

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-869

(P2020-869A)

(43) 公開日 令和2年1月9日(2020.1.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
<b>H 0 4 R</b> 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 H	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2019-121858 (P2019-121858)	(71) 出願人	509251143 エヌビーエル マネージメント リミテッド
(22) 出願日	令和1年6月28日 (2019.6.28)		イギリス国 ミドルセックス ティーダブリュー11 オエルダブリュー テディントン ハンプトン ロード (番地なし)
(31) 優先権主張番号	1810751.6	(74) 代理人	110002321 特許業務法人永井国際特許事務所
(32) 優先日	平成30年6月29日 (2018.6.29)	(72) 発明者	ゼキリ, バジラム イギリス国 ティーダブリュー11 オエルダブリュー テディントン ハンプトン ロード ナショナル フィジカル ラボラトリー
(33) 優先権主張国・地域又は機関	英国 (GB)	F ターム (参考)	4C601 EE03 EE04 GB02 GB03 GB30 GB45 GC02 GC03 5D019 AA03 BB25 FF04

(54) 【発明の名称】 超音波センサおよび超音波検出装置

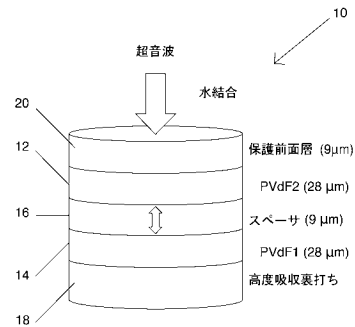
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】改善された超音波センサおよび改善された撮像装置を提供する。

【解決手段】センサすなわち受信器アレイ10は、フッ化ポリビニリデンで形成され、かつスペーサ層16によって分離された第1および第2の焦電活性電極12、14を含む。このスペーサ層は、焦電活性電極の焦電応答の顕著な差を確実に生成するように十分な隔離を維持しながら、同じ振動またはバックグラウンド音響励起を効果的に見るように十分に近づけて保持しながら、電気的に分離するように働く。この構造体は、2つの別個の信号を(別のタイムスタンプで)もたらし、その間の差がより正確な信号をもたらす。超音波検出システムは、試験要素を置くことができる検出ゾーンの中に配置された、受信器アレイを含む。装置は、処理ユニットを含み、このユニットは、第1および第2の焦電活性電極から差動信号を得るように構成された検出ユニットを備える。

。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 ( 1 4 ) および第 2 ( 1 2 ) の覆い被さる焦電層と、前記第 1 と第 2 の焦電層を互いに電氣的に分離するように前記第 1 と第 2 の焦電層の間に配置された電気絶縁スペーサ層 ( 1 6 ) とを含む、超音波センサ。

## 【請求項 2】

前記第 1 ( 1 4 ) および第 2 ( 1 2 ) の焦電層がそれぞれ、測定電極および参照電極である、請求項 1 に記載の超音波センサ。

## 【請求項 3】

前記第 1 の焦電層 ( 1 4 ) と直に接触している吸収層 ( 1 8 ) を含む、請求項 1 または 2 に記載の超音波センサ。

## 【請求項 4】

前記スペーサ層の厚さが 1 から 1 0 0 マイクロメートルの間である、請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 5】

前記スペーサ層の厚さがほぼ 9 マイクロメートルである、請求項 4 に記載の超音波センサ。

## 【請求項 6】

前記スペーサがポリマー材料で作られている、請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 7】

前記スペーサが熱伝導性材料で作られている、請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 8】

前記焦電層の少なくとも一方と接触して配置された少なくとも 1 つの信号放散層を含む、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 9】

前記焦電層から熱を取り除くために前記第 1 の焦電層に結合されたヒートシンクを含む、請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 10】

前記第 1 および第 2 の焦電層のそれぞれの厚さが 1 から 6 0 マイクロメートルの間である、請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 11】

前記第 1 および第 2 の焦電層のそれぞれの厚さがほぼ 2 8 マイクロメートルである、請求項 1 ~ 1 0 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 12】

前記第 1 および第 2 の焦電層がフッ化ポリビニリデンで作られている、請求項 1 ~ 1 1 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 13】

前記第 1 および第 2 の焦電層が分極フッ化ポリビニリデンで作られ、前記スペーサ層が未分極フッ化ポリビニリデンで作られている、請求項 1 2 に記載の超音波センサ。

## 【請求項 14】

前記スペーサ層がポリエチレンテレフタレート、ポリエステルまたはポリメチルメタクリレートで作られている、請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波センサ。

## 【請求項 15】

超音波エネルギーの発生器と、  
請求項 1 ~ 1 4 のいずれかに記載の少なくとも 1 つの超音波センサと、  
前記第 1 および第 2 の焦電層に結合され、前記第 1 および第 2 の焦電層から差動信号を得るように構成された検出器ユニットと、  
前記検出器ユニットに結合され、前記差動信号に基づいて検出プロファイルを生成する

10

20

30

40

50

ように構成されたプロセッサと  
を含む、超音波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波センサおよび変換器と、このようなセンサおよび変換器を使用する検出装置とに関する。この検出装置は、組織検診用に、特に、それだけには限らないが、乳房疾患の検診用に設計することができる。本教示はまた、内容物を検査すべき水中浸漬パイプなどの他の三次元構造体の構造特性を、センサアレイと検出される構造体との間に通常は水などの結合媒体が存在する中で検出するために用いることもできる。

