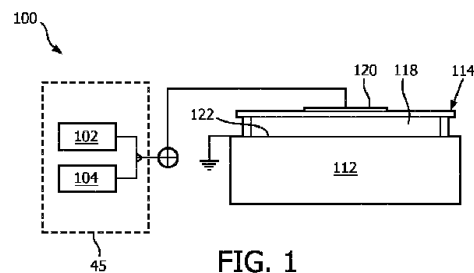


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

C M U T (容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ)セルのアレイを含む探触子であって、前記 C M U Tセルの各々は第 1 の電極を担持する基板を備え、前記基板は第 2 の電極を含む可撓性を有する膜から間隙により空間的に分離されている、探触子と、

前記探触子と結合された電圧源であって、前記電圧源は、前記 C M U Tセルが沈下状態で作動され、送信モードの間に少なくとも 1 つのチャープパルスを送信するように、前記 C M U Tセルの少なくとも一部のそれぞれの前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極に、前記探触子の前記送信モードにおいて単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を供給する、電圧源とを備える、超音波システム。

10

【請求項 2】

バイアス電圧源は、

前記送信モードの間に前記電圧の静的成分を生成する第 1 の段であって、前記静的成分は前記 C M U Tセルを前記沈下状態にするのに十分である、第 1 の段と、

前記電圧の単調変動成分を生成する第 2 の段であって、前記単調変動成分は単調に変動する前記周波数変調を含む第 2 の段とを含み、前記電圧源は前記静的成分と前記単調変動成分とを組み合わせ、単調に変動する前記周波数変調を含む単調に変動する前記電圧を形成する、請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

単調に変動する前記電圧及び単調に変動する前記周波数変調は、単調に増加する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波システム。

20

【請求項 4】

単調に変動する前記周波数変調は、印加された単調に変動するバイアス電圧によって誘起される前記 C M U Tセルのそれぞれの膜の共振周波数での単調変動に一致する、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記周波数変調は、線形に増加する周波数変調である、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の超音波システム。

【請求項 6】

チャープを圧縮するために、前記 C M U Tセルのアレイの正面に分散性材料の板を更に備える、請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載の超音波システム。

30

【請求項 7】

前記板は、前記アレイの正面に着脱可能に取り付けられる、請求項 6 に記載の超音波システム。

【請求項 8】

前記板は、前記圧縮のために最適な厚さの半分の厚さを有する、請求項 6 又は 7 に記載の超音波システム。

【請求項 9】

少なくとも 1 つの前記チャープパルスが、0.1 ~ 1.0 マイクロ秒の範囲の持続時間を有する、請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載の超音波システム。

40

【請求項 10】

前記電圧源は更に、前記 C M U Tセルの少なくとも一部のそれぞれの前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極に、前記探触子の受信モードの間に当該 C M U Tセルを沈下状態にする更なる電圧を供給する、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載の超音波システム。

【請求項 11】

ユーザインターフェースを更に含み、前記電圧源は、前記受信モードの間に前記ユーザインターフェースを使用してユーザにより規定された前記更なる電圧を供給する、請求項 10 に記載の超音波診断システム。

【請求項 12】

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 1 乃至 11 の何れか一

50

項に記載の超音波システム。

【請求項 1 3】

超音波パルスを送信する方法であって、前記方法は、

C M U T (容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ)セルのアレイを設けるステップであって、前記C M U Tセルの各々は第1の電極を担持する基板を備え、前記基板は第2の電極を含む可撓性を有する膜から間隙により空間的に分離される、ステップと、

送信モードにおいて、前記C M U Tセルが沈下状態で作動され、少なくとも1つのチャープパルスを送信するように、当該C M U Tセルの少なくとも一部のそれぞれの前記第1の電極及び前記第2の電極に、単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を提供するステップであって、好ましくは、前記C M U Tセルは、深い沈下モードで作動される、ステップとを含む、方法。

10

【請求項 1 4】

少なくとも1つの前記チャープパルスを圧縮するために分散性材料を介して少なくとも1つの当該チャープパルスを送信するステップを更に含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

受信モードにおいて、前記C M U Tセルの少なくとも一部のそれぞれの前記第1の電極及び前記第2の電極に、当該C M U Tセルを前記沈下状態にする更なる電圧を供給するステップを更に含む、請求項 1 3 又は 1 4 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0 0 0 1】

本発明は、容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ (C M U T : capacitive micromachined ultrasound transducer) セルのアレイを含む探触子と、前記探触子に結合される電圧源とを備える超音波診断撮像システム又は超音波治療システムなどの超音波システムに関する。各C M U Tセルは第1の電極を担持する基板を含み、この基板は、第2の電極を含む可撓性膜から間隙により空間的に分離される。

【0 0 0 2】

本発明は更に、斯様なシステムを使用した超音波撮像方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

30

医用画像に使用される超音波トランスデューサは、高品質な診断画像の生成につながる多くの特性を有する。その中には、超音波周波数で低レベルの音響信号に対する広帯域幅があり、これは解像度及び高感度に影響を及ぼし、圧力出力と組み合わせられると被写界深度に影響を与える。従来、これらの特性を有する圧電材料はP Z T及びP V D F材料から製造されており、選択される材料としてはP Z Tが特に普及している。しかしながら、P Z Tには多くの著しい問題点がある。第1に、セラミックP Z T材料は、ダイシング、整合層結合、フィラー、電気めっき、及び明確に異なり複雑な相互接続を含む製造工程を必要とし、かつ徹底的な取り扱いを必要とし、それら全てが、所望の歩留まりよりも低いトランスデューサ積層ユニットの歩留まりにつながり得る。この製造の複雑さにより、最終的なトランスデューサ探触子のコストが増大し、個々の素子のサイズに加えて素子間の最小間隔にデザイン上の制限がもたらされる。更に、P Z T材料は、水又は生物組織に対してインピーダンスの整合性が低く、そのため、関心対象の媒質と整合の取れた所望の音響インピーダンスを得るために、整合層がP Z T材料に追加される必要がある。

40

【0 0 0 4】

超音波システムのメインフレームが、より小型になり、信号処理機能の大部分に関してフィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A : field programmable gate arrays) 及びソフトウェアによって掌握されるようになったので、システムのメインフレームのコストは、システムのサイズと共に低下した。今では、超音波システムは、例えば超音波診断撮像システムとして、又は特定の (組織) 異常部が高エネルギー超音波パルスを使用して切除される超音波治療システムとして使用するために、廉価な携帯型、デスクトップ型

50

及び手持ち型の形態で利用可能である。結果として、トランスデューサ探触子のコストは、システム全体のコストのうちの絶えず増加する割合を占め、超音波診断撮像システムの場合には3D画像化に使用されるより素子数の多いアレイの出現によって加速的に増加する。電子ステアリングを用いた超音波3D撮像に使用される探触子は、トランスデューサ素子の2次元(2D)アレイ用にマイクロビーム形成を行う、特殊半導体装置特定用途向け集積回路(ASIC: application-specific integrated circuits)に依存する。従って、好ましくは半導体製造と両立する製造工程により、歩留まりを改善しより低コストでトランスデューサアレイを製造して、低コストの超音波システムの必要性に役立つことができることが望ましい。

【0005】

最近の発展により、医用超音波トランスデューサが半導体プロセスによりバッチ製造されることが可能になる見通しがもたらされた。これらのプロセスは、CMOSプロセスなどの、超音波探触子により必要とされるASIC回路を製造するのに使用されるのと同じのプロセスであることが望ましい。これらの発展により、マイクロマシン化された超音波トランスデューサ即ちMUTが製造されており、好ましい形態は容量性MUT(CMUT)である。CMUTトランスデューサは、電極を有する小さな振動膜状の装置であり、これは、受信された超音波信号の音響振動を変調された静電容量に変換する。送信の場合は、電極に印加された容量性の電荷が変調されて装置の振動膜を振動/運動させ、それによって超音波を送信する。これらの振動膜は半導体プロセスによって製造されるので、装置は通常10~500マイクロメートルの範囲の寸法を有し、個々の振動膜の間に数マイクロメートル未満の間隔を伴う。斯様な個々のCMUTの多数が互いに接続され、単一のトランスデューサ素子として一斉に動作させられることができる。例えば、4個~16個のCMUTが互いに結合されて、単一のトランスデューサ素子として一斉に機能することができる。典型的な2Dトランスデューサアレイは、2000~3000個のCMUTトランスデューサ素子を有することができる。

【0006】

従って、CMUTトランスデューサベースの超音波システムの製造は、PZTベースのシステムと比較してより費用対効果が高い。更に、斯様な半導体プロセスで使用される材料のおかげで、CMUTトランスデューサは、水及び生物組織に対する音響インピーダンス整合がはるかに改善され、これにより整合層を不要にし、有効帯域幅を改善する。

【0007】

効果的な超音波システム、とりわけCMUTトランスデューサベースの超音波システムの開発における主な課題のうちの1つは、超音波診断撮像システムの場合に、優れた画像解像度及び良好な被写界深度を備えたシステムを提供することである。これらは相反する要求である、というのも、より高い周波数パルスの超音波は解像度の改善につながるが、媒質の周波数依存の減衰に起因してより短い被写界深度につながるからである。深部まで高い解像度を得るためには、高圧力の短パルスが望ましく、これは広帯域幅を必要とする。原理的にはCMUTトランスデューサは広範囲の周波数を生成できるものの、CMUTトランスデューサが効率的に動作する周波数は、CMUTに印加される静的バイアス電圧に強く依存するので、帯域幅は制限される。

