

(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2017-121496  
(P2017-121496A)

(43) 公開日 平成29年7月13日(2017.7.13)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2017-21066 (P2017-21066)  
(22) 出願日 平成29年2月8日(2017.2.8)  
(62) 分割の表示 特願2013-533975 (P2013-533975)  
の分割  
原出願日 平成23年10月12日(2011.10.12)  
(31) 優先権主張番号 61/392,896  
(32) 優先日 平成22年10月13日(2010.10.13)  
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 511032992  
マウイ イマギング, インコーポレーテ  
ド  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
089 スンイブアルエ スイテ 10  
7 ギブラルタル ドライブ 256  
(74) 代理人 100097456  
弁理士 石川 徹  
(72) 発明者 ダビド エム. スミトフ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
089 スンイブアルエ スイテ 10  
7 ギブラルタル ドライブ 256

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 凹面超音波トランスデューサ及び3Dアレイ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 マルチアパーチャ方式で超音波画像を形成する装置、及びプローブを提供する。

【解決手段】 マルチアパーチャ方式超音波イメージング(MAUI)は、超音波アレイの別個のアパーチャから対象領域を独自に同時画像化する。プローブ又はトランスデューサの一部は、2次元又は3次元の実質的に連続した凹状曲面形状(すなわち、画像化される物体に対して凹状)を有することができる超音波トランスデューサの連続したアレイを有する。

【選択図】 図2 - 2A

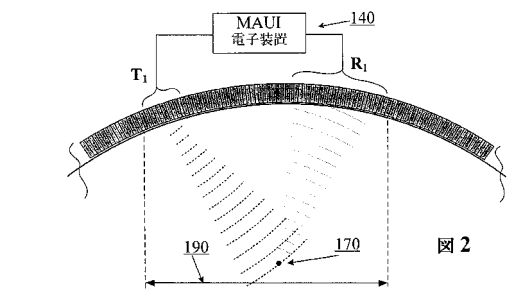


図 2

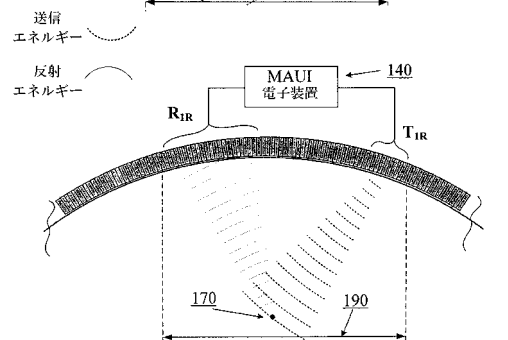


図 2A

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する、連続する超音波トランスデューサアレイ；

第1の超音波周波数の非集束超音波パルスで散乱体を超音波照射するように構成された1つの送信要素を含む、前記超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アパーチャ；

前記散乱体からの超音波エコーを受信するように構成された、前記第1の送信アパーチャから離れて位置している、前記超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャ；

前記第1の超音波周波数とは異なる第2の超音波周波数の非集束超音波パルスで散乱体を超音波照射するように構成された1つの送信要素を含む、前記超音波トランスデューサアレイにおける第2の送信アパーチャ；

前記散乱体からの超音波エコーを受信するように構成された、前記第2の送信アパーチャ及び前記第1の受信アパーチャから離れて位置している、前記超音波トランスデューサアレイにおける第2の受信アパーチャ；及び

前記超音波トランスデューサアレイと電子通信する制御システムであって、前記第1の送信アパーチャ、前記第1の受信アパーチャ、前記第2の送信アパーチャ、及び前記第2の受信アパーチャの位置及び向きを表す校正データにアクセスするように構成され、さらに前記第1の受信アパーチャの受信要素により受信したエコーをコヒーレントに組み合わせ、第1の画像を形成し、かつ前記第2の受信アパーチャの受信要素により受信したエコーをコヒーレントに組み合わせ、第2の画像を形成するように構成され、かつ、また該第1の画像を該第2の画像とインコヒーレントに組み合わせることにより、超音波画像を形成するように構成されている、該制御システムを備える、超音波イメージングシステム。

## 【請求項 2】

前記超音波トランスデューサアレイが、少なくとも2つの軸を中心とする凹面曲率を有する、請求項1記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記校正データが、前記制御システムに保存される、請求項1記載のシステム。

## 【請求項 4】

前記校正データが、前記制御システムから離れて保存される、請求項1記載のシステム

## 【請求項 5】

前記校正データが、前記アレイと共にプローブハウジング内に収容されたチップに保存される、請求項1記載のシステム。

## 【請求項 6】

少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する超音波トランスデューサアレイにおける、1つの送信要素を含む第1の送信アパーチャを用いて、非集束超音波パルスとして超音波エネルギーを散乱体に向けて送信する工程；

前記超音波トランスデューサアレイにおける、受信要素を含む第1の受信アパーチャで、前記散乱体からの超音波エコーを受信する工程；

前記超音波トランスデューサアレイにおける、受信要素を含む第2の受信アパーチャで、前記散乱体からの超音波エコーを受信する工程；

前記第1の送信アパーチャの前記1つの送信要素の位置及び向き、並びに、前記第1の受信アパーチャ及び前記第2の受信アパーチャの受信要素の位置及び向きを含む校正データを得る工程；

前記第1の受信アパーチャの受信要素により受信したエコーをコヒーレントに組み合わせる工程；

前記第1の受信アパーチャにより受信した、コヒーレントに組み合わせたエコーにより、第1の超音波画像を形成する工程；

10

20

30

40

50

前記第2の受信アパーチャの受信要素により受信したエコーをコヒーレントに組み合わせる工程；

前記第2の受信アパーチャにより受信した、コヒーレントに組み合わせたエコーにより、第2の超音波画像を形成する工程；及び

該第1の超音波画像と該第2の超音波画像とをインコヒーレントに組み合わせる工程；を含む、超音波イメージングの方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、米国特許法第119条に基づいて、引用により全容が本明細書中に組み込まれている2010年10月13日出願の「マルチアパーチャ方式医療用超音波トランスデューサ (Multiple Aperture Medical Ultrasound Transducer)」という名称の米国仮特許出願第61/392,896号の恩典を請求するものである。

【0002】

本出願は、米国特許第8,007,439号、名称「マルチアパーチャ方式で超音波画像を形成する方法及び装置 (Method and Apparatus to Produce Ultrasonic Images Using Multiple Apertures)」、及び2009年8月7日出願の国際出願PCT/US/2009/053096、名称「マルチアパーチャ方式医療用超音波技術を用いたイメージング及びアドオンシステムの同期方法 (Imaging with Multiple Aperture Medical Ultrasound and Synchronization of Add-on Systems)」に関する。本出願は、2010年4月14日出願の米国特許出願第12/760,327号、名称「マルチアパーチャ方式超音波アレイの位置合せ装置 (Multiple Aperture Ultrasound Array Alignment Fixture)」、及び2010年4月14日出願の米国特許出願第12/760,375号、名称「ユニバーサルなマルチアパーチャ方式医療用超音波探触子 (Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe)」、及び2011年2月17日出願の米国特許出願第13/029,907号、名称「マルチアパーチャ方式超音波イメージングを用いた点源送信及び音速補正 (Point Source Transmission and Speed-of-Sound Correction Using Multi-Aperture Ultrasound Imaging)」に関する。

【0003】

(引用による組み込み)

本明細書で言及する全ての刊行物及び特許出願は、それぞれの刊行物又は特許出願が具体的かつ個々に引用により本明細書中に組み込まれると指示された場合と同様に、引用により本明細書中に組み込まれるものとする。

【0004】

(分野)

本発明は、全体として、医学の分野で使用されるイメージング技術に関し、より詳細には医療用超音波に関し、なおさらに詳細にはマルチアパーチャ方式で超音波画像を形成する装置に関する。

【背景技術】

【0005】

(背景)

従来の超音波イメージングでは、超音波エネルギーの集束ビームを検査すべき体組織内に送波し、エコーを検出して、これをプロットして画像を形成する。心エコー検査法では、通常は、ビームを、中心プローブ位置から所定角度ずつ増分して、反射エコーを、送波した超音波ビームの経路を表す線に沿ってプロットする。腹部超音波検査法では、通常は、ビームを、横方向に段階的に移動させて、平行なビーム径路を形成し、そして反射エコーをそれらの径路を表す平行線に沿ってプロットする。

【0006】

従来の超音波イメージングの基本原理は、Harvey Feigenbaum著、Echocardiography (Lippincott Williams & Wilkins社 (Philadelphia)、第5版、1993年)の第1章に記載され

10

20

30

40

50

ている。ヒト組織における超音波の平均伝搬速度 $v$ は、約1540m/秒であり、軟組織では、1440~1670m/秒の範囲内であることは良く知られている(P. N. T. Wells著、Biomedical Ultrasonics、Academic Press社、London、New York、San Francisco、1977年刊行)。したがって、エコーを発生させるインピーダンス不連続部の深さは、エコーの往復時間に $v/2$ を乗じた値として推定することができ、振幅を、ビームの径路を表す線に沿った深さにプロットする。全てのビーム経路に沿った全てのエコーについてプロットしてから、画像を形成する。走査線間のギャップは、典型的には、内挿法によって補間する。

#### 【0007】

体組織を超音波照射(insonify)するために、トランスデューサ要素のアレイによって形成されたビームで、検査すべき組織を走査する。従来、同じトランスデューサアレイを使用して、反射エコーを検出する。ビームの形成と反射エコーの検出との両方に同じトランスデューサアレイを使用することは、医療目的で超音波イメージングを使用する際の最も重大な制約の1つである；この制約により、横方向の解像度が低下する。理論的には、超音波プローブのアーチャを大きくして横方向の解像度を向上させることができるが、アーチャサイズの増大に関する現実的な問題により、アーチャサイズが小さく保たれ、横方向解像度が低くなった。疑いなく、超音波イメージングは、この制約があっても十分に有用であるが、解像度が向上すれば、より効果的となるであろう。

#### 【0008】

実際の心臓学では、1つのアーチャのサイズの制限は、肋骨間の空間(肋間腔)によって決まる。腹部及び他の部位に使用されるスキャナでも、アーチャのサイズの制限は、深刻な制限である。問題は、プローブと対象領域との間の組織の種類によって超音波の伝播速度が変化するために、大型アーチャアレイの要素を同相に維持することが困難なことである。Wells(Biomedical Ultrasonics、上記)の文献によると、超音波の伝搬速度は、軟組織間で最大±10%変動する。アーチャが小さいままであれば、介在する組織は、同質と見なされ、結果としていかなる変動も無視される。横方向解像度を向上させるためにアーチャのサイズを大きくすると、フェーズドアレイの追加の要素が、位相がずれる可能性があり、現実には、解像度が向上するどころか画像が劣化することになる。

#### 【0009】

腹部イメージングの場合には、アーチャのサイズを大きくして、横方向の解像度を向上させることができることが分かっている。肋骨を回避することは問題ではないが、まばらのアレイを用いたビームフォーミング、及び特に組織の速度の変動は、補正する必要がある。単一アーチャの超音波プローブでは、トランスデューサアレイの要素が使用するビーム経路が、組織の密度プロファイルと同様であると見なされるほど互いに十分に接近していると一般には考えられており、補正の必要がなかった。しかしながら、この仮定を用いると、使用できるアーチャのサイズが極端に制限されることになる。

#### 【0010】

アーチャ全体のサイズが制限されるという問題は、例えば、米国特許第8,007,439号及び米国特許出願公開第2011/0201933号に図示及び説明されているマルチアーチャ方式超音波イメージング技術(multiple aperture ultrasound imaging technique)の開発によって取り込まれてきた。

#### 【発明の概要】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0011】

一実施態様では、超音波イメージングシステムを提供し、該システムは、少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する超音波トランスデューサアレイ、超音波エネルギーで散乱体を超音波照射するように構成された、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アーチャ、該散乱体からの超音波エコーを受信するように構成された、該第1の送信アーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アーチャ、及び該超音波トランスデューサアレイと電子通信する制御システムであって、該第1の送信アーチャ及び該第1の受信アーチャの位置及び向きを表す校正

10

20

30

40

50

データにアクセスするように構成され、かつ該第1の受信アパーチャが受信した該エコーで超音波画像を形成するように構成されている、該制御システムを備えている。

【0012】

一部の実施態様では、該システムは、該散乱体からのエコーを受信するように構成された、該第1の送信アパーチャ及び該第1の受信アパーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイの第2の受信アパーチャをさらに備え、該制御システムが、該第2の受信アパーチャの位置及び向きを表す校正データにアクセスするように構成され、かつ該第1及び第2の受信アパーチャが受信した該エコーで超音波画像を形成するように構成されている。

【0013】

一部の実施態様では、該超音波トランスデューサアレイは、少なくとも2つの軸を中心とする凹面曲率を有している。

【0014】

一実施態様では、該校正データは、該制御システムに保存される。他の実施態様では、該校正データは、該制御システムから離れて保存される。一実施態様では、該校正データは、該アレイと共に該プローブハウジング内に収容されたチップに保存される。

【0015】

超音波イメージングの方法を提供し、該方法は、少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する超音波トランスデューサアレイにおける送信アパーチャを用いて、超音波エネルギーを散乱体に向けて送信する工程、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程、該第1の送信アパーチャ及び該第1の受信アパーチャにおける超音波トランスデューサの位置及び向きを含む校正データを得る工程、及び該第1の受信アパーチャが受信した該超音波エコーで超音波画像を形成する工程を含む。