10

【背景技術】

【0002】

超音波画像を含む医用画像は、様々な医学的状態の分析においての使用が増加している重要な診断ツールである。

【0003】

たとえば、英国では毎年200万人を超える女性が乳癌検診を受け、検診によって英国で18000を超える乳癌が毎年診断されている。英国では毎年55000人を超える女性が浸潤性乳癌と診断され、一方この疾患で毎年11500人の女性が死亡している。The Breastに記載された2013年の概説では、以前にマンモグラムを受けている間に経験した痛みのために、25~46%の女性が検診に再参加しないことが示唆されている。

20

【0004】

現在のマンモグラムでは一般に、X線によるマンモグラフィ(XRP)技術、すなわち、2D全視野デジタルマンモグラフィ(FFDM)または3Dデジタル乳房トモシンセシス(DBT)技術を使用するが、その両方とも電離放射線被曝を伴う。マンモグラムで使用される放射線のレベルは当然、十分にバックグラウンド放射線のレベル以下に保たれており、マンモグラムと乳癌を結び付ける決定的証拠は見つかっていない。それにもかかわらず、放射線を伴わない検診法が英国国民健康保険による推奨最適診療である(MRIスキャナなど)。しかし、主な非電離放射線選択肢であるMRIはかなり高価であり(MRI一式当たり200万ポンド~400万ポンド)、また待ち時間が長い。

30

【0005】

従来の超音波はXRMの補助として、特に乳房の密度が高い女性の検診に使用され、超音波により非常に良好なコントラストが得られる。若い女性およびアジア系の女性の乳房密度が特に問題となる。XRMデバイスは、(密度が高い)癌性組織と、正常ではあるがもともと密度が高い組織とを区別する能力が低い。乳房の密度が高いとまた、乳癌を発症する確率も著しく増加する。

【0006】

2D-X線マンモグラムに共通して、FFDMでもDBTでも、乳房が2つの板の間で圧迫され身体から引っ張られることが伴う。このようにされることは多くの女性にとって不快である。

40

【0007】

圧迫によりまた、乳房組織が重なることになる可能性もあり、癌性組織が重なり部の中に捕らわれ見落とされることがあるという結果になり(偽陰性)、これはFFDMの問題であり得る。重なり部はまた、偽病変または相加アーチファクトによる偽陽性の原因にもなり得る。この重なりは、デジタル信号を検出することが介在組織によるX線ビームの総減衰に依存していることにより起きる。

【0008】

マンモグラムではまた、限られた角度範囲の画像しか得られない。異なる角度の画像を得るには追加の画像を得ることが必要になり、患者は比例して大きくなる放射線量にさらされることになる。

50

## 【0009】

当技術分野の現況は3Dデジタルマンモグラフィ(「デジタル乳房トモシンセシス」DBT)であり、これは1mm単一セクション画像を使用し、乳房の3D画像を可能にする。しかし、DBTでは依然として乳房を圧迫することが必要とされ、したがって、やはり患者の不快感を引き起こす。さらに、DBTデバイスは、2Dデバイスの約200,000ドルと比較して高価であり、1台当たり400,000ドルを超える。

## 【0010】

軟組織の超音波コンピュータ断層撮影は原理的に、特に透過法を使用できる乳房については、疾患発症を検出するための強力なツールになるはずである。30年にわたる研究活動にもかかわらず、その全潜在能力がまださらに実現されなければならない。こうしたことは、画像品質に悪影響を及ぼすと共に達成可能な解像度を損なう画像アーチファクトに起因する。これらの限界は、使用されるセンサの位相感度と、組織音速の不均一性により音波が屈折および回折して位相分布が変わる状況とから直接生じている。音響出力または時間平均超音波強度に応答するセンサすなわち変換器は、これらのアーチファクトを大幅に低減して、組織病変に潜在的に結び付けることができる超音波減衰の定量的画像が得られるようにすることが示されている。焦電原理で動作するセンサは、このような位相不感応センサの一例であり、たとえば、本出願者の以前の欧州特許第2,378,975号、およびQuantitative ultrasonic computed tomography using phase-insensitive pyroelectric detectors, Zeqiri, B; Baker, C; Alosa, G; Wells, PNT; Liang, HD; PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, Vol 58, Issue 15, 2013に記載されているものである。示されているように、焦電要素は共平面にある。

## 【0011】

しかし、これらの焦電センサは、加えられた音響励起エネルギーに対する熱応答に基づいて動作し、本質的に「遅い」。応答時間は、超音波放射のスイッチオン直後に信号を見ることによって速くすることができる。これは一般に、センサと、適切な電気入力インピーダンスの電子的検出モジュールとをインターフェースすることによって実現することができ、このモジュールは、焦電センサによって生成された信号のハイパスフィルタリングの機能を果たす。このハイパスフィルタリングは信号をかなり低減させ、またこれは、その環境に対し、特に振動による信号および音響信号に対し非常に感度が高い総合的な検出システムにおいて実現される。振動および音響信号に対するこの感度は、センサに使用される焦電材料が圧電応答性も有することから来る。焦電および圧電の動作モードで生成される信号は、周波数範囲の面で重なる(本質的に10kHzまでの周波数について)。加えて、生成される焦電信号は、浮遊無線周波数電波による影響を受ける可能性がある。