【0008】

B.-H.Kimらによる、2013年IEEE Ultrasonics Symp集録、pp.1428-1431、「An Experimental Study on Coded Excitation in CMUT Arrays to Utilize Simultaneous Transmission Multiple-zone Focusing Method with Frequency Divided Sub-band Chirps」は、CMUTアレイを用いたチャープされた超音波パルスの送信について開示している。しかしながら、斯様なパルスは、帯域幅範囲全体に渡る音響性能の低下に起因して比較的狭い有効帯域幅を示し、従って、撮像データの解像度及び/又は被写界深度を改善しようと試みる場合には、そのための音響性能は可能な限り広帯域幅に渡って維持されなくてはならないので、大して有用ではない。

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、改善された帯域幅及び圧力出力特性を示すCMUTトランスデューサベースの探触子を有する超音波システムを提供することを探求する。

【0010】

本発明は更に、斯様な超音波診断撮像システムを用いて超音波パルスを生成する方法を提供することを探求する。

【課題を解決するための手段】

【0011】

一態様によれば、超音波システムが提供され、このシステムはCMUTセルのアレイを含む探触子を備え、各セルは第1の電極を担持する基板を備え、この基板は第2の電極を含む可撓性を有する膜から間隙により空間的に分離され、またこのシステムは前記探触子と結合された電圧源を備え、この電圧源は、CMUTセルの少なくとも一部のそれぞれの第1の電極及び第2の電極に、前記探触子の送信モードにおいて単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を供給するように適合され、その結果、CMUTセルが沈下状態で作動され、前記送信モードの間に少なくとも1つのチャープパルスを送信する。

【0012】

本発明者らは、パルス送信の間にCMUTセルを沈下状態に駆動し、電圧及び周波数変調を相関させて変動させることによってチャープパルスを生成することにより、CMUTセルの音響圧力出力が増大した周波数範囲に渡って維持されることができ、それによって、トランスデューサアレイが動作する有効帯域幅を改善することができることを、発見した。

【0013】

一実施形態では、電圧源は、前記送信モードの間に前記電圧の静的成分を生成するように適合された第1の段を含み、この静的成分はCMUTセルを沈下状態にするのに十分であり、またこの電圧源は前記電圧の単調変動成分を生成するように適合された第2の段を含み、前記単調変動成分は単調に変動する周波数変調を含み、この電圧源は静的成分と単調変動成分とを組み合わせ、単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を形成するように適合される。これは、電圧の大部分が、比較的急速な変調に追従する必要がないという利点を有し、その結果、電圧の大部分は、大きな平滑抵抗を含む電圧発生器を使用して生成されることができ、それによって電圧信号全般のノイズの量を低減することができる。

【0014】

単調に変動する電圧及び単調に変動する周波数変調は、単調に増加、例えば、継続的に増加してもよい。これは、チャープパルス又はパルス列のより低い周波数成分が始めの時点で生成されるという利点を有し、これは、例えば、高解像度超音波撮像などのチャープパルスが望ましくない用途において、例えば、分散性媒質を使用してチャープパルスを圧縮するのを容易にする。例えば、単調に増加する電圧及び周波数変調により形成されるチャープパルスは、一般的な材料を使用して圧縮されることができ、というのも、斯様な材料の多くは超音波周波数に対して変則的な分散を示すからである。低密度ポリエチレン及びポリエーテルエーテルケトン(PEEK)が、斯様な材料の中で特に適した例である。

【0015】

しかしながら、例えば以下のような開発された材料を提供することが可能である、即ち、複合材料であって、この複合物の体積弾性率又は密度のいずれかに強く影響する、繊維、カーボンナノチューブ、粒子などの弱散乱性要素を含む複合材料と、速度分散が近傍で強く変動する音響バンドギャップを有することができるメタマテリアルと、MEMS窓とを提供することが可能であり、これらの開発された材料の特性、例えば、組成、剛性、厚さ等は、その材料に所望の材料特性、例えば(特定の)超音波周波数帯の正常分散を提供するように制御され、その場合、単調に変動する電圧及び単調に変動する周波数変調は、

10

20

30

40

50

超音波パルスの周波数に対して正常分散特性を有する材料により圧縮するために、単調に減少、例えば、継続的に減少してもよい。

【0016】

単調に変動する周波数変調は、印加された単調に変動するバイアス電圧によって誘起されるCMUTセルのそれぞれの膜の共振周波数での単調変動に一致することが好ましい。これにより、CMUTセルに印加される周波数がCMUTセルの共振周波数に一致することが確実になり、これにより、その共振周波数での音響性能が最適化されることが確実になる。なお、送信サイクル全体に渡って印加される一定の電圧に対して、CMUTセルは通常、静的共振周波数、即ち、一定電圧により誘起される共振周波数で動作し、これは、静的共振周波数とは実質的に異なる生成された周波数成分に対しては音響性能が低下するので、有効帯域幅を制限する。

10

【0017】

周波数変調は、一次分散補償と両立できるので、線形に増加する周波数変調であってもよい。これは、音響出力を最適化するために、非線形的に増加する電圧と組み合わせられてもよい。

【0018】

一実施形態では、超音波診断システムは、前記チャープを圧縮するために、CMUTセルのアレイの正面に分散性材料の板を更に備える。これは、例えば、超音波診断システムが高解像度の超音波撮像のために使用される場合に、最適な解像度を得るためには広範囲の帯域幅を有する短いパルスが望まれるので、望ましい。

20

【0019】

この板は、前記アレイの正面に着脱可能に取り付けられてもよく、その結果、超音波診断システムは、例えば高解像度撮像などのチャープパルスが望ましくない応用領域、及び、例えば超音波高調波撮像又は造影撮像などのチャープパルスが望ましい応用領域で動作するように構成されてもよい。

【0020】

この板の厚さは、圧縮されたパルス又はパルス列のパルス幅を最小にするために、チャープパルス又はパルス列のチャープ特性に合致されていてもよい。送信するCMUTセルが受信チャンネルとしても使用される実施形態では、この板は、前記圧縮のために最適な厚さの半分の厚さを有することがあり、その結果、パルスが、板を通る2回目の通過の後、即ち、パルスエコーとして戻ったときの後で、完全に圧縮される。

30

【0021】

上記で説明されたように、任意の適切な分散性材料が分散板に使用されることがある。

【0022】

少なくとも1つのチャープパルスが、0.1~1.0マイクロ秒の範囲の持続時間を有することが好ましい。というのも、これが、診断撮像用途において、特に良好な撮像結果をもたらすからである。治療用途に適用される場合には、より長い最適パルス幅が妥当である。

【0023】

一実施形態では、電圧源は、CMUTセルの少なくとも一部のそれぞれの第1の電極及び第2の電極に、前記探触子の受信モードの間にCMUTセルを沈下状態にする更なる電圧を供給するように、更に適合される。単調に変動する電圧、例えば継続的に減少する電圧が、送信モードで生成されたチャープパルス又はパルス列のエコーの周波数範囲をスイープするために使用されることがある。これにより、例えば、チャープされたエコーを最適な感度で検出することが容易になる。これは即ち、CMUTセルを、その対応する共振周波数が、予期されるエコー信号の周波数に一致する程度まで沈下させることにより成し遂げられる。というのも、媒質への超音波パルス又はパルス列の高周波数成分の貫通深度が制限されるおかげで、斯様なエコーの高周波数成分は通常最初に到着するからである。

40

【0024】

超音波診断システムは、ユーザインターフェースを更に含むことがあり、ユーザがシス

50

テム動作の所望のモードに電圧を設定するのを容易にするために、電圧源は、受信モードの間に前記ユーザインターフェースを使用してユーザにより規定された更なる電圧を供給するように適合される。

【0025】

別の態様によれば、超音波パルスを生成する方法が提供され、この方法はCMUTセルのアレイを設けるステップを含み、各セルは第1の電極を担持する基板を備え、この基板は第2の電極を含む可撓性を有する膜から間隙により空間的に分離され、またこの方法は、送信モードにおいて、CMUTセルの少なくとも一部のそれぞれの第1の電極及び第2の電極に、単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を提供するステップを含み、その結果、CMUTセルが沈下状態で作動され、少なくとも1つのチャープパルスを送信する。これにより、より広い周波数範囲に渡って所望の音響性能を有するパルス又はパルス列を生成し、これは、例えば、超音波撮像システムに適用された場合には、斯様なパルスを用いて生成される超音波画像の画像解像度を改善し、又は、超音波治療システムを用いた治療措置に対しては、例えば、パルスのチャープを、パルスが異常組織に到達するまでに通らなければならない組織経路の分散特性に合致させることにより、組織に送達されるチャープパルスのピーク電力を改善し、その結果、組織経路は、パルスが異常部の位置で（ほぼ）最適な圧縮を達成するようにパルス圧縮媒質として作用し、その結果、パルスエネルギーが時間的に凝縮され、結果としてパルスのピーク電力が増加される。

10

【0026】

この方法は、分散性材料を介して少なくとも1つのチャープパルスを送信してこの少なくとも1つのチャープパルスを圧縮し、広範囲の周波数を含む狭いパルスを得るステップを更に含み、これは、例えば高解像度撮像用途で、良好な解像度の撮像を容易にする。

20

【0027】

この方法は、受信モードにおいて、CMUTセルの少なくとも一部のそれぞれの第1の電極及び第2の電極に、CMUTセルを沈下状態にする更なる電圧を供給するステップを更に含む。この更なる電圧は、例えば、高解像度の3D超音波画像を取得するために、異なる場の深さから発せられて受信された超音波エコーを強調するために、継続的に減少する電圧などの単調に変動する電圧であってもよい。

