

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第6998379号**  
**(P6998379)**

(45)発行日 令和4年1月18日(2022.1.18)

(24)登録日 令和3年12月22日(2021.12.22)

(51)国際特許分類

A 6 1 B	8/00 (2006.01)	F I	A 6 1 B	8/00	
H 0 4 R	19/00 (2006.01)		H 0 4 R	19/00	3 3 0
B 8 1 B	3/00 (2006.01)		B 8 1 B	3/00	
B 8 1 B	7/02 (2006.01)		B 8 1 B	7/02	
H 0 1 H	59/00 (2006.01)		H 0 1 H	59/00	

請求項の数 14 (全32頁)

(21)出願番号 特願2019-533553(P2019-533553)  
 (86)(22)出願日 平成29年12月21日(2017.12.21)  
 (65)公表番号 特表2020-513893(P2020-513893  
 A)  
 (43)公表日 令和2年5月21日(2020.5.21)  
 (86)国際出願番号 PCT/EP2017/083996  
 (87)国際公開番号 WO2018/115226  
 (87)国際公開日 平成30年6月28日(2018.6.28)  
 審査請求日 令和2年12月18日(2020.12.18)  
 (31)優先権主張番号 16206333.3  
 (32)優先日 平成28年12月22日(2016.12.22)  
 (33)優先権主張国・地域又は機関  
 欧州特許庁(EP)

(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 アーヘー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 52  
 110001690  
 (74)代理人 特許業務法人M&Sパートナーズ  
 ロエブル ハンス ペーター  
 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  
 (72)発明者 シュレポフ セルゲイ  
 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  
 最終頁に続く

(54)【発明の名称】 容量性高周波微小電気機械スイッチのシステム及び動作方法

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

基板と、

前記基板に接続された第1の電極と、

前記第1の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

前記可撓性メンブレンに接続された第2の電極と、

前記第1の電極と前記第2の電極及び前記可撓性メンブレンとの間の誘電体スタックであつて、第1の密度の電気的に活性な欠陥を有する第1の誘電体層、及び、前記第1の密度よりも低い第2の密度の電気的に活性な欠陥を有する第2の誘電体層を含み、前記第1の誘電体層及び前記第2の誘電体層は、同じ材料から構成される、前記誘電体スタックとを含む、容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項2】**

前記第1の誘電体層及び前記第2の誘電体層は、二酸化ケイ素SiO<sub>2</sub>を含む、請求項1に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項3】**

前記第1の誘電体層は原子層堆積を使用して構成される、請求項2に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項4】**

前記第2の誘電体層は、化学気相堆積を使用して構成される、請求項2に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項 5】**

前記第2の誘電体層は、前記第1の誘電体層よりも厚く、少なくとも2倍厚い、請求項3又は4に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項 6】**

前記第1の誘電体層及び前記第2の誘電体層は、アルミニウムジオキシドAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>又は酸化ハフニウム(IV)HfO<sub>2</sub>を含む、請求項1に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項 7】**

前記誘電体スタックは、

前記第1の誘電体層及び前記第2の誘電体層の誘電特性に基づいて選択された第3の誘電体層をさらに含む、請求項1から6の何れか一項に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

10

**【請求項 8】**

前記第1の誘電体層及び前記第2の誘電体層がSiO<sub>2</sub>を含み、前記第3の誘電体層はアルミニウムジオキシドAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>を含む、請求項7に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項 9】**

容量性微細加工超音波トランステューサセルである、請求項1から8の何れか一項に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチ。

**【請求項 10】**

請求項9に記載の容量性高周波微小電気機械スイッチの容量性微細加工超音波トランステューサセルのアレイを含む、超音波プローブと、

20

前記超音波プローブに結合された電圧源であって、前記容量性微細加工超音波トランステューサセルの前記第1の電極と前記容量性微細加工超音波トランステューサセルの前記第2の電極との間に、前記容量性微細加工超音波トランステューサセルを崩潰モードにするバイアス電圧を供給することと、前記容量性微細加工超音波トランステューサセルの前記第1の電極と前記第2の電極との間に刺激電圧を供給することを行う、前記電圧源とを備える、超音波システム。

**【請求項 11】**

前記刺激電圧が、所定の周波数で前記容量性微細加工超音波トランステューサセルの可撓性メンブレンを振動させる、請求項10に記載の超音波システム。

30

**【請求項 12】**

前記第2の電極は、入来振動を検出する、請求項10又は11に記載の超音波システム。

**【請求項 13】**

前記第2の電極によって検出された入来振動に基づいてデータを生成する信号プロセッサをさらに含む、請求項10から12の何れか一項に記載の超音波システム。

**【請求項 14】**

容量性高周波微小電気機械スイッチを動作させるための方法であって、前記容量性RFM-EMSは、

基板と、

40

前記基板に接続された第1の電極と、

前記第1の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

前記可撓性メンブレンに接続された第2の電極と、

前記第1の電極と前記第2の電極及び前記可撓性メンブレンとの間の誘電体スタックであって、第1の密度の電気的に活性な欠陥を有する第1の誘電体層、及び前記第1の密度よりも低い第2の密度の電気的に活性な欠陥を有する第2の誘電体層を含む、前記誘電体スタックと

を備え、

前記方法は、

前記容量性高周波微小電気機械スイッチの前記第1の電極に前記容量性高周波微小電気機

50

械スイッチを崩潰モードにするバイアス電圧を供給し、それによって、前記第1の電極と前記第2の電極との間に電界を作り出すステップと、

前記第2の電極に刺激電圧を供給し、それによって、前記第1の電極と前記第2の電極との間の前記電界を増加させるステップと、

前記第1の誘電体層を第1の程度の分極に、及び、前記第2の誘電体層を前記第1の程度よりも低い第2の程度に分極させ、それによって、前記第1の電極と前記第2の電極との間の前記バイアス電圧に負のドリフトを引き起こすステップと、

前記第1の誘電体層内の空間電荷を第1のレベルの配向に、及び、前記第2の誘電体層内の空間電荷を前記第1のレベルよりも大きい第2のレベルの配向に配向させ、それによって、前記第1の電極と前記第2の電極との間の前記バイアス電圧に正のドリフトを引き起こし、それによって、前記第1の電極と前記第2の電極との間の前記バイアス電圧の全ドリフトを最小化するステップと

有する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、容量性高周波微小電気機械スイッチR F M E M Sに関し、特に、超音波イメージングシステムで使用するための容量性機械加工超音波トランスデューサC M U Tに関する。

【0002】

本発明は、さらに、前記容量性R F M E M S及びC M U Tを動作させる方法に関する。

【背景技術】

【0003】

医用イメージングに使用される超音波トランスデューサは、高品質診断画像の生成をもたらす多数の特性を有する。これらの中に、高解像度及び高感度を可能にする広い帯域幅と、超音波周波数の音響信号の大きい焦点深度を可能にする大きい圧力出力とがある。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材料で作られており、P Z Tは、特に、選り抜きの材料として普及している。しかしながら、P Z Tには多くの注目すべき欠点がある。

【0004】

第1に、セラミックP Z T材料は、ダイシング、整合層接合、充填材、電気めっき、及び相互接続を含む製造プロセスを必要とし、製造プロセスは、明確に異なり複雑であり、多彩な取扱いを必要とし、製造プロセスのすべては、所望よりも低いトランスデューサスタックユニットの歩留りをもたらす。この製造の複雑さは、最終のトランスデューサプローブのコストを増加させ、要素間の最小間隔並びに個々の要素のサイズにデザイン制限を課す。

【0005】

その上、P Z T材料は、水又は生物組織に対する整合インピーダンスが不十分であり、その結果、関心媒体に整合する所望の音響インピーダンスを得るには整合層をP Z T材料に追加する必要がある。超音波システムメインフレームが、より小さくなり、信号処理機能の大部分のためのフィールドプログラマブルゲートアレイ(F P G A)及びソフトウェアによって支配されるようになるにつれて、システムメインフレームのコストはシステムのサイズとともに低下している。超音波システムは、現在、例えば、超音波診断イメージングシステムとして、又は高エネルギー超音波パルスを使用して特定の(組織)異常を除去する超音波治療システムとして使用するために、安価な携帯、デスクトップ、及びハンドヘルド形態で利用可能である。その結果、トランスデューサプローブのコストは、システムの全コストに占める割合が絶えず増加しており、その増加は、超音波診断イメージングシステムの場合に3 Dイメージングで使用される要素数の多いアレイの出現によって加速されている。

【0006】

10

20

30

40

50

電子ステアリングによる超音波 3 D イメージングで使用されるプローブは、トランステューサ要素の 2 次元（ 2 D ）アレイのためのマイクロビーム形成を行う専用の半導体デバイス特定用途向け集積回路（ A S I C ）に依拠する。したがって、低コスト超音波システムの必要性に役立つように改善された歩留り及びより低いコストで及び好ましくは半導体製造と両立する製造プロセスによりトランステューサアレイを製造できることが望ましい。

#### 【 0 0 0 7 】

最近の開発により、医用超音波トランステューサが半導体プロセスによってバッチ製造されるという見通しがもたらされた。望ましくは、これらのプロセスは、超音波プローブによって必要とされる A S I C 回路を製作するために使用されるプロセス、例えば、 C M O S プロセスなどと同じものであるべきである。これらの開発により、微細加工超音波トランステューサ、すなわち M U T が製作されている。好ましい形態は容量性 M U T （ C M U T ）である。 C M U T トランステューサは、受信した超音波信号の音波振動を変調されたキャパシタンスに変換する電極を有する小さいダイヤフラム様デバイスである。

10

#### 【 0 0 0 8 】

送信のために、電極に印加される容量性電荷を変調して、デバイスのダイヤフラムを振動 / 移動させ、それによって、超音波を送信する。これらのダイヤフラムは半導体プロセスによって製造されるので、デバイスは、一般に、 1 0 ~ 5 0 0 マイクロメートル範囲の寸法を有することができ、ダイヤフラム直径は、例えば、ダイヤフラム直径をダイヤフラムの所望の共振周波数（範囲）に整合させるように選択され、個々のダイヤフラム間の間隔は、数マイクロメートル未満である。多くのそのような個々の C M U T セルは、一緒に接続され、単一のトランステューサ要素として調和して動作することができる。例えば、 4 個から 1 6 個の C M U T セルが一緒に結合されて、単一のトランステューサ要素として調和して機能することができる。典型的な 2 D トランステューサアレイは、例として、 2 0 0 0 ~ 1 0 0 0 0 個の C M U T トランステューサ要素又はセルを有することができる。

20

#### 【 0 0 0 9 】

それゆえに、 C M U T トランステューサベース超音波システムの製造は、 P Z T ベースシステムと比較してより費用対効果が高い。その上、そのような半導体プロセスで使用される材料のために、 C M U T トランステューサは、水及び生物組織への非常に改善された音響インピーダンス整合を示し、それは、（多数の）整合層の必要性を取り除き、有効帯域幅の改善をもたらす。

30

#### 【 発明の概要 】

#### 【 発明が解決しようとする課題 】

#### 【 0 0 1 0 】

C M U T セルによって作り出される音響出力（出力圧力）を最適化するために、 C M U T セルはいわゆる崩潰モード（ c o l l a p s e m o d e ）で動作され得る。 C M U T セルは、ダイヤフラム又は可撓性メンブレンの中央部分を間隙を横切って対向する基板上に駆動するバイアス電圧によって駆動され、設定周波数を有する刺激が供給され、それにより、ダイヤフラム又は可撓性メンブレンが設定周波数で共振する。メンブレンが崩潰状態になる電圧は崩潰電圧 V C と呼ばれる。しかしながら、崩潰モードで C M U T セルを動作させる欠点は、 C M U T セルの寿命に悪影響を与えることである。これは、主として、帯電の影響、すなわち、分極、電荷注入、空間電荷配向によって引き起こされ、それは、崩潰電圧によって引き起こされる高い電界の存在下で、 C M U T セルの電極を分離している誘電体層内で生じる。このさらなる影響は、時間とともに崩潰電圧 V C がシフトすることである。 C M U T セルは、セルの動作窓を規定するバイアス電圧及びセルキャパシタンスの動作範囲を有する。バイアス電圧又はセルキャパシタンスのシフトは、 C M U T セルの送信特性及び受信特性のシフトを引き起こし、それは、超音波画像品質に悪影響をもたらす。

40

#### 【 0 0 1 1 】

C M U T セルは、本質的に、容量性 R F M E M S スイッチとして機能する。 C M U T セル特性のドリフトに関連する上述の問題は、より一般には、 M E M S スイッチに、特に、共

50

振動作モードに基づく容量性 R F M E M S スイッチに当てはまる。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明は特許請求の範囲によって定義される。