【0016】

一部の実施態様では、該方法は、該超音波トランスデューサアレイの第2の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程；該第2の受信アパーチャにおける超音波トランスデューサの位置及び向きを含む校正データを得る工程、及び該第1及び第2の受信アパーチャが受信した該超音波エコーで超音波画像を形成する工程をさらに含む。

【0017】

別の超音波イメージングシステムは、超音波トランスデューサアレイ；超音波エネルギーで散乱体を超音波照射するように構成された、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アパーチャ、該散乱体からの超音波エコーを受信するように構成された、該第1の送信アパーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャ、該散乱体からの超音波エコーを受信するように構成された、該第1の送信アパーチャ及び該第1の受信アパーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイにおける第2の受信アパーチャ、及び該超音波トランスデューサアレイと電子通信する制御システムであって、該第1の受信アパーチャで受信するエコーから該第2の受信アパーチャで受信するエコーに切り替えることによって超音波イメージングシステムの総アパーチャサイズを変更するように構成されている、該制御システムを備えている。

【0018】

一実施態様では、該制御システムは、該第1の送信アパーチャ、該第1の受信アパーチャ、及び該第2の受信アパーチャの位置及び向きを表す校正データにアクセスするように構成され、かつ該第1及び第2の受信アパーチャが受信する該エコーで超音波画像を形成するように構成されている。

【0019】

一部の実施態様では、該制御システムは、障害物の検出時に該総アパーチャサイズを自動的に変更するように構成されている。

【0020】

10

20

30

40

50

また、超音波イメージングシステムを提供し、該システムは、超音波トランスデューサアレイ、超音波エネルギーで散乱体を超音波照射するように構成された、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アパーチャ；超音波エネルギーで該散乱体を超音波照射するように構成された、該超音波トランスデューサアレイにおける第2の送信アパーチャ、該散乱体からの超音波エコーを受信するように構成され、該第1の送信アパーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャ；該散乱体からの超音波エコーを受信するように構成され、該第1の送信アパーチャ及び該第1の受信アパーチャから離れて位置している、該超音波トランスデューサアレイにおける第2の受信アパーチャ、及び該超音波トランスデューサアレイと電子通信する制御システムであって、該第1の送信アパーチャを用いて送信する超音波エネルギーから、該第2の送信アパーチャを用いて送信する超音波エネルギーに切り替え、かつ該第1の受信アパーチャで受信するエコーから該第2の受信アパーチャで受信するエコーに切り替えることによって超音波イメージングシステムのアパーチャ視野角を変更するように構成されており、該第1の送信アパーチャと該第1の受信アパーチャとの間の送信/受信角度が、該第2の送信アパーチャと該第2の受信アパーチャとの間の送信/受信角度とほぼ同じである、該制御システムを備えている。

10

20

30

40

50

**【0021】**

一実施態様では、該制御システムは、該第1の送信アパーチャ、該第1の受信アパーチャ、及び該第2の受信アパーチャの位置及び向きを表す校正データにアクセスするように構成され、かつ該第1及び第2の受信アパーチャが受信する該エコーで超音波画像を形成するように構成されている。

**【0022】**

別の実施態様では、該制御システムは、障害物の検出時に該アパーチャ視野角を自動的に変更するように構成されている。

**【0023】**

超音波イメージングの方法を提供し、該方法は、少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アパーチャを用いて、超音波エネルギーを散乱体に向けて送信する工程、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程、該散乱体と該第1の受信アパーチャとの間の障害物を検出する工程、及び該障害物を検出後、該超音波トランスデューサアレイにおける第2の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程を含む。

**【0024】**

一部の実施態様では、該検出する工程は、音波検査者によって行われる。他の実施態様では、該検出する工程は、制御システムによって自動的に行われる。

**【0025】**

一実施態様では、該トランスデューサアレイは、少なくとも2つの軸を中心とする凹面曲率を有する。

**【0026】**

一実施態様では、該検出する工程の後に、該障害物の検出後、該超音波トランスデューサアレイにおける該第2の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程であって、該障害物が、該散乱体と該第2の受信アパーチャとの間に位置してない、該工程をさらに含む。

**【0027】**

超音波イメージングの方法を提供し、該方法は、少なくとも1つの軸を中心とする凹面曲率を有する超音波トランスデューサアレイにおける第1の送信アパーチャを用いて、超音波エネルギーを散乱体に向けて送信する工程、該超音波トランスデューサアレイにおける第1の受信アパーチャで、該散乱体からの超音波エコーを受信する工程；該散乱体と該第1の送信アパーチャとの間の障害物を検出する工程、及び該障害物を検出後、該超音波トランスデューサアレイにおける第2の送信アパーチャを用いて、超音波エネルギーを該

散乱体に向けて送信する工程を含む。

【0028】

一実施態様では、該検出する工程は、音波検査者によって行われる。別の実施態様では、該検出する工程は、制御システムによって自動的に行われる。

【0029】

一部の実施態様では、該トランスデューサアレイは、少なくとも2つの軸を中心とする凹面曲率を有している。

【0030】

超音波イメージング装置の別の実施態様は、プローブハウジング、該プローブハウジング又はその近傍に配置された少なくとも2つの超音波トランスデューサアレイ、及び該超音波トランスデューサアレイのそれぞれを該プローブハウジングに結合するように構成され、かつ対象の生理学的構造に一致するように該超音波トランスデューサアレイの位置及び向きを調整できるように構成されている少なくとも1つのヒンジ機構を備えている。

10

【0031】

一部の実施態様では、該装置は、該ヒンジ機構をロックするように構成されたロック機構をさらに備えている。

【0032】

超音波イメージングの方法を提供し、該方法は、少なくとも2つの超音波アレイを有する超音波イメージングプローブを患者に接触させる工程、該超音波アレイのそれぞれを、該患者の生理学的構造に個々に一致させる工程、該超音波アレイを一致した構造にロックする工程、該一致した構造の該超音波イメージングプローブを校正する工程、及び該校正する工程の後に、該超音波イメージングプローブを用いて該患者の超音波画像を形成する工程を含む。

20

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】図1は、アパーチャ視野角及びアパーチャ幅の制御部を備えた超音波システム制御パネルの図である。

【0034】

【図2】図2は、様々な要素が送信アパーチャ及び受信アパーチャとして指定されている凹状曲線トランスデューサアレイの略図である。

30

【0035】

【図2A】図2Aは、要素が、図2に対して逆となる送信機能又は受信機能で使用されるように配置されている凹状曲線トランスデューサアレイの略図である。

【0036】

【図2B】図2Bは、送信アパーチャ及び受信アパーチャの要素が、同様のサイズのアパーチャを用いて間断なく相互に超音波照射するように事前に指定されている凹状曲線トランスデューサアレイの実施態様の略図である。

【0037】

【図2C】図2Cは、標的領域のより高い解像度を得るために所望の視野角を中心に送信アパーチャ及び受信アパーチャをどのように広げることができるかを実証する凹状曲線トランスデューサアレイの実施態様の略図である。

40

【0038】

【図3】図3は、1つの指定された送信アパーチャによって送信されたパルスが、複数の指定された受信アパーチャによって受信されることを例示する凹状曲線トランスデューサアレイの実施態様の略図である。

【0039】

【図3A】図3Aは、送信アパーチャ及び複数の受信アパーチャが、異なる位置で動作するように電子的に制御することができる凹状曲線トランスデューサアレイの実施態様の略図である。

【0040】

50

【図4】図4は、3次元(3D)アレイとも呼ばれる、2つの交差方向に曲率を有する凹状曲線マトリックスの実施態様の略図である。3Dアレイにおける各要素は、x軸、y軸、及びz軸の全てにおける近接する要素に対して変位している。この図では、送信アパーチャの1つ又は複数の要素が、媒体を超音波照射するように指定されている。媒体における複数の標的は、体積データをどのように収集できるかを実証するために例示されている。複数の受信アパーチャは、タイミング及び組織の音速の調整がデータの同時収集にいかに必要なかを実証するために例示されている。

【0041】

【図4A】図4Aは、3Dアレイの実施態様を模式的に例示している。複数の送信アパーチャ $T_1 \sim T_N$ は、1つ以上の受信アパーチャ $R_2$ 及び/又は $R_3$ で受信される送信パルスを実証するために示されている。データをどのように収集できるかを実証するために1つの標的が示されている。

10

【0042】

【図4B】図4Bは、x軸に沿った2D長手方向スライス of データを収集するために使用される3Dアレイの実施態様を模式的に例示している。この場合、横軸zにおける一連の要素が、送信アパーチャ $T_1$ を形成するために使用される。長手方向スライスに沿ったデータを、受信アパーチャ $R_2$ に位置する要素によって収集することができる。経時的なデータ収集を助けるために長手方向スライスの長さに沿って使用できる複数の送信アパーチャが、 $T_1 \sim T_5$ として示されている。同じ横スライスの同時データか、又は異なる長手方向スライスの別個のデータを収集するために使用できる別の受信アパーチャ $R_3$ が示されている。

20

【0043】

【図4C】図4Cは、z軸に沿った2D横スライス of データを収集するために使用される3Dアレイの実施態様を模式的に例示している。この場合、長手方向軸xにおける一連の要素が、送信アパーチャ $T_1$ を形成するために使用される。横スライスに沿ったデータを、受信アパーチャ $R_2$ に位置する要素によって収集することができる。経時的なデータ収集を助けるために長手方向スライスの長さに沿って使用できる複数の送信アパーチャ $T_1 \sim T_5$ が示されている。同じ横スライスの同時データか、又は異なる長手方向スライスの別個のデータを収集するために使用できる別の受信アパーチャ $R_3$ が示されている。

【0044】

【図4D】図4Dは、2D長手方向スライス of データがデータ体積内で強調されている該データ体積を例示している。これは、体積3D/4Dイメージングをほぼ実時間で高解像度2Dイメージングに置き換えてディスプレイ上に同時に表示することができるマルチアパーチャ方式 of イメージングの能力を例示している。

30

【0045】

【図4E】図4Eは、2D横方向スライス of データがデータ体積内で強調されている該データ体積を例示している。これは、体積3D/4Dイメージングをほぼ実時間で高解像度2Dイメージングに置き換えてディスプレイ上に同時に表示することができるマルチアパーチャ方式 of イメージングの能力を例示している。

【0046】

【図5】図5は、曲率半径が比較的大きい組織媒体(例えば、腹部、骨盤など)上の凹状曲線プローブを示す略図である。

40

【0047】

【図5A】図5Aは、図5に示されているようなプローブにおける曲線アレイ(例えば、1D、1.5D、又は2D)の実施態様の底面図である。

【0048】

【図5B】図5Bは、図5に示されているようなプローブにおけるマトリックスアレイ(例えば、2D又は3D)の実施態様の底面図である。

【0049】

【図5C】図5Cは、図5に示されているようなプローブにおけるCMUTアレイの実施態様の底面図である。

50

【 0 0 5 0 】

【 図 6 】 図6は、曲率半径が比較的小さい組織媒体（例えば、腕、脚、首、手首、足首など）上の凹状曲線プローブの実施態様を示す略図である。

【 0 0 5 1 】

【 図 6 A 】 図6Aは、図6の実施態様に類似した凹状曲線アレイの実施態様の略図であるが、プローブハウジング内には、該プローブハウジングの側面にケーブルを接続できるフレックス接続部を備えている。

【 0 0 5 2 】

【 図 6 B 】 図6Bは、図6及び図6Aに示されているようなプローブにおける曲線アレイ（例えば、1D、1.5D、又は2D）の実施態様の底面図である。

10

【 0 0 5 3 】

【 図 6 C 】 図6Cは、図6及び図6Aに示されているようなプローブにおける曲面マトリックス（例えば、2D又は3D）アレイの実施態様の底面図である。

【 0 0 5 4 】

【 図 6 D 】 図6Dは、図6及び図6Aに示されているようなプローブにおけるCMUTアレイの実施態様の底面図である。

【 0 0 5 5 】

【 図 7 】 図7は、調整可能なハンドルがアレイの長手方向軸に整合している、図6Aのプローブの実施態様の凹面トランスデューサハウジングの平面図である。

【 0 0 5 6 】

20

【 図 7 A 】 図7Aは、調整可能なハンドルがアレイの横軸に整合している、図6Aのプローブの実施態様の凹面トランスデューサハウジングの平面図である。

【 0 0 5 7 】

【 図 7 B 】 図7Bは、曲率半径が比較的大きい組織媒体（例えば、腹部、骨盤など）上の図7Aの凹状曲線プローブを示す略側面図である。

【 0 0 5 8 】

【 図 7 C 】 図7Cは、図7A～図7Bに例示されているプローブのスタイルに使用することができる曲線アレイ（例えば、1D、1.5D、又は2D）の底面図である。

【 0 0 5 9 】

【 図 7 D 】 図7Dは、図7A～図7Bに例示されているプローブのスタイルに使用することができるマトリクスアレイ（例えば、2D又は3D）の底面図である。

30

【 0 0 6 0 】

【 図 7 E 】 図7Eは、図7A～図7Bに例示されているプローブのスタイルに使用することができるCMUTアレイの底面図である。

【 0 0 6 1 】

【 図 7 F 】 図7Fは、図7A～図7Bに示されているようなプローブに使用される、楕円パターンに配置された凹状曲面トランスデューサアレイ（例えば、3D又はCMUT）の底面図である。

【 0 0 6 2 】

【 図 7 G 】 図7Gは、図7Hの切断線を示している凹面アレイプローブハウジングの平面図である。

40

【 0 0 6 3 】

【 図 7 H 】 図7Hは、線A-Bに沿って切り取られた図7Gの凹面アレイプローブハウジングの断面図である。この実施態様は、プローブの右側又は底面にあるフレックスコネクタ及びケーブル接続部を例示している。また、校正チップ、同期モジュール、プローブ位置変位センサも、プローブハンドル内に示されている。