【0028】

本発明の実施形態が、添付の図面を参照して、非限定的な例として、より詳細に説明される。

30

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】一実施形態による、超音波システムのCMUTセルを概略的に示す図である。

【図2A】斯様なCMUTセルの動作原理を示す図である。

【図2B】斯様なCMUTセルの動作原理を示す図である。

【図3A】斯様なCMUTセルの動作原理を示す図である。

【図3B】斯様なCMUTセルの動作原理を示す図である。

【図4】斯様なCMUTセルの音響性能の等高線図である。

【図5】一実施形態による超音波システムの送信モードにおいて、斯様なCMUTセルに印加される電圧波形の様々な成分を概略的に示す図である。

40

【図6】第1のパルス送信、後に続く受信、及び第2のパルス送信のシーケンスの間の、斯様なCMUTセルに印加される電圧波形の様々な成分を概略的に示す図である。

【図7】典型的なCMUTセルの様々な動作領域を概略的に示す図である。

【図8】一実施形態による超音波システムの受信モードにおいて、斯様なCMUTセルに印加される電圧波形の様々な成分を概略的に示す図である。

【図9】一実施形態による超音波システムの一態様を概略的に示す図である。

【図10】図7の態様の動作原理を概略的に示す図である。

【図11】超音波診断システムの例示の実施形態をブロック図で概略的に示した図である。

50

【図 1 2】一実施形態による超音波パルス生成方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図は単に概略的なものであり、正確な縮尺で描かれてはいないことを理解されたい。また、同一の又は類似の部分を示すために、図全体に渡って同じ参照番号が使用されることも、理解されたい。

【0031】

図 1 は、一実施形態による超音波システムの一態様を示し、システムは、CMUTセル 100 を備えるトランスデューサアレイを有する超音波探触子を含む。以下で更に詳細に説明されるように、斯様な超音波システムは、幾つかの実施形態では超音波診断撮像システムであることがあり、又は、他の幾つかの実施形態では超音波治療システムであることがある。本発明は、CMUTセルの特定の種類に限定はされず、CMUTセル 100 について任意の適切なデザインが企図されてもよい。斯様なCMUTセル 100 は、通常、シリコンの基板 112 の上に、間隙又は空洞 118 を間に挟んで吊るされた、膜又は振動膜 114 を備える。上部電極 120 が、振動膜 114 上に配置され、振動膜と共に動く。底部電極が、この例では、基板 112 の上面上のセルの床の上に配置される。電極 120 は、膜 114 内に埋め込まれることでもよく、又は、膜 114 の上に追加の層として堆積されてもよいなど、電極 120 のデザインの他の実現態様も考えられ得る。この例では、非限定的な例として、底部電極 122 は円形に構成され、基板層 112 内に埋め込まれている。他の適切な構成、例えば、他の電極形状及び底部電極 122 の他の位置、例えば基板層 112 の上なども考えられ、これにより、底部電極 122 は、間隙 118 に直接的に晒されるか、又は電気絶縁層若しくは膜によって間隙 118 から分離されて上部電極 120 と底部電極 122 との間の短絡を防止する。更に、膜層 114 は、基板層 112 の上面に対して固定されており、膜層 114 と基板層 112 との間に球形又は円筒形の空洞 118 を規定するように構成されかつ寸法決めされる。非限定的な例として、図 1 では、底部電極 122 は接地されていることを、疑念を避けるために留意されたい。他の構成、例えば、上部電極 120 を接地することも、又は、上部電極 120 と底部電極 122 の両方が浮動していることも、当然、同じく実現可能である。

【0032】

セル 100 及びその空洞 118 は、代わりの形状を示してもよい。例えば、空洞 118 は、長方形若しくは正方形の断面、六角形の断面、楕円形の断面、又は不規則な断面を示すことができる。本明細書では、CMUTセル 100 の直径への参照は、セルの最大の横方向の寸法として理解されるものとする。

【0033】

一実施形態では、底部電極 122 は、追加層（図示せず）を用いて、空洞に面した表面上で絶縁される。好ましい電気絶縁層は、基板電極 122 の上かつ膜電極 120 の下に形成される、酸化物 - 窒化物 - 酸化物（ONO : oxide-nitride-oxide）誘電体層であるが、任意の電気絶縁材料がこの層のために企図されてもよいことを、理解されたい。ONO 誘電体層は、装置の不安定性、ドリフト、及び音響出力圧力の低下につながる、電極上の電荷の蓄積を好都合に低減する。

【0034】

CMUT上のONO誘電体層の製造例が、2008年9月16日に出願され「Capacitive micromachined ultrasound transducer」と題された、Klootwijkらによる、欧州特許出願EP2,326,432A2号に詳細に考察されている。ONO誘電体層の使用は、事前に沈下したCMUTで望ましく、これは、吊られた膜で動作するCMUTよりも、電荷保持がより可能である。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、シリコン窒化物）、酸化物（様々な等級）、テトラエチルオキシシラン（TEOS : tetra ethyl oxysilane）、ポリシリコンなどから製造されてもよい。CMOSの製造では、例えば、酸化物層及び窒化物層が化学蒸着により形成されることができ、金属（電極）層がスパッタリング法により形成されることができ、

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

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。開示された空洞 118 を生成するための例示的な技術は、膜層 114 の上面を追加する前に、膜層 114 の初期部分に空洞を規定することを含む。他の製造の詳細が、米国特許第 6,328,697 号 (Fraser) で見られる。図 1 に示される例示的な実施形態では、円筒形の空洞 118 の直径は、円形に構成された電極板 122 の直径よりも大きい。電極 120 は、円形に構成された電極板 122 と同じ外径を有してもよいが、斯様な一致は必須ではない。従って、本発明の例示的な実装では、膜電極 120 は、下部の電極板 122 と整列するように、膜層 114 の上面に対して固定される。CMUT の電極は、装置の容量性板を提供し、間隙 118 はコンデンサの板同士の間の誘電体である。振動膜が振動すると、板同士の間の誘電性の間隙の寸法の変化が、静電容量の変化をもたらし、これは、音響エコーの受信に対する CMUT の応答として感知される。電極間の間隔は、電圧回路 45 を用いて電極に静電圧、例えば、直流バイアス電圧を印加することによって制御される。それ自体知られているように、一定の閾値を上回る静電圧を印加することにより、CMUT セル 100 は強制的に、膜 114 が基板 112 上に沈み込む沈下状態にされる。この閾値は、CMUT セル 100 の厳密なデザインに依存することがあり、バイアス電圧が印加されている間に、膜 114 がファン・デル・ワールス力によりセルの床にくっつく (接触する) 直流バイアス電圧として規定される。膜 114 と基板 112 との間の接触の量 (面積) は、印加されるバイアス電圧に依存する。図 2 a 及び図 3 a の助けを借りてより詳細に説明されるように、膜 114 と基板 112 との間の接触面積を増加させると、膜 114 の共振周波数が増加する。

10

20

【 0 0 3 6 】

沈下モードの CMUT セル 100 の周波数応答は、沈下した後で CMUT 電極に印加される直流バイアス電圧を調整することにより、変化させることができる。結果として、CMUT セルの共振周波数は、より高い直流バイアス電圧が電極に印加されるにつれて増加する。この現象の背後にある原理が、図 2 a、図 2 b、図 3 a、及び図 3 b に示されている。図 2 a 及び図 3 a の断面図は、各図において、膜 114 の外側支持体と、膜が空洞 118 の床に接触し始める地点との間の距離 D1 及び D2 によって、これを一次的に示す。比較的低いバイアス電圧が印加される場合の図 2 a では距離 D1 は比較的長い距離になり、一方、図 3 a では、より高いバイアス電圧が印加されるおかげで、距離 D2 ははるかに短い距離になることが分かる。これらの距離は、両端により保持されその後にかき鳴らされる、長い弦及び短い弦にたとえることができる。長い、緩んだ弦は、かき鳴らされると、より短い、ピンと張った弦よりも、はるかに低い周波数で振動する。同様に、図 2 a の CMUT セルの共振周波数は、より高いプルダウンバイアス電圧を受ける図 3 a の CMUT セルの共振周波数よりも低くなる。

30

【 0 0 3 7 】

この現象は、実際には CMUT 膜の有効動作面積の関数であるので、図 2 b 及び図 3 b の 2 次元図からも理解され得る。図 2 a に示されるように、膜 114 が CMUT セルの床に丁度接触するとき、セル膜 114 の非接触 (自由振動) 部分の有効振動領域 A1 は、図 2 b に示されるように大きい。中心部の小さな穴 17 は、膜の中央の接触領域を表す。大面積の膜は、比較的低い周波数で振動する。この領域 17 は、CMUT セルの床に沈下した膜 114 の領域である。しかし、図 3 a のように、より高いバイアス電圧により膜がより深い沈下へと引っ張られると、図 3 b に示されるように、中央の接触領域 17' がより大きくなり、より小さな自由振動領域 A2 がもたらされる。このより小さな領域 A2 は、より大きな A1 領域よりも、より高い周波数で振動する。従って、直流バイアス電圧が低下するにつれて、沈下した CMUT セルの周波数応答が低下し、直流バイアス電圧が増加すると、沈下した CMUT セルの周波数応答が増加する。

40

【 0 0 3 8 】

本発明の態様が基づいている重要な見識が、図 4 に示されており、この図は、送信中に一定周波数の交流変調又は周波数変調を伴う、印加される直流バイアス電圧の関数として