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様による例によれば、容量性高周波微小電気機械スイッチ R F M E M S が提供され、容量性高周波微小電気機械スイッチ R F M E M S は、

基板と、

基板に接続された第 1 の電極と、

第 1 の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

可撓性メンブレンに接続された第 2 の電極と、

第 1 の電極と第 2 の電極及び可撓性メンブレンとの間の誘電体スタックであって、

第 1 の密度の電気的に活性な欠陥を有する第 1 の誘電体層、及び、

第 1 の密度よりも低い第 2 の密度の電気的に活性な欠陥を有する第 2 の誘電体層

を含む、誘電体スタックと

を含む。

【 0 0 1 4 】

例えば、容量性 R F M E M S スイッチが第 1 の電極に印加されたバイアス電圧を有するとき、電界が、第 1 の電極と第 2 の電極との間に生成される。バイアス電圧が容量性 R F M E M S スイッチの崩潰電圧を超える場合、スイッチは、超音波システム内の C M U T セルで使用されるような崩潰モードで動作する。電界密度は、スイッチの崩潰部分内において、この点で 2 つの電極が最も接近しているので、最も強くなる。電界は、誘電体スタックの第 1 の誘電体層及び第 2 の誘電体層の帯電をもたらす。電界により、誘電体層は分極され、それは、スイッチの崩潰電圧に負のシフトをもたらす。分極の程度は、誘電体層の電気的に活性な欠陥密度に依存する。崩潰電圧のシフトは、ドリフト電圧として知られている。したがって、ドリフト電圧、及びドリフト電圧の測定値は、崩潰電圧の変化を指す。

【 0 0 1 5 】

電界のさらなる影響は、誘電体層内の空間電荷の配向である。誘電体層内の電荷担体、すなわち、誘電体層の伝導帯内の電荷担体は、スイッチの電極に向かって配向し、それは、誘電体層を横切って空間電荷を生成する。空間電荷の配向は正のドリフト電圧をもたらす。この影響は、低い電気的に活性な欠陥密度を有する誘電体において支配的である。

【 0 0 1 6 】

加えて、第 1 の電極及び第 2 の電極からの電荷担体のトンネリングに起因して、電荷注入が両方の誘電体層に生じる。電荷注入は、負のドリフト電圧をもたらし、それによって、誘電体層の分極の影響を増大させる。

【 0 0 1 7 】

崩潰電圧にそれぞれ負のシフト及び正のシフトを生成する第 1 の誘電体層及び第 2 の誘電体層を設けることによって、2 つのドリフト電圧が互いに相殺することが可能である。言い換えれば、全ドリフト電圧は、第 1 の誘電体層及び第 2 の誘電体層の相反する帯電効果によって最小化される。

【 0 0 1 8 】

「第 1 の電極と第 2 の電極及び可撓性メンブレンとの間」とは、第 1 の電極と、第 2 の電極及び可撓性メンブレンの組合せとの間、又は、言い換えれば、第 1 の電極と、第 2 の電極及び可撓性メンブレンの両方との間を意味する。

【 0 0 1 9 】

誘電体スタックは第 1 の電極（すなわち、基板電極）に接続され、その結果、誘電体スタックは、可撓性メンブレンから空間的に分離される。一実施形態では、第 1 の誘電体層及び第 2 の誘電体層は、同じ材料から構成される。2 つの層を異なるやり方で準備することによって、同じ材料は異なる誘電特性を示すことが可能である。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

40

50

一実施形態では、第1の誘電体層及び第2の誘電体層は、二酸化ケイ素SiO<sub>2</sub>を含む。

【0021】

二酸化ケイ素SiO<sub>2</sub>は、市販の誘電体材料である。二酸化ケイ素の誘電特性は、製造方法に応じて変わる。

【0022】

いくつかの実施形態では、第1の誘電体層は原子層堆積ALDを使用して構成され、それにより、電界の下での分極効果への感受性が大きくなる。

【0023】

SiO<sub>2</sub>の原子層堆積により第1の誘電体層を製造することによって、第1の誘電体層は、第2の層と比較してより高い程度の分極の影響を示し、それは、負の電圧ドリフトの生成をもたらす。

10

【0024】

一構成では、第2の誘電体層は、化学気相堆積CVDを使用して構成され、それは、より大きい感受性空間電荷配向をもたらす。

【0025】

SiO<sub>2</sub>の化学気相堆積により第2の誘電体層を製造することによって、第2の誘電体層は、第1の誘電体層と比較してより高いレベルの空間電荷配向を示し、それは、正の電圧ドリフトの生成をもたらす。

【0026】

いくつかの構成では、第2の誘電体層は、第1の誘電体層よりも厚く、例えば少なくとも2倍厚い、例えば3倍厚い。

20

【0027】

第1の誘電体層及び第2の誘電体層が、それぞれ、SiO<sub>2</sub>のALD及びCVDによって製造されると、第1の誘電体層に関連する負の電圧ドリフトは、第2の誘電体層に関連する正の電圧ドリフトよりもかなり大きくなり得る。より厚い第2の誘電体層を設けることによって、これを補償し、ドリフト電圧をさらに最小化することが可能である。

【0028】

いくつかの実施形態では、第1の誘電体層及び第2の誘電体層は、アルミニウムジオキシドAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>又は酸化ハフニウム(HfO<sub>2</sub>)を含む。Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>及びHfO<sub>2</sub>は、異なる誘電特性を示す第1の層及び第2の層に処理され得る市販の誘電体のさらなる例である。

30

【0029】

いくつかのデザインでは、誘電体スタックは、

第1の誘電体層及び第2の誘電体層の誘電特性に基づいて選択された第3の誘電体層をさらに含む。第1の誘電体層及び第2の誘電体層の誘電特性に基づいて第3の誘電体層を設けることによって、電圧ドリフトの最小化がさらに最適化され得る。これは、スイッチの空間的要件が第1の誘電体層及び第2の誘電体層になされ得る厚さの変化を制限する場合に、より重要になる。

【0030】

第1の誘電体層及び第2の誘電体層がSiO<sub>2</sub>を含むさらなるデザインでは、第3の誘電体層は酸化アルミニウムAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>を含む。このように、第3の誘電体層は、第1の誘電体及び第2の誘電体層と同じ材料から構成される必要はなく、これは、崩潰電圧、すなわち、ドリフト電圧のシフトが誘電特性の最適な組合せにより最小化され得ることを意味する。

40

【0031】

様々な実施形態において、容量性RFMEMSは、容量性微細加工超音波トランスデューサCMUTセルである。

【0032】

容量性微細加工超音波トランスデューサセルは、超音波高周波パルスを生成するために超音波システムの超音波プローブで使用され得る容量性RFMEMSの一例である。

50

**【 0 0 3 3 】**

本発明の一態様による例によれば、超音波システムが提供され、超音波システムは、上述で論じたような C M U T セルのアレイを含む、超音波プローブと、超音波プローブに結合された電圧源であって、C M U T セルの第 1 の電極と C M U T セルの第 2 の電極との間にバイアス電圧を供給することであり、バイアス電圧が C M U T セルを崩潰モードにするように構成される、供給することと、C M U T セルの第 1 の電極と第 2 の電極との間に刺激電圧を供給することを行なうように構成される、電圧源とを備える。

**【 0 0 3 4 】**

超音波システムによって必要とされるように、崩潰モードでセルを駆動することに関連する電圧ドリフトを最小化することができる誘電体層を含む C M U T セルを超音波プローブに設けることによって、システムの寿命とシステムによって作り出される画像品質とが改善される。

10

**【 0 0 3 5 】**

C M U T セルを崩潰モードで動作させることによって、C M U T アレイの圧力出力、帯域幅、及び動作安定性は、医用超音波イメージングのために必要とされる基準を満たすことができる。C M U T セルを崩潰モードで動作させると、しばしば、ドリフト電圧として知られているセルの崩潰電圧のシフトがもたらされ、それは、超音波システムの寿命及び超音波システムによって作り出される画像品質に悪影響を及ぼすが、しかしながら、これは、前記ドリフト電圧を最小化することができる誘電体層を C M U T セルに設けることによって克服される。

20

**【 0 0 3 6 】**

いくつかのデザインでは、刺激電圧が、所定の周波数で C M U T セルの可撓性メンブレンを振動させるように構成される。

**【 0 0 3 7 】**

このようにして、高周波 ( R F ) パルスを生成することが可能である。超音波システムでは、このパルスは、20 kHz から数十 MHz に及ぶ。

**【 0 0 3 8 】**

様々な構成において、第 2 の電極は、入来振動を検出するように構成される。

**【 0 0 3 9 】**

R F パルスが対象者、例えば患者に放出された後、R F パルスは、障害物に出会いまで対象者を通って進む。障害物のところで、R F パルスの超音波は、部分的に反射されて超音波システムの方に戻る。次いで、超音波は、C M U T アレイを収容する超音波プローブの表面に衝撃を与え、C M U T セルの可撓性メンブレンを振動させる。

30

**【 0 0 4 0 】**

一構成では、システムは、第 2 の電極によって検出された入来振動に基づいてデータを生成するように構成された信号プロセッサをさらに含む。

**【 0 0 4 1 】**

C M U T セルの可撓性メンブレンの振動は、第 2 の電極によって検出され得る。言い換えれば、可撓性メンブレンの振動は、第 2 の電極において電気信号を生成する。次いで、この電気信号は、信号プロセッサによって解釈され得、超音波画像を構成するためのデータを生成するために使用される。

40

**【 0 0 4 2 】**

本発明の一態様による例によれば、

容量性 R F M E M S を動作させるための方法が提供され、容量性 R F M E M S は、基板と、

基板に接続された第 1 の電極と、

第 1 の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

可撓性メンブレンに接続された第 2 の電極と、

第 1 の電極と第 2 の電極及び可撓性メンブレンとの間の誘電体スタックであって、第 1 の密度の電気的に活性な欠陥を有する第 1 の誘電体層、及び、

50

第1の密度よりも低い第2の密度の電気的に活性な欠陥を有する第2の誘電体層を含む、誘電体スタックとを備え、この方法は、

容量性RFMEMSの第1の電極に容量性RFMEMSを崩潰モードにするように構成されるバイアス電圧を供給し、それによって、第1電極と第2の電極との間に電界を作り出すステップと、

第2の電極に刺激電圧を供給し、それによって、第1の電極と第2の電極との間の電界を増加させるステップと、

第1の誘電体層を第1の程度の分極に、及び第2の誘電体層を第1の程度よりも低い第2の程度に分極させ、それによって、第1の電極と第2の電極との間のバイアス電圧に負のドリフトを引き起こすステップと、

第1の誘電体層内の空間電荷を第1のレベルの配向に、及び第2の誘電体層内の空間電荷を第1のレベルよりも大きい第2のレベルの配向に配向させ、それによって、第1の電極と第2の電極との間のバイアス電圧に正のドリフトを引き起こし、それによって、第1の電極と第2の電極との間のバイアス電圧の全ドリフトを最小化するステップとを有する。

#### 【0043】

本発明のさらなる態様による例によれば、容量性微細加工超音波トランスデューサCMUTセルが提供され、CMUTセルは、

基板と、

基板に接続され、中心軸のまわりに形成された第1の電極と、

第1の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

可撓性メンブレンに接続された第2の電極であって、第1の電極と同心である、第2の電極と

を備え、

第1の電極及び第2の電極の一方はリングを含み、リング電極と第3の電極とが空間的に分離されるようにリングの中央部分を占める当該第3の電極がある。

#### 【0044】

崩潰モードで動作しているとき、CMUTセルの崩潰領域は、最大の電界強度を経験する。電界密度は、デバイスの両端に印加された電圧を電極間の層の厚さで除算することによって決定される。この層は、可撓性メンブレンと基板の一部とを含むことができ、1つ又は複数の誘電体層をさらに含むことができる。電界は、最も低い誘電体誘電率を有する層に集中する。これは、電界が層のすべてに悪影響を引き起こすほどの高さではないが、CMUTセルの崩潰部分の電界の集中が、最も低い誘電体誘電率を有する層に帯電を生じさせるには十分な高さであることを意味する。

#### 【0045】

電極のうちの1つをリングの形状で設け、それによって、CMUTセルの崩潰部分から第2の電極を取り除くことによって、セルの崩潰部分内の電界が低減される。このようにして、CMUTを崩潰モードで動作させるのに必要とされる電界によって引き起こされる帯電効果を低減することが可能である。一実施形態では、CMUTセルは、可撓性メンブレンに接続された第3の電極をさらに含み、第3の電極は、第2の電極と第3の電極とが空間的に分離されるように、第2の電極によって画定されたリングの中央部分を占める。