## 【0012】

別のセンサが、米国特許出願公開第2014/0269206A1号、AU 2003204147 A1、CN106679793A1、JP S6226240B2、米国特許第4,627,138号、米国特許第5,153,859号、米国特許第6,452,310号、米国特許第7,602,108号、および米国特許第8,840,559号に開示されており、また「Transduction Mechanisms of the Fabry-Perot Polymer Film Sensing Concept for Wideband Ultrasound Detection」, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 46, No. 6, November 1999; および「Design Considerations for Piezoelectric Polymer Ultrasound Transducers」, IEEE Transduction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol 47, No. 6, November 2000、の記事で発表されている。

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0013】

本発明は、改善された超音波センサおよび改善された撮像装置を提供しようとするものである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0014】

本発明の一態様によれば、第1および第2の覆い被さる焦電層と、第1と第2の焦電層を互いに電氣的に分離するように第1と第2の焦電層の間に配置された電気絶縁スペーサ層とを含む超音波センサが提供される。

10

## 【0015】

使用中、第1および第2の焦電層はそれぞれ、測定電極および参照電極として働く。

## 【0016】

当業者には、実用的な実施態様において、センサの配置が垂直または準垂直の配置の形でよく、別のものでは横向きの配置の形でよいことが理解されよう。

## 【0017】

第1の焦電層は、有利には、超音波エネルギーをその発生周波数において非常に吸収する吸収層と密接に直に接触している。実際には、第1の(測定)焦電層を通して伝達した後に、音響出力の大部分が焦電層の1mmほど以内で吸収されて熱が発生し、この熱は様々なセンサ層にわたって放散する。

20

## 【0018】

スペーサ層は、厚さが好ましくは100マイクロメートル以下であり、通常は1から100マイクロメートルの間であり、最も好ましくは約9マイクロメートルである。実際には、スペーサ層には、第1と第2の焦電層の間の電気絶縁を達成する最小厚さがあり、この厚さは、第1および第2の焦電層が、異なる焦電応答をもたらしながら実質的に同じバックグラウンド音響振動励起を受けることができるようにするものである。第1および第2の焦電層は使用中に、超音波励起エネルギーに応じた差動信号をもたらす。

## 【0019】

スペーサ層は好ましくは、ポリエチレンテレフタレート、ポリエステルまたはポリメチルメタクリレートなどのポリマー材料で作られる。これは、説明された実施形態では好ましい特性である。その理由は、圧電/焦電層としてポリマーを使用することが、様々な層からの音響反射による損失を低減することになるからである。最適動作には、感度を低下させないように、または超音波反射がないように様々な層の音響インピーダンス( $Z = \text{密度} \times \text{音速}$ )を可能な限り整合させることが重要である。示された材料は、 $Z$ に関してPVDと良好な整合をもたらす。しかし、たとえば、薄い支持膜の上に噴霧されることもあるセラミックで作られた焦電層では、別のスペーサ層が好ましいことがある。

30

## 【0020】

有利には、スペーサ層は熱伝導性材料で作られる。

## 【0021】

センサは、焦電層の少なくとも一方と接触して配置された少なくとも1つの信号放散層、またはスペーサを含み得る。信号放散層の目的は、熱を第2の(参照)電極に達する前に放散させようとするものであり、そうすると第2の電極は、電氣的ピックアップノイズ、音響ノイズおよび振動ノイズなどのバックグラウンド攪乱効果のみに応答することになる。これにより差動信号の振幅が増大し得る。グラフェンおよびカーボンナノチューブの到来により、吸収体表面またはスペーサの近辺のどちらかで、第1の膜の上に(または、熱の横方向の放散を促進するためにスペーサ自体の上に)非常に薄い層を堆積することが可能であると考えられる。こうすることは、センサの応答を速くする助けになり得る。

40

## 【0022】

本明細書に示された教示によれば、ヒートシンクが有利には第1の焦電層に、前記焦電層から熱を取り除くために結合される。

50

## 【 0 0 2 3 】

第 1 および第 2 の焦電層はそれぞれの厚さが、ほぼ 2 8 マイクロメートル、通常は 1 から 6 0 マイクロメートルの間である。

## 【 0 0 2 4 】

好ましい実施形態では、第 1 および第 2 の焦電層はフッ化ポリビニリデンで作られ、これは Z (音響インピーダンス) に関して、超音波を伝達するために使用される水媒体と適切に整合する。これにより、いかなる反射およびセンサの感度低下も低減する。

## 【 0 0 2 5 】

本発明の別の態様によれば、超音波エネルギーの発生器と、電気絶縁スペーサ層によって分離された第 1 および第 2 の覆い被さる焦電層を備える少なくとも 1 つの超音波変換器と、第 1 および第 2 の焦電層に結合され、第 1 および第 2 の焦電層から差動信号を得るように構成された検出器ユニットと、検出器ユニットに結合され、差動信号に基づいて検出プロファイルを生成するように構成されたプロセッサとを含む、超音波検出装置が提供される。

10

## 【 0 0 2 6 】

本明細書の開示の他の態様および特徴は、好ましい実施形態についての以下の説明から明らかになる。

## 【 0 0 2 7 】

本発明の実施形態について、単なる例として添付の図面を参照して以下で説明する。

## 【 図面の簡単な説明 】

20

## 【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 本明細書の教示による超音波変換器の好ましい一実施形態を概略的な形で示す図である。

【 図 2 】 本明細書の教示による超音波検出器装置の一実施形態を概略的な形で示す図である。

【 図 3 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

【 図 4 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

【 図 5 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

30

【 図 6 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

【 図 7 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

【 図 8 】 センサの最適構造を決定するのに有用な、層の異なる性質の動作特性を示すグラフである。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 9 】