50

、沈下モードにおける典型的なCMUTセル100の音響圧力出力の等高線図を示す。対応するパルス長は、適用される周波数の半分である。この等高線図から分かるように、CMUTセル100が固定電圧又は静電圧、例えば、静的な値の直流バイアス電圧で動作する場合、最適な音響性能が、狭い範囲の周波数に対してのみ得られる。しかしながら、バイアス電圧とバイアス電圧信号の周波数変調とを相関させて変化させた場合には、等高線図で破線によって示されるように、CMUTセル100の最適な音響性能ははるかに広い周波数範囲に渡って達成されることができ、それによって、CMUTセル100を含む超音波探触子の送信モードで生成される超音波パルス（又はパルス列）の有効帯域幅を増加させる。

【0039】

これは、沈下状態のCMUTセル100の共振周波数は印加される（直流）バイアス電圧の関数であると説明した、図2a及び図3aを戻って参照すると理解されることができ、印加される電圧をスイープすることにより、ある範囲の共振周波数が生成され、それに対して、印加される電圧のRF成分、即ち周波数変調も、この変調の周波数が、印加される直流バイアス電圧に対応する膜114の共振周波数と一致するように、又は少なくとも近似するように、スイープされる。このようにして、全てのスペクトル成分がCMUTセル100の（ほぼ）最適な音響性能を引き出す、チャープパルス又はパルス列が生成されることができ、従って、これにより、広帯域幅の撮像周波数域に渡って、（ほぼ）最適な画像解像度が確実になる。

【0040】

従って、本発明の一態様によると、電圧源45は、超音波診断撮像システムの送信モードにおいて、超音波撮像パルスの送信のために使用されるCMUTセル100の第1の電極120及び第2の電極122に、前記探触子の送信モードにおいて単調に変動する周波数変調を含む単調に変動する電圧を供給するように適合され、その結果、これらのCMUTセル100は沈下状態で動作し、少なくとも1つのチャープパルスを送信する。

【0041】

本出願の文脈では、単調に変動する電圧とは、継続的に増加する電圧又は継続的に減少する電圧を意味することがあり、継続的に増加する電圧の場合には、単調に変動する周波数変調が継続的に増加することがあり、継続的に減少する電圧の場合には、単調に変動する周波数変調が継続的に減少することがある。一実施形態では、周波数変調は、単調に増加、例えば線形に増加して、又は、単調に減少、例えば線形に減少して、一次分散補償と適合するチャープパルス又はパルス列を得てもよく、これにより、チャープパルスは比較的簡単に効果的に圧縮されることができ、或いは、非線形のチャープパルス又はパルス列が望まれる場合には、周波数変調は非線形に増加又は減少してもよい。

【0042】

電圧源45により印加される信号の例示の実施形態が図5に概略的に示されており、これは単一パルスの持続時間に対するものであり、ここでは、低周波数スペクトル成分が最初に生成されるチャープパルス又はパルス列を得るために、印加される単調に変動するバイアス電圧は、継続的に増加する周波数変調、即ち、継続的に増加する変動周波数を有する周波数変調を有する継続的に増加するバイアス電圧である。下部のグラフは、直流電圧成分を時間の関数として示したものであり、中央下側のグラフは、適用される周波数変調、即ち、印加される電圧の印加される交流成分を時間の関数として示したものであり、中央上側のグラフは送信モードで動作可能なCMUTセル100に印加されるチャープされた電圧成分 V_{AC} を示し、ここにおいて、印加される電圧の周波数変調の周波数の増加は、直ちに明らかである。上部のグラフは、送信しているCMUTセル100に印加される電圧全体を示している。膜114の沈下のための閾値電圧（ $V_{c,1}$ ）も示されており、以下でより詳細に説明されるように、CMUTセル100を深い沈下モードで動作させるために、この閾値電圧はいつでもCMUTセルの最低電圧よりも十分に低くなくならず、例えば、送信しているCMUTセル100に印加される最低動作電圧よりも少なくとも10%、好ましくは少なくとも20%、より好ましくは少なくとも30%低くなくれば

10

20

30

40

50

ならない。深い沈下モードは、第1のCMUT膜が、十分に高いバイアス電圧によってCMUTセルの床と永続的に接触し続け、パルス送信中に印加される交流駆動電圧を常に補償することにより特徴付けられる。この要件は、図5の上部グラフに示されており、全電圧の最低点は、沈下電圧(V_{c01})よりも更に高い。

【0043】

周波数変調された電圧は、信号増幅器、又は周波数変調された電圧を単一の信号として生成する他の適切な電圧源45によって、適切なCMUTセル100に印加されてもよい。しかしながら、代替の実施形態では、電圧源45は、周波数変調された電圧の異なる成分を生成するために2つの段、即ち、図5の下部グラフで破線で示された静的(直流)電圧成分を生成するための第1の段102と、周波数変調を含む変動電圧成分を生成するための第2の段104とを含むことがあり、その変動電圧成分の信号は、典型的には、全電圧 V_{tot} と前述したその静的成分との差である。電圧源45の他の適切な実施形態が明らかであり、例えば、電圧源45が、3つの別個の段、CMUT駆動電圧の静的直流成分(V_{DC})を生成するための第1の段と、駆動電圧の変動直流成分(V_{ramp})を生成するための第2の段と、例えばパルス回路などの、信号の周波数変調(V_{AC})を生成するための第3の段と、を含む実施形態が考えられる。要約すると、電圧源45は、任意の適切な態様で実装され得る。

10

【0044】

一実施形態では、印加された電圧の静的成分 V_{DC} は、CMUTセル100を沈下状態にするための閾値電圧を満たすか、又はこれを超過する。これには、第1の段102が、全電圧の特に低ノイズの静的成分を生成するために比較的大きな抵抗及び/又はコンデンサ、例えば、平滑抵抗及び/又はコンデンサ、を含むことがあり、その静的成分は典型的には全電圧で優位を占め、その結果、電圧信号全体のノイズ特性は、この静的成分のノイズ特性により特徴づけられる、という利点がある。当業者により容易に理解されるように、斯様な平滑抵抗を含めることにより、電圧を生成する段が、電圧の交流(AC)高周波数成分を生成するには適さなくなり、例えば、1Mの平滑抵抗の場合、抵抗の応答が非常に遅くなり、例として100pFの静電容量を有するCMUTセル100について $\tau = 0.1ms$ である。好ましい実施形態では、CMUTセル100によって生成されるチャープパルスのパルス幅は、1Mの平滑抵抗が少なくとも2桁遅くなるように、 $0.1 \sim 1.0 \mu s$ の範囲内である。電圧源45は、周波数変調された電圧が単一のラインを介してCMUTセル100に印加されるように、電圧の静的成分と動的成分とを結合してもよい。或いは、印加される電圧の異なる成分が、別個のラインを介してCMUTセル100に印加されてもよい。

20

30

【0045】

ここで、図5では、周波数変調の周波数は線形に変動していることに留意されたい。この周波数範囲全体に渡って最適な音響性能を得るためには、電圧を非線形に変動させることが必要であることがある。周波数変調において非線形の周波数変動が必要である場合に、電圧が線形に変動してもよいことを理解されたい。

【0046】

一実施形態では、CMUTセルからの最適な出力電力又は最適な音圧がフィードバックループにより制御されてもよく、このフィードバックループでは、(チャープされた、バイアスされた、及び傾斜した)信号全体の瞬時出力強度が監視される。斯様なフィードバックループは、以下のように実装されてもよい。第1のパルスの間に、一定のパルス持続時間の間、ある第1のバイアス及び傾斜の傾きについて、CMUTセルの出力が測定される。このプロセスは、増加した傾斜の傾きを有する、次に続く第2のパルスを供給することによって繰り返され、出力が再度測定される。この次に続く出力が初めの出力よりも高い場合、この手順は、後のパルスに対して出力強度が低下するまで再び繰り返され、その後は、次のパルスは減少した傾きで生成される。

40

【0047】

この手順は、実際の送信中に(「オンザフライ」で)、又は別の較正プロセス中に、適

50

用されることができる。CMUT出力の測定は、反射音が使用される、送信パルス間の標準受信窓の中で行われてもよい。或いは、最適効率において駆動電気信号 (V_{AC}) の反射は最小になるので、送信電力は、送信中のCMUTの電気入力信号から推測されてもよい。

【0048】

図6は、第1のパルス送信、後に続く受信、及び第2のパルス送信のシーケンスの間の、斯様なCMUTセルに印加される電圧波形の様々な成分を概略的に示す。CMUTセルは、静的 V_{DC} バイアス電圧を印加することにより、沈下モードに駆動される。次いで、CMUTセル100を沈下状態に駆動するバイアス電圧は、全刺激持続時間に相当する持続時間 T_1 の間、CMUTセル100の V_{AC} 刺激と同時に変動する (R_1)。次いで、CMUTセル100は期間 T_2 の間に音響エコーを受信し、この期間の間、バイアス電圧は、取得時間内の様々な周波数成分に対するCMUTセル100の感度を変化させる (周波数利得補償) ように適合されることができる。励振期間とこれに続く受信期間は、Pで示されるパルス繰り返し期間で繰り返される。傾斜 R_1 又は R_2 の傾きは、図に示されるように負であってもよいが、同様に正であってもよい。

10

【0049】

図7は、印加されるバイアス電圧の関数としての膜共振周波数に関して、典型的なCMUTセル100の様々な動作領域を概略的に示す。典型的に、CMUTセル100は4つの顕著な動作モードで動作することができる。