【 0 0 6 4 】

【 図 8 】 図8は、調整可能な超音波プローブの実施態様を示す線図である。この型の調整可能なプローブは、それぞれが関連するフレックスコネクタを有する5つのアレイを備えている。また、校正チップ、同期モジュール、プローブ位置変位センサも、プローブハン

50

ドル内に示されている。

【0065】

【図8A】図8Aは、所望の生理学的構造に一致するように適合する成形構造に配置された図8のプロープの5つのアレイを示す線図である。

【0066】

【図8B】図8Bは、図8のプロープの2つのアレイの側面図であり、アレイと引っ張りケーブルとの間の調整可能なヒンジの実施態様の詳細を示している。調整可能なヒンジは、各アレイの支持ブロックに連結されて示されている。

【0067】

【図8C】図8Cは、図8に示されているようなプロープにおける個々のアレイ（例えば、1D又は1.5D）の実施態様を例示する底面図である。

10

【0068】

【図8D】図8Dは、図8に示されているようなプロープにおけるマトリックスアレイ（例えば、2D）として個々のアレイの実施態様を例示する底面図である。

【0069】

【図8E】図8Eは、図8に示されているようなプロープにおけるCMUTアレイとして個々のアレイの実施態様を例示する底面図である。

【発明を実施するための形態】

【0070】

（詳細な説明）

20

本明細書に記載する一部の実施態様は、2次元又は3次元の実質的に連続した凹状曲面形状（すなわち、イメージングされる物体に対して凹状）を有することができる超音波トランスデューサの連続したアレイを有する超音波プロープを設計する、製造する、及び使用するシステム並びに方法を提供する。本明細書に記載する他の実施態様は、他の独特な構成、例えば、調整可能なプロープ及び可変構造のプロープを有する超音波イメージングプロープを設計する、製造する、及び使用するシステム並びに方法を提供する。

【0071】

マルチアパーチャ方式のイメージング方法と組み合わせた、1つ又は複数の校正されたマルチアパーチャアレイを使用することにより、適合する形状の凹面プロープ又は調整可能なプロープさえも超音波イメージングに利用することができる。さらに、拡張フェーズドアレイからの情報を「同相」に維持するよう、そして所望のレベルのイメージングの横方向解像度を達成するよう、従来の矩形かつ線形マトリックス又は静電容量型超音波トランスデューサ（capacitive micromachined ultrasonic transducer）又は「CMUT」アレイの様々な欠点を解消するためには、独特な形状の超音波プロープの解決策が望ましい。

30

【0072】

一部の実施態様では、超音波イメージングシステムは、視野角、ビーム幅、及びアパーチャサイズを手動又は自動で制御できるように構成することができる。この特徴は、気体、骨、又は他の超音波が通過できない構造（例えば、椎骨、関節、末梢血管、胸腔内に位置する器官など）によって妨げられる組織を画像化しようとしたときに非常に有利な場合がある。成形プロープが対象領域に配置された状態で、超音波検査者が、標的の視野角を制御することができる。所望の視野角が選択されたら、超音波検査者は、所望の深度における最良の解像度を得るために、アパーチャ幅を電子的に制御することができる。

40

【0073】

一実施態様では、以下を有する医療用超音波装置が存在する：（a）圧電要素をパルス化して超音波をヒト（又は動物）の組織内に送波するように構成された電子装置；（b）得られるエコー信号を受信するように構成された電子装置；（c）該エコー信号を処理して画像を形成するように構成された電子装置；及び（d）受信サブアパーチャ内に複数の受信要素を有するプロープであって、該受信サブアパーチャが、散乱体から各受信要素までの経路における音速の変動が十分に小さくなるほど十分に小さくて、全ての経路で音速プロファイルが均一であるという仮定に基づいてコヒーレント平均化が使用されたときに

50

位相相殺 (phase cancelation) が回避される、プローブ。加えて、プローブは、送信サブアパーチャ内に1つ又は複数の送信要素を有することができ、該送信要素の少なくとも1つが、受信サブアパーチャ (複数可) から離隔している。

【0074】

別の実施態様では、位相相殺が画像を劣化させるほど受信サブアパーチャを大きくすることなく、システムの横方向解像度を決定するアパーチャ全体の幅を広げることを目的として、送信要素を受信サブアパーチャの要素から離さなければならない。

【0075】

別の実施態様では、送信サブアパーチャは、送信要素から散乱体までの経路における音速の変動が十分に小さくなるように十分に小さくすることができ、これらの経路に沿った実際の送信時間と一定の公称音速と仮定する理論上の時間との間の差異は、互いに実質的に僅かである。一部の実施態様では、実際の移動時間の理論上の移動時間に対する許容される差異は、超音波パルスの一期間未満である。一部の実施態様では、イメージング制御電子装置は、画像化すべき組織を単一ピングで超音波照射し、ビームフォーミング電子装置及び画像処理電子装置が、それぞれのピングによって形成された画像のコヒーレント加算によって画像を形成することができる。他の実施態様では、ビームフォーミング電子装置及び画像処理電子装置は、それぞれのピングによって形成された画像のインコヒーレント加算によって画像を形成することができる。

10

【0076】

イメージング送信制御電子装置、ビームフォーミング電子装置、及び画像処理電子装置はまとめて、本明細書では、マルチアパーチャ方式超音波イメージング (又はMAUI) 電子装置と呼ぶこともある。

20

【0077】

なお別の実施態様では、MAUI電子装置は、画像の位置合わせ、例えば、相互相関を用いて画像を整合させ、次いでインコヒーレントに画像を加算して画像を形成することができる。

【0078】

なお別の実施態様では、送信アパーチャは、必ずしも小さくする必要がなく、受信サブアパーチャを有することができる。MAUI電子装置は、画像化すべき組織を1つのピングで超音波照射して、それぞれのピングによって形成された完全な画像のインコヒーレント加算によって画像を形成することができる。なおさらに、MAUI電子装置は、相互相関を用いて画像を整合させ、次いでインコヒーレントに画像を加算して画像を形成するように構成することができる。別の実施態様では、システム制御装置は、異なる群から形成された複数の画像を一緒に平均化して、ノイズ及びアーチファクトが低減した画像を形成できる処理能力を有することができる。

30

【0079】

本明細書で説明する改良は、例えば、一般放射線学用の凹面マルチアパーチャプローブ、プレスレット型マルチアパーチャプローブ、パーム型マルチアパーチャプローブ、及び調整可能なマルチアパーチャプローブを含む様々なプローブの種類に適用することができる。

40

【0080】

他の代替の実施態様では、これらの態様は、送信に非集束ピングを使用することができ、送信アパーチャを、受信アパーチャよりも大幅に広くことができ、該受信アパーチャを取り囲むことができる。

【0081】

さらなる実施態様では、送信パルス又は送信波が、受信要素のアパーチャから離れてその外部に位置する1つの要素又は要素のレイから送波された場合は、コヒーレントに平均化された画像を得るために音速の補正を使用することなく、唯1つのアパーチャの受信要素を使用して画像を形成することができる。

【0082】

50

本明細書のいくつかの実施態様は、医療用超音波イメージングを参照して説明するが、当業者であれば、本明細書の実施態様の特徴及び利点が、非医療用超音波イメージングへの適用例、又は超音波のイメージング以外の適用例でも達成できることを理解できよう。

【0083】

本明細書で使用する用語「超音波トランスデューサ」及び「トランスデューサ」は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解している一般的な意味を有することができ、かつ電気信号を超音波信号に変換できる、及び/又はこの逆に変換できる任意の単一要素を指すことができるが、これに限定されるものではない。例えば、一部の実施態様では、超音波トランスデューサは、圧電素子を含むことができる。他の実施態様では、超音波トランスデューサは、静電容量型超音波トランスデューサ(CMUT)を含むことができる。

10

【0084】

トランスデューサは、多くの場合、多数の個々のトランスデューサ要素のアレイに構成される。本明細書で使用する用語「トランスデューサアレイ」又は「アレイ」は、一般に、共通の支持プレートに取り付けられたトランスデューサ要素の集合体を指す。このようなアレイは、1次元(1D)、2次元(2D)、1.5次元(1.5D)、又は3次元(3D)を有することができる。当業者が理解できる他の次元のアレイも使用することができる。トランスデューサアレイは、CMUTアレイとすることもできる。トランスデューサアレイの要素は、アレイの個別に機能する最小の要素とすることができる。例えば、圧電トランスデューサ要素のアレイの場合、各要素は、1つの圧電性結晶又は圧電性結晶の1つの機械加工部分とすることができる。

20

【0085】

2Dアレイは、超音波トランスデューサ要素の格子を含む実質的に平面の構造を指すことを理解されたい。このような2Dアレイは、該アレイの表面に沿って行と列に配置された複数の個々の要素(正方形、長方形、又は任意の他の形状とすることができる)を含むことができる。多くの場合、2Dアレイは、要素部分を圧電性結晶にカットして形成される。

【0086】

本明細書において、曲面1D、1.5D、又は2Dトランスデューサアレイとは、1つの軸(例えば、長方形アレイの横軸)のみを中心とする曲率を有する曲面を備えた超音波トランスデューサアレイを指すものとする。したがって、1D、1.5D、又は2D曲面アレイの実施態様は、円筒部分の一部として表すことができる。

30

【0087】

本明細書で使用する用語「3Dアレイ」又は「3D曲面アレイ」は、2つ以上の軸(例えば、長方形アレイの横軸及び長手方向軸の両方)を中心とする曲率を有する曲面を備えた任意の超音波トランスデューサアレイを表すことを理解されたい。3D曲面アレイの要素は、3次元における全ての近接要素に対して変位させることができる。したがって、3D曲面アレイは、3次元二次曲面形状、例えば、放物面又は球面の一部を有するように表すことができる。場合によっては、用語3Dアレイは、微細圧電アレイ(machined piezoelectric array)に加えて曲面CMUTアレイも指すことができる。

【0088】

本明細書で使用する用語「送信要素」及び「受信要素」は、超音波イメージング技術の分野の技術者が理解している一般的な意味を有することができる。用語「送信要素」は、電気信号を超音波信号に変換する送信機能を少なくとも一時的に果たす超音波トランスデューサ要素を指すことができるが、これに限定されるものではない。同様に、用語「受信要素」は、該要素に衝当する超音波信号を電気信号に変換する受信機能を少なくとも一時的に果たす超音波トランスデューサ要素を指すことができるが、これに限定されるものではない。超音波の媒体内への送波を、本明細書では「超音波照射」と呼ぶこともある。超音波を反射する物体又は構造は、「反射体」又は「散乱体」と呼ぶこともある。

40

【0089】

本明細書で使用する用語「アパーチャ」は、超音波信号を送信及び/又は受信することができる概念上の「開口」を指すことができる。実際の実施では、アパーチャは、イメー

50

ジング制御電子装置によって共通群としてまとめて管理される単なるトランスデューサ要素の一群である。例えば、一部の実施態様では、アパーチャは、近接するアパーチャの要素から物理的に離隔することができる要素の物理的な集団とすることができる。しかしながら、近接するアパーチャは、必ずしも物理的に離隔している必要はない。

【0090】

本明細書で使用する用語「受信アパーチャ」、「超音波照射アパーチャ」、及び/又は「送信アパーチャ」は、所望の物理的視点又はアパーチャからの所望の送信機能又は受信機能を果たす個々の要素、アレイ内の要素の群、又は共通ハウジング内のアレイ全体さえも意味することに留意されたい。一部の実施態様では、このような送信アパーチャ及び受信アパーチャは、専用の機能を有する物理的に別個の構成要素として形成することができる。他の実施態様では、任意の数の送信アパーチャ及び/又は受信アパーチャを、必要に応じて動的に電子的に決定することができる。他の実施態様では、マルチアパーチャ方式超音波イメージングシステムは、専用機能のアパーチャと動的機能のアパーチャとの組み合わせを使用することができる。

10

【0091】

本明細書で使用する用語「総アパーチャ」は、全てのイメージングアパーチャの累計サイズを指す。言い換えれば、用語「総アパーチャ」は、特定のイメージングサイクルに使用される送信要素及び/又は受信要素の任意の組み合わせのうちの最も離れたトランスデューサ要素間の最大距離によって決まる1つ以上の寸法を指すことができる。したがって、総アパーチャは、特定のサイクル用の送信アパーチャ又は受信アパーチャとして指定された任意の数のサブアパーチャから形成される。単一アパーチャイメージング構成の場合は、総アパーチャ、サブアパーチャ、送信アパーチャ、及び受信アパーチャは全て、同じ寸法を有することになる。マルチアパーチャ方式イメージング構成の場合は、総アパーチャの寸法は、全ての送信アパーチャ及び受信アパーチャの寸法の合計を包む。

20

【0092】

一部の実施態様では、2つのアパーチャを、連続したアレイ上に互いに近接して配置することができる。なお他の実施態様では、2つのアパーチャは、少なくとも1つの要素が、2つの別個のアパーチャの一部として機能するように連続したアレイ上に互いに重ねることができる。アパーチャの位置、機能、要素の数、及び物理的サイズは、特定の用途に必要な任意の要領で動的に決定することができる。特定の用途に対するこれらのパラメータに対する制約は、以下に述べ、かつ/又は当業者には明らかであろう。