本明細書では、様々な超音波装置に使用するための、特に医療分野に適用可能な、たとえば超音波コンピュータ断層撮影を使用する乳癌検診に使用するための、位相不感応超音波検出をすることが可能な超音波受信器アレイ (変換器) の新規の構造が説明される。受信器構造は、スペーサで分離された第 1 および第 2 の焦電層から形成された 3 積層アレイとして説明することができる。当業者には、この構造が、3 層コア構造に補助的な機能を与えるいくつかの別の層を含むことが理解されよう。

40

## 【 0 0 3 0 】

図 1 を参照すると、この図は、受信器アレイすなわち変換器 1 0 の好ましい一実施形態を示し、この変換器は、好ましくは分極フッ化ポリビニリデン (P V D F) から形成された第 1 および第 2 の焦電電極 1 4、1 2 を含む。この実施形態の焦電層 1 4、1 2 は厚さが 2 8 マイクロメートルであるが、別の実施形態では、厚さが 1 ~ 6 0 マイクロメートル

50

の範囲のどこかでよい。焦電層 14、12 の厚さは一般に、これらの層に使用される材料の性質によって、また検出器に望まれる焦電特性によって決まる。層 12 および 14 がもっと薄いと、層の材料を介したより急速な熱放散の故に、ピーク振幅の利得が大きくなり、かつピークまでの時間が低減し得る。P V D F 層があまりに厚いと、反射が強くなり、感度が低下することになり得る。

#### 【0031】

第1および第2の焦電電極層 14、12 は、好ましい実施形態では構成（材料）およびサイズ（厚さおよび体積）が全く同じである。これにより、第1の焦電要素からの信号と第2の焦電要素からの信号を直接比較できることが確実になる。しかし、当業者には、別の実施形態では第1と第2の焦電層 12、14 が異なり、たとえばサイズ（たとえば、厚さ）または材料が異なることがあり、その場合には、検出装置は、第1および第2の焦電要素からの信号を、この信号から信頼性が高い使用可能な差動信号を生成するために、較正するように構成されるのが好ましいことが理解されよう。

10

#### 【0032】

2つの電極が正確に同じである場合には、2つの信号の極性を（膜の1つを裏返すことによって）反転させ、電極の出力を直接合計して差動信号を得ることができると想起される。実際には、信号を別々に（さらにはその差または合計も）監視できることが、これによりスキャン中にどれが特定の測定がどれだけ良好かについての診断情報が得られてアーチファクトを低減できるので有利である。

20

#### 【0033】

第1と第2の焦電電極層 14、12 の間にスペーサ層 16 が配置され、これは、  
1) 焦電層 12、14 を電氣的に分離する、かつ  
2) 2つの焦電層 12、14 を、これらが同じ振動またはバックグラウンド音響励起を効果的に見るように十分に近接して保持する働きをし、同時に、  
3) 焦電層 12、14 がその焦電応答に顕著な差異を生成することを確実にする十分な距離を保持している。

#### 【0034】

下側の第1の焦電電極層 14 は、高度吸収裏打ち層 18 に隣接して配置され、この裏打ち層は熱源として働く。

30

#### 【0035】

この構造は、その間の差がより正確な信号をもたらす（別々のタイムスタンプの）2つの別個の信号を供給する。図1に示された変換器 10 の実施形態のスペーサ層 16 は、特に効果的であることが試験で見いだされた9マイクロメートルの厚さを有するが、1~100マイクロメートルの厚さを有することもできる。スペーサ 16 は、ポリエチレンテレフタレート、マイラー（登録商標）などの他のポリエステル、ポリメチルメタクリレート、または、たとえばP V D F から形成された電極の場合では他の任意の適切なポリマーから作ることができる。他の材料で作られた電極では、スペーサ層は、上で説明した異なる材料から同様に作ることができる。スペーサ 16 は、第1と第2の焦電層 14、12 を電氣的に分離するが、好ましくは熱伝導性（最も好ましくは実質的に熱透過性）である。いくつかの実施形態では、スペーサ層 16 は、フッ化ポリビニリデン（P V D F）から作ることができる。この構成では、どちら側の材料とも同じである最良の音響インピーダンス整合が得られる。スペーサ層は、圧電活性または焦電活性にならないように未分極層として形成されている。極性調整は、材料が圧力または温度の変化に応答するように分子を本質的に整列させる処理である。

40

#### 【0036】

スペーサ層 16 には最適な厚さがある。具体的には、本発明者は、あまりに厚いスペーサ層がセンサの指向性応答に悪影響を及ぼすことを発見し、これは、デバイスの出力が、（垂直ではない）ある角度でデバイスの表面に当たる超音波に対する応答のあり様である。好ましいデバイスは、どの角度でも超音波が入射するように無指向性でなければならず、デバイスの出力は同じでなければならない。100マイクロメートルまでの厚さのスペ

50

ーサは、非垂直入射に対する応答性と、その結果としての組織撮像とを大きく向上させることができるが、この厚さから著しく逸脱すると、超音波コンピュータ断層撮影のための組織再構築に悪影響が及ぶことになる。スペーサ層16があまりに薄いと、2つの層12、14の焦電応答が互いに非常に類似することになり、それにより、差動動作が出力電圧波形を低減させ、したがってデバイスの感度を低下させることになる。これまでの試験では、スペーサ層の最適厚さは9マイクロメートルの近辺にあることが示されている。センサ構造体10はまた、センサ感度を増大させるための高エネルギー吸収ベースすなわち裏打ち層18を含む。裏打ち吸収体の適切な材料は、二官能ポリテトラメチレングリコールをベースとする。ベース材料のものよりも大幅に増大した吸収性を実現するために、材料 *Expance1* (商標) からなる小さいマイクロバルーンを使用することができる。加えて、裏打ち材料の音響インピーダンスを水とよりよく整合するように修正するために、材料密度が  $1,910 \text{ kg m}^{-3}$  の値まで増大するように高密度フィラーを付加することができる。この材料の  $3 \text{ MHz}$  における吸収係数は、好ましくは  $950 \text{ dB cm}^{-1}$  よりも大きい。