20

【0050】

第1のモードは従来モードと呼ばれることもあり、(0)と(1)との間の領域により示される。この動作領域では、振動膜114が接地電極122に接触せず、バイアス電圧の増加がCMUTセルの膜の共振周波数の低下を引き起こす。

【0051】

第2のモードは沈下モードと呼ばれ、(2)の領域により示される。全印加電圧が沈下電圧閾値 ($V_{c,1}$) を超えると、CMUT膜は沈下モードに入る。この領域では、CMUT膜114の共振周波数は従来モードよりも実質的に高くなり、振動するCMUT膜114は接地電極122と接触する。領域は、範囲(3) (4)に渡る。

【0052】

第3のモードは、沈下 - スナップバックモードと呼ばれることもあり、(0) (1) (2) (3) (0)の閉ループ領域によって示される。膜114のこのモードでの共振周波数は、従来モード、沈下モード及びスナップバック領域のサイクル全体に渡って変化するので、明確に定義されていない。このモードでは、振動するCMUT膜114は、その励振中に、接地電極と接触したり離れたりする。

30

【0053】

第4のモードは深い沈下モードと呼ばれることもあり、(2) (4)及びそれ以上の領域で示される。このモードでは、CMUT膜114の共振周波数は、沈下モードと同じくらい高いか、又はそれよりも高く、バイアス電圧の増加と共に増加し (典型的には約 0.1 MHz/V)、振動するCMUT膜114はどの時点でも接地電極122と接触している。

40

【0054】

上述した最初の3つのモード内でバイアス電圧を変化させると、膜114の共振周波数において強いヒステリシスが典型的に観測され、その結果として、CMUTセル100の信頼のおける動作が複雑になることに、留意することが重要である。対照的に、斯様なヒステリシス効果は、深い沈下モードでは最小になる。少なくとも幾つかの実施形態では、変わりやすいヒステリシス効果を抑制することにより信頼性を向上させるために、例えば水又は血液などの体液などの水性の媒質中で例えばCMUTセル100を動作させる場合には、CMUTセル100は深い沈下モードのみで作動される。

【0055】

図8の下部グラフは、一実施形態での超音波診断撮像システムの受信モードの間に電圧

50

源 4 5 によって印加される波形を、概略的に示す（パルスエコーが収集されない超音波治療システムに対しては、これは当然無関係である）。この実施形態では、受信する C M U T セル 1 0 0 も沈下状態にされ、そのために印加される電圧は、C M U T セル 1 0 0 を図 8 の上部グラフで示される共振周波数の範囲に渡って受信モードで動作可能にするために、システムの送信モードで印加されるバイアス電圧の鏡像、ここでは継続的に低下するバイアス電圧、であってもよい。これは、例えば、チャープパルスが、撮像されることになる媒質中に送信される応用領域で望ましいことがある、というのも、それ自体知られているように、異なるパルス周波数は一般的に、それらの異なる被写界深度のおかげで、異なる時点でパルスエコーを受信することにつながり、高周波数成分は一般的に貫通深さが限られているおかげでより早く到来するからである。一実施形態では、超音波診断撮像システムは、以下でより詳細に説明されるユーザインターフェースを含んで、ユーザがバイアス電圧の変化をリアルタイムに制御することを可能にしてもよい。これにより、例えば、システムの所望の撮像モードで C M U T セル 1 0 0 の最適な感度を得るために、ユーザが、その撮像モードに従って C M U T セル 1 0 0 の特定の共振周波数を選択することが可能になる。

10

20

30

40

【 0 0 5 6 】

前述したように、超音波システムの探触子は、システムの特定の動作モード、例えば超音波診断撮像システムの場合には超音波高調波撮像、又は造影撮像などに従って、関心対象の媒質中にチャープパルスを送信するように適合されることがある。しかしながら、例えば高解像度の超音波撮像、又は超音波治療などの応用領域では、所望の高解像度又は高エネルギーを得るために、最大周波数帯域幅を有する短い高エネルギーパルスが必要とされる。斯様な応用領域では、チャープパルス又はパルス列を圧縮する必要がある。

【 0 0 5 7 】

例えば、チャープされたガウスパルスの場合には、以下があてはまる（なお、波の数は $k = 2$ / を介して波長と関連付けられる）。チャープされたガウスパルスの振幅は、次式によって表わされる。

$$A(t) = \exp(-t^2) \exp(i \omega_0 t)$$

但し、 $\omega_0 = \omega - i\alpha$ はパルスの包絡線及びチャープを規定し、強度は次式の通りである。

$$I(t) = |A(t)|^2 = \exp(-2t^2)$$

ここで、パルス幅

【 数 1 】

$$\tau_p = \sqrt{(2 \ln 2) / \alpha}$$

は、半値全幅（FWHM : full width half maximum）で規定される。振幅 $A(t)$ のフーリエ変換から、パルスのパワースペクトル

【 数 2 】

$$\tilde{I}(\omega)$$

が次のように得られる。

【 数 3 】

$$\tilde{I}(\omega) = |\tilde{A}(\omega)|^2 = \exp \left[- (4 \ln 2) \left(\frac{\omega - \omega_0}{\Delta \omega_p} \right)^2 \right]$$

そこに $\Delta \omega_p = 2 \pi f_p$ を用いると、次の式が得られる。

【数 4】

$$\Delta f_p = \frac{\sqrt{2 \ln 2}}{\pi} \sqrt{\alpha [1 + (\beta/\alpha)^2]}$$

この時、パルスに対する最小時間 - 帯域幅積は、次式になる。

【数 5】

$$\Delta f_{min} \tau_{min} = \frac{2 \ln 2}{\pi}$$

10

これは、ある一定の（短い）持続時間のパルスに関連付けられた最小帯域幅が存在することを示している。このパルスがチャープされている場合、その持続時間又はパルス幅は最小値よりも長く、分散性材料を適切に適用することにより圧縮されることができる。初期パルスパラメータ = - i を有するパルスが、群速度分散を伴って分散性媒質を介して伝搬される場合、

【数 6】

$$k'' = \left. \frac{d^2 k}{d\omega^2} \right|_{\omega=\omega_0}$$

20

この時、この分散性材料中の（最短パルスを得るための）最適な圧縮長は、

【数 7】

$$d_{opt} = \frac{-1}{2k''} \frac{\beta}{\alpha^2 + \beta^2}$$

最小パルス幅を伴うと、

【数 8】

$$\tau_{min} = \tau_p / \sqrt{1 + (\beta/\alpha)^2}$$

30

【0058】

理解されるように、上記の分析はそれ自体よく知られており、ガウス形状のチャープパルスにのみ当てはまる。他のパルス形状についても、適切な方程式がそれ自体よく知られており、当業者には直ちに明らかであろう。

【0059】

従って、一実施形態では、図 9 に概略的に示されるように、超音波診断撮像システムの探触子は、チャープパルスを所望の（最小の）パルス幅に圧縮するために、CMUTセル 100 のトランスデューサアレイ 110 の正面に取り付けられた分散性材料の板 150 を更に備えてもよく、その結果、送信モードの間、チャープパルス又はパルス列は、図 10 に概略的に示されるように、板 150 を通って送信される。左側の信号はチャープパルスを示し、右側の信号は、図 10 の板 150 の上のブロック矢印によって示されるように、チャープパルスが板 150 の分散性媒質を通して進行した後で得られる圧縮されたパルスを示す。

40

【0060】

一実施形態では、板 150 はトランスデューサアレイ 110 の正面に着脱可能に取り付けられ、これにより、上述したようにチャープパルスが必要とされる用途で超音波診断撮像システムが使用される場合には、板 150 は取り外されることができる。板 150 は、任意の適切な態様で、例えば、受け入れスロットに差し込まれる、又は、適切なクリップ若しくは板 150 の取り外しを可能にする任意の他の適切な固定手段を使用してトランスデ

50

ユーサアレイ 110 の正面にクリップされるなどにより、トランスデューサアレイ 110 の正面に着脱可能に取り付けられてもよい。

【0061】

板 150 は一般的に、チャープをそのフーリエ限界に効果的に圧縮するために、送信モードで CMUT セル 100 により生成されるパルス又はパルス列のチャープと合致する厚さを有する。板 150 の分散性材料の最適な厚さ d_{opt} は、例えば、ガウスパルスに適用可能な次の式など、良く知られた方程式を使用して得られることがあり、次式は、先に提示された式の結果として得られるものである。

【数 9】

$$d_{opt} = \frac{-4 \ln 2}{\omega_0^2 k''} \frac{f_0^2}{\Delta f_p^2} \sqrt{\left[\frac{\Delta f_p}{\Delta f_0}\right]^2 - 1}$$

10

従って、斯様なチャープされたガウスパルスに対する最短取得可能パルス幅は、次の通りである。

【数 10】

$$\tau_{min} = \tau_p \frac{\Delta f_0}{\Delta f_p} = \frac{2 \ln 2}{\pi \Delta f_p}$$

20

【0062】

上記において、 $\omega_0^2 k''$ により表わされる群速度分散は、それ自体よく知られているように材料に依存しているので、板 150 の厚さは、使用される材料の分散特性に基づいて選択される。任意の適切な分散性材料が、板 150 として使用されることができる。特に好ましい材料は、水又は生物組織の音響インピーダンスに匹敵する音響インピーダンスを有する材料であり、これにより、これらの材料は低い反射特性を有し、斯様な媒質を画像化するために使用された場合には無視できる程度の損失を引き起こす。この理由のために、低密度のポリエチレンが特に好ましい。PEEK は類似の音響インピーダンスを有し、従って同様に特に適している。しかしながら、板 150 により適当な多数の材料が、当業者には直ちに明らかであろう。