30

【0093】

マルチアパーチャ方式超音波イメージング技術は、超音波送信及び受信機能の物理的及び理論的分離から実質的に恩恵を受けることができる。一部の実施態様では、このようなシステムは、送信アパーチャから物理的に離隔することができる2つ以上の別個の受信アパーチャで実質的に同時にエコーを受信する能力からも実質的に恩恵を受けることができる。送信アパーチャの要素とは異なる走査平面に位置する1つ以上の受信アパーチャを使用することでさらなる恩恵を受けることができる。

【0094】

本明細書で説明する要素及びアレイは、多機能とすることもできる。すなわち、ある場合におけるトランスデューサ要素又はアレイの送信機としての指定は、次の場合におけるそれらの受信機としての即座の再指定を排除するものではない。さらに、本明細書の制御システムの実施態様は、このような指定を、使用者の入力、プリセット走査もしくは解像度基準、又は他の自動的に決定される基準に基づいて電子的に行うことができる能力を含む。

40

【0095】

一部の実施態様では、受信アパーチャで検出された各エコーを、イメージング電子装置内の揮発性メモリ又は不揮発性メモリに別個に保存することができる。受信アパーチャで検出された各エコーが、超音波照射開口からの各パルスについて別個に保存される場合は、僅か1つの要素が受信した情報から完全な2次元画像を形成することができる。同じセッ

50

トの超音波照射パルスからデータを収集する追加の受信アパーチャによって該画像の追加コピーを形成することができる。最終的に、1つ以上のアパーチャから実質的に同時に複数の画像を形成することができ、これらを組み合わせて包括的な2D又は3D画像を得ることができる。

【0096】

マルチアパーチャ方式超音波イメージング(MAUI)方法及びシステムは、上記参照した本出願者の以前の米国特許出願で既に紹介されている。これらの出願は、完全な2D画像を形成できる独立したアパーチャとして個々の受信要素を見なす実施態様を含むマルチアパーチャ方式のイメージング技術及びシステムを説明している。多くのこのような受信アパーチャは、同じ2D画像であるが、異なる点広がり関数及び異なるノイズ成分を有する多数の復元を形成することができる。これらの画像の組み合わせは、横方向解像度及びスペククルノイズの低減の両方の点で画像全体を大幅に改善することができる。

10

【0097】

出願者の以前の出願で説明したように、複数の受信アパーチャからの画像をコヒーレントに組み合わせるためには、各要素の送信要素(複数可)に対する相対音響位置(又はプロープに対する他の固定された座標系)を、所望の精度で正確に知っていなければならない。従来、トランスデューサ要素の位置は、典型的には、要素を形成する構造の幾何学的中心に一致すると考えられている。例えば、従来の1Dフェーズドアレイプロープの場合は、要素の機械的位置は、図6Bの結晶ウエハ110内のカットの大きさによって決定することができる。音響中心は、一般に、成形結晶構造の中心;(例えば、図6Bの要素120の中間部まで延びたパラボラチャンネル)にあると考えられている。

20

【0098】

しかしながら、トランスデューサ要素の音響位置は、その幾何学的位置又は機械的位置に必ずしも正確に一致しなくても良い。したがって、一部の実施態様では、アレイにおける各要素の実際の音響位置は、本出願者の以前の出願で説明されているように校正システム及びプロセスによって決定することができる。

【0099】

実質的なイメージング及び実際の使用の恩恵は、凹状曲面超音波トランスデューサアレイを用いるマルチアパーチャ方式イメージングプロセスを使用することによって得ることができる。一部の実施態様では、凹面トランスデューサアレイは、例えば、図6に示されているように、比較的大きい曲率半径を有することができる。他の実施態様では、例えば、図7に示されているように、凹面トランスデューサアレイは、比較的小さい曲率半径を有することができる。一部の実施態様では、このような凹状の湾曲は、図示されているように実質的に連続としても良いし、又は同様の凹状構造を、複数の線形セグメントを接合して形成しても良い。十分な校正をすれば、実質的にあらゆるアレイ形状を形成することができ、これを利用することができる。

30

【0100】

以下の実施態様は、単一の連続したトランスデューサアレイを参照して説明するが、当業者であれば、同じ基本構造、特徴、及び恩恵を、それぞれが所望に応じて平面又は曲面形状を有することができる複数の別個のトランスデューサアレイを用いて得ることを理解できよう。したがって、アレイの任意の数の要素又はブロックを、本明細書で説明するシステム及び方法を用いてマルチアパーチャプロープに使用することができることを理解されたい。

40

【0101】

以下に詳細に説明するように、一部の実施態様では、凹面超音波イメージングプロープを、多数の独特な調整パラメータ及び制御パラメータを有するイメージング制御電子装置と組み合わせて使用することができる。例えば、適切な制御電子装置と組み合わせた実質的に連続した凹状曲面トランスデューサアレイを提供することにより、送信アパーチャ及び/又は受信アパーチャの物理的位置を、プロープを移動させることなく動的に変更することができる。加えて、送信アパーチャ及び/又は受信アパーチャに割り当てられる要素

50

のサイズ及び数も動的に変更することができる。このような調整により、操作者が、使用及び患者の生理学的構造における広範な差異にシステムを適応させることができる。

【0102】

図1は、少なくとも1つの超音波イメージングアレイ及び該アレイ（複数可）を用いて超音波イメージングを駆動及び制御するように構成された制御システムと共に使用するように構成されたマルチアパーチャ方式超音波イメージングシステムの制御パネルの実施態様を例示している。制御システムは、本明細書では、MAUI電子装置と呼ぶこともあり、コンピュータプロセッサ、メモリ、パルス発生器、あらゆる取り付けられる超音波アレイを制御するように構成されたソフトウェアなどの機能を有することができる。MAUI電子装置は、本出願全体で説明されており、本明細書で例示する超音波アレイの様々な実施態様をそれぞれ、MAUI電子装置によって駆動し、制御できることを理解されたい。一部の実施態様では、MAUI制御パネルは、アパーチャ制御部、例えば、アパーチャ視野角制御部410及びアパーチャ幅制御部420を備えることができる。MAUI制御パネルはまた、各送信アパーチャ及び各受信アパーチャのそれぞれに使用する要素の数を調整するように構成された要素制御部430及び440も備えることができる。一部の実施態様では、制御部410、420、430、440は、ボタン、つまみ、スクロールホイール、トラックボール、タッチパッド、スライダ、又は任意の他の適切なヒューマンインターフェイス機器を備えることができる。

10

【0103】

図2は、1つのマルチアパーチャ方式超音波イメージングのサイクル中の超音波トランスデューサ要素の凹状曲線アレイの一実施態様を例示している。この例示では、エネルギーを媒体に伝送している、送信アパーチャ $T_1$ における1つ以上の要素が示されている。送信ビームフォーミングは、フェーズドアレイ又は単一ピングを使用することができる。いずれの場合も、エネルギーを、少なくとも1つの反射体170を有する対象領域に向かって伝送する。受信アパーチャ要素 $R_1$ を、MAUI電子装置140によるこの伝送サイクルのデータを収集するように電子的に指定することができる。

20

【0104】

各要素の位置を決定する校正音響位置データに基づいて、この収集期間中の、送信アパーチャ $T_1$ の要素（複数可）から $R_1$ における全ての受信要素までの個々の距離を、ファームウェア又はハードウェアで計算することができる。これにより、受信アパーチャ $R_1$ からのデータを、受信直後に実時間で位置合わせした画像に組み立てることができる。画像の合成又は後処理は、必要ないため省くことができる。

30

【0105】

従来のフェーズドアレイプローブの1つのアパーチャのサイズ（例えば、幅）、従って解像度は、トランスデューサと対象の器官との間の組織における音速の変動によって著しく制限され得る。体中の様々な軟組織における音速は、 $\pm 10\%$ で変動し得るが、通常は、トランスデューサと対象の器官との間の経路においては音速が一定であると仮定する。この仮定は、1つのトランスデューサアレイ（例えば、送信及び受信の両方に使用される単一アレイ）を使用するシステムにおける狭いトランスデューサアレイで有効である。しかしながら、プローブの総アパーチャが広がると、超音波パルスがより多くの組織、場合によって多様な種類の組織を通過するため、この音速一定の仮定が崩れてしまう。トランスデューサアレイの長さにおける組織の多様性は、送信機能及び受信機能の両方に影響を与え得る。

40

【0106】

反射体、例えば、図2の反射体170が、送信要素の群からの集束パルス又は1つの送信要素からのピングによって超音波照射されると、該反射体170は、指定された受信アパーチャ $R_1$ の全ての要素に向かってエコーを反射させる。この受信アパーチャの要素によって収集された画像のコヒーレント加算は、反射体170から $R_1$ の各受信機要素までの経路における音速の変動が、基準として選択された1つの経路に対する位相のずれが $\pm 180$ 度を超えていなければ、有効であり得る。

【0107】

50

コヒーレント加算が有効であり得るアパーチャ $R_1$ の最大の物理的な大きさは、患者の体内の組織の多様性によって決まり、事前に正確に計算することはできない。従来の超音波イメージングシステムは、典型的には、予想される広い使用範囲での位相衝突を回避するように、可能性のある様々な患者、研究、及び視野角について妥協したアパーチャ幅で設計される。しかしながら、この妥協のために、このような従来のプローブは、必ずしも最適な画像を形成するとは限らない。位相コヒーレンスは、要素の群を用いて集束送信ビームを発生させる場合にも同様に重要であり、従来のトランスデューサアレイの幅及び動作についても妥協する場合が多い。

#### 【0108】

したがって、一部の実施態様では、送信アパーチャ及び/又は受信アパーチャのサイズ（例えば、指定された要素の数を単位とする幅）を、制御部、例えば、図1に示されているマルチアパーチャ方式超音波イメージングシステムの制御パネルを用いて自動又は手動のいずれかで制御することができる。アパーチャのサイズの調整により、操作者が、それぞれの患者に最適なアパーチャを見つけることができる。代替の実施態様では、最適なアパーチャのサイズは、制御電子装置をプログラミングしていくつかのアレイのサイズを迅速に試して最高の明瞭度（例えば、鮮明さ、高周波数成分）をもたらすサイズを選択することで自動的に決定することができる。したがって、一部の実施態様では、制御パネルは、このような自動アパーチャサイズ決定処理を開始するボタン又は他の制御部を備えることができる。一部の実施態様では、このようなアパーチャのサイズ調整は、プローブ又は適用例の総アパーチャのサイズにも適用することができる。あるいは又は加えて、このようなアパーチャのサイズ調整は、個々の送信アパーチャ又は受信アパーチャに適用することができる。

#### 【0109】

特定の患者又は適用例に対する最適な受信アパーチャのサイズは、電子的に決定する、又は手動で制御することができる。最適なアパーチャは、同相のまま最適なSN比を維持するアパーチャサイズである。幅が広すぎるアパーチャは、これらの質の一方又は両方が低下し、画像が劣化する。したがって、一部の実施態様では、音波検査者が、画像の質にさらなる改善が見られなくなるまで制御部410、420、430、及び440を操作することによって、図2の各受信機群 $R_1$ に使用される受信機要素の群のサイズを制御することができる。別の実施態様では、MAUI電子装置140の制御装置は、同相のまま最適なSN比を決定することによって受信機群 $R_1$ に使用される受信機要素の群のサイズを自動的に選択するように構成することができる。

#### 【0110】

送信機要素の群 $T_1$ のサイズは、送信されるパルスが、トランスデューサ要素の群からの位相放射（phased firirng）から形成される集束ビーム、又は唯1つもしくは数個の要素から同時に発射される非集束パルスであるかによって決まる。第1の場合には、送信アパーチャサイズは、最適な受信アパーチャサイズと同じサイズに制限することができる。非集束ピングを使用する実施態様では、送信機要素から反射体、例えば、170までの通過時間における変動は、該反射体170に対応する点の表示位置のみを変更するだけであるため、送信アパーチャサイズは、それほど重要ではない。例えば、受信経路における位相の180度のずれとなる変動は、完全な位相相殺となるが、送信経路における同じ変動は、半波長（典型的には、0.2mm）のみの表示位置の誤差、すなわち典型的には気付かない歪みとなる。

#### 【0111】

したがって、図2を引き続き参照すると、送信アパーチャ $T_1$ の要素（複数可）から反射体170までの経路に沿った音速は、受信信号のコヒーレント加算の原因になるとは限らない。他方、受信機群 $R_1$ のアパーチャサイズは、一部の実施態様では、従来のフェーズドアレイのものと同程度の大きさ（例えば、約2cm）とすることができる。しかしながら、従来のアレイとは異なり、システムの横方向の解像度を決定する総アパーチャ190（例えば、図2の実施態様における $T_1$ の最も左側の送信要素から $R_1$ の最も右側の受信要素までの最

大距離)は遥かに大きい。

【0112】

1つの超音波照射ピングの結果として受信機要素に到達する全ての信号のコヒーレント平均化によって1つの画像を形成することができる。複数のピングから得られるこれらの画像の加算は、コヒーレント加算、インコヒーレント加算、又は群によるコヒーレント加算と群からの画像のインコヒーレント加算との組み合わせによって達成することができる。コヒーレント加算(加算の前に位相情報を保持)は、解像度を最高にするが、インコヒーレント加算(位相ではなく信号の振幅を使用)は、登録エラーの影響を最小限にし、スペckルノイズを平均化する。この2つの方式のある組み合わせが、恐らく最良である。コヒーレント加算を使用して、互いに近接しているために非常に類似した組織層を通して送信されるパルスを生成する送信要素から得られるピング画像を平均化することができる。次いで、位相相殺が問題となる場合は、インコヒーレント加算を使用することができる。音速の変動による送信時間の変動が極端な場合は、加算の前に、2D画像相関を使用してピング画像を位置合わせすることができる。