#### 【0046】

このようにして、第3の電極は、CMUTセルの崩潰部分を占めるように可撓性メンブレンに接続される。これは、崩潰部分内の電界のより優れた制御を可能にし、それは、次いで、セルの崩潰部分の帯電効果のさらなる低減をもたらす。いくつかの実施形態では、第3の電極は電気的に接地される。

#### 【0047】

第3の電極を接地することによって、CMUTセルの崩潰部分は、セルを崩潰モードへと駆動するために必要とされるバイアス電圧に対応する電界密度のみを経験する。言い換え

10

20

30

40

50

れば、超音波 R F パルスを生成するために必要とされる刺激電圧は、もはや崩潰部分の電界密度に寄与しない。このようにして、崩潰部分の帯電、それゆえに、ドリフト電圧は、最小化されるか又はさらに完全に防止される。

**【 0 0 4 8 】**

様々な実施形態では、第 1 の電極が可撓性メンブレンに接続され、第 2 の電極及び第 3 の電極が基板に接続される。

**【 0 0 4 9 】**

この代替の構成において上述と同じ効果を達成することが可能である。

**【 0 0 5 0 】**

いくつかのデザインでは、C M U T セルには、中心軸のまわりに形成され、基板と可撓性メンブレンとの間に接続された支持体がさらに含まれる。第 1 の電極はリングの形状である。

10

**【 0 0 5 1 】**

C M U T セルの中央領域に支持体を設けることによって、プレストレスモードでセルを動作させることができあり、それは、崩潰モードでセルを動作させるのと同様の利益を提供する。加えて、第 2 の電極と同様にリングの形状に第 1 の電極を形成することによって、支持体を含む中央領域の電界密度が制限され、それによって、C M U T セル内の帯電が減少する。

**【 0 0 5 2 】**

本発明のさらなる態様による例によれば、超音波システムが提供され、超音波システムは、各々が上述で論じたような C M U T セルのアレイを含む超音波プローブと、超音波プローブに結合される電圧源であって、C M U T セルの第 1 の電極と C M U T セルの第 2 の電極との間にバイアス電圧を供給し、C M U T セルの第 1 の電極と第 2 の電極との間に刺激電圧を供給するように構成される、電圧源と、キャパシタンス感知回路とを備える。

20

**【 0 0 5 3 】**

各々がそれ自体内の帯電効果を低減するか又は除去するように構成されている C M U T セルのアレイを超音波プローブに設けることによって、超音波システムの寿命と、システムによって作り出された画像品質とが、向上する。

30

**【 0 0 5 4 】**

C M U T セルの帯電は、セルの電極間のドリフト電圧として知られている崩潰電圧のシフトを作り出し、それは、セルのキャパシタンスの変化をもたらす。これは、トランステューサの動作が駆動電圧とセルのキャパシタンスの両方に依存するので、定電圧で動作したときセルのトランステューサ特性に変化をもたらす。超音波システムにキャパシタンス感知回路を設けることによって、C M U T アレイ内の各 C M U T セルのキャパシタンス、したがって、帯電効果をモニタすることが可能である。これにより、システムは、各セルの状態をモニタし、セルの帯電がいつシステムの性能に悪影響を及ぼすかの指標をシステムに提供することができる。

**【 0 0 5 5 】**

40

一実施形態では、キャパシタンス感知回路は、所定の電圧を有するテスト信号を生成することと、テスト信号の減衰信号を測定することであって、テスト信号が少なくとも C M U T セルのインピーダンスによって減衰される、測定することと、減衰信号とテスト信号とに基づいて C M U T セルのインピーダンスを決定することと、決定されたインピーダンスに基づいて C M U T セルのドリフト電圧を決定することとを行うように構成される。

**【 0 0 5 6 】**

テスト信号がシステムを通って進むとき、テスト信号は、低雑音増幅器、超音波プローブを超音波システムに接続する同軸ケーブル、及び C M U T セルなどのシステムの様々な構

50

成要素のインピーダンスによって減衰する。

**【 0 0 5 7 】**

既知のテスト信号と測定された減衰信号とを使用して、回路のインピーダンスを計算することが可能である。低雑音増幅器及び同軸ケーブルなどの構成要素のインピーダンスは既知であるので、C M U Tセルのインピーダンスを抽出することが可能である。

**【 0 0 5 8 】**

C M U Tセルのインピーダンスは、セルのキャパシタンスに依存し、したがって、セルの帯電に依存する。このようにして、キャパシタンス感知回路は、超音波システムがC M U Tセルのドリフト電圧、したがって、帯電のレベルをモニタできるようにする。

**【 0 0 5 9 】**

一構成では、ドリフト電圧の絶対値が所定の値を超えていたことに応答して、電圧源は、さらに、バイアス電圧の極性を反転させるように構成される。

10

**【 0 0 6 0 】**

バイアス電圧の極性を反転させることによって、C M U Tセルによって保持されている電荷は消散する。この機能を定期的に実行することによって、C M U Tセルは、超音波システムの超音波画像品質及び寿命に悪影響をもたらす過剰な量の電荷を蓄積しないようとする。

**【 0 0 6 1 】**

さらなる又は他の構成では、ドリフト電圧の絶対値が所定の値を超えていたことに応答して、電圧源は、さらに、刺激電圧の極性を反転させるように構成される。

20

**【 0 0 6 2 】**

このようにして、C M U Tセル内の電荷をさらに消散させることができ、一方、さらに、セルは対象者に超音波を送信することができる。

**【 0 0 6 3 】**

いくつかの場合には、電圧源は、1マイクロ秒未満で極性を反転させるように構成される。

**【 0 0 6 4 】**

この時間枠内で電圧反転を実行すると、最終超音波画像における音響アーチファクトが防止される。

**【 0 0 6 5 】**

本発明のさらなる態様による例によれば、C M U Tセルを動作させるための方法が提供され、C M U Tセルは、

30

基板と、

基板に接続された第1の電極と、

単一の電極から空間的に分離されている可撓性メンブレンと、

可撓性メンブレンに接続された第2の電極と

を含み、

この方法は、

超音波生成サイクルのシーケンスを実行するステップであって、各サイクルが、

C M U Tセルの第1の電極にC M U Tセルを崩壊モードにするバイアス電圧を供給することと、

40

C M U Tセルの第2の電極に刺激電圧を供給することであって、刺激電圧が可撓性メンブレンの一部分を所定の周波数で振動させる、供給することと、

を含む、実行するステップと、

刺激電圧を取り除き、それによって、C M U Tセルが入来音響信号を受信できるようにするステップと

を有し、

シーケンスが、

第1の極性のバイアス電圧を有する第1のサイクル、及び反対の第2の極性のバイアス電圧を有する第2のサイクル、又は

第1の極性の刺激電圧を有する第3のサイクル、及び反対の第2の極性の刺激電圧を有す

50

る第4のサイクル  
を含む。

**【0066】**

典型的な超音波送信シーケンスは、送信セットアップステップ、送信ステップ、及び受信ステップからなる。反対極性のサイクルを使用することによって、CMUTセルのより安定な性能がある期間にわたって得られるように崩壊電圧のドリフトが修正される。

**【0067】**

シーケンスは、交互の第1及び第2のサイクル（すなわち、交番極性バイアス電圧）、又は交互の第3及び第4のサイクル（すなわち、交番極性刺激電圧）を含み得る。

**【0068】**

このように、交番サイクルが自動的に実施されてもよい。代わりに、フィードバック制御があつてもよい。例えば、各超音波生成サイクルは、CMUTセルのドリフト電圧を決定することを含んでもよい。

**【0069】**

送信セットアップステップにCMUTセルのドリフト電圧を決定することによって、送信ステップが始まる前に、CMUTセルの帯電を防止するか又は打ち消すバイアス電圧を供給することが可能である。このようにして、CMUTセルは超音波システムの通常の動作の間に放電され得、これは、別個の放電ステップを必要としないことを意味する。

**【0070】**

決定された電圧に基づいて選択されたバイアス電圧は、送信セットアップステップの間に大きさと極性が変わつてもよい。

**【0071】**

刺激電圧は、CMUTセルの可撓性メンブレンを所定の周波数で振動させるために供給される。このようにして、超音波RFパルスが、生成され、対象者（例えば、患者）に送られる。

**【0072】**

これに続いて、刺激電圧が取り除かれ、可撓性メンブレンは、対象者から戻った反射超音波に応じて自由に振動できるようになる。

**【0073】**

一実施形態では、CMUTセルのドリフト電圧を決定するステップは、  
所定の電圧を有するテスト信号を生成するステップと、  
テスト信号の減衰信号を測定するステップであつて、テスト信号が少なくともCMUTセルのインピーダンスによって減衰される、測定するステップと、  
減衰信号とテスト信号とに基づいてCMUTセルのインピーダンスを決定するステップと、  
決定されたインピーダンスに基づいてCMUTセルのドリフト電圧を決定するステップと  
を有する。

**【0074】**

いくつかの実施形態では、この方法は、ドリフト電圧の絶対値が所定の値を超えていると決定したことに応答して、バイアス電圧の極性を反転させるステップをさらに有する。

**【0075】**

さらなる又は他の実施形態では、この方法は、ドリフト電圧の絶対値が所定の値を超えていると決定したことに応答して、刺激電圧の極性を反転させるステップをさらに有する。

**【0076】**

方法及び装置の特徴は単独で又は組合せで使用されてもよいことに留意されたい。したがつて、誘電体スタックデザインは、同心電極レイアウトの有無にかかわらず使用することができる。同様に、ドリフト電圧を決定する方法は、誘電体スタックデザインの有無にかかわらず、及び同心電極デザインの有無にかかわらず、デザインに適用することができる。

**【0077】**

本発明の実施形態を、添付の図面を参照して、より詳細に、非限定の例として説明する。

**【図面の簡単な説明】**

10

20

30

40

50

**【0078】**

【図1】崩潰モードで動作可能な超音波システムの典型的なCMUTセルを概略的に示す図である。

【図2a-2b】CMUTセルの動作原理を示す図である。

【図3a-3b】CMUTセルの動作原理を示す図である。

【図4】CMUTセルの音響性能の等高線図である。

【図5a-5b】CMUTセルの誘電体内の空間電荷配向及び分極の視覚的説明を示す図である。

【図6】RFMEMSの一実施形態を示す図である。

【図7】RFMEMSの別の実施形態を示す図である。

【図8】図5及び図6のRFMEMSを動作させる方法を概略的に示す図である。

【図9a】一実施形態による緩和モードでのCMUTセルを示す図である。

【図9b】一実施形態による崩潰モードでのCMUTセルを示す図である。

【図10a】別の実施形態による緩和モードでのCMUTセルを示す図である。

【図10b】別の実施形態による崩潰モードでのCMUTセルを示す図である。

【図11】一実施形態によるプレストレスCMUTセルを示す図である。

【図12a】さらなる別の実施形態による緩和モードでのCMUTセルを示す図である。

【図12b】さらなる別の実施形態による崩潰モードでのCMUTセルを示す図である。

【図13】超音波診断イメージングシステムの例示の実施形態を概略的に示す図である。

【図14】キャパシタンス感知回路の一例を示す図である。

【図15】CMUTセルを動作させる方法を示す図である。

【図16】図15の方法の一実施形態を示す図である。

【図17】図15の方法の別の実施形態を示す図である。

【図18】バイアス電圧プロファイルの2つの実施形態を示す図である。

**【発明を実施するための形態】****【0079】**

図は、単に概略であり、原寸に比例して描かれていないことを理解されたい。同じ又は類似の部分を示すために図の全体にわたって同じ参照番号が使用されることも理解されたい。

**【0080】**

本発明は、超音波システム用のCMUTセルなどの容量性高周波微小電気機械スイッチのためのシステム及び動作方法を提供する。RFMEMSは、基板と、基板に接続された第1の電極と、メンブレンと、メンブレンに接続された第2の電極とを含む。

**【0081】**

いくつかの例では、第1の電極と、第2の電極及び可撓性メンブレンとの間に誘電体スタックがある。誘電体スタックデザインは、メンブレン崩潰電圧におけるドリフトを最小化する。他の例では、電極の一方がリングの形状であり、第3の電極がリングの中央の空間を占めるように設けられる。代替として、第1の電極及び第2の電極が両方ともリングの形状であり、リングの内側の電極間に支持体がある。

**【0082】**

図1は、本発明の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を含むトランステューサアレイを有する超音波プローブを含む。本発明の実施形態によるCMUTセル100を、図6、図7、及び図9～図12の助けを借りてより詳細に説明する。以下でさらに詳細に説明するように、そのような超音波システムは、超音波診断イメージングシステムとすることができ、又は超音波治療システムとすることができる。