10

**【0037】**

第1の焦電層14が好ましくは直に、または密接して接触する吸収層18は、超音波エネルギーをその発生周波数において非常に吸収する。実際には、第1の焦電層14を透過した後、音響出力の大部分は焦電層の1mmほど以内で吸収されて熱が発生し、この熱は様々なセンサ層にわたって放散する。

20

**【0038】**

好ましくは、レイ10の上部に覆い被さるように配置された保護層20がまた設けられ、この保護層は超音波に対し透過性であり、電氣的絶縁の、好ましくは不透水性の材料から作られる。この保護層は、スペーサ層と同じ材料とすることができるが、好ましい実施形態では、その外側は金属化され(たとえば、薄い噴霧コーティングによって)、浮遊無線周波数源から電氣的に遮蔽するために接地される。保護層20は、任意の適切な厚さに、たとえば9マイクロメートルにすることができる。保護層は物理的保護のために設けられ、最適には、第1および第2の焦電要素14、12の動作に影響を及ぼさないか、または影響が最小限でなければならない。

**【0039】**

実際には、層12~20は、好ましくは不整合特性がない適切な接合物すなわち接着剤によって互いに接合することができる。好ましい実施形態では、接着剤は、どちらかの側の材料層の特性と実質的に同一である特性(音響特性など)を有する。その理由は、これらの層が、溶媒の形で塗布される材料から堆積されるからである。接着剤層はまた、金属片をドーピングすることによって導電性にすることもできる。好ましい接着剤層は接着機能だけを有し、その特性を整合させることはデバイスの感度を最大化できることを意味する。実際的な実施形態では、本明細書で開示された構造体は、特性不整合接着剤で接合することができる。この接着剤は有利には、損失を減らすために可能な限り薄く、好ましくはほんの数マイクロメートルの厚さにされる。実際には、PVD Fの層を接合するように適合されている市販の接着剤を使用することができ、不整合は、(PVD F)層に対する音響インピーダンス( $Z$ )に関して、を意味する。一例は、BOSTIK 1755 (BOSTIK 6322 シンナーで5重量パーセントに希釈)などのニトリルゴムベースの接着剤である。BOSTIKは登録商標である。

30

40

**【0040】**

好ましい実施形態では、(本質的に熱伝導性を増加させて)より速く信号を放散するように、別の薄い層を焦電層12、14と密接に接触して配置することができ、それによって、センサ10からの信号がバックグラウンドまで可能な限り早く減衰すること(変換器の次の点火をいつ実行できるかを決定するのでスキャン速度に影響を及ぼす要因)が確実になる。

**【0041】**

要約すると、センサの好ましい実施形態の使用中に、

50

- 超音波が図 1 の最上部から到来する。
- 超音波は本質的に変化せずに上部保護層 20 を通過する。
- 超音波は層 12 を通過して、焦電効果によって第 1 の電気信号を生成する。層がいくらかのエネルギーを吸収するので、超音波による層 12 の小さい加熱分があるが、これは、吸収裏打ち 18 における吸収によって発生した熱と比較して小さい。したがって、層 12 によって生成される焦電信号のレベルは小さい。
- 波は電氣的に絶縁されたスペーサ層 16 を通過する。
- 波は次に層 14 を通過して第 2 の電気信号を生成する（第 1 のものと本質的に全く同じであり、時間が遅れているだけ）。ふたたび、層 16 における固有の減衰すなわち吸収は小さく、それ故に焦電信号は小さい。
- 波は次に吸収裏打ちの中に進み、ここで直ちに吸収される。層 14 と 18 の間の境界面で発生した熱は次に、層 16 を通って層 12 へ外向きに伝わる。
- 有用な出力が 2 つの電気信号の差として取り込まれる。

10

## 【0042】

スペーサ層 16 は、2 つの層 12 と 14 が短絡しないように電氣的に絶縁している。スペーサ 16 は、焦電層 12、14 がその焦電応答に顕著な差異を生成することを確実にする十分な距離を保持しながら、2 つの焦電層 12、14 を、これらが同じ振動またはバックグラウンド音響励起を効果的に見るように十分に近づけて、保持する働きをする。

## 【0043】

短いパルスを使用すると、第 1 および第 2 の膜からの伝導熱による信号を時間で区別することが可能になる。これは、データを速く取得する上で重要である。

20

## 【0044】

たとえば膜の圧電応答による他の影響がもしあれば、層 12 と 14 に同等に影響を及ぼす。

## 【0045】

アセンブリ 10 は好ましくは、前面膜 12 によって生成される顕著な焦電信号がないように、熱を取り除くためのヒートシンクを含む。

## 【0046】

次に図 3 ~ 6 を参照すると、センサの最適構造を決定する上で有用な層の異なる性質の動作特性を示すグラフがある。

30

## 【0047】

図 3 は、本明細書で教示された 3 積層センサによって生成された波形の直接の測定結果であり、P V d F 1（後面）および P V d F 2（前面）からのものをその差と共に示している。バックグラウンド振動によって生じたリップルを両電極に見ることができるが、差信号（赤の h w D i f）を取ることで効果的に相殺されている。これらの測定は水中で実施された。乳房組織を通して、測定される必要がある到着ピークは少なくとも 1000 分の 1 に大幅に低減されて、ピーク < 1 m V になり、個々の波形に見られるノイズリップルよりも著しく小さくなっている。