30

【0063】

なお、CMUT セル 100 を用いて生成されるパルス又はパルス列のチャープの符号は典型的に、板 150 の材料の分散的性質と一致することに、疑念を回避するために留意されたい。例えば、変則的な分散特性を示す低密度のポリエチレン又は PEEK を使用する場合、チャープパルスの低周波数成分が、分散性媒質を通して進行するのにより長い時間がかかるので、最初に生成されなくてはならない。しかしながら、通常分散特性を示す材料を使用する場合には、チャープの符号は逆にすべきであり、即ち、それ自体よく知られているように、チャープパルスの高周波数成分が最初に生成されなくてはならない。

40

【0064】

板 150 を製造するために、低密度のポリエチレン又は PEEK などの容易に利用可能な材料を使用することが便利であることがある。しかしながら、特定の応用領域では、板 150 の分散特性を生成されたパルスのチャープ特性に密接に一致させて、例えば、生成されるパルスの周波数範囲に調整された分散特性を有する材料を生成することが望ましいことがある。斯様なシナリオでは、容易に入手可能な材料を使用するよりも、所望の特性を有する材料を開発することが望ましいことがある。斯様な専用の材料の開発は、それ自体知られている。

【0065】

例えば、複合材料の特性を変化させる、例えば、組成、厚さ、などを変化させることによって、特性が調整されることができる複合材料を生成することが知られている。板 15

50

0に適した複合材料としては、(極小)繊維又はカーボンナノチューブ、ナノ結晶等の他の(弱い)散乱粒子がポリマー基質中に埋め込まれた材料を含むことがある。特に適切な例では、シリコン基質中にガラス繊維片を組み込むことがあり、その材料特性は、基質中のガラス繊維片の量若しくは密度を変動させることにより、かつ/又は基質を規定するシリコンポリマーの構造を調整することにより、調整されることができる。この点で、均質材料の場合、音響インピーダンス及び音響速度は両方とも、材料の体積弾性率及び密度に依存することに、留意されたい。

【0066】

斯様な開発される材料の別の例としては音響メタマテリアルがあり、これは、音波を制御、指向、及び操作するようにデザインされた人工の格子構造を有する人工的に製造された材料である。斯様な音響メタマテリアルは、例えば剛性などの材料特性を制御することにより、所望の分散特性を示すように調整されることができ、この材料特性は、例えば、材料のパターン繰り返しの程度、即ち格子定数を制御することにより、かつ、音響メタマテリアルを生成するのに使用される材料を選択することなどにより、制御されることができる。

10

【0067】

斯様な開発される材料の更に別の例としては、微小電気機械システム(MEMS: microelectromechanical systems)窓があり、これは一般的に、キャリア上に中心に材料の薄膜を置く、例えば、シリコンのキャリア上に中心にシリコン窒化物などの薄い誘電体膜を置くことにより構築され、薄膜の材料特性、例えば材料組成、剛性、及び厚さなどは、MEMS窓に所望の特性をもたらすために制御されることがある。

20

【0068】

一実施形態では、チャープパルスを送信するために使用されるCMUTセル100は、超音波診断撮像システムの受信モードにおいて、パルスエコーのための受信チャンネルとして使用されることもある。斯様なシナリオでは、パルスは板150を2度通過する、即ち、送信中にトランスデューサアレイ110から媒質に向かってと、送信中にエコーとして媒質からトランスデューサアレイ110に向かって、通過する。この実施形態では、板150は、チャープパルスがトランスデューサアレイ110によって受信されたときに最適に圧縮されるように、 $0.5 * d_{opt}$ の厚さ(即ち、パルス圧縮のための最適な厚さの半分)を有してもよい。

30

【0069】

CMUTセル100を送信モードで駆動するための最適なチャープ及び遅延を得るために、以下の手順に従ってもよい。第1に、所望の中心周波数 $f_0 = 2 f_c$ を決定し、この周波数での群速度分散 k'' を決定する。第2に、中心周波数での実際の帯域幅 Δf_0 を決定し、これから、 Δf_0 を計算するための最小の可能な初期パルス幅 Δt_p を決定する。第3に、潜在的に有用な帯域幅 Δf_p を決定し、 Δt_p 、パルス幅 Δt_{min} 、及び材料厚さ d_{opt} を計算し、最後に第4に、CMUTセル100に対する所要の電圧バイアススイープのタイミングを決定する。

【0070】

チャープ圧縮に係る上記の説明は、チャープされた超音波パルスが患者の組織に送達されることがある超音波治療システムにも同様に当てはまり、組織はある深さに組織異常部を含むことがあることを、理解されたい。斯様な用途では、組織の深さは分散性板150としてみなされることができ、板の厚さは組織の深さに相当する。斯様な実施形態では、CMUTトランスデューサアレイ110により生成されるパルスのチャープ特性は、パルスが組織の異常部に到達するまでに通過しなくてはならない組織の経路長及び組織の分散特性と合致させられてもよく、その結果、非常に集中した超音波パルス、即ち、エネルギーが集中したパルスを異常部に送達するために、パルスが異常部に到達するために通過した組織によって、組織の異常部でパルスは圧縮される。換言すると、これにより、異常部に送達されるパルスのピーク電力が最大になり、それによって治療の有効性が高まる。

40

【0071】

50

なお、斯様な治療用途で、超音波治療システムに実際の分散性板 150 を設けることは勿論同様に可能であり、この場合、チャープパルスの所望の圧縮が、板 150 と患者の組織を通る経路との組み合わせにより、達成される。これは、例えば、CMUT トランスデューサレイ 110 によって生成されるパルスのチャープ特性を調整することが簡単ではない場合に有利であることがあり、その場合には代わりに、例えば板 150 の分散特性を組織を通る経路長と合致させることにより、パルスの効果的な圧縮が調節されることができ、その結果、チャープパルスに働く分散全体が、所望のパルス圧縮を達成する。

【0072】

図 11 には、本発明の例示的な一実施形態によるアレイトランスデューサ探触子を有する超音波診断撮像システムが、ブロック図の形態で示されている。図 11 では、CMUT トランスデューサレイ 110 が、超音波を送信しエコー情報を受信するための超音波探触子 10 内に設けられている。トランスデューサレイ 110 は、2D の平面又は 3D 画像化のために 3次元を走査することができるトランスデューサ素子の一次元又は二次元のアレイであってもよい。

10

【0073】

トランスデューサレイ 110 は、探触子 10 内のマイクロビーム形成器 12 に結合され、探触子 10 は、CMUT アレイセルにより信号の送受信を制御する。マイクロビーム形成器は、例えば、米国特許第 5,997,479 号 (Savordら)、米国特許第 6,013,032 号 (Savord)、及び米国特許第 6,623,432 号 (Powersら) 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」により受信される信号の少なくとも部分的なビーム形成を行うことができる。

20

【0074】

マイクロビーム形成器 12 は、探触子ケーブル、例えば同軸ワイヤによって送信/受信 (T/R: transmit/receive) スイッチ 16 に結合され、このスイッチ 16 は、送信モードと受信モードとを切り替え、マイクロビーム形成器が存在しないか又は使用されておらず、かつ、トランスデューサレイ 110 が主システムビーム形成器 20 により直接作動される場合には、主ビーム形成器 20 を高エネルギー送信信号から保護する。マイクロビーム形成器 12 の制御下でのトランスデューサレイ 110 からの超音波ビームの送信は、T/R スイッチ 16 によってマイクロビーム形成器及び主システムビーム形成器 20 に結合されたトランスデューサコントローラ 18 によって指向され、トランスデューサコントローラ 18 は、ユーザインターフェース又は制御パネル 38 のユーザ操作から入力を受け取る。トランスデューサコントローラ 18 によって制御される機能の 1 つは、ビームが向けられ焦点を合わせられる方向である。ビームは、トランスデューサレイ 110 から (直交して) 真っ直ぐ前に向けられてもよく、又はより広い視野のために異なる角度に向けられてもよい。トランスデューサコントローラ 18 は、CMUT アレイ用の前述した電圧源 45 を制御するように結合されてもよい。例えば、電圧源 45 は、CMUT アレイ 110 の CMUT セル 100 に印加される直流及び交流バイアス電圧を設定して、例えば、上述したように送信モードでチャープパルスを生成する。

30

【0075】

マイクロビーム形成器 12 により生成された部分的にビーム形成された信号は、主ビーム形成器 20 に送信され、そこで、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が、完全にビーム形成された信号に結合される。例えば、主ビーム形成器 20 は 128 個のチャンネルを有してもよく、その各々が、数十又は数百の CMUT トランスデューサセル 100 からなる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、トランスデューサレイ 110 の数千のトランスデューサ素子により受信された信号は、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。

40

【0076】

ビーム形成された信号は、信号プロセッサ 22 に結合される。信号プロセッサ 22 は、受信されたエコー信号を様々に処理することができ、例えば、帯域通過フィルタリング、間引き、I 成分及び Q 成分分離、高調波信号分離などの処理を行うことができ、この高調

50

波信号分離は、組織及び微小気泡から戻される非線形の（基本周波数の高次高調波）エコー信号を識別することを可能にするように、線形信号と非線形信号とを分離するように作用する。

【0077】

信号プロセッサ22は、任意選択的に、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除去などの追加の信号強調を実行することができる。信号プロセッサ22内の帯域通過フィルタは追跡フィルタであってもよく、エコー信号が更に増す深さから受信されるにつれて、通過帯域がより高い周波数帯域からより低い周波数帯域にスライドし、それによって、解剖学的な情報を有していないより深い所からのより高い周波数でのノイズを棄却する。