**【0083】**

そのようなCMUTセル100は、一般に、シリコン基板112の上方に宙に浮かされた可撓性メンブレン又はダイヤフラム114を含み、それらの間に隙間又は空洞118がある。第1の電極122が、この例では、基板112の上面のセルの床に配置される。第2の電極120が、ダイヤフラム114に配置され、ダイヤフラムとともに動く。図示の例

10

20

30

40

50

では、2つの電極は円形である。

**【0084】**

誘電体（図示せず）が、基板112の上と、上部の（第2の）電極120の下とに設けられる。これらの2つの誘電体は、組成及び厚さが等しくしてもよいが、さらに、非対称であってもよい（異なる材料及び厚さ）。

**【0085】**

電極120のデザインの他の具現化が考えられてもよい。例えば、電極120がメンブレン114に埋め込まれてもよい、又は電極120がメンブレン114上に追加的層として堆積されてもよい、などである。この例では、第1の電極122は、非限定の例として、円形に構成され、基板層112に埋め込まれている。他の好適な構成、例えば、第1の電極122が、間隙118に直接露出されるか、又は第2の電極120と第1の電極122との間の短絡を防止するために電気絶縁層又は膜によって間隙118から分離されるような、例えば基板層112上の第1の電極122の他の電極形状及び他の位置があってもよい。加えて、メンブレン層114は、基板層112の上面に対して固定され、メンブレン層114と基板層112との間に球状又は円筒状空洞118を画定するように構成され寸法を合わされる。誤解を避けるために、図1では、第1の電極122が非限定の例として接地されていることに留意されたい。他の構成、例えば、接地された第2の電極120、又は第2の電極120と第1の電極122の両方が浮いていることが、当然、同じように可能である。

10

**【0086】**

セル100及びその間隙118は、代替の幾何学的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断面、六角形断面、橢円形断面、又は不規則な断面を示してもよい。本明細書では、CMUTセル100の直径への言及は、セルの最大横方向寸法として理解されるものとする。

20

**【0087】**

図1において、円筒状空洞118の直径は、円形に構成された電極プレート122の直径よりも大きい。電極120は、円形に構成された電極プレート122と同じ外径を有してもよいが、そのような一致は必要とされず、図1はより大きい電極プレート122を示している。したがって、第2の電極120は、下方の第1の電極プレート122と整列するようにメンブレン層114の上面に対して固定される。CMUTセル100の電極は、デバイスの容量性プレートを形成し、間隙118はキャパシタのプレート間の誘電体である。ダイヤフラムが振動すると、プレート間の誘電体間隙の寸法の変化がキャパシタンスの変化をもたらし、それが、受信音響エコーに対するCMUTセル100の応答として感知される。

30

**【0088】**

電極間の間隔は、電圧源101を用いて電極に静電圧、例えばDCバイアス電圧を印加することによって制御される。電圧源101は、オプションとして、例えば送信モードにおいて、CMUTセル100の駆動電圧のDC成分とAC又は刺激成分とをそれぞれ供給するための別個の段102、104を含むことができる。第1の段102は、静的(DC)電圧成分を生成するように構成され得る。第2の段104は、設定された交番周波数を有する交番可変電圧成分又は刺激を生成するように構成され得、その信号は、一般に、全体的な駆動電圧とその前記の静的成分との間の差である。印加された駆動電圧の静的又はバイアス成分は、CMUTセル100を崩壊状態に強制するために閾値電圧を満たすか又は超えることが好ましい。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いキャパシタ、例えば平滑キャパシタを含むことができるという利点がある。静的成分は、一般に、全電圧を支配し、その結果、全電圧信号のノイズ特性はこの静的成分のノイズ特性によって支配される。電圧電源101の他の好適な実施形態、例えば、電圧電源101が、CMUT駆動電圧の静的DC成分を生成するための第1の段、駆動電圧の可変DC成分を生成するための第2の段、及び信号の周波数変調又は刺激成分を生成するための第3の段、例えばパルス回路などを含む3つの別個の段を含む

40

50

実施形態などは明らかであろう。要約すると、電圧電源 101 は任意の好適なやり方で実施されてもよい。

#### 【0089】

特定の閾値より上の静電圧を印加することによって、CMUT セル 100 は崩潰状態に強制され、メンブレン 114 が基板 112 上に崩潰することが知られている。この閾値は、CMUT セル 100 の正確なデザインによって決まり、メンブレン 114 が電極間の電界による力を介してセルの床に張り付く（接触する）崩潰電圧として知られている DC バイアス電圧として定義される。メンブレン 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。メンブレン 114 と基板 112 との間の接触面積が増加すると、図 2a 及び図 3a の助けを借りてより詳細に説明するように、メンブレン 114 の共振周波数が上昇する。

10

#### 【0090】

崩潰モード CMUT セル 100 の周波数応答は、崩潰の後に CMUT 電極に印加される DC バイアス電圧を調節することによって変更され得る。その結果、電極に印加される DC バイアス電圧が高くなるにつれて、CMUT セルの共振周波数は上昇する。

#### 【0091】

この現象の背後にある原理が、図 2a、図 2b、図 3a、及び図 3b に示される。図 2a 及び図 3a の断面図は、これを、1 次元的に、説明図ごとに、メンブレン 114 の外側支持体と、メンブレンが空洞 118 の床に接触し始める点との間の距離 D1 及び D2 によって示している。比較的低いバイアス電圧が印加された場合、図 2a の距離 D1 は比較的長い距離であり、一方、図 3a の距離 D2 は、より高いバイアス電圧が印加されたことにより非常に短い距離であることが見て分かる。これらの距離は、両端で保持され、次いで弾かれる長い弦と短い弦にたとえられる。長く緩んだ弦は、弾かれたとき、短くぴん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 2a の CMUT セルの共振周波数は、より高いバイアス電圧を受けた図 3a の CMUT セルの共振周波数よりも低い。

20

#### 【0092】

この現象は、図 2b 及び図 3b の 2 次元図からも十分に理解でき、CMUT メンブレンの有効動作面積の関数として変化する。メンブレン 114 が、図 2a に示すように CMUT セルの床にちょうど接触するとき、セルメンブレン 114 の非接触（自由振動）部分の有効振動区域 A1 は、図 2b に示すように大きい。中心の小さい区域 115 は、メンブレンの中心接触領域を示す。大きい区域のメンブレンは、比較的低い周波数で振動する。この区域 115 は、CMUT セルの床に崩潰されるメンブレン 114 の区域である。メンブレンが図 3a におけるように高いバイアス電圧によってより深い崩潰へと引っ張られると、より大きい中央接触区域 115' が、図 3b に示すようにより小さい自由振動区域 A2 をもたらす。この小さい区域 A2 は、大きい A1 の区域よりも高い周波数で振動する。したがって、DC バイアス電圧が減少するとき、崩潰された CMUT セルの周波数応答は減少し、DC バイアス電圧が増加するとき、崩潰された CMUT セル周波数応答は増加する。

30

#### 【0093】

図 4 は、送信中の一定周波数の AC 変調又は周波数変調の形態の刺激を含む印加 DC バイアス電圧の関数としての崩潰モードにおける典型的な CMUT セル 100 の音圧出力の等高線図を示す。対応するパルス長の逆数は印加周波数の 2 倍である。この等高線図から分かるように、CMUT セル 100 が、固定又は静電圧で、例えば、静的値の DC バイアス電圧で動作するとき、最適な音響の性能は、周波数の小さい範囲でしか得られない。しかしながら、バイアス電圧信号のバイアス電圧と周波数変調とを相関して変化させると、等高線図の破線で示すように、CMUT セル 100 の最適音響性能が、はるかに大きい周波数範囲にわたって達成され得、それによって、CMUT セル 100 を含む超音波プローブの送信モードで生成される超音波パルス（又はパルス列）の有効帯域幅が増大する。

40

#### 【0094】

これは、崩潰状態の CMUT セル 100 の共振周波数が印加（DC）バイアス電圧の関数であることを説明した図 2a 及び図 3a に戻って参照して理解することができる。適切な

50

設定周波数を有する刺激を印加することにより特定の設定周波数の超音波パルスを生成するときに印加バイアス電圧を調節することによって、異なる周波数のパルスが生成され、パルス周波数ごとに CMUT セル 100 の（ほぼ）最適な音響性能を示すことができる。それゆえに、これにより、イメージングスペクトルの大きい帯域幅にわたって（ほぼ）最適なイメージング解像度が保証される。

#### 【 0 0 9 5 】

図 5 a 及び図 5 b は、それぞれ、CMUT セルのバイアス電圧への空間電荷配向及び分極の影響を示す。

#### 【 0 0 9 6 】

図 5 a は、第 1 の電極 122、第 1 の誘電体 150、第 2 の電極 120、及び第 2 の誘電体 155 を有する典型的な CMUT セルを示す。第 1 の電極 122 は電気的に接地され、第 2 の電極 120 には正バイアス電圧  $V_b$  が印加される。CMUT セル内の位置に対する電圧のグラフ 160 は、バイアス電圧が最初に印加されたときの CMUT セルを横切る最初の電圧プロファイル 165 を示す。バイアス電圧の印加は、第 1 の電極と第 2 の電極との間に電界 166 を確立する。電界強度は、一般に、 $3.5 \text{ mV/cm}$  から  $6 \text{ mV/cm}$  の範囲にある。

10

#### 【 0 0 9 7 】

第 1 の誘電体及び第 2 の誘電体の伝導帯内の電子及びホールなどの電荷担体は、電界に応じて移動する。この例では、第 2 の電極は正であり、それは、第 1 の誘電体 150 及び第 2 の誘電体 155 内の電子が第 2 の電極 120 の方に引き寄せられることを意味する。同様に、第 2 の電極 120 の正電荷は、第 1 の誘電体及び第 2 の誘電体内の正電荷担体をはねのけ、その結果、第 1 の電極 122 の近くに正電荷が集まることになる。誘電体を横切るこれらの電荷の分布は空間電荷と呼ばれる。この場合、空間電荷の配向は、第 1 電極と第 2 の電極とによって生成された電界 166 に対抗するように作用する電界を作り出す。これは、セルを横切る電圧プロファイルの正のシフトをもたらし、その結果として、電界 166 と比較して、低減した電界強度を有する低減した電界 171 がもたらされる。電極間の電界強度は、電極間の電圧と距離とに比例するので、電圧プロファイル 165 及び 170 の勾配は、電界強度の変化の指標値として使用される。

20

#### 【 0 0 9 8 】

このようにして、CMUT セル内の空間電荷の配向は、崩潰電圧  $V_c$  の正のシフト（すなわち、正のドリフト）をもたらす。間隙の電界が減少するので、メンブレンを崩潰状態にするのにより大きい電圧が必要とされる。言い換えれば、一定のバイアス電圧では、メンブレンは崩潰からドリフトする。

30

#### 【 0 0 9 9 】

図 5 b は、同じバイアス電圧  $V_b$  の下で図 5 a に示したものと同じ CMUT セルに生じる誘電分極を示す。グラフ 180 は、バイアス電圧の印加によって生成されたセルを横切る電圧プロファイル 165 を示す。今度の場合も、バイアス電圧は電界 166 の生成をもたらす。

#### 【 0 1 0 0 】

誘電体層を構成する分子は電気双極子 185 として振る舞い、電気双極子 185 の各々は関連する双極モーメントを有する。外部電界がないときには、すべての分子の電気双極子モーメントはランダムに並ぶ。外部電界 166 が誘電体に印加されると、分子の電気双極子モーメントは、図 5 b に示されるように電界と一致する。これは、誘電体層内の電界 186 の減少と、電極間の電界 187 の増大とをもたらす。これは、グラフ 180 において電圧プロファイル 190 として表される。電界による誘電体層の分極は、セルを横切る崩潰電圧  $V_c$  の負のシフトをもたらす。間隙の電界が誘電体の分極によって増加するので、メンブレンを崩潰状態にするのに必要とされる電圧が低くなる。言い換えれば、接触バイアス電圧において、メンブレンは、間隙内の電界の増加のためにより深く崩潰する。

40

#### 【 0 1 0 1 】

この負の電圧ドリフトは、トンネル効果による電極から誘電体層への電荷担体 195 及び

50

196の注入によってさらに強化される。

**【0102】**

図6は、本発明の一態様による、容量性高周波微小電気機械スイッチ100'RFMEMSを示す。それは、CMUTセル、又は圧力センサ及びマイクロホンで使用される容量性スイッチなどの別のタイプの容量性MEMSを含むことができる。上述のCMUTセルとの類似性を示すために、対応する構成要素には同じ参考番号が使用される。