## 【0048】

図 4 は、本明細書に教示された、両電極の厚さが同一である 3 積層センサの、ただし 3 つの異なる公称厚さにおける応答差の理論モデルの結果を示す。電圧は、電極での電圧利得条件が異なることにより、図 3 と同じではない。スペーサ厚さは 9 マイクロメートルであった。

40

## 【0049】

センサ厚さを変えることの効果は、両センサについて、以下の特性の変化を示す。

センサ厚さ [マイクロメートル]	ピーク [V]	ピークまでの時間 [s]
9	0.0168	0.0010
18	0.0206	0.00173
54	0.0183	0.00204

## 【0050】

図5は、吸収体18に近接するセンサ14の厚さを変えることが信号に及ぼす効果を示す一連のグラフである。これらのグラフから以下の例示的なデータを抽出することが可能である。

## 【0051】

吸収体センサ 厚さ [マイクロメートル]	ピーク [V]	ピークまでの時間 [s]
9	0.0186	0.0185
18	0.0123	0.0038
54	0.0062	0.0041

20

## 【0052】

図6は、吸収体18から最も遠く、したがって通常は水と接触しているセンサである、センサ12の厚さを変えることにより信号に及ぼす効果を示す一連のグラフである。これらのグラフから以下の例示的なデータを抽出することが可能である。

## 【0053】

水センサ 厚さ [マイクロメートル]	ピーク [V]	ピークまでの時間 [s]
9	0.0167	0.0010
18	0.0162	0.0010
54	0.0155	0.0010

30

## 【0054】

図7は、可変スペーサ厚さに対する最大（ピーク）センサ応答のグラフである。インピーダンス不整合が大きいと、信号全体を小さくするという2つの影響がある。第1に、インピーダンス不整合は、波伝搬を吸収体までずっと抑制し、したがって後面センサへの信号の強度を低下させる。第2に、反射波が次に前面センサによって再吸収され、したがって差動信号がさらに低減する。

40

## 【0055】

図8は、スペーサ厚さに対するピークまでの時間の変化を示す。

## 【0056】

センサレイ10は、従来の構造と比較してセンサおよび画像システムの性能を大幅に改善する応答速度の向上に結びつく信号対雑音比を増加させる。

## 【0057】

スペーサのためのいくつかの候補材料が、一般に入手可能な材料について試験された。最適なスペーサは、適切に整合した音響インピーダンスを備えた、低い減衰、高い熱伝導性の材料から形成される。理想的には、この材料は、金属の熱特性以外にP V D Fのインピーダンスを有する。

50

## 【 0 0 5 8 】

以下の例示的な材料がモデル化されており、これらの材料は以下の特性を示した。

## 【 0 0 5 9 】

材料	密度 [k g / m <sup>3</sup> ]	音速 [m / s]	熱伝導率 [W / m / K]	減衰量 [d B / m]
PVDF	1 7 8 0	2 5 6 0	0. 1 9	1. 6 3
銅	8 9 6 0	4 7 6 0	4 0 0	1. 7 1
アルミニウム	2 7 0 0	6 3 7 4	2 3 7	1. 7 1
金	1 9 3 0 0	3 4 2 0	3 1 7	1. 7 1
PET	1 1 9 0	1 9 5 0	0. 1 8	1. 6 3

10

## 【 0 0 6 0 】

以下の基準値が、様々なスペーサ材料について、27マイクロメートル厚のセンサ、9マイクロメートル厚の積層板、9マイクロメートル厚のスペーサに基づいて得られた。

## 【 0 0 6 1 】

材料	ピーク [V]	ピークまでの時間 [s]
PVDF	0. 0 0 1 3 9	0. 0 0 1 4 4
銅	0. 0 0 1 4 7	0. 0 0 1 3 3
アルミニウム	0. 0 0 1 6 4	0. 0 0 1 3 2
金	0. 0 2 8 3	0. 0 0 1 9
PET	0. 0 5 9 0	0. 0 0 1 2

20

## 【 0 0 6 2 】

組織の音響特性の正確なコンピュータ断層再構成は、十分な信号対雑音性能を達成することに依存する。好ましい変換器構造、およびその差動動作は、両方の膜上のこの雑音のコヒーレント源が効果的に相殺されることを意味する。

30

## 【 0 0 6 3 】

解決策は、以下を含む超音波検出装置を実現する。すなわち、

1) 説明された、可能な限り近接して置かれた名目上は同一の2つの膜(層12および14)を有する変換器。実際には(層12と14では)可能な限り近接して置かれた。実際には(電気インピーダンスに関し)、これは膜12と14を、可能な限り薄く作られた不活性スペーサ層16によって分離することを伴う。スペーサは好ましくは、その領域で9マイクロメートルの厚さがあり、またこれは、電氣的に絶縁しているが熱伝導性であるポリマー材料で作られる。

2) 不要なバックグラウンド振動信号を、後に続く信号対雑音および応答速度の改善によりほとんど完全に相殺することができる、入射する超音波放射に対する2つの膜12と14の応答の差を見るように動作可能な検出器ユニット。