【0078】

処理された信号は、Bモードプロセッサ26と、任意選択的にドップラープロセッサ28とに結合される。Bモードプロセッサ26は、体内の臓器及び脈管の組織などの体内の構造の画像化のために受信された超音波信号の振幅の検出を使用する。身体の構造のBモード画像は、例えば米国特許第6,283,919号(Roundhillら)及び米国特許第6,458,083号(Jagoら)に記載されているように、高調波画像モード、基本画像モード、又はそれら両方の組み合わせのいずれかで形成されてもよい。

【0079】

ドップラープロセッサ28は、存在する場合、画像フィールド内の血液細胞の流れなどの物質の動きを検出するために、組織の動き及び血流からの時間的に性質が異なる信号を処理する。ドップラープロセッサは一般的に、体内の選択された種類の物質から戻されるエコーを通過及び/又は棄却するように設定されることがあるパラメータを有するウォールフィルタを含む。例えば、このウォールフィルタは、より高速の物質からの比較的に低い振幅の信号を通過させ、一方、より低速の又は速度ゼロの物質からの比較的に強い信号を棄却するような通過帯域特性を有するように設定されることができ。

【0080】

この通過帯域特性は、流れている血液からの信号を通過させ、一方、近くの静止した又は心臓の壁などのゆっくり動く物体からの信号を棄却する。逆の特性は、組織ドップラー撮像と呼ばれるものために、心臓の動いている組織からの信号を通過させる一方で血流信号を棄却し、組織の動きを検出し描写する。ドップラープロセッサは、画像フィールド内の異なる地点からの時間的に不連続なエコー信号のシーケンスを受信して処理し、特定の地点からのエコーのシーケンスはアンサンブルと呼ばれる。比較的短い間隔で立て続けに受信されるエコーのアンサンブルは、ドップラー周波数と血流速度を示す速度との対応を用いて、流れている血液のドップラーシフト周波数を推定するのに使用されることができ。より長い期間で受信されるエコーのアンサンブルは、よりゆっくり流れる血液又はゆっくり動く組織の速度を推定するのに使用される。

【0081】

Bモードプロセッサ(及びドップラープロセッサ)によって生成される構造信号及び動作信号は、スキャンコンバータ32及び多断面再構成器44に結合される。スキャンコンバータ32は、エコー信号が所望の画像フォーマットで受信された空間的關係に、エコー信号を配置する。例えば、スキャンコンバータは、エコー信号を2次元(2D)セクター形状のフォーマット、又はピラミッド状3次元(3D)画像に配置することができる。

【0082】

スキャンコンバータは、画像フィールド内の地点の動きに対応する色でそれらの点のドップラー推定された速度をBモード構造画像に重ね合わせて、画像フィールド内の組織及び血流の動きを描写する、カラードップラー画像を生成することができる。多断面再構成器44は、例えば、米国特許第6,443,896号(Detmer)に記載されているように、身体の体積測定領域内の共通平面内の点から受信されたエコーを、その平面の超音波画像に変換する。体積レンダラ42は、米国特許第6,530,885号(Entrekinら)に記載されているように、3Dデータセットのエコー信号を、所与の基準点から見て投影された3D画像に変換する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 3 】

2D画像又は3D画像は、画像表示部40上に表示するための更なる強調、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、多断面再構成器44、及び体積レンダラ42から画像プロセッサ30に結合される。画像化のために使用されるのに加えて、ドップラープロセッサ28によって生成された血流値、及びBモードプロセッサ26によって生成された組織構造情報は、定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、体積血液流量などの異なる流れの状態の測定、並びに臓器の寸法及び妊娠期間などの構造的な測定を行う。定量化プロセッサは、測定が行われるべき画像の解剖学的構造内の点などの、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。

【 0 0 8 4 】

定量化プロセッサからの出力データは、測定グラフィックス及び値を表示部40上の画像を用いて再現するために、グラフィックスプロセッサ36に結合される。グラフィックスプロセッサ36は、超音波画像を用いて表示用のグラフィック重ね合わせを生成することもできる。これらのグラフィック重ね合わせは、患者の氏名、画像の日時、撮像パラメータなどの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、グラフィックスプロセッサは、患者の氏名などのユーザインターフェース38からの入力を受け取る。

【 0 0 8 5 】

ユーザインターフェースは、送信コントローラ18に結合されて、トランスデューサアレイ110からの超音波信号の生成を制御し、従って、トランスデューサアレイ及び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。ユーザインターフェースは、複数の多断面再構成(MPR: multiplanar reformatted)画像の平面の選択及び制御のための多断面再構成器44にも結合され、これらのMPR画像は、MPR画像の画像フィールド内で定量化測定を実行するために使用されてもよい。

【 0 0 8 6 】

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の実施形態は、斯様な超音波診断撮像システムの非限定的な例を与えることが意図されている。当業者であれば、本発明の教示から逸脱することなく、超音波診断撮像システムのアーキテクチャにおいて幾つかの変形が可能であることを、直ちに理解するであろう。例えば、上記の実施形態でも示されているように、マイクロビーム形成器12及び/又はドップラープロセッサ28は省略されてもよく、超音波探触子10は3D撮像能力を有していなくてもよい、等である。当業者には、他の変形例が明らかであろう。

【 0 0 8 7 】

図12は、図11に示されたような超音波診断撮像システム1の例示の実施形態などの、本発明の実施形態による超音波システムにより、又は前述した超音波治療システムにより、使用される超音波パルス生成方法200の流れ図である。方法200は、ステップ210で開始し、その後この方法は、CMUTトランスデューサアレイ110が設けられるステップ220に進む。ステップ230では、CMUTトランスデューサアレイ110は、電圧源45により駆動されて、超音波システム、例えば上記でより詳細に説明された超音波診断撮像システム1の送信モードでチャープパルスを生成し、そのチャープパルスは、例えばシステム1が高解像度撮像のために使用される場合など、チャープパルスが望ましくない場合に典型的に適用される板150を例えば使用して、任意選択のステップ240で圧縮されてもよい。或いは、この圧縮ステップ240は、超音波治療システムの場合には上述したように任意選択的に分散性板150と組み合わせて、患者の組織により、適用されてもよい。

【 0 0 8 8 】

次に、この方法は、超音波診断撮像システム1について、ステップ250で受信モードに切り替わることにより先に進んでもよく、ステップ250では、例えば送信に使用されなかったトランスデューサアレイ110のCMUTセル100のサブセットを使用して、或いはチャープパルスを送信するために先に使用されたCMUTセル100を受信モードで動作させることにより、パルスエコーが前述したように受信され、この受信されたパル

10

20

30

40

50

スエコーは、例えば上述したように処理されて所望の超音波画像を生成する。斯様な超音波エコーの処理は、それ自体よく知られているので、簡潔さのためにのみ、更に詳細には説明されない。任意の適切な超音波エコー処理技術が適用されてもよいことは、言うに与えておく。一実施形態では、ステップ250の受信モードは、上記でより詳細に説明されたように、異なる時点で到来するパルスエコーの異なる周波数成分に対するCMUTセル100の感度を最適化するために、CMUTセル100に単調に変動する電圧を供給することを含んでもよい。

【0089】

続いて、ステップ260で、画像化が完了したかどうかチェックされる。完了していない場合、方法200は次の送信/受信サイクルのためにステップ230に戻る。そうでなければ、この方法はステップ270で終了する。

10

【0090】

ここで、CMUTセル100の前述した新規性のある動作に加えて、超音波診断撮像システムの場合には、送信モードの間の励振信号の生成と信号受信との両方において、追加の高度な信号処理技術が使用されてもよいことが明らかであることに、留意されたい。例えば、異なる受信エコーに遅延が適用されて、個々の周波数の異なる送信時間を補償してもよく、又は、パルス圧縮技術が画像形成の前に使用されてもよい。本発明のコンテキストで使用されることができ他の適切な信号処理技術が、当業者には明らかであろう。

【0091】

上述した実施形態は、本発明を限定するよりはむしろ例示するものであり、当業者であれば添付の特許請求の範囲から逸脱することなく多数の代替の実施形態をデザインすることができることに、留意されたい。特許請求の範囲では、括弧の間に置かれたいかなる参照符号も、特許請求の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。「含む (comprising)」という語は、特許請求の範囲に列挙された要素又はステップ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。要素に先行する「1つの (a)」又は「1つの (an)」という語は、複数の斯様な要素の存在を排除するものではない。本発明は、幾つかの別個の要素を含むハードウェアによって実装されることができる。幾つかの手段を列挙する装置の請求項において、これらの手段のうちの幾つかは、全く同一のハードウェア品目によって具現化されることができる。特定の処置が互い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、これらの処置の組み合わせが利益を得るように使用され得ないということを示すものではない。