**【0103】**

スイッチは、基板112と、前記基板に接続された第1の電極122とを含む。第1の電極は、図6に示すように基板の上面に接続され得るが、しかしながら、それは、さらに、基板内に配置されるか、又は基板自体の層を形成してもよい。加えて、第1の電極に接続された誘電体スタック200が設けられ、その結果、誘電体スタックは、間隙118から第1の電極及び基板を分離する。間隙は、ガスで満たされてもよく、又は部分真空であつてもよい。

10

**【0104】**

スイッチは、可撓性メンブレン114と、前記メンブレンに接続された第2の電極120とをさらに含む。可撓性メンブレン及び第2の電極は、間隙118によって誘電体スタック、第1の電極、及び基板から空間的に分離される。図6は、第2の電極が可撓性メンブレンの上面に接続されているように示しているが、しかしながら、第2の電極は、メンブレン内に設けられてもよく、メンブレンの層を形成してもよく、又はメンブレンの底面に接続されてもよい。

20

**【0105】**

誘電体スタックは、第1の誘電体層210と第2の誘電体層220とを含む。図6は、第1の誘電体層を、第2の誘電体層の上面に接続されているように示しているが、しかしながら、誘電体層はまた、第2の誘電体層が第1の誘電体層の上面に接続されるように逆転されてもよい。

**【0106】**

第1の誘電体層210は、第1の密度の電気的に活性な欠陥を含むように構成される。トラップとしても知られている電気的に活性な欠陥は、電界の影響下で誘電体材料内に生じる分極効果の強さに寄与する。第1の誘電体層は、空間電荷の配向を支配する分極効果をもたらす電気的に活性な欠陥の密度を含むように構成される。このようにして、第1の誘電体層は、容量性RFMEMSの崩潰電圧に負のシフトをもたらすことが可能である。

30

**【0107】**

言い換えれば、第1の誘電体層210は、負のドリフト電圧を作り出す。

**【0108】**

第2の誘電体層220は、第1の誘電体層内の第1の密度よりも低い第2の密度の電気的に活性な欠陥を含むように構成される。第2の層の電気的に活性な欠陥密度は、電界の影響下で分極効果を支配する空間電荷の配向をもたらす。このようにして、第2の誘電体層は、容量性RFMEMSの崩潰電圧に正のシフトを作り出すことができる。

**【0109】**

言い換えれば、第2の誘電体層220は、正のドリフト電圧を作り出す。

40

**【0110】**

誘電体スタック200における第1の誘電体層210と第2の誘電体層220との組合せによって、負のドリフト電圧と正のドリフト電圧とが、互いに相殺するように作用する。このようにして、スイッチの誘電体帯電によって作り出される全ドリフト電圧が低減され、寿命と機能の両方が改善され得る。第1の誘電体層と第2の誘電体層とは、同じ材料から造られてもよい。

**【0111】**

一般に使用される誘電体材料は、二酸化ケイ素SiO<sub>2</sub>であり、それは、異なる誘電特性を作り出すために異なるやり方で準備され得る。第1の誘電体層は原子層堆積ALDを使用して造られてもよく、第2の誘電体層は化学気相堆積CVDを使用して造られてもよい。

50

**【 0 1 1 2 】**

原子層堆積は薄膜堆積法であり、所与の材料の薄膜が、表面を交互のガス種にさらすことによって表面に成長する。SiO<sub>2</sub>の場合には、原子層堆積は、材料のバルク内により多くの電気的に活性な欠陥をもたらし、それにより、電界の下での分極効果への感受性が大きくなる。このようにして、第1の誘電体層210は、負のドリフト電圧を示す。

**【 0 1 1 3 】**

ALDと同様に、CVDは、表面が揮発性前駆体ガスにさらされるときに表面に所望の材料を堆積させるものである。SiO<sub>2</sub>の場合には、テトラエチルオルソシリケートTEOSの前駆体ガスが使用され得る。このように作り出された誘電体層は、電気的に活性な欠陥の数が少ないとにより、ALDによって作り出されたものよりも分極効果を受けにくい。これにより、空間電荷の配向は、電界による誘電体帯電効果を支配することができる。このようにして、第2の誘電体層220は、正のドリフト電圧を示す。

10

**【 0 1 1 4 】**

この構成において、ALDを使用してSiO<sub>2</sub>から製造された第1の誘電体層210の分極効果は、CVDを使用してSiO<sub>2</sub>から製造された第2の誘電体層220によって作り出された正のドリフト電圧と比較して、より大きい負のドリフト電圧を作り出す。容量性RFMEMS100の全ドリフト電圧を最小化するために、第2の誘電体層は、第1の層の電圧ドリフトの大きさと一致させるようにより厚くされ得る。この場合、第2の誘電体層は、第1の層よりも、例えば少なくとも2倍厚い、例えば3倍厚い。誘電体層間の相対的厚さに加えて、誘電体スタックの絶対的厚さが、ドリフト電圧を低減するために最適化され得る。

20

**【 0 1 1 5 】**

異なる材料、例えばアルミニウムジオキシドAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>又は酸化ハフニウム(IV)など、及び/又は製造方法が使用される場合、第1の層と第2の層の厚さの比は、ドリフト電圧の最小化をさらに最適化するように変更され得る。

**【 0 1 1 6 】**

図7は、本発明の一態様による容量性RFMEMS100'の別の実施形態を示す。図に示すように、誘電体スタック200は、第3の誘電体層215をさらに含み得る。他の層は、図6を参照して説明した通りである。この層215は、第1の誘電体層210及び第2の誘電体層220の誘電特性に基づいて選択され得る。材料の誘電特性は、電荷注入と感知によるトラップ分光法TSCIS、又は漏洩電流分光法(LCS)により確認され得る。TSCISは材料の界面状態に敏感である。材料が正のドリフト電圧を作り出す指標として、少数の界面状態が役立ち得る。LCSは、材料のバルク状態に敏感である。材料内のより多くのバルク状態が、電界の影響下でより大きい分極効果をもたらす。

30

**【 0 1 1 7 】**

第3の誘電体層を含めることにより、ドリフト電圧の最小化がさらに最適化され得る。第1の誘電体層と第2の誘電体層が両方ともSiO<sub>2</sub>から製作される場合、第3の誘電体層は、酸化アルミニウムAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>から造られてもよい。

**【 0 1 1 8 】**

図6及び図7に示した容量性RFMEMSは、超音波イメージングシステムで使用される容量性微細加工超音波トランസデューサCMUTセルとすることができる。典型的な超音波イメージングシステムの詳細な説明は、図13に関連して以下でさらに説明する。

40

**【 0 1 1 9 】**

基本的な超音波システムは、図6及び図7を参照して説明したようなCMUTセルのアレイと、バイアス電圧を第1の電極122に及び刺激電圧を第2の電極120に供給するように構成された電圧源とを含む超音波プローブを含み得る。他の場合には、バイアス電圧は第2の電極に供給され得、刺激電圧は第1の電極に供給され得る。

**【 0 1 2 0 】**

バイアス電圧はCMUTセルを崩壊モードへと駆動し得、可撓性メンブレン114は誘電体スタック200に接触し、間隙118のサイズを減少させる。これはCMUTの崩壊部

50

分の電界密度を増加させ、有害な帯電効果をもたらす。有害な帯電効果を相殺するように構成された誘電体スタックを CMUT セルに設けることによって、超音波プローブの寿命及び性能が向上し得る。

#### 【 0 1 2 1 】

刺激電圧は、CMUT セルの可撓性メンブレンを所定の周波数で振動させ得る。このようにして、CMUT セルは、超音波パルスを生成することができる。この特徴はさらに逆にも当てはまり、入来振動に応じて可撓性メンブレンが振動できることを意味する。振動は CMUT セルのキャパシタンスの変化を引き起こし、それは第 2 の電極 120 によって電気信号の形態で検出され得る。次いで、これらの電気信号は、信号プロセッサによって解釈され得、超音波画像を構築するための画像データを生成するために使用され得る。

10

#### 【 0 1 2 2 】

図 8 は、図 6 及び図 7 を参照して説明したような容量性 RFMEMS を動作させる方法 300 を示す。

#### 【 0 1 2 3 】

ステップ 310において、バイアス電圧が、容量性 RFMEMS の第 1 の電極 120 に供給される。このバイアス電圧は、崩潰電圧として知られている所定の値を超えている可能性があり、それは CMUT セルを崩潰モードにする。このバイアス電圧は、第 1 の電極と第 2 の電極との間に電界を確立する。

#### 【 0 1 2 4 】

ステップ 320において、可撓性メンブレンの非崩潰部分を振動させることによって超音波 RF パルスを作り出すために、刺激電圧が第 2 の電極に供給される。この刺激電圧は、特に崩潰部分において、スイッチ内の電界密度を増加させる。

20

#### 【 0 1 2 5 】

ステップ 330において、増加した電界は、第 1 の誘電体層を第 1 の程度の分極に、及び第 2 の誘電体層を第 1 の程度よりも低い第 2 の程度に分極させる。これにより、負のドリフト電圧が生成される。

#### 【 0 1 2 6 】

ステップ 340において、第 1 の誘電体層は、空間電荷配向を第 1 のレベルにされ、第 2 の誘電体層は、空間電荷配向を、第 1 のレベルよりも大きい第 2 のレベルにされる。電界による 2 つの誘電体層を横切る空間電荷の配向は、正のドリフト電圧を生成する。このようにして、スイッチの全ドリフト電圧は低下する。

30

#### 【 0 1 2 7 】

誘電体スタック構成は、円形基板電極及びリング形状メンブレン電極に関して上述された。しかしながら、これは、単に一例である。誘電体スタックデザインは、図 1 の例のように中実（すなわち、環状でない）電極とともに使用されてもよい。

#### 【 0 1 2 8 】

図 9 a 及び図 9 b は、それぞれ、緩和モード及び崩潰モードにおける CMUT セル 100 の一実施形態を示す。再び、前の例と同じ機能を実行する層は、同じ参考番号が与えられている。CMUT セル 100 は、基板 112 と、前記基板に接続された第 1 の電極 122 とを含む。CMUT セルは、追加とし、可撓性メンブレン 114 と第 2 の電極 120 とを含み、それらは、第 1 の電極及び基板から間隙 118 によって空間的に分離されている。第 2 の電極は、リングの形状に形成される。第 2 の電極 120 のリング形状は、純粋な円形に限定されるのでなくて、形状の中央部分が除去された任意の形状をとることができる。

40

#### 【 0 1 2 9 】

言い換えれば、第 2 の電極 120 は、電極が可撓性メンブレンの中央部分を占めないよう 形成される。より具体的には、第 2 の電極は、図 9 b に示されるような崩潰モードにあるときに第 1 の電極に接触している可撓性メンブレンの部分が、第 2 の電極に接続されないように形成される。図 9 b は、第 1 の電極が接地されバイアス電圧が第 2 の電極に印加されたときに生成される電界を描く電界線 123 を示す。電界密度は、電極間で最も高く、電界線間の小さい間隔によって示されている。第 2 の電極の中央部分を取り除くことに

50

よって、電界密度は、電界線間の大きい間隔によって示されるように C M U T セルの崩潰部分では低減され、それによって、誘電分極、電化注入、及び空間電荷配向などの帶電効果のレベルが低下する。これは、C M U T セルのより長い寿命及び改善された性能をもたらす。

#### 【 0 1 3 0 】

図 9 a のデザインには誘電体スタックがない。しかしながら、上述の単層誘電体又は 2 層若しくは 3 層誘電体スタックが、図 1 2 を参照して以下でさらに説明するように、追加として使用されてもよい。例えば、下部電極 1 2 2 上に単層又は多層誘電体があってもよく、さらに、上部電極 1 2 0 の下に単層又は多層誘電体があってもよい。

#### 【 0 1 3 1 】

図 1 0 a 及び図 1 0 b は、それぞれ、本発明のさらなる態様による緩和モード及び崩潰モードにおける C M U T セルの一実施形態を示す。図 9 a 及び図 9 b で使用されたものと同じ層には同じ参考番号を与え、説明を繰り返さない。この場合、C M U T セルは、第 2 の電極の中央部分を占める第 3 の電極 1 2 4 を含む。第 3 の電極は、C M U T セルの崩潰された部分の電界密度のより高いレベルの制御を可能にし得る。

#### 【 0 1 3 2 】

例えば、第 3 の電極は電気的に接地され得る。このようにして、刺激電圧による電界は取り除かれ、それは、バイアス電圧による電界のみが C M U T セルの崩潰された部分に残ることを意味する。これは、セルのこの部分の電界密度をさらに低減し、それによって、セル内の帶電効果をさらに減少させる。