10

【0113】

送信アパーチャと受信アパーチャとを離すことによって達成される幅広のアパーチャは、マルチアパーチャ方式超音波イメージング(MAUI)に関連したより高い解像度のイメージングを可能にする。しかしながら、この幅広アパーチャ自体は、超音波イメージングのもう1つの重大な劣化因子:スペckルノイズを低減するものではない。

【0114】

スペckルノイズパターンは、送信源に関連している。すなわち、受信ビームフォーミング中に、定常状態のフェーズドアレイ又はピング送信源からのスペckルノイズパターンは、プローブ又はイメージングされる組織がイメージング中に著しく曲がる又は移動しない限り、一定の「スノー」として表示画像に出現する。プローブが移動されるか又はねじられると、画像上のスペckルノイズ又は「スノー」が、画像の新しい部分を妨げる。したがって、代替の送信アパーチャからの送信から1つの受信アパーチャで収集したデータが、結果として多数の異なるスペckルノイズパターンを有することになる。

20

【0115】

図2に例示されている実施態様では、受信アパーチャ $R_1$ で収集されたデータは、1つの送信源 $T_1$ から送られたものであり、従って1つの一貫したスペckルノイズパターンを有する。それだけで、これは、従来の超音波現状と同じ制限因子である。しかしながら、第1の画像収集の完了時に図2Aの反転位置 $T_{1R}$ 及び $R_{1R}$ から第2の超音波照射を開始することによって、ほぼ即座に第2の画像を得ることができる。この第2の画像(送信源 $T_{1R}$ からの)は、第1の画像(送信源 $T_1$ からの)とは異なるスペckルノイズを有する。したがって、2つの画像を組み合わせることによって、両方のスペckルノイズパターンを実質的に識別して排除することができる。アレイ要素における送信機と受信機の役割を逆転する能力により、組み合わせられると実質的に互いに相殺される異なるノイズパターンを生成する。このアレイの役割の逆転の結果として、幅広の総アパーチャ190からの同じ高解像度を維持したまま、大幅に鮮明な超音波画像が得られる。

30

【0116】

図2Bは、凹状曲面マルチアパーチャアレイが、対象領域170の多数の異なる視野を繰り返す実施態様を明示している。このプロセスの利点は、音波検査者に対するより包括的な表現のために、同じ標的の連続画像を得てから、該画像を組み合わせることである。この場合、MAUI電子装置140は、固定された最大総アパーチャ幅を維持したまま、アレイ又は集合アレイの全幅に亘る送信アパーチャ及び受信アパーチャをプログラム可能な順序で単純に繰り返すことができる。

40

【0117】

一部の実施態様では、この種のアレイは、該アレイに散在した、異なる周波数範囲の送信要素及び受信要素を備えるように構成することができる。一例として、 $T_1$ 及び $R_1$ を2 MHzに合わせ、 $T_2$ 及び $R_2$ を5 MHzに合わせ、 $T_3$ 及び $R_3$ を10 MHzに合わせることができる。この

50

技術は、画像におけるスペックルノイズをさらに低減することができる。

【0118】

図2Bはまた、視野角制御と呼ばれるマルチアパーチャアレイの一部の実施態様の別の独特な特徴も明示している。視野角は、 $T_1$ から170まで引くことができる線180と $R_1$ から170まで引くことができる線190との間の角度と定義することができる。一部の実施態様では、MAUI電子装置140は、送信 $T_1$ アパーチャと受信 $R_1$ アパーチャとの間の総距離を変更することなく、1つ又は複数のアレイに沿って送信 $T_1$ アパーチャ及び受信 $R_1$ アパーチャを自動的に移動させるように構成することができる。他の実施態様では、送信アパーチャ及び受信アパーチャは、例えば、図1の視野角制御部410を用いて手動で移動させることができる。

10

【0119】

一部の実施態様では、画像のさらなる改善は、時には、群の位置を迅速に変更して（群の送信機能及び受信機能に対する指定を切り替えることを含む）、得られる画像をインコヒーレント加算することによって得ることができる。

【0120】

障害物（例えば、椎骨、肋骨、手根骨など）となる生理学的構造の近傍に配置されたアレイは、完全な画像を組み合わせる又は合成することができないであろう。従来のプローブでは、音波検査者は、該プローブを患者の皮膚上を物理的に移動させて明確な超音波ウインドウを得ることができる。しかしながら、動的マルチアパーチャ超音波プローブでは、該プローブの視野角を調整して、視野における障害物について補正することができる。例えば、 $T_2$ 及び $R_2$ によって形成された視野が、骨又は他の障害物150によって妨げられると、MAUI電子装置140は、対象領域が妨げられなくなるまで、 $T_1$ 及び $R_1$ 又は $T_3$ 及び $R_3$ に対する視野角を自動的に回動させることができる。他の実施態様では、この技術は、音波検査者が手動で行うことができる。

20

【0121】

図2Cは、本明細書では総アパーチャサイズ制御部と呼ぶ、マルチアパーチャアレイの一部の実施態様の別の重要な能力を例示している。この実施態様では、 $T_{1A}$ 及び $R_{1A}$ によって形成される視野角は、障害物150を回避した反射体170を含む対象領域の障害物のない視野を実現している。この例では、システムは、 $A_{1A}$ の総アパーチャ幅のマルチアパーチャ方式のイメージングを実現している。総アパーチャサイズ制御部を用いると、固定視野角中心を維持したまま、総アパーチャ幅をアレイに対して内側又は外側のいずれかに向かって変更することができる。したがって、一部の実施態様では、総アパーチャサイズを調整するときに、送信アパーチャ及び受信アパーチャの両方を、元の視野角が維持されるように固定視野角中心から外側又は内側に向かって同じ速度で電子的に移動させることができる。

30

【0122】

ラジアン解像度（radian resolution）は、 $\lambda/d$ に比例し、 $\lambda$ は波長であり、 $d$ は総アパーチャ幅である。総アパーチャが広ければ広いほど解像度が上がり；総アパーチャが小さければ小さいほど解像度が下がる。総アパーチャ幅を変更して、選択された視野角に対する可能な最適な解像度を得ることができる。例えば、図2Cの実施態様では、総アパーチャ幅は、 $T_{1B}$ と $R_{1B}$ との間で該総アパーチャ幅を選択することによって最大にすることができ、 $A_{1B}$ の総アパーチャ幅となる。

40

【0123】

さらなる実施態様では、図3及び図3Aに例示されているように、1つの送信パルスに対して複数の受信アパーチャでデータを収集することができる。この方式でのデータ収集は、実時間データ収集中にアパーチャ幅 $A_1$ を広げるというさらなる利点を実現する。

【0124】

図3では、総アパーチャ幅 $A_1$ は、受信アパーチャ $R_1$ の最も外側の要素と受信アパーチャ $R_2$ の最も外側の要素との間の距離によって決まる。図3Aでは、総アパーチャ幅 $A_1$ は、送信アパーチャ $T_1$ の最も外側の要素と受信アパーチャ $R_2$ の最も外側の要素との間の距離によ

50

て決まる。複数のアパーチャが、受信ビームフォーマーで同時に使用されるため、より高い解像度を実時間で得ることができる。この能力により、冠状静脈弁のように運動する物体についての正確なデータ収集が可能となる。

【0125】

しかしながら、1つの受信アパーチャのみを使用する実施態様とは異なり、複数の受信アパーチャビームフォーミングは、多くの場合、対象領域に対する複数の「視野線」（例えば、図3及び図3Aを参照すると、反射体170から $R_1$ までである第1の視野線、及び反射体170から $R_2$ までである第2の視野線）に沿って位置する異なる組織減衰速度に対応するために音速を補正する必要がある。この計算は、異なる受信アパーチャからほぼ同時に収集されたデータがコヒーレントに組み合わせられた場合に行われるべきである。このような音速補正についての技術及び方法の実施態様は、上記参照した本出願者の以前の特許出願で説明されている。

10

【0126】

図2～図3Aの例は、要素が同じ走査平面内に整合している1つ又は複数のマルチアパーチャアレイを用いるマルチアパーチャ方式のイメージングの実施態様を明示している。このようなアレイは、1D、1.5D、又は2D、又はCMUT凹状曲面アレイとすることができる。3D体積は、このようなシステムで形成された2Dスライスをつなぎ合わせて3D体積にすることによって形成することができる。これは、後処理機能であるため、1Dマルチアパーチャアレイからのデータを実時間で3Dデータに画像化（4Dイメージングとしても知られている）することができない。

20

【0127】

1.5D、2D、3D、及びCMUTトランスデューサアレイの凹状曲面アレイの実施態様は、より多くの能力を有し、これらの能力についてこれから検証する。このようなアレイは、1つ、2つ、又はそれ以上の軸を中心とする凹面曲率を有することができる。以下の実施態様の多くは、2つの軸を中心とする曲率を有するアレイを参照して説明するが、1つの軸を中心とする曲率を有するトランスデューサアレイを用いて同様の方法を適用することができる。

【0128】

図4は、2つの交差する軸を中心とする曲率を有する凹面3Dトランスデューサアレイ300を例示している。一部の実施態様では、3D凹状曲面アレイ300は、加工された圧電トランスデューサを用いて形成することができる。他の実施態様では、アレイ300は、例えば、図6C、図7E、又は図8Eに例示されているようなCMUTトランスデューサを用いて形成することができる。3Dアレイの校正は、該アレイの各要素がx軸301、y軸302、及びz軸303において僅かに異なる位置を有すると必要な場合がある。

30

【0129】

一部の実施態様では、要素の位置情報を含む校正データは、処理中にMAUI電子装置が該校正データを使用できるように、各MAUIプローブに搭載された校正チップに保存することができる。他の実施態様では、要素の位置情報を含む校正データは、プローブ内又は超音波イメージングシステム内の通信要素が電子的にアクセスできる遠隔データベースに保存することができる。例えば、校正データは、超音波イメージングシステムがアクセスできるインターネットでアクセス可能なデータベースに保存することができる。このような実施態様では、プローブは、遠隔データベース内の対応する校正データに関連付けることができる一意識別子を保存するチップを備えることができる。

40

【0130】

図4の例示では、総体積310の画像を形成する途中のマルチアパーチャデータ収集のスナップショットが示されている。ここで、送信アパーチャ $T_1$ の1つ又は複数の要素が、散乱体、例えば、321及び322を含む体積中にパルスを送信する。受信アパーチャ $R_2$ を構成する要素は、様々な形状に組み立てることができる。ここで、正方形の要素が、受信アパーチャ $R_2$ 及び $R_3$ を構成している。上述したように、送信アパーチャ $T_1$ から反射体321又は322までの経路に沿った音速は、1つのアパーチャを受信に使用する場合は、受信信号のコヒー

50

レント加算に不適切であるが、複数の受信アパーチャ $R_1$ 及び $R_2$ を使用する場合は、音速補正を行って画像の質を改善することができる。

【0131】

一部の実施態様では、受信アパーチャ $R_2$ のサイズは、従来のフェーズドアレイと同じ大きさ（例えば、約2cm）とすることができる。しかしながら、従来のアレイとは異なり、システムの横方向及び横断方向の解像度を決定する総アパーチャ340は、遥かに大きく、送信機 $T_1$ から受信機要素の群 $R_2$ までの距離を含み、送信機がプローブ（又は電子通信における別のプローブ）内の別のアレイに配置されている場合はアレイ300全体と同じ幅がそれ以上の幅とすることができる。受信アパーチャ $R_2$ 内に位置する要素はそれぞれ、 $T_1$ 送信パルスから体積データを収集する。1つのアパーチャにおける1つの送信パルスから収集されたデータには音速補正が必要ないため、 $R_2$ の各要素からのデータは、前処理で他の要素からのデータとコヒーレントに平均化することができる。

10

【0132】

音速補正は、複数のパルスの体積レンダリングの平均化に対しては、送信アパーチャのサイズ（すなわち、送信アパーチャの最も離れた要素間の総距離）によって必要な場合もあるし、必要でない場合もある。送信要素が実質的に同じ種類の組織中に送信するほど送信アパーチャが小さい場合は、なおコヒーレント加算が可能であろう。送信アパーチャが大きめの場合は、インコヒーレント加算の形態の音速補正が必要であろう。

【0133】

送信要素をなおさらに離隔できるほど送信アパーチャが大きい場合は、補正は、各要素で受信されたエコーのインコヒーレント加算の形態をとることができるが、位置合わせは、明瞭度を最大にする相互相関又はある形態の調整、例えば、視野角、個々のアパーチャサイズ、及び/又は総アパーチャサイズの調整によって達成することができる。3D凹面アレイは、その凹面曲率及び幅により、従来の共平面2Dアレイよりも対象領域の機械的に優れた視野角を実現することができる。

20

【0134】

一部の実施態様では、3Dアレイは、様々な密度の組織を画像化することもできる。図4は、送信アパーチャ $T_1$ からの1つの送信パルスの送信の際に $R_2$ と同時に使用することができる第2の受信 $R_3$ アパーチャを例示している。しかしながら、単一受信アパーチャの場合とは異なり、マルチ受信アパーチャのビームフォーミングは、対象領域に対する複数の「視野線」に沿って位置する異なる組織の減衰速度に対応するために音速補正が必要であろう。

30

【0135】

この場合、アパーチャ $R_3$ に位置する要素は、 $T_1$ 送信パルスから体積データを収集することができる。同様に、音速補正が、単一受信アパーチャ $R_3$ の複数の要素によって受信されるエコーに対しては必要ないため、 $R_3$ の各要素からのデータは、前処理で $R_3$ の他の要素からのデータとコヒーレントに平均化することができる。