40

## 【 0 0 6 4 】

超音波検出システム100の一例は、概略的な形で図2に示されている。3積層センサ変換器10は、装置の検出ゾーン102内に配置されて示されており、このゾーンには、たとえば人間の身体部分であり得る、試験要素120を配置することができる。超音波エネルギーの発生器104は、超音波が試験要素120を通してセンサアレイ10に向かうように配置される。当技術分野でよく知られているように、適切な媒体(たとえば、ゲルまたは水)を使用して、試験要素とセンサアレイ10の結合を最適化することができる。超音波コンピュータ断層撮影構成では、超音波発生器104およびセンサ10が試験要素

50

120のまわりを回転しなければならないので、この媒体は水または類似物である。

【0065】

装置はまた処理ユニット110を含み、この処理ユニットは、入力ユニット112を介してセンサレイ10の第1および第2の焦電要素14、12と結合された、かつ第1および第2の焦電要素14、12から差動信号を得るように構成された、検出ユニット114を備える。プロセッサ116が、検出器ユニット114と結合されており、かつ第1および第2の焦電要素14、12から抽出されたデータに基づいて検出プロファイルを生成するように構成されている。

【0066】

超音波検出器は、様々な撮像用途に使用することができ、乳房疾患、ならびに精巣疾患、骨疾病など他の硬組織部位および軟組織部位を撮像するなどの医療用途に特に適している。アレイは、超音波コンピュータ断層撮影(UCT)、乳房撮像などのための、超音波検出器、焦電センサ装置に使用することができる。検出器はまた非医療用途に、たとえば構造物または構成要素の亀裂などの構造的特性の検出に使用することもできる。

10

【0067】

当業者には、センサデバイス10は、非電離放射線ベースの、非圧迫(重なり部、およびその結果としての偽陰性および偽陽性を制限する)、360°撮像法に使用することができ、この撮像法は、MRIおよびDBTよりも低コストであることが理解されよう。

【0068】

センサ10を使用するUCTシステムは、操作者に依存的でなく、したがって、能力が低い低賃金の要員による使用を可能にすることができる。センサはまた、定量的撮像(QI)にも使用することができ、これは、データを母集団全体にわたって直接比較できることを意味する。

20

【0069】

超音波技術の本質的に安全な性質は、繰り返しスキャンを行えること、およびこの技術が、電離放射線保護の問題がないので、より広範な、病院ではない場所(たとえば、一般医手術室、ジムなど)に適用できることを意味する。スキャンを繰り返すことができることは、腫瘍サイズおよび病状に及ぼす薬物の効果をより定期的かつ頻繁な間隔で追跡できることを意味する。QIと、通常の方法で巨大な母集団全体にわたってディーブラーニングまたは人工知能によって比較できるデータをプールする機能とは、適切な治療経路を確立するための診断能力を長期にわたり大幅に増大させることができる。

30

【0070】

本明細書に開示されたセンサ10は、若い女性の乳房疾患の診断に特に有用な、たとえばX線マンモグラフィの補助として、他の撮像法と一緒に使用できるだけでなく、従来の超音波技法と他の技法の両方の、相補的情報をもたらす他の撮像法とも一緒に使用することができる。

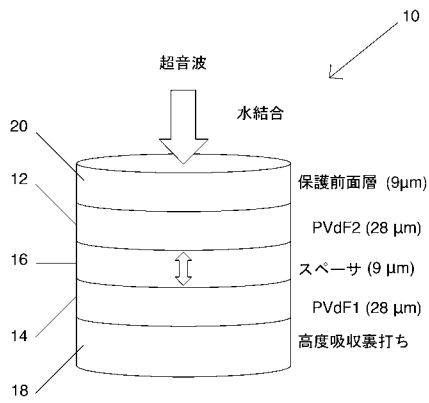
【符号の説明】

【0071】

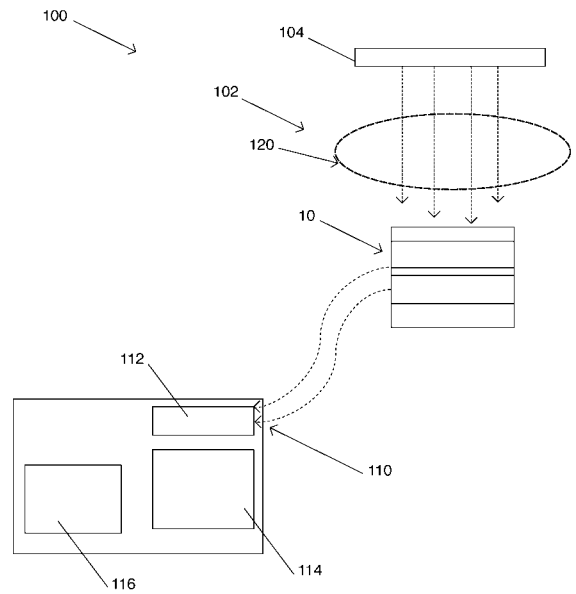
- 12 第2焦電層
- 14 第1焦電層
- 16 スペーサ層
- 18 吸収層