#### 【 0 1 3 3 】

リング電極及び中央（第 3 の）電極は、代わりに、下部の第 1 の電極 1 2 2 として基板上に形成されてもよく、そのとき、上部メンブレン電極 1 2 0 は連続電極であってもよい。

#### 【 0 1 3 4 】

このようにして、第 1 の電極及び第 2 の電極の一方はリングを含み、そして第 3 の電極があり、第 3 の電極は、リング電極と第 3 の電極とが空間的に分離されるようにリングの中央部分を占める。

#### 【 0 1 3 5 】

図 1 1 は、本発明のさらなる態様による C M U T セル 1 0 0 の別の実施形態を示す。この実施形態は、図 9 a 及び図 9 b に示したものに類似する C M U T セルを示し、追加の支持体 3 5 0 が、可撓性メンブレン 1 1 4 と基板との間に接続される。支持体を収容するために、第 1 の電極 1 2 2 はリングの形状にされ、支持体はリングの中央部分を占める。したがって、このデザインでは、第 1 の電極と第 2 の電極の両方は各々リングを含み、支持体 3 5 0 は、中心軸のまわりに形成され、基板と可撓性メンブレンとの間に接続される。

#### 【 0 1 3 6 】

支持体 3 5 0 は、C M U T セルが、プレストレスモードで動作できるようにし、それは、電極間の減少した電界密度を用いて崩潰モードで C M U T セルを動作させる利点の多くを提供する。このようにして、C M U T セルの帶電効果は低減される。

#### 【 0 1 3 7 】

図 1 2 a 及び図 1 2 b は、それぞれ、本発明のさらなる態様による緩和モード及び崩潰モードにおける C M U T セルのさらなる別の実施形態を示す。この構成によれば、C M U T セルは、リングの形状の第 2 の電極 1 2 0 と、図 1 0 a 及び図 1 0 b に示したような電気的に接地された第 3 の電極 1 2 4 と、図 6 に示したように第 1 の誘電体層 2 1 0 及び第 2 の誘電体層 2 2 0 を含む誘電体スタック 2 0 0 とを備える。

#### 【 0 1 3 8 】

このデザインでは、C M U T セルが崩潰モードで動作されるときに電界の帶電効果を最小化するように構成された電極構成が、残りの帶電効果を相殺するように構成された誘電体スタックと組み合わされる。このようにして、C M U T セルの帶電効果、それゆえに、電圧ドリフトを最小化し（又は除去し）、それによって、なおも、セルの寿命と性能の両方をさらに改善することが可能である。

10

20

30

40

50

**【 0 1 3 9 】**

図13には、本発明の例示の実施形態によるアレイトランステューサプローブ400を有する超音波診断イメージングシステムが、ブロック図形式で示される。図13において、上述で論じたようなCMUTセルを含むCMUTトランステューサアレイ410が、超音波を送信しエコー情報を受信するために超音波プローブ400に設けられる。トランステューサアレイ410は、3Dイメージングのために2D平面又は3次元で走査することができるトランステューサ要素の1次元又は2次元アレイとすることができます。

**【 0 1 4 0 】**

トランステューサアレイ410はプローブ410内のマイクロビームフォーマ412に結合され、マイクロビームフォーマ412はCMUTアレイセルによる信号の送信及び受信を制御する。マイクロビームフォーマは、例えば、米国特許第5,997,479号(Savord等)、米国特許第6,013,032号(Savord)、及び米国特許第6,623,432号(Powers等)に記載されているように、トランステューサ要素のグループ又は「パッチ」によって受信された信号を少なくとも部分的にビーム形成することができる。

10

**【 0 1 4 1 】**

マイクロビームフォーマ412は、送信／受信(T/R)スイッチ416によりプローブケーブル、例えば同軸ワイヤによって結合される。送信／受信(T/R)スイッチ416は、マイクロビームフォーマが存在せず又は使用されずトランステューサアレイ410がメインシステムビームフォーマ420によって直接動作されるとき、送信モードと受信モードとの間を切り替え、高エネルギー送信信号からメインビームフォーマ420を保護する。マイクロビームフォーマ412の制御下でのトランステューサアレイ410からの超音波ビームの送信は、T/Rスイッチ416によりマイクロビームフォーマに結合されたトランステューサコントローラ418と、ユーザインタフェース又はコントロールパネル438のユーザ操作からの入力を受信するメインシステムビームフォーマ420とによって誘導される。トランステューサコントローラ418によって制御される機能の1つは、ビームをステアリングし集束させる方向である。ビームは、トランステューサアレイ410から前方にまっすぐに(トランステューサアレイ410に垂直に)ステアリングされるか、又はより広い視野のために様々な角度にステアリングされ得る。トランステューサコントローラ418は、CMUTアレイ用の前記の電圧源101を制御するように結合され得る。例えば、電圧源101は、例えば、上記のように送信モードにおいて超音波RFパルスを生成するためにCMUTアレイ410のCMUTセルに印加されるDC及びACバイアス電圧を設定する。

20

**【 0 1 4 2 】**

マイクロビームフォーマ412によって作り出される部分的にビーム形成された信号は、メインビームフォーマ420に転送され、トランステューサ要素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組み合わされる。例えば、メインビームフォーマ420は128チャネルを有し得、それらの各々が、数十又は数百のCMUTトランステューサセル100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、トランステューサアレイ410の数千のトランステューサ要素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。

30

**【 0 1 4 3 】**

ビーム形成された信号は、信号プロセッサ422に結合される。信号プロセッサ422は、バンドパスフィルタ処理、デシメーション、I及びQ成分分離、並びに組織及びマイクロバブルから返された非線形(基本周波数の高調波)エコー信号の識別を可能にするために線形信号と非線形信号とを分離するように働く高調波信号分離などの様々なやり方で受信エコー信号を処理することができる。

40

**【 0 1 4 4 】**

信号プロセッサ422は、オプションとして、スペックル低減、信号合成、及びノイズ除

50

去などの追加の信号増強を実行してもよい。信号プロセッサ 422 内のバンドパスフィルタは、トラッキングフィルタであってもよく、その通過帯域は、受信されるエコー信号の深さが増加するにつれて高い周波数帯域から低い周波数帯域にスライドし、それによって、より大きい深さからのより高い周波数のノイズを阻止する。より高い周波数には解剖学的情報がない。

#### 【 0145 】

処理された信号は、B モードプロセッサ 426 と、オプションとしてドップラプロセッサ 428 とに結合される。B モードプロセッサ 426 は、体内の臓器及び血管の組織などの体内の構造をイメージングするために、受信した超音波信号の振幅の検出を用いる。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 等) 及び米国特許第 6,458,083 号 (Jagoo 等) に記載されているように、高調波画像モード又は基本画像モード又は両方の組合せのいずれかで形成され得る。

10

#### 【 0146 】

ドップラプロセッサ 428 は、存在する場合、画像フィールド内の血球の流れなどの物質の動きを検出するために組織移動及び血流からの時間的に異なる信号を処理する。ドップラプロセッサは、一般に、体内の選択された種類の材料から戻されたエコーを通過及び/又は阻止するように設定され得るパラメータをもつウォールフィルタを含む。例えば、ウォールフィルタは、高速材料からの比較的低い振幅の信号を通過させるとともに低速又はゼロ速度材料からの比較的強い信号を阻止する通過帯域特性を有するように設定され得る。

20

#### 【 0147 】

この通過帯域特性は、血流からの信号を通過させ、一方、心臓の壁などの近くの静止しているか又はゆっくり動く物体からの信号を阻止する。逆特性は、組織ドライメージングと呼ばれるもののために、心臓の動いている組織からの信号を通過させ、一方、血流信号を阻止し、組織の動きを検出し描写する。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し処理する。特定の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。比較的短い間隔わたって立て続けに受信したエコーのアンサンブルを使用して、血流のドップラシフト周波数を推定することができる。ドップラ周波数の速度への対応は、血流速度を示す。より長い期間にわたって受信したエコーのアンサンブルを使用して、より遅い血流又はゆっくり動いている組織の速度を推定する。B モード(及びドップラ)プロセッサによって作り出された構造信号及び動き信号は、スキャンコンバータ 432 及びマルチプレーナリフォーマッタ 444 に結合される。スキャンコンバータ 432 は、受信した空間的関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は、エコー信号を 2 次元(2D) セクタ形状フォーマット、又はピラミッド形状 3 次元(3D) 画像に配列し得る。

30

#### 【 0148 】

スキャンコンバータは、画像フィールド内のドップラ推定速度をもつ点の動きに対応する色を 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くカラードップラ画像を作り出すことができる。マルチプレーナリフォーマッタ 444 は、例えば米国特許第 6,443,896 号 (Dettmer) に記載されているように、体のボリューム領域の共通平面内の点から受信したエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリュームレンダラ 442 は、米国特許第 6,530,885 号 (Entrekkin 等) 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たような投影 3D 画像に変換する。

40

#### 【 0149 】

2D 又は 3D 画像は、画像ディスプレイ 440 で表示するためのさらなる強調、バッファリング、及び一時記憶のために、スキャンコンバータ 432、マルチプレーナリフォーマッタ 444、及びボリュームレンダラ 442 から画像プロセッサ 430 に結合される。イメージングのために使用されることに加えて、ドップラプロセッサ 428 によって作り出された血流値と、B モードプロセッサ 426 によって作り出された組織構造情報とは、定量化プロセッサ 434 に結合される。定量化プロセッサは、血流の容積流量などの様々な

50

フロー条件の測定値、並びに臓器のサイズ及び妊娠期間などの構造測定値を作り出す。定量化プロセッサは、ユーザ制御パネル 438 から、測定が行われる画像の解剖図の中の点などの入力を受信し得る。

#### 【 0150 】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ 440 上の画像を用いて測定グラフィックス及び測定値を再生するためにグラフィックスプロセッサ 436 に結合される。グラフィックスプロセッサ 436 は、さらに、超音波画像ととも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ができる。これらのグラフィックオーバーレイは、患者名、画像の日時、イメージングパラメータなどの標準識別情報を含み得る。これらの目的のために、グラフィックスプロセッサは、患者名などのユーザインタフェース 438 からの入力を受信する。

10

#### 【 0151 】

ユーザインタフェースは、さらに、トランスデューサアレイ 410 からの超音波信号の生成、したがって、トランスデューサアレイ及び超音波システムによって作り出される画像の生成を制御するために、送信コントローラ 418 に結合される。ユーザインタフェースは、さらに、マルチプレーナリフォーマット ( M P R ) 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され得る多数の M P R 画像の平面の選択及び制御のために、マルチプレーナリフォーマッタ 444 に結合される。

20

#### 【 0152 】

当業者には理解されるように、超音波診断イメージングシステムの上述の実施形態は、そのような超音波診断イメージングシステムの非限定の例を与えるように意図されている。当業者は、超音波診断イメージングシステムの構成におけるいくつかの変形が、本発明の教示から逸脱することなく可能であることを直ちに理解されよう。例えば、上述の実施形態においても示されたように、マイクロビームフォーマ 412 及び / 又はドップラプロセッサ 428 が省略されてもよい、超音波プローブ 410 が 3D イメージング能力を有していないなくてもよい、など。他の変形が当業者には明らかであろう。

20

#### 【 0153 】

その上、本発明は、超音波診断イメージングシステムに限定されないことが理解されよう。本発明の教示は、超音波治療システムに等しく適用可能であり、プローブ 400 の C M U T セル 100 は、パルスエコーを受信する必要がないので送信モードでのみで動作させることができる。当業者には直ちに明らかであるように、そのような治療システムでは、図 12 の助けを借りて説明されており、パルスエコーを受信、処理、及び表示するために必要とされるシステム構成要素は、本出願の教示から逸脱することなく、省略することができる。

30

#### 【 0154 】

本発明のさらなる態様によれば、超音波システムは、キャパシタンス感知回路 441 をさらに含む。図 14 は、キャパシタンス感知回路の一実施形態を示す。キャパシタンス感知回路は、既知の電圧を用いてテスト信号を作り出すように構成され得る。例えば、発生器 450 は、超音波システムを通じて伝搬する既知の電圧  $V_{m e a s s i g}$  の小さい正弦波テスト信号を生成するために使用されることがある。テスト信号は、大きい抵抗器  $R_{m e a s}$  を経由して超音波システムに注入される。 $R_{m e a s}$  の抵抗は、例えば、500 である。