【0136】

$R_2$ 及び $R_3$ の体積は、メモリに保存することができ、これらを互いにインコヒーレントに平均化して1つの3D体積を形成することができる。この図では受信アパーチャ $R_2$ 及び $R_3$ のみが例示されているが、任意の数の受信アパーチャを使用することができる。一部の実施態様では、受信アパーチャは、総アパーチャとしてアレイ300全体を使用することができる。複数の受信アパーチャを使用することにより、ノイズが大幅に低減されると共に、総アパーチャサイズが大きくなってより高い解像度が実現される。

40

【0137】

2Dマルチアパーチャ方式のイメージングのように、3D凹状局面アレイによって可能となる3Dマルチアパーチャ方式のイメージングは、多数の送信アパーチャを使用することができる。3Dアレイでさえも、 $T_1$ に関連したノイズパターンは、単一の一貫したスペックルノイズパターンを有する。図4Aは、複数のアパーチャ $T_1 \sim T_n$ からの送信パルスを明示している。この例示の場合には、代替の送信位置を利用することができるが、音速補正が必要な

50

いように1つの受信アパーチャ $R_2$ のみを使用する。 $R_2$ で収集されたデータを、その受信アパーチャの各要素に対してコヒーレントに平均化し、次いで各送信パルスに対してコヒーレントに平均化し、最終的にメモリに保存する。全ての送信パルスが完了したら、体積データをインコヒーレントに組み合わせることができる。異なる送信要素からのデータは、組み合わせられると互いに相殺される異なるノイズパターンを生成して、より明瞭な3D超音波画像を実現する。

【0138】

図4B及び図4Cは、2Dスライスデータを収集するために使用される3Dアレイを例示している。図4Bの場合は、スライス320は、アレイの長手方向軸に沿っている。図4Cの場合は、スライス330は、アレイの横軸に沿っている。2Dスライスは、プローブに対して任意の他の角度でも得ることができる。一部の実施態様では、プローブは、要素の部分線を用いて送信アパーチャ $T_1$ を形成することができる。一部の実施態様では、要素に同相でエネルギーを加えて、図4Bの平面320又は図4Cの平面330にビームを集束させることができる。これらの場合、 $T_1$ の要素は、エネルギーが該平面の方向に集束しないように狭くすることができる。 $T_1$ における要素の部分線の長さは、該平面の幅に焦点を合わせるのに十分な長さとなるように選択することができる。

10

【0139】

図4B及び図4Cを再び参照すると、受信アパーチャ $R_2$ を単独で使用して長手方向スライス320のデータを収集することができる。アパーチャ $R_2$ に位置する要素はそれぞれ、 $T_1$ 送信パルスからデータを収集する。このタイプの収集では音速補正が必要ないため、各要素からのデータは、前処理で他の要素からのデータとコヒーレントに平均化することができる。続いて、送信機群 $T_1, T_2, \dots, T_N$ はそれぞれ、異なる $x$  (又は $z$ ) 位置にあり、超音波を放射して平面320 (又は330) を照射することができる。次いで、図2及び図3を参照して上記説明した実施態様に関する説明と同様の要領で、該平面の部分画像をコヒーレント又はインコヒーレントに組み合わせることができる。

20

【0140】

上記説明したように、視野角及び総アパーチャ幅は、調整することができる。一部の実施態様では、視野角は、3Dアレイに沿って任意の所望の方向に調整することができる。

【0141】

3D凹面アレイでは、プローブを回転させなくても、画像にすべき2Dスライスを選択できるように、2Dスライスの角度調整も行うことができる。2Dスライスの角度調整により、2Dスライスの $y$ 軸を中心とする回転を事実上可能にして、図4Bの角度と図4Cの角度との間の任意の角度の2Dスライスを得ることができる。選択された2Dスライスの $x$ 軸又は $z$ 軸を中心とする回転を可能にするために同様の調整を行うこともできる。

30

【0142】

したがって、本明細書で説明するアレイは、プローブを全く移動させる必要がなく、2D画像の選択及び最適化における非常に広範囲の適応性を実現することができる。3Dアレイは、その凹面曲率及び広い全幅により、従来の共平面2Dアレイよりも機械的に優れた対象領域の視野角を実現する。

【0143】

図4D及び図4Eは、3D体積データのデータ収集に使用される3D曲面アレイの実施態様を明示し、2D高解像度スライスが交互している。音波検査者は、選択可能な2D長手方向及び軸方向基準線を含む3D表示を使用することができる。並べて表示する方式の場合、3D画像は、全体積を示すことができ、マルチアパーチャ方式の2D画像は、選択された基準線に対する高解像度スライスを表示することができる。これは、体積イメージング用の個々の要素からのピング送信と所望の軸に対する2Dスライスデータ用の成形パルス送信 (長手方向又は軸方向のいずれか) との間で切り替え可能なアレイによって可能となる。2Dスライスデータは、1つのスライスに対する集中したマルチアパーチャ方式の受信ビームフォーミングの恩恵を受ける。

40

【0144】

50

マルチアパーチャアレイ及びその特有のトランスデューサハウジングのいくつかの実施態様を、図5～図8Eを参照して以下に説明する。これらの例は、マルチアパーチャ技術を用いたときに達成できる超音波プローブの設計及び製造において相当な柔軟性を示している。以下の実施態様は、一部の一般的クラスのプローブの例（例えば、曲面アレイ、3Dアレイ、共形及び調整可能なアレイ）を提供するが；アレイ構造における柔軟性のために、マルチアパーチャアレイは、図面に例示されていない多数の考えられるプローブの形成を可能にする。

【0145】

図5は、連続した凹状曲面トランスデューサアレイを備えた一般的な放射線超音波プローブの一実施態様を例示している。このプローブは、本明細書で説明する任意の方法によって作動させることができる。このアレイの曲率半径は、様々な体組織（例えば、腹部、骨盤、末梢など）のイメージングを可能にするよう、十分に浅くなるように選択することができる。一部の実施態様では、図5の凹面プローブを、図5Aに示されているような1Dアレイを用いる曲線プローブとして使用して2Dの画像を得ることができる。図5のプローブはまた、図5Bに示されているような3D圧電アレイ又は図5Cに例示されているようなCMUTアレイを用いて3D又は4Dイメージング方式で作動することもできる。

【0146】

一部の実施態様では、図5に示されているような曲面アレイを、プローブに実質的に固着することができる。このようなアレイは、支持プレート508によって所定の位置に保持することができる。一部の実施態様では、1つのフレックスコネクタ505を使用して、トランスデューサアレイの要素を、超音波イメージングシステムに接続されたケーブルに電気的に接続することができる。一部の実施態様では、凹面アレイプローブは、送信同期モジュール502及びプローブ位置変位センサ503を備えることもできる。一部の実施態様では、送信同期モジュール502は、ホストマシン送信を用いるアドオン装置としてプローブが使用されるときに送信パルスの開始を確認するために使用することができる。プローブ変位センサ503は、加速度計、ジャイロ스코ープ、又はプローブの運動を感知する他の運動感知装置とすることができる。

【0147】

校正チップ501を、プローブ内に設けることができる。一部の実施態様では、校正チップ501は、プローブ校正プロセス中に決定される各トランスデューサ要素の音響位置を表す校正データを保存することができる。一部の実施態様では、校正チップ501は、このような校正データを保存するための不揮発性メモリを備えることができる。校正チップ501又はプローブ内の別の構成要素は、校正データを超音波イメージングシステムに送信するように構成された通信電子装置も備えることができる。

【0148】

図6は、図5のプローブよりも曲率半径が有意に小さい凹面アレイを備えた超音波プローブの別の実施態様である。一部の実施態様では、図6のプローブは、関節又は四肢を部分的に取り囲む大きさ及び構造とすることができる。一部の実施態様では、このアレイの曲率は、図2B及び図2Cを参照して上記説明したように、音波検査者による、骨又は他の障害物の後側の構造のイメージングを可能にすることができる。同様に、図6のプローブを使用して、プローブ全体を移動させることなく送信アパーチャ及び/又は受信アパーチャの位置及び/又はサイズを手動又は自動で調整することによって対象領域を区分けすることができる。

【0149】

一部の実施態様では、図6の凹面アレイプローブを、図6Bに示されているような1Dアレイを用いる曲線プローブとして使用して2Dの画像を得ることができる。プローブはまた、図6Cに例示されているような3D圧電アレイ又は図6Dに例示されているようなCMUTアレイを用いて3D又は4Dイメージング方式で作動することもできる。上記説明した方法を用いて、図6のプローブを使用して、音波検査者がプローブをある位置に保持したまま、四肢又は関節の完全な3D断層表示を形成することができる。このような機能は、従来の超音波イメ

10

20

30

40

50

ージングアレイでは不可能である。対照的に、従来のアレイは、関節の周りを移動させなければならず、3Dで表現するためには様々な視野角から撮った画像を互いに合成しなければならない。共平面アレイ及び手動操作を用いたイメージングが調和しないため、従来のアレイによる断層撮影3D表示は、典型的には、生理学的構造として連続していない。

#### 【0150】

一部の実施態様では、図6のプロープは、図5のプロープと実質的に同様に形成することができる。例えば、トランスデューサアレイ（複数可）は、プロープに固着して、支持プレート508によって所定の位置に保持することができ、かつフレックスコネクタ505を備えることができる。図6Aは、プレスレット型マルチアパーチャプロープの実施態様を例示し、該プロープは、ケーブルコネクタがプロープハウジングの側部又は底部から延びている点を除いて図6のプロープと実質的に同様とすることができる。図6及び図6Aの実施態様はまた、送信同期モジュール502、プロープ位置変位センサ503、校正チップ501、及び本明細書の他の部分で説明する他の特徴も備えることができる。

10

#### 【0151】

図7は、音波検査者の掌に収まるように構成された一般的な放射線プロープの実施態様を例示している。図7のプロープは、図5及び図6に示されているような曲面アレイを備えることができる。図7のプロープは、凹面超音波トランスデューサアレイを構築及び校正する能力によって可能となる。このようなプロープは、音波検査者における人間工学的疲労（ergonomic strain）を有意に低減することができる。図7のプロープはまた、高さ又は厚さを実質的に制限して形成することもできる（例えば、図7Bに示されているように）。このような厚さの低減により、音波検査者が、動くことができない患者の後側又は下側に達することができ、なお対象領域の画像を得ることができる。

20

#### 【0152】

一部の実施態様では、図7のプロープは、左利き用又は右利き用に調整可能な手支持部を備えることができる。一部の実施態様では、手持部は、音波検査者の融通性を高めるようにプロープ本体に対して回転するように構成することができる。例えば、図7は、手支持部が長手方向の向きにあるプロープを例示し、図7A及び図7Bは、手支持部が横方向の位置に回転したプロープを示している。

#### 【0153】

一部の実施態様では、図7のプロープのアレイの曲率半径は、様々な体組織（例えば、腹部、骨盤、末梢など）を画像化できるように十分に浅くすることができる。図7のプロープは、図7Cに示されているような凹面1Dアレイを用いる曲線プロープとして2Dの画像を得ることができる。図7のプロープはまた、図7Dに示されているような3D圧電アレイ又は図7Eに示されているようなCMUTアレイを用いて3D又は4Dイメージング方式で動作することもできる。

30

#### 【0154】

図7Fは、円柱体積のデータの収集に使用することができる3D圧電アレイ又はCMUTアレイの実施態様を例示している。図7Fのアレイは、図4A～図4Eを参照して上記説明した方法に従って動作することができる。

#### 【0155】

一部の実施態様では、図7Fのプロープは、イメージングの深さを改善するためにトランスデューサ要素が同心円パターンで超音波を放射する環状アレイとして機能するように構成及び/又は制御することができる。

40

#### 【0156】

図7Gに示されているように、図7～図7Gに示されているようなプロープの実施態様は、図5及び図6を参照して上記説明したプロープと実質的に同様に形成することができる。例えば、図7のプロープは、支持プレート508、フレックスコネクタ505、送信同期モジュール502、プロープ位置変位センサ503、校正チップ501、及び任意の他の適切な構成要素を備えることができる。

#### 【0157】

50

図8は、様々な表面形状に一致するように調整できる複数の調整可能な超音波アレイを備えた調整可能なプローブの一実施態様を例示している。例えば、音波検査者は、対象の生理学的構造の周りに調整可能なプローブを配置して、アレイを構造の形状に一致させることができる。次いで、超音波検査者は、アレイを一致した向きにロックすることができる。アレイが所望の向きにロックされたら、適切な校正装置を用いてプローブを校正することができ、校正した該プローブを使用して対象の生理学的構造を画像化することができる。

【0158】

図8は、アレイ調整及びロック機構の一実施態様を例示している。多くの他の機械的調整及びロック機構を代わりに使用しても良い。図8の機構は、5つの調整可能なアレイ812に正圧を加えて、アレイを図8に示されている向きに付勢するように構成されたベローズ810を備えている。調整可能なアレイのそれぞれの支持ブロック504を、ヒンジ機構820によって互いに連結することができる。音波検査者が、ベローズの抵抗に勝る圧力をプローブに加えると、アレイは、図8Aに例示されている所望の生理学的構造の形状に一致する。