20

30

【 図 1 】

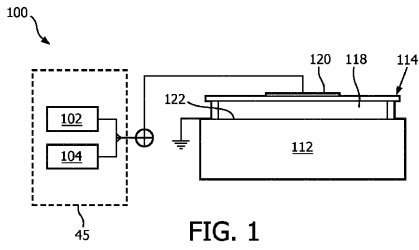


FIG. 1

【 図 2 a 】

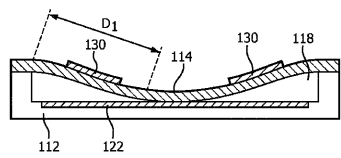


FIG. 2a

【 図 2 b 】

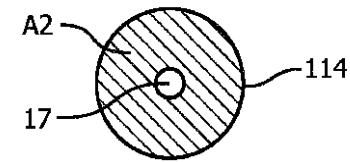


FIG. 2b

【 図 4 】

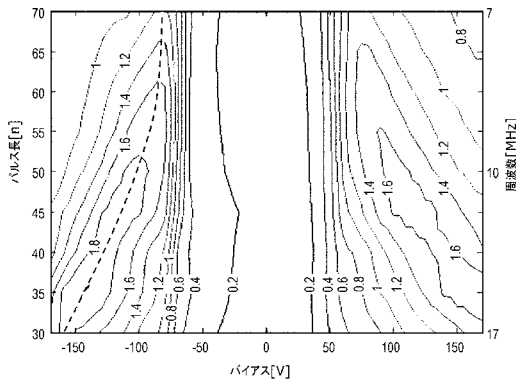


図 4

【 図 5 】

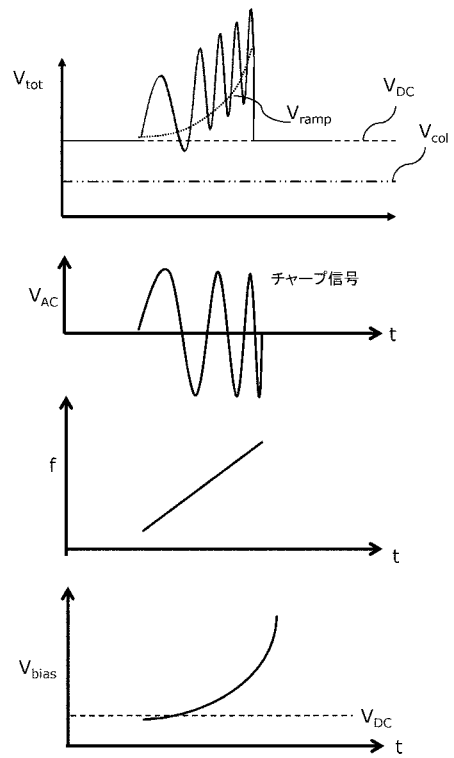


図 5

【 図 3 a 】

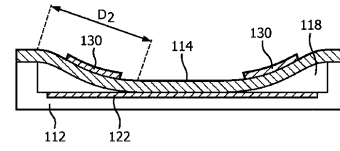


FIG. 3a

【 図 3 b 】

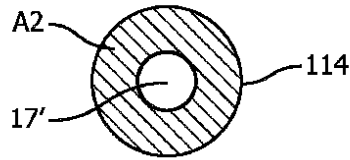


FIG. 3b

【 図 6 】

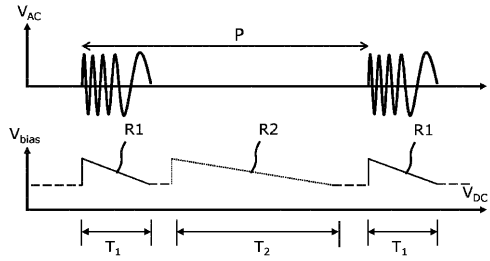


FIG. 6

【 図 7 】

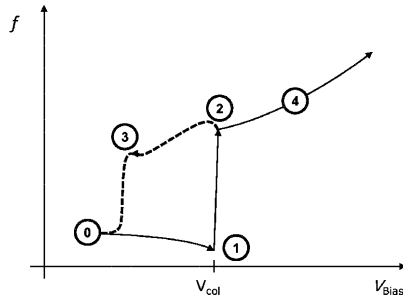


FIG. 7

【 図 8 】

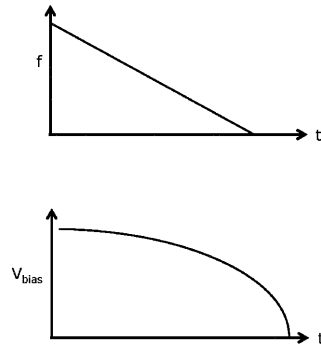


FIG. 8

【 図 9 】

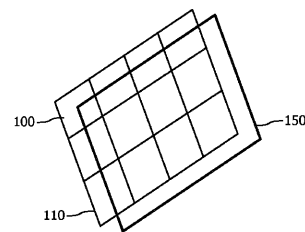


FIG. 9

【 図 10 】

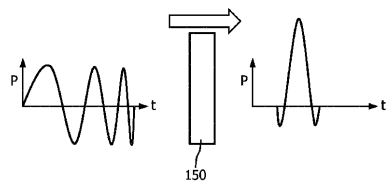


FIG. 10

【 図 11 】

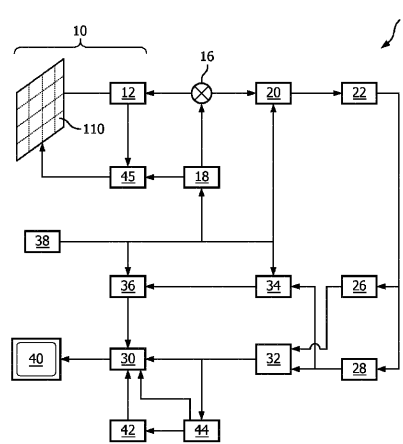


FIG. 11

【 図 12 】

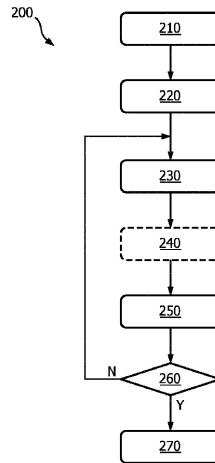


FIG. 12

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/077291

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B8/00 B06B1/02	G01S15/89 G01N29/34
ADD.	A61N7/00	
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 G01S H04R		
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) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	0. ORALKAN ET AL: "Experimental characterization of collapse-mode CMUT operation", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, vol. 53, no. 8, 1 August 2006 (2006-08-01), pages 1513-1523, XP055194946, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2006.1665109 abstract chapter "III. EXPERIMENTAL METHODS" chapter "VI. CONCLUSIONS" figures 3,5 ----- -/--	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of 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 27 January 2016		Date of mailing of the international search report 10/02/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Willig, Hendrik

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/077291

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>MISARIDIS T ET AL: "Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I: basic concepts and expected benefits", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 52, no. 2, 1 February 2005 (2005-02-01), pages 177-191, XP011367334, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2005.1406545 abstract figure 6</p>	1-15
A	<p>-----</p> <p>PARK K K ET AL: "Comparison of conventional and collapse-mode CMUT in 1-D array configuration", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2011 IEEE INTERNATIONAL, IEEE, 18 October 2011 (2011-10-18), pages 1000-1003, XP032230863, DOI: 10.1109/ULTSYM.2011.0245 ISBN: 978-1-4577-1253-1 abstract figure 1</p>	1-15
A	<p>-----</p> <p>AYDO DU ELIF ET AL: "Parametric nonlinear lumped element model for circular CMUTs in collapsed mode", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE, US, vol. 61, no. 1, 1 January 2014 (2014-01-01), pages 173-181, XP011536266, ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2014.6689785 [retrieved on 2013-12-19] abstract figure 12</p> <p>-----</p>	1-15

 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 ペカル マーティン

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 バン ダー マーク マルティヌス ベルナルドゥス

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

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE05 GB06 HH10 JB44

专利名称(译)	超声波系统和方法		
公开(公告)号	JP2017536217A	公开(公告)日	2017-12-07
申请号	JP2017546027	申请日	2015-11-20
[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	ペカルマーティン バンダーマークマルティヌスベルナルドゥス		
发明人	ペカル マーティン バン ダー マーク マルティヌス ベルナルドゥス		
IPC分类号	A61B8/14 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4483 B06B1/0215 B06B1/0292 B06B2201/51 G01S7/52038 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8954 A61B8/4494 A61B8/54 A61N7/00 G01N29/2406		
FI分类号	A61B8/14 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE05 4C601/GB06 4C601/HH10 4C601/JB44		
优先权	2014194623 2014-11-25 EP		
其他公开文献	JP6684817B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声系统1，其包括探头10，探头10包括CMUT（电容性微加工超声换能器）单元100的阵列110，每个单元包括带有第一电极122的衬底112，衬底通过间隙118与包含第二电极120的柔性膜114在空间上隔开，并且系统包括耦合至探针的偏置电压源45。适于向CMUT单元的至少一部分的第一电极和第二电极中的每个提供单调变化的偏置电压，包括在探针的传输模式下单调变化的频率调制。结果，CMUT单元在沉陷状态下工作，并且在所述传输模式期间传输至少一个线性调频脉冲。这样的系统例如是超声成像系统或超声治疗系统。还公开了使用这种系统的超声脉冲产生方法。

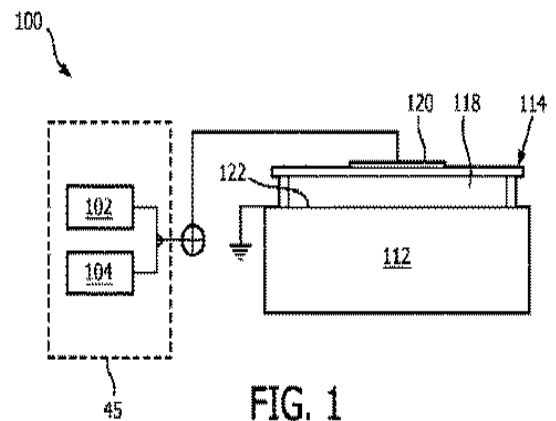


FIG. 1