40

#### 【 0155 】

信号がキャパシタンス感知回路を通じて進むとき、信号は、低雑音増幅器 ( R X \_ L N A ) 、同軸ケーブル 451 、及び C M U T セル ( C M U T ) などの超音波システムの様々な構成要素のインピーダンスに起因する減衰を受ける。構成要素のインピーダンスは、構成要素のキャパシタンスに比例する。上述で論じた帯電効果によって引き起こされる C M U T セルのドリフト電圧は、セルのキャパシタンスの変化をもたらす。C M U T セルのキャパシタンスをモニタすることによって、セル内の電界によって引き起こされる帯電のレベルをモニタすることが可能である。C M U T セルのインピーダンスは、以下の式によって

50

与えられる。

【数1】

$$|Z_{CMUT}| = \frac{1}{2\pi f \times C_{CMUT}}$$

ここで、 $|Z_{CMUT}|$ は、CMUTセルのインピーダンスの大きさであり、 $f$ は、テスト信号の周波数であり、テスト信号はCMUTセル及びキャパシタンス感知回路の動作に適した信号の範囲から選択され、 $C_{CMUT}$ は、CMUTセルのキャパシタンスである。 10

【0156】

キャパシタンス感知回路のテスト信号が、低雑音増幅器（RX\_LNA）、同軸ケーブル451、及びCMUTセルによって減衰される例では、減衰信号は、以下の式を使用して記述することができる。

【数2】

$$V_{meas} = \frac{Z_{lna}/Z_{in}}{R_{meas} + Z_{lna}/Z_{in}} V_{meassig}$$

20

ここで、 $V_{meas}$ は、減衰信号の電圧（振幅）であり、 $Z_{lna}$ は、低雑音増幅器のインピーダンスであり、 $Z_{in}$ は、同軸ケーブルとCMUTセルの組合せインピーダンスであり、 $R_{meas}$ は、超音波システムにテスト信号を注入するために使用される抵抗器の抵抗であり、 $V_{meassig}$ は、テスト信号の電圧（振幅）である。 30

【0157】

同軸ケーブルのインピーダンスは同軸ケーブルの長さと特性とから分かるので、CMUTセルのインピーダンスは、 $Z_{in}$ の値から抽出される。図14に示した例では、同軸ケーブルの長さは、2メートルであり、50のインピーダンスがもたらされる。上述で示したように、CMUTセルのインピーダンスの値は、セルのキャパシタンスを計算するために使用することができる。次いで、これは、CMUTセルのドリフト電圧をもたらし、それは、セル内に生じている帯電のレベルを示す。

【0158】

帯電効果が超音波システムの機能にとって有害になる値であるように選択された所定の値、例えば、10V又は5Vなどを絶対電圧ドリフトが超えているとキャパシタンス感知回路が決定した場合、電圧源45は、バイアス電圧、刺激電圧、又は両方の極性を反転させるように構成され得る。CMUTセルに供給される電圧の極性を反転させることによって、電極間に生成される電界が反転される。このようにして、誘電分極及び空間電荷配向は、低減されるか又は除去され得る。1マイクロ秒未満で極性反転を実行することによって、システムによって作り出された超音波画像の最終画像では音響アーチファクトが避けられる。

【0159】

図15は、CMUTセルを動作させる方法500を示す。

【0160】

ステップ510において、ドリフト電圧が、CMUTセルに対して決定される。このステ

20

30

40

50

ップを実行するための方法は、図 1 6 を参照して説明する。

**【 0 1 6 1 】**

ステップ 5 2 0において、バイアス電圧が CMUT セルの第 1 の電極に供給される。バイアス電圧は、決定された電圧ドリフトに基づいて選択される。バイアス電圧の大きさは、CMUT セルを崩壊モードへと駆動するための閾値を超える。

**【 0 1 6 2 】**

決定された電圧ドリフトに基づいてバイアス電圧を選択することによって、CMUT セルによって経験される帯電効果は、低減されるか又は除去され得る。例えば、決定された電圧ドリフトに基づいて、方法はステップ 5 2 5 に進み得、セルの電極間の電界方向を反転させるために、バイアス電圧の極性が前のサイクルから反転される。これは、ステップ 5 1 0 において、電圧ドリフトの大きさが所定の値を超えていると決定された場合に行われ得る。このステップは、図 1 7 及び図 1 8 を参照してさらに以下でより詳細に説明する。

10

**【 0 1 6 3 】**

ステップ 5 3 0において、可撓性メンブレンを所定の周波数で振動させるために、刺激電圧が CMUT セルの第 2 の電極に供給され得る。このようにして、超音波 RF パルスが、CMUT セルによって生成され得る。

**【 0 1 6 4 】**

上述と同様に、電圧ドリフトが所定の値を超えていると決定された場合、刺激電圧の極性はステップ 5 3 5 において反転され得る。このようにして、帯電効果は、さらに低減されるか又は除去され得る。このステップは、図 1 7 及び図 1 8 を参照してさらに以下でより詳細に説明する。

20

**【 0 1 6 5 】**

ステップ 5 4 0において、入来信号に応じて可撓性メンブレンが自由に振動できるようにするために、刺激電圧が除去される。この入来信号は、ステップ 5 3 0 で生成された反射超音波であり得る。受信期間に続いて、方法は、周期的に動作するためにステップ 5 1 0 に戻る。

**【 0 1 6 6 】**

図 1 6 は、CMUT セルの電圧ドリフトを決定するための方法 6 0 0 を示す。

**【 0 1 6 7 】**

ステップ 6 1 0において、テスト信号が、所定の電圧で生成される。次いで、このテスト信号は、超音波システムに注入され得る。

30

**【 0 1 6 8 】**

ステップ 6 2 0において、テスト信号の減衰信号が測定される。減衰信号は、測定される前に少なくとも CMUT セルのインピーダンスによって減衰される。

**【 0 1 6 9 】**

ステップ 6 3 0において、CMUT セルのインピーダンスが、テスト信号及び減衰信号に基づいて決定される。

**【 0 1 7 0 】**

ステップ 6 4 0において、CMUT セルの電圧ドリフトが、CMUT セルの決定されたインピーダンスに基づいて決定される。

40

**【 0 1 7 1 】**

これらのステップを、図 1 3 及び図 1 4 のキャパシタンス感知回路 4 4 1 を参照して上記に詳細に説明する。

**【 0 1 7 2 】**

図 1 7 は、バイアス電圧 ( $V_b$ ) 及び刺激電圧 (RF 駆動) の極性を反転させるための方法 7 0 0 を示す。第 1 のイメージングシーケンス 7 0 1 の間、バイアス電圧及び刺激電圧が、超音波 RF パルスを送信するために CMUT セルに印加される。次いで、CMUT セルは、刺激電圧が取り除かれるので、バイアス電圧によって受信モードに保持される。イメージングシーケンスに続いて、CMUT セルのドリフト電圧が、図 1 6 を参照して上記に説明したように決定される。ドリフト電圧は CMUT セルのキャパシタンスに依存する

50

ので、ドリフトキャパシタンス ( $C$ ) が決定され得る。 $C$  が限界値 ( $C_{c,r}$ ) よりも大きい場合、バイアス電圧及び刺激電圧の極性は、CMUTセルのドリフト電圧を低減するために第2のイメージングシーケンス 702 では反転され得る。 $C$  が  $C_{c,r}$  よりも小さい場合、極性は、ドリフト電圧が超音波システムの画像品質への有害な影響をもたらすほどの高さではないので、第1のイメージングシーケンスと同じままであり得る。このようにして、ドリフトが閾値を超えているかどうかが決定される（図17におけるY = はい、N = いいえ）。

#### 【0173】

図18は、セルを崩潰モードへと駆動するためにCMUTセルの第1の電極に印加され得るバイアス電圧プロファイルの2つの実施形態を示す。第1のバイアス電圧プロファイル 720 は、CMUTセルがイメージングシーケンス 721、722 を実行していないときに減少したバイアス電圧を印加する方法を示す。このようにして、CMUTセル内の電界密度を低減し、それによって、帯電効果を減少させることができある。減少したバイアス電圧が崩潰電圧 ( $V_{C+}$ ) を超えているので、CMUTセルは崩潰モードのままであり、それは、CMUTセルが次のイメージングシーケンスのために準備されていることを意味する。

10

#### 【0174】

第2のバイアス電圧プロファイル 730 は、第1のイメージングシーケンス 731 と第2のイメージングシーケンス 732との間にバイアス電圧を低下させる類似の方法を示すが、しかしながら、この場合、バイアス電圧の極性が、図17を参照して説明したように第2のイメージングシーケンス 732において反転される。このようにして、帯電効果は、減少したバイアス電圧と反転された極性の両方によって低減され得る。

20

#### 【0175】

バイアス電圧の逆極性への切替えは、迅速に、例えば1マイクロ秒以内に実行される。

#### 【0176】

極性の変更は、後続の送信イベントごとに行われ得る。このように、送信パルスが重畠された対称的な方形波バイアス電圧がある。このように、図17におけるように極性切替えがキャパシタンス測定に依存する代わりに、極性切替えが、逐次送信ごとに行われ得る。

#### 【0177】

上記の実施形態は本発明を限定するのではなく例証していることと、当業者は添付の特許請求の範囲の範囲から逸脱することなく多くの代替実施形態を設計できることとに留意されたい。特許請求の範囲において、括弧間に置かれたいかなる参照符号も、請求項を限定するものとして解釈されないものとする。「備えている、含んでいる (comprising)」という用語は、請求項に列記されたもの以外の要素又はステップの存在を排除しない。要素に先行する「a」又は「an」という用語は、複数のそのような要素の存在を排除しない。本発明は、いくつかの別個の要素を含むハードウェアによって実施されてもよい。いくつかの手段を列挙する装置請求項において、これらの手段のいくつかは、ハードウェアの同一の項目によって具現される。特定の手段が互いに異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組合せを有利に使用できないことを示さない。