【0159】

このとき、音波検査者は、締め付けハンドル830を回して全てのヒンジ機構を所定の位置にロックすることができる。締め付けハンドルは、ヒンジケーブル840を介してヒンジ機構820に連結することができる。ケーブル840は、図8Bに例示されているように外部導管850及び内部引っ張りワイヤ860を備えることができる。ワイヤ860は、ピボットピン870に取り付けることができ、そしてロックリング830が回転すると該ワイヤ860が上方に引っ張られて、該ピボットピン870及びヒンジ820を該ヒンジの全長に亘って圧迫するように構成することができる。一致した位置に維持する必要がなくなったら、締め付けハンドルを緩め、ベローズが、全てのアレイをその完全に拡張された位置に押し出すことができる。

【0160】

一部の実施態様では、調整可能なプローブの各アレイ812は、それ自体の支持ブロック504及びフレックスコネクタ505を有することができる。調整可能なアレイに使用されるアレイの種類は、様々とするすることができる。例えば、図8Cは、1Dプローブを備えた調整可能なプローブを例示している。一部の実施態様では、調整可能なプローブは、周波数の異なるトランスデューサアレイを備えることができる。例えば、一部の実施態様では、低周波数を使用するアレイをプローブの外側端部に配置し、高周波数を使用するアレイを中心に向かって配置することができる。図8D及び図8Eに示されているように、2Dアレイ又はCMUTアレイも使用することができる。一部の実施態様では、調整可能なプローブの各アレイ812は、平面形状を有することができる。他の実施態様では、各アレイ812は、1つ又は2つ以上の軸に曲率をもつ凹面形状を有することができる。

【0161】

調整可能なプローブは、本明細書で説明した他の静止位置プローブと同様の電子部品を備えることができる。例えば、調整可能なプローブは、校正チップ501、送信同期モジュール502、及びプローブ位置変位センサ503を備えることができる。

【0162】

図8に示されているような調整可能なプローブは、本明細書で説明した任意の方法に従って2D、3D、又は4Dイメージング方式で動作することができる。

【0163】

量的パラメータに関連して使用する用語、例えば、「最適化された」、「最適の」、「正確な」、「精密な」、及び同様の用語は、一般的な工学原理に従って制御又は変更することができる設計パラメータを示すことをただ単に目的としている。これらの用語の使用は、パラメータ又はその成分が、可能な範囲で最適又は理論的性能となるように設計されることを示唆又は要求するものではない。

【0164】

上記開示は、当業者が本発明を実施できるようにするのに十分であり、かつ本発明者が現在企図する本発明を実施する最適な方式を提供する。本発明の好ましい実施態様の十分

10

20

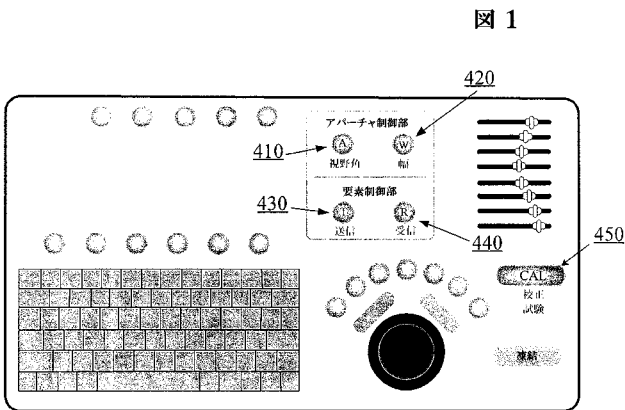
30

40

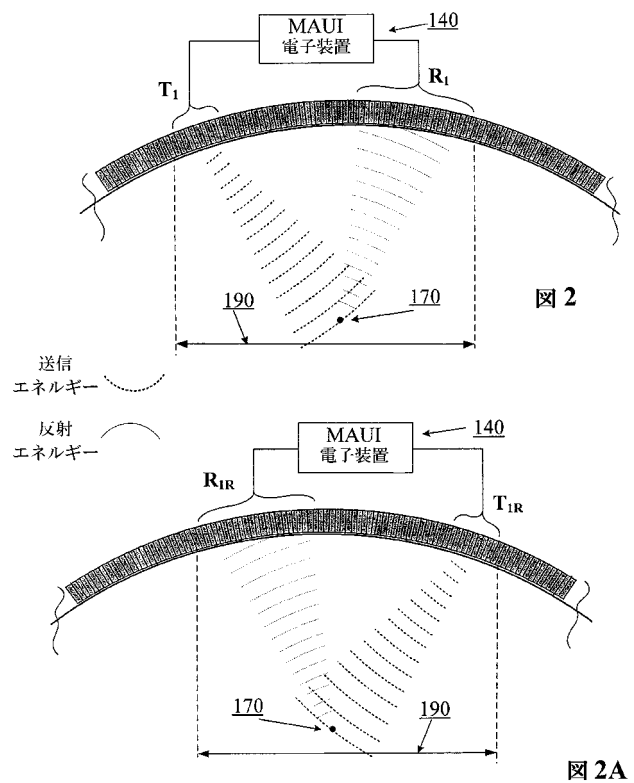
50

かつ完全な開示を本明細書で行っているが、本発明を、図示して説明した厳密な構造、寸法関係、及び動作に限定することを望むものではない。当業者であれば、様々な改良、代替の構造、変更、及び等価物に容易に想到し、これらを、本発明の概念及び範囲から逸脱することなく適切に利用することができる。このような変更は、代替の材料、構成要素、構造的配置、サイズ、形状、形態、機能、動作特徴などを伴うこともある。