40

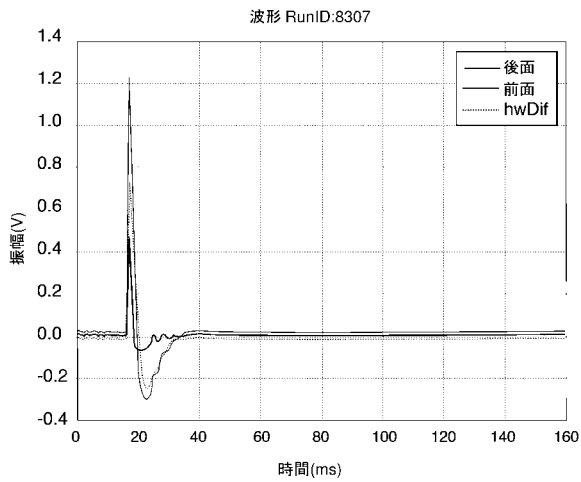
【 図 1 】



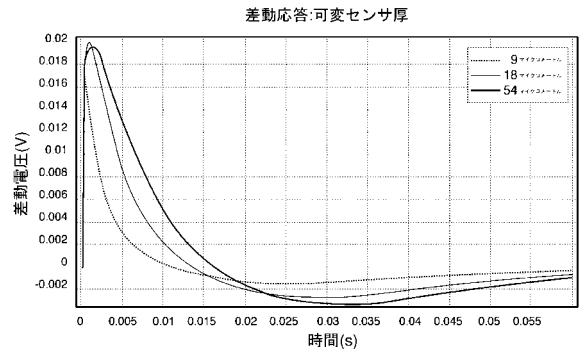
【 図 2 】



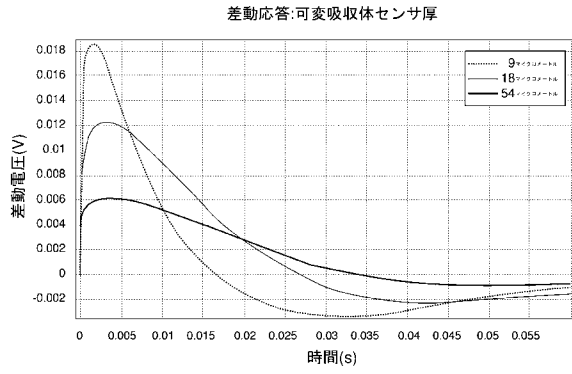
【 図 3 】



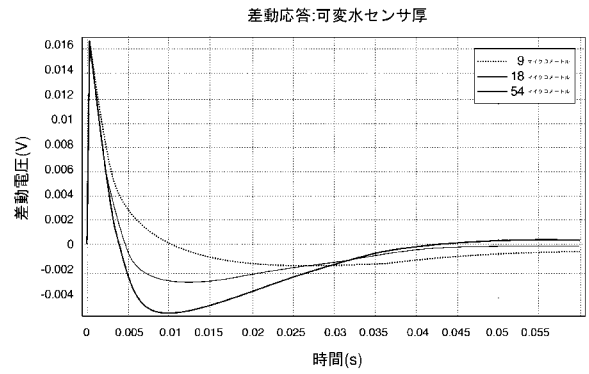
【 図 4 】



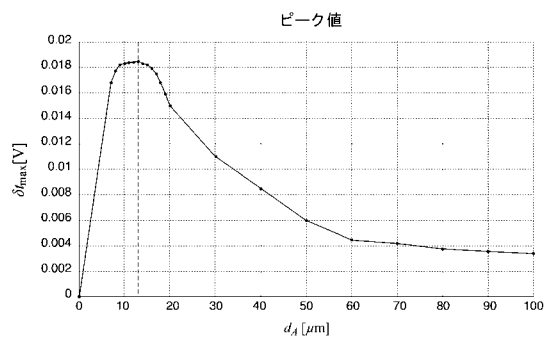
【 図 5 】



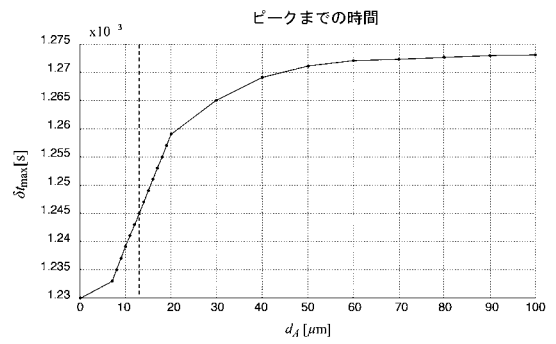
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【外国語明細書】

2020000869000001.pdf

2020000869000002.pdf

2020000869000003.pdf

2020000869000004.pdf

专利名称(译)	超声波传感器和超声波检测装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020000869A</a>	公开(公告)日	2020-01-09
申请号	JP2019121858	申请日	2019-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	NTT PLC管理有限公司		
申请(专利权)人(译)	Enupieru管理有限公司		
发明人	ゼキリ,バジラム		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/13 A61B8/4281 G01H11/06 A61B8/08 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB30 4C601/GB45 4C601/GC02 4C601/GC03 5D019/AA03 5D019/BB25 5D019/FF04		
优先权	2018010751 2018-06-29 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

为了提供一种改进的超声传感器和改进的成像设备。解决方案：传感器或接收器阵列10包括由聚偏二氟乙烯形成并由隔离层16隔开的第一和第二热电有源电极12、14。同时保持足够的距离以确保热电层在其热电响应中产生显著差异，间隔层的作用是将热电层电隔离，同时保持热电层足够靠近，以使它们有效地受到相同的振动或背景声激发。这种结构提供了两个不同的信号（在单独的时间戳上），两者之间的差异提供了更准确的信号。超声检测系统包括设置在检测区域中的接收器阵列，其中可以放置测试元件。一种设备，包括处理单元。该单元包括检测单元，该检测单元被配置为从第一和第二热电有源电极获取差分信号。