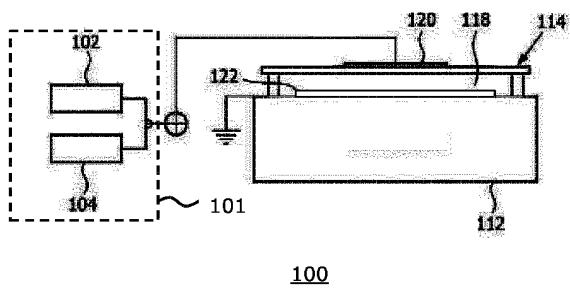
30

40

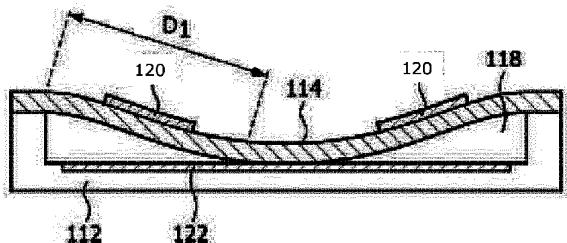
50

【図面】

【図 1】



【図 2 a】

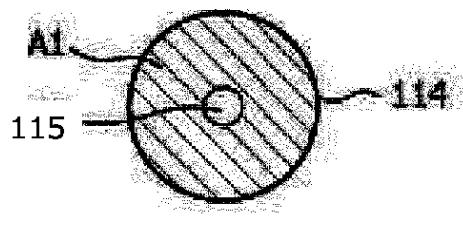


10

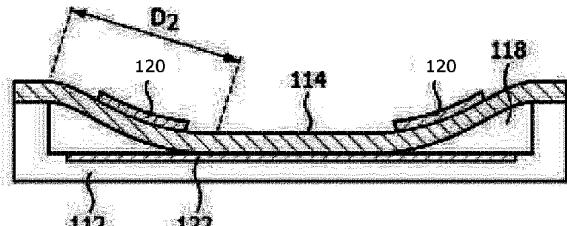
FIG. 2a

FIG. 1

【図 2 b】



【図 3 a】



20

FIG. 2b

FIG. 3a

30

40

50

【図 3 b】

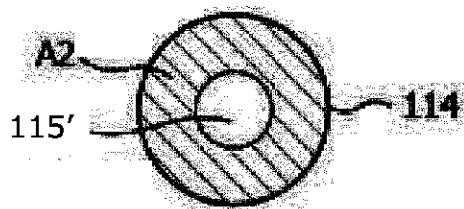


FIG. 3b

【図 4】

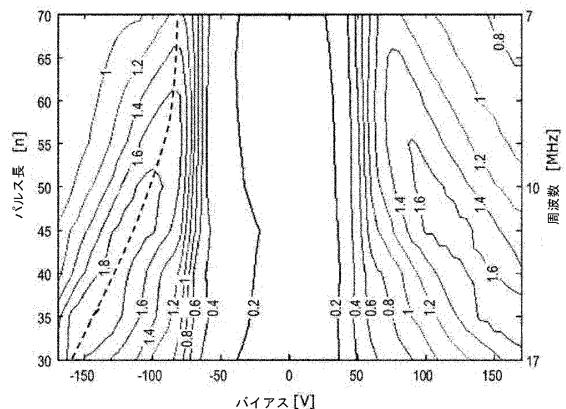


図 4

10

【図 5 a】

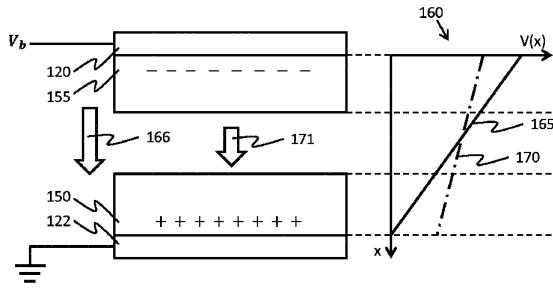


FIG. 5a

【図 5 b】

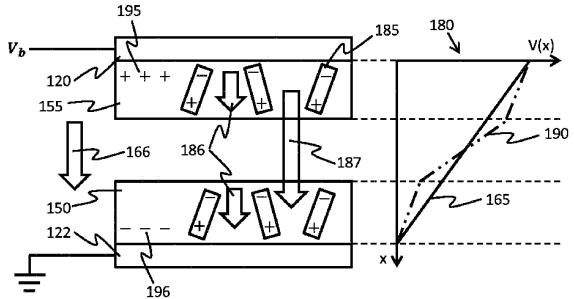


FIG. 5b

20

30

40

50

【図 6】

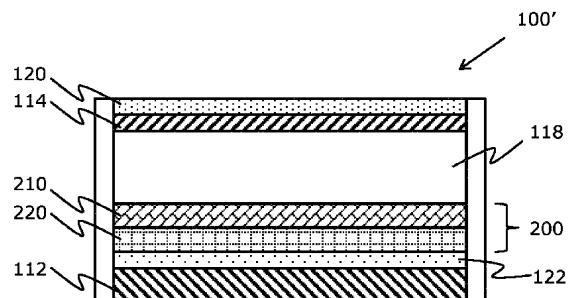


FIG. 6

【図 7】

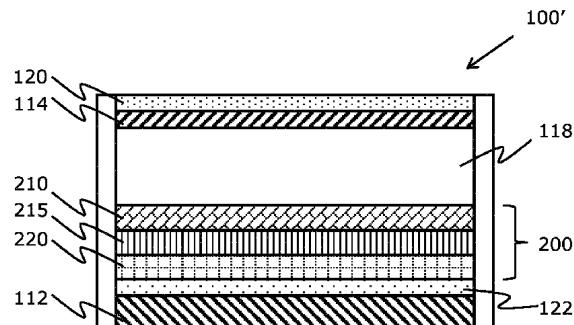


FIG. 7

10

【図 8】

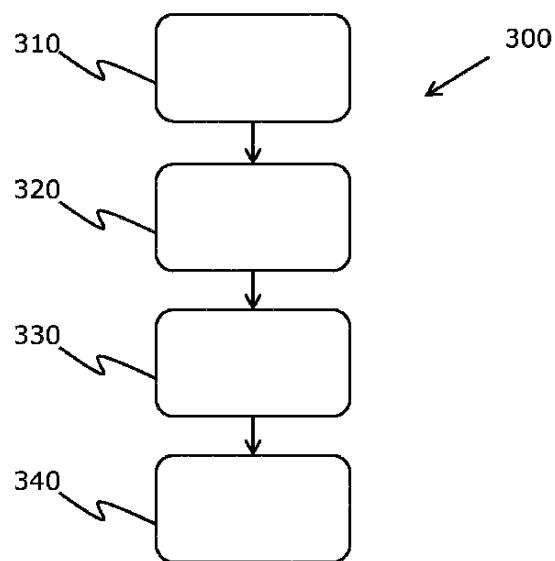


FIG. 8

【図 9 a】

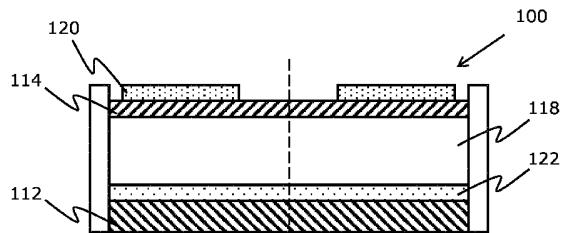


FIG. 9a

20

30

40

50

【図 9 b】

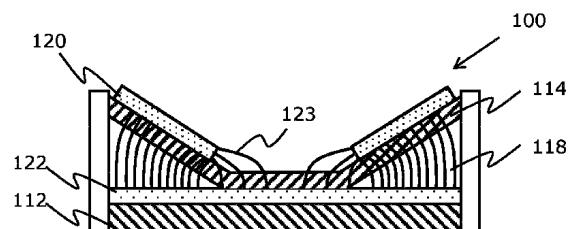


FIG. 9b

【図 10 a】

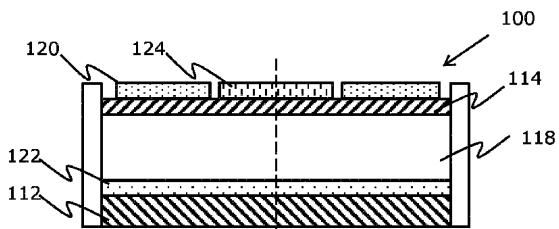


FIG. 10a

10

【図 10 b】

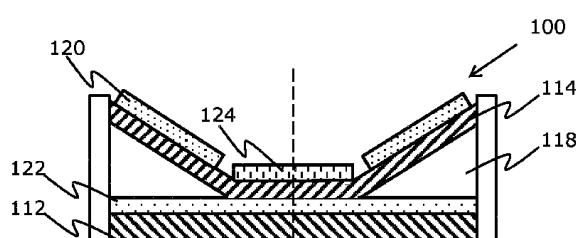


FIG. 10b

【図 11】

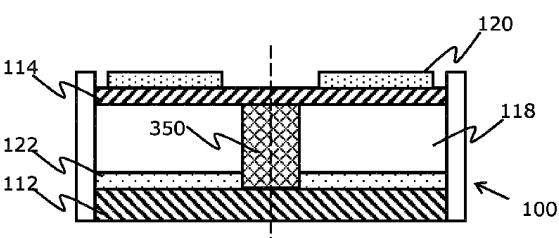


FIG. 11

20

【図 12 a】

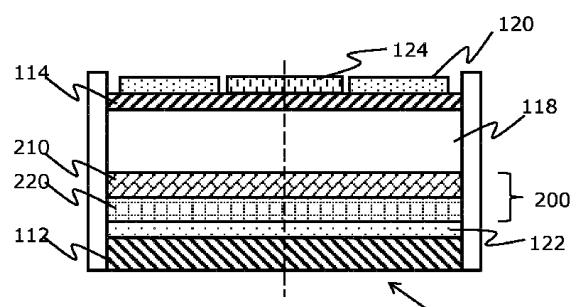


FIG. 12a

【図 12 b】

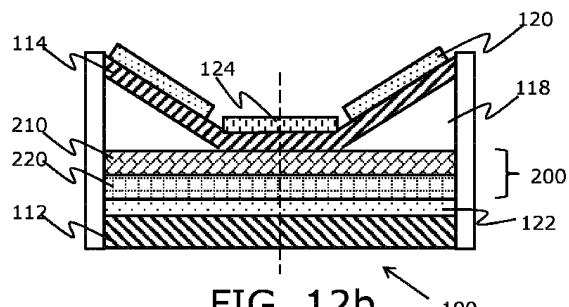


FIG. 12b

30

40

50

【図 1 3】

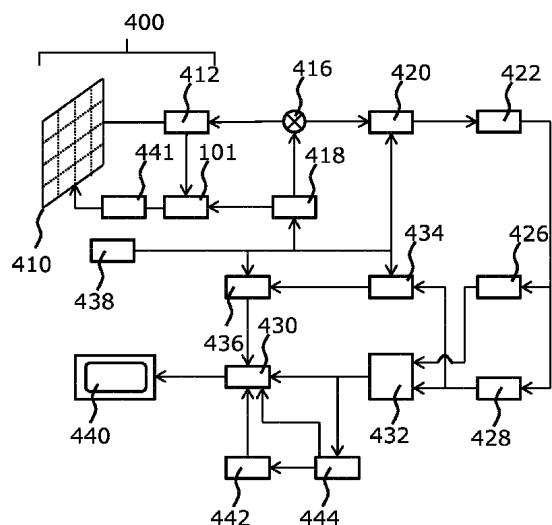


FIG. 13

【図 1 4】

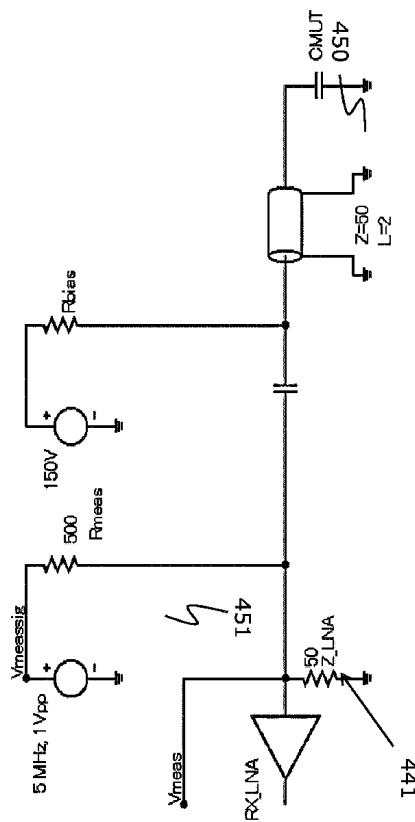


FIG. 14

【図 1 5】

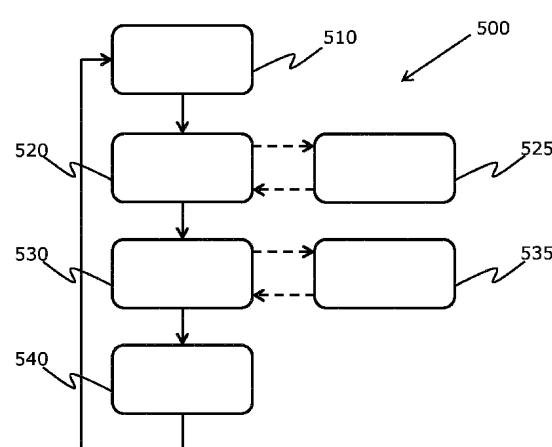


FIG. 15

【図 1 6】

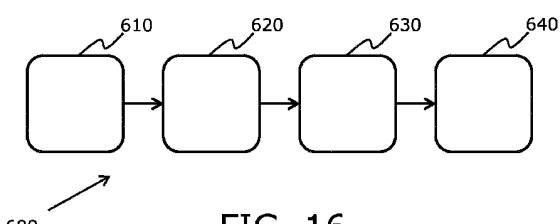


FIG. 16

10

20

30

40

50

【図 17】

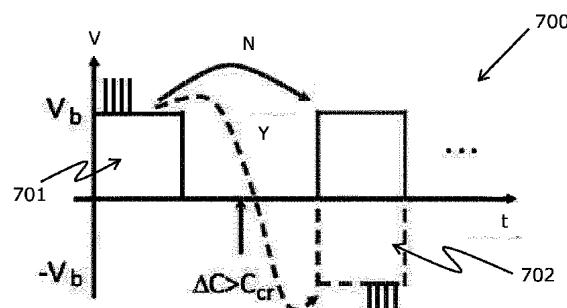


FIG. 17

【図 18】

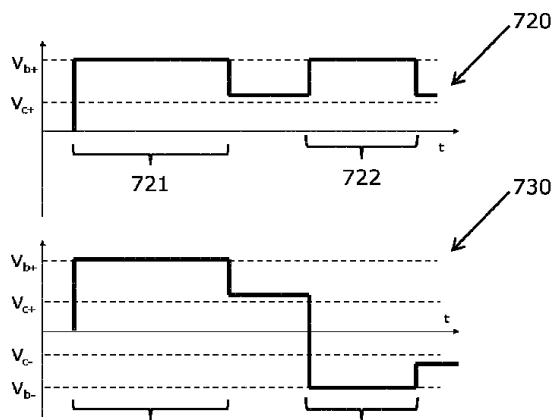


FIG. 18

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開2012-222516(JP,A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

H 0 4 R 1 9 / 0 0

B 8 1 B 3 / 0 0

B 8 1 B 7 / 0 2

H 0 1 H 5 9 / 0 0