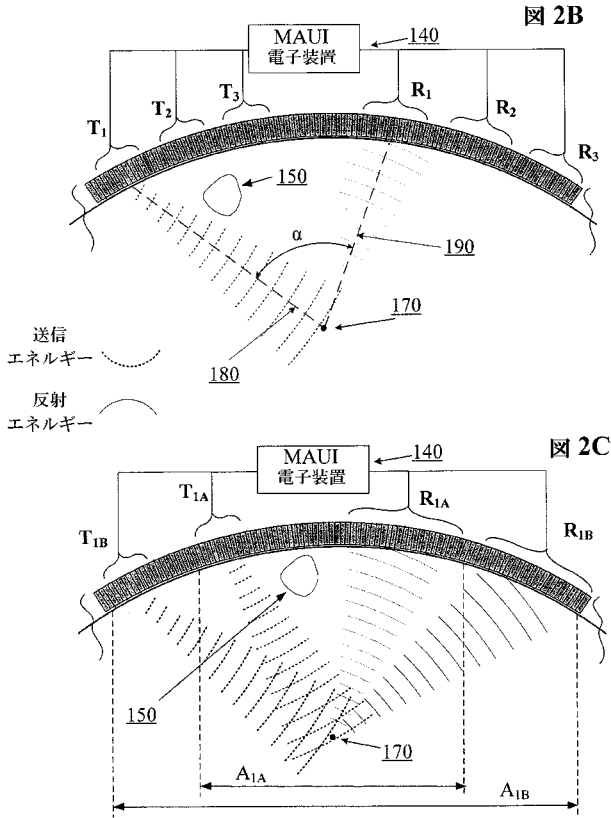
【 図 1 】



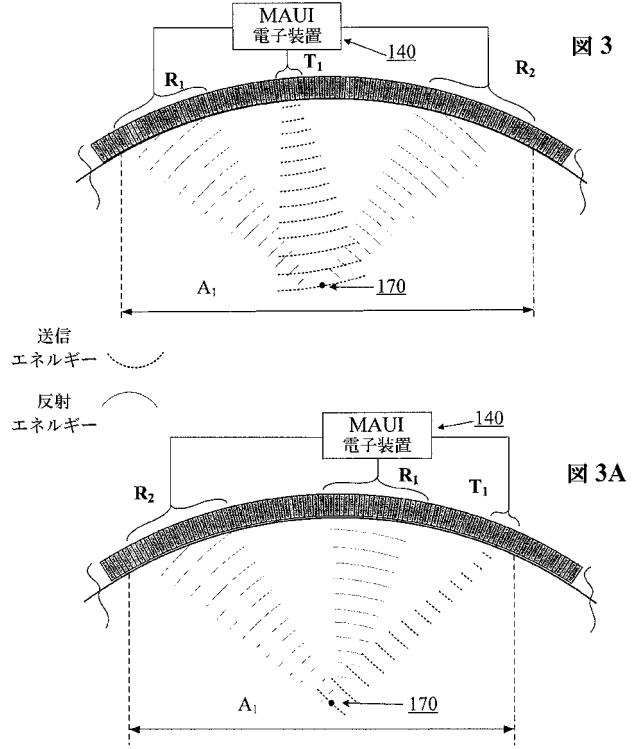
【 図 2 - 2 A 】



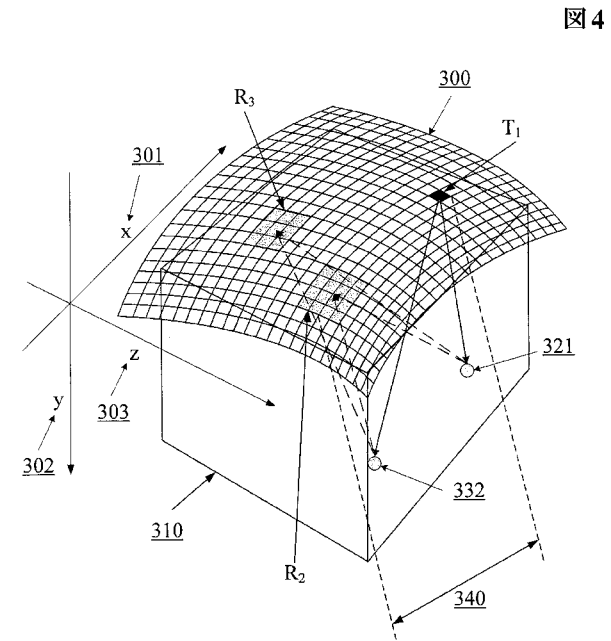
【 図 2 B - 2 C 】



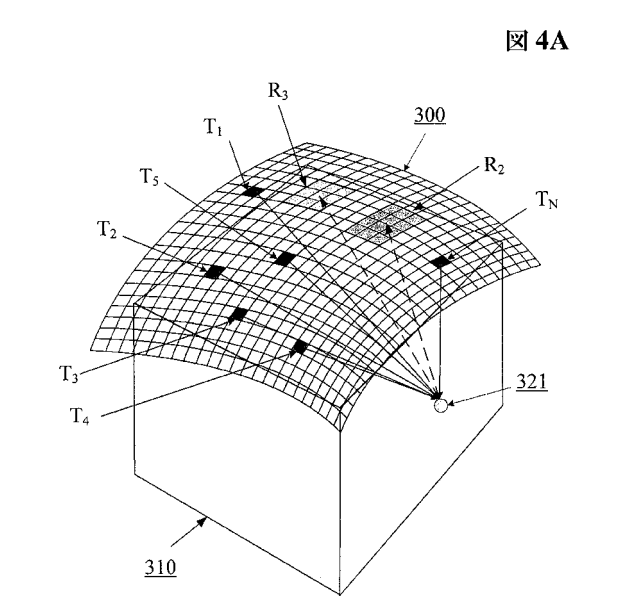
【 図 3 - 3 A 】



【 図 4 】



【 図 4 A 】



【 図 4 B 】

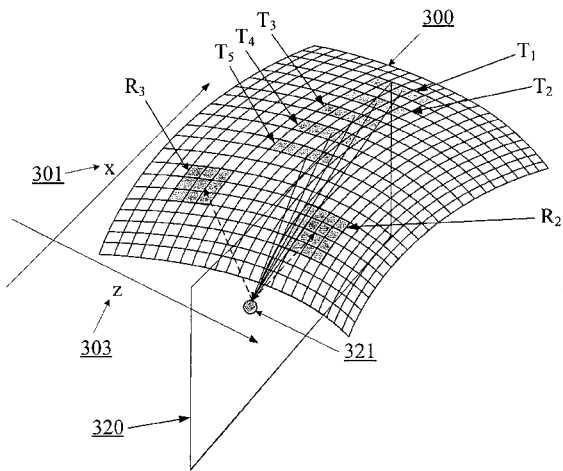


図 4B

【 図 4 C 】

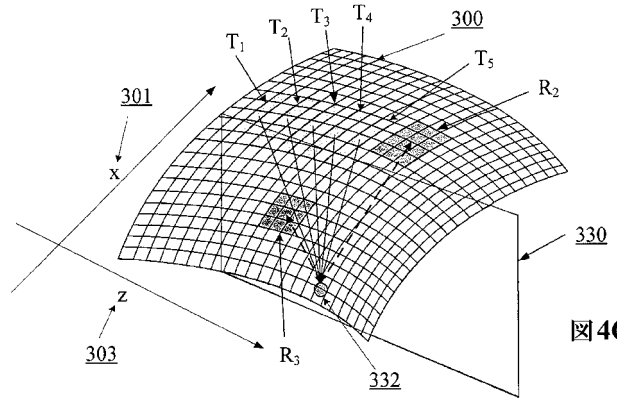


図 4C

【 図 4 D 】

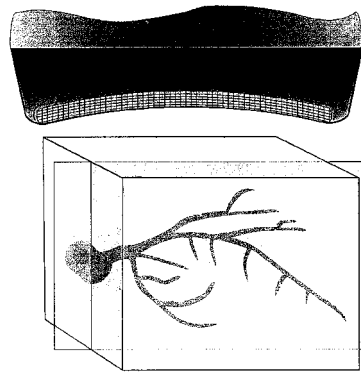


図 4D

【 図 4 E 】

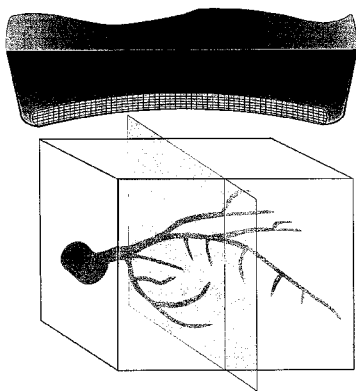


図 4E

【 図 5 】

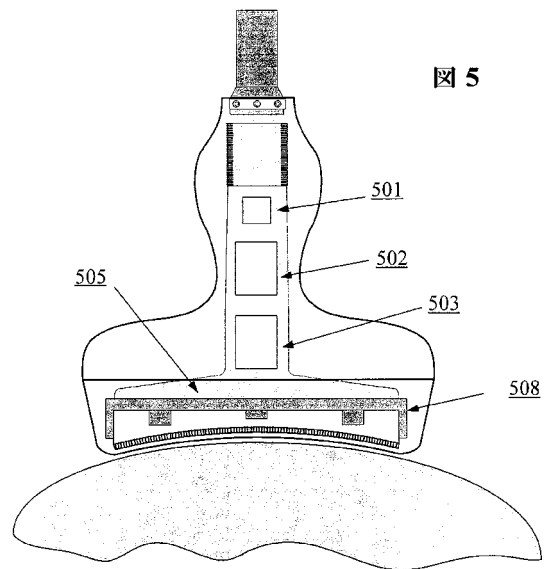


図 5

【 図 5 A 】



図 5A

【 図 5 B 】

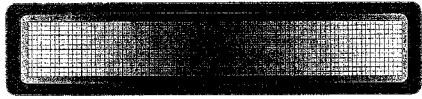


図 5B

【 図 5 C 】



図 5C

【 図 6 】

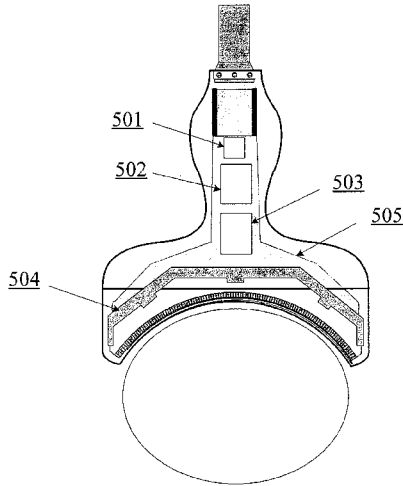


図 6

【 図 6 A 】

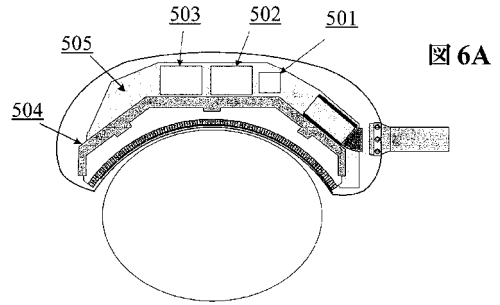


図 6A

【 図 6 B 】

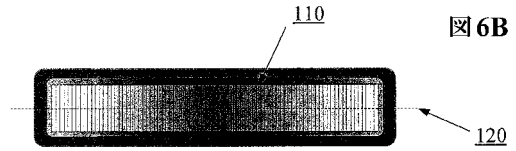


図 6B

【 図 6 C 】



図 6C

【 図 6 D 】



図 6D

【 図 7 A 】

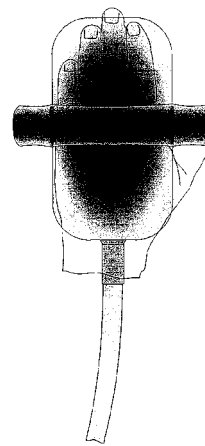


図 7A

【 図 7 】

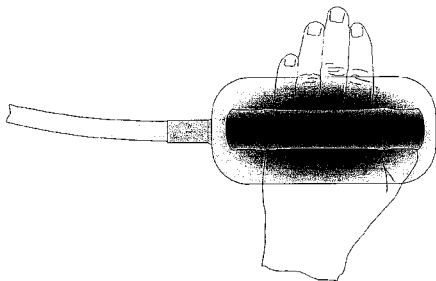


図 7

【図7B】

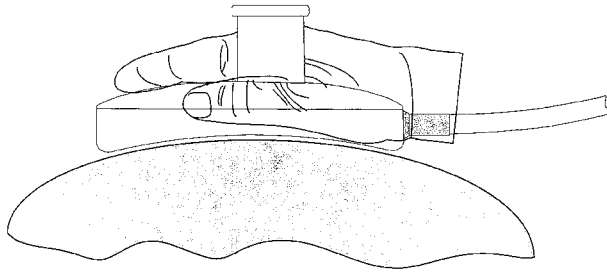


図7B

【図7D】

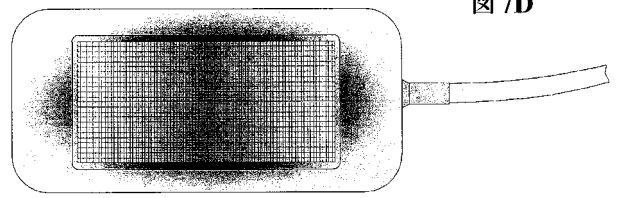


図7D

【図7E】

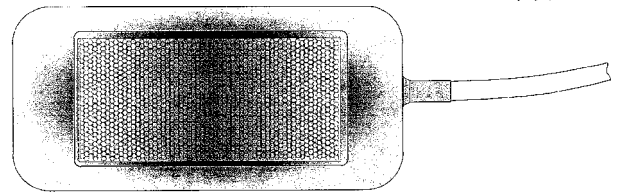


図7E

【図7C】

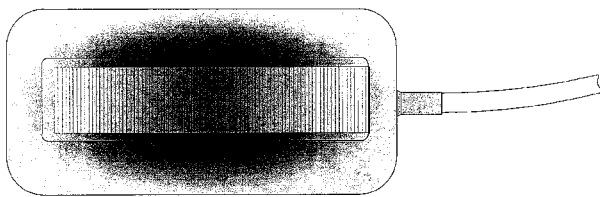


図7C

【図7F】

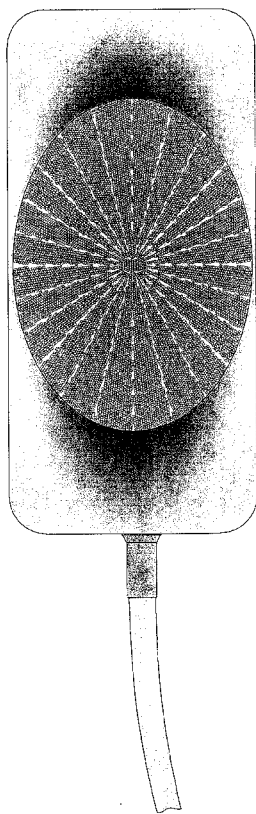


図7F

【図7G】

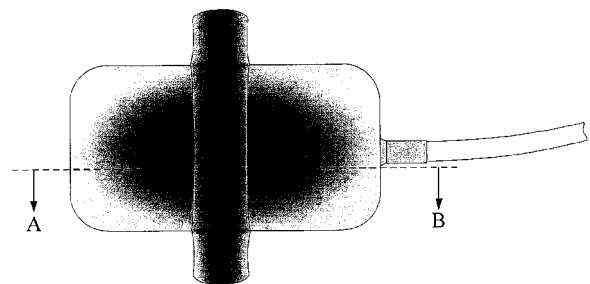


図7G

【図7H】

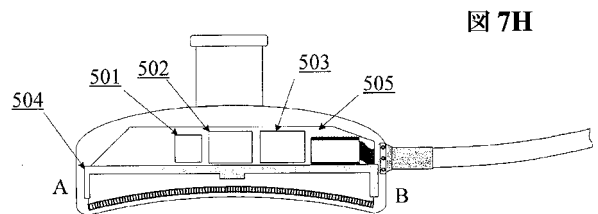


図7H

【 図 8 】

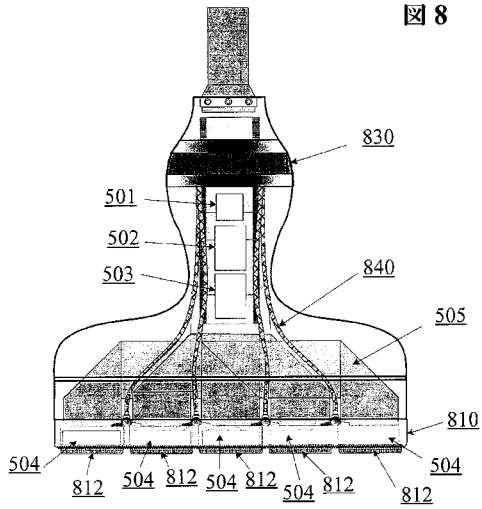


図 8

【 図 8 B 】

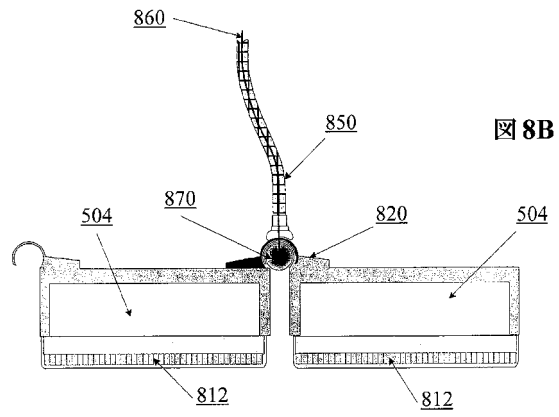


図 8B

【 図 8 A 】

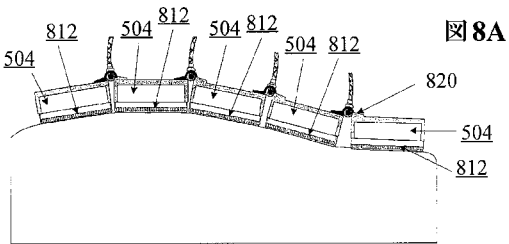


図 8A

【 図 8 C 】



図 8C

【 図 8 D 】



図 8D

【 図 8 E 】

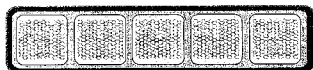


図 8E

## 【手続補正書】

【提出日】平成29年3月9日(2017.3.9)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

物体をイメージングするために超音波プローブを適所に配置する工程であって、該プローブが、少なくとも二次元において互いに離隔されている要素を有するトランスデューサ要素のアレイを含む、前記工程、

第1の送信アパーチャから該物体に非集束超音波パルスを送信する工程、

第1の受信アパーチャに割り当てられた第1の複数のトランスデューサ要素でエコーを受信し、該第1の受信アパーチャのトランスデューサ要素の各々によって受信された体積データを別個に保存する工程、

該第1の受信アパーチャのトランスデューサ要素によって受信された体積データをコヒーレントに平均化して第1の体積を形成する工程、

第2の受信アパーチャに割り当てられた第2の複数のトランスデューサ要素でエコーを受信し、該第2の受信アパーチャのトランスデューサ要素の各々によって受信された体積データを別個に保存する工程、

該第2の受信アパーチャのトランスデューサ要素によって受信された体積データをコヒーレントに平均化して第2の体積を形成する工程、及び

該第1の体積を該第2の体積とインコヒーレントに平均化して、該物体の組み合わせられた体積イメージを得る工程

を含む、体積超音波イメージング方法。

【請求項2】

前記第1の受信アパーチャの第1の複数のトランスデューサ要素が、三次元において他のトランスデューサ要素から離隔された少なくともいくつかのトランスデューサ要素を含む、請求項1記載の方法。

【請求項3】

前記トランスデューサ要素のアレイが凹面形状を有する、請求項1記載の方法。

【請求項4】

前記トランスデューサ要素のアレイが、二次元の凹面曲率を有する連続したアレイである、請求項1記載の方法。

【請求項5】

前記第1の受信アパーチャのサイズが、前記第2の受信アパーチャのサイズと異なる、請求項1記載の方法。

【請求項6】

前記第1の受信アパーチャの形状が、前記第2の受信アパーチャの形状と異なる、請求項5記載の方法。

【請求項7】

コヒーレント平均化が使用される場合に、散乱体から前記受信要素の各々までの経路における音速の変動が位相相殺を回避するように、前記第1の受信アパーチャ及び前記第2の受信アパーチャの各々のサイズが選択される、請求項1記載の方法。

【請求項8】

使用者の入力に応じて前記第1の受信アパーチャのサイズを変更することをさらに含む、請求項1記載の方法。

【請求項9】

前記第1の受信アパーチャが正方形の形状を有する、請求項6記載の方法。

## フロントページの続き

- (72)発明者 ドナルド エフ．スペクフト  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンニイブアルエ サイト 1 0 7 ギブラル  
タル ドライブ 2 5 6
- (72)発明者 リンダ ブイ．カブレラ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンニイブアルエ サイト 1 0 7 ギブラル  
タル ドライブ 2 5 6
- (72)発明者 ケネットフ ディー．ブレウエル  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンニイブアルエ サイト 1 0 7 ギブラル  
タル ドライブ 2 5 6
- (72)発明者 ダビド ジェイ．スペクフト  
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 8 9 スンニイブアルエ サイト 1 0 7 ギブラル  
タル ドライブ 2 5 6
- F ターム(参考) 4C601 BB06 DE20 EE01 EE04 EE08 GA01 GA24 GA40 GB04 GB05  
GB06 GB09 GB10 GB12 GB44 HH22 JC20 JC23