

(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2009-261611

(P2009-261611A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-114540 (P2008-114540)
(22) 出願日 平成20年4月24日 (2008.4.24)

(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(74) 代理人 100067828
弁理士 小谷 悦司
(74) 代理人 100115381
弁理士 小谷 昌崇
(74) 代理人 100111453
弁理士 櫻井 智
(72) 発明者 羽生 武
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD08 EE20 GB06
GC02 JC25 KK21 LL36

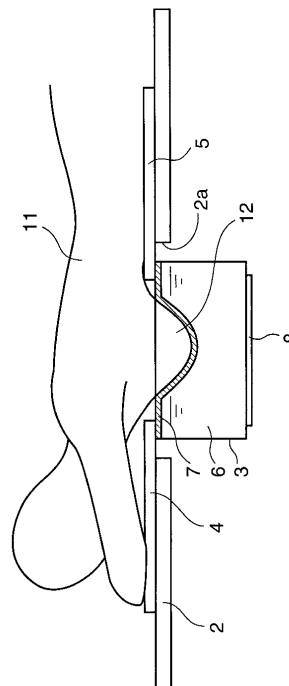
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および方法

(57) 【要約】

【課題】乳癌診断などに使用される超音波診断装置において、短時間で撮像できるようにする。

【解決手段】超音波の吸収が少ない材料から成る水槽3に超音波伝播流体となる水6を満たし、乳房12を浸漬させた状態で、前記水槽3の底部裏面に設けた2次元超音波アレイセンサから成る超音波振動子8によって超音波を2次元走査させ、その結果から診断画像を作成する。したがって、簡単に、しかも1回撮りで極めて短時間に、様々な大きさや形状を有する乳房12の診断画像を得ることができる。また、そのような短時間であるとともに、超音波振動子8が乳房12と非接触で、しかも移動せずに走査を行うことで、ぶれなく、高解像な診断画像を得ることができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の隆起した被検体部分を診断する超音波診断装置において、
前記被検体部分を収容する容器と、
前記容器内に充填されて前記被検体部分が浸漬され、超音波を伝播する超音波伝播流体と、
超音波を送受信する超音波振動素子が 2 次元的に配列されて成り、前記容器の底部裏面に取付けられ、前記容器内に収容された被検体部分と正対する超音波振動子と、
前記各超音波振動素子を 2 次元走査させる駆動部と、
前記 2 次元走査による各超音波振動素子での受信信号から、診断画像を作成する画像構成部とを含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波を吸収する材料から成り、前記容器の上部を覆い、前記生体の隆起した被検体部分だけが前記超音波伝播流体に浸漬されるように開口広さを調整可能な開閉部材をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記容器の上部を覆い、該容器に収容された前記被検体部分の形状に沿った変形が可能であり、超音波の吸収が少ない材料から成る有機薄膜をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記有機薄膜は、天然ゴムラテックスを含むラテックス配合物が成形されて成ることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記容器は、底部に音響インピーダンスが 1 ~ 2 の樹脂薄膜層を有する樹脂容器であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

生体の隆起した被検体部分を診断する超音波診断方法において、
前記超音波の吸収が少ない材料から成り、底部裏面に超音波振動素子が 2 次元的に配列された超音波振動子が取付けられて成る容器に、超音波伝播流体を満たす工程と、
前記容器内に前記被検体部分を収容し、前記超音波伝播流体に浸漬する工程と、
前記各超音波振動素子を 2 次元走査させて受信信号を得る工程と、
前記 2 次元走査による各超音波振動素子での受信信号から、診断画像を作成する工程とを含むことを特徴とする超音波診断方法。

30

【請求項 7】

前記容器の上部を、該容器に収容された前記被検体部分の形状に沿った変形が可能であり、超音波の吸収が少ない材料から成る有機薄膜で覆っておく工程をさらに有することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置および方法に関し、特に乳癌検診などで使用され、乳房の超音波断層像を得るものに関する。

40

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波パルス反射法などによって体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。特に、近年、前記乳癌検診に使用され、腫瘍、腫瘍を高度に診断可能になり、乳癌の発見に大きな寄与を示すようになってきている。その際、通常の超音波診断装置のように、医師や検査技師などの使用者が超音波探触子を被験者に押し当てて断層像を得る方法では、形状の複雑な乳房を撮像する場合、たとえば走査する時間が 5 分でも、それ以前に被験者が仰向けに寝てゼリーを塗る等の作業を加えると

50

、全体で20分も要してしまう。

【0003】

このため、乳房の全体を効率良く走査するために、水槽内に満たした超音波の媒体として最も好ましい水に乳房全体を浸し、その水槽の下方に設置された超音波振動子を走査させることで、乳房全体を超音波走査するようにした従来技術が、特許文献1～3で提案されている。

【0004】

特許文献1は、そのような従来技術の典型例である。また、水槽の上に被せる柔軟なシートを、交換可能にする工夫が示されている。

【0005】

また、特許文献2には、水中に浸した乳房を、超音波振動子が、通常の角度で撮った画像と、ある角度に傾斜させて撮った画像とから、ノイズ成分を差し引く画像処理を行うことで、超音波の送受信方向とは別の方向への反射画像のアーチファクトを補正する超音波検査装置が提案されている。

【0006】

さらにまた、特許文献3には、水中に浸した乳房を近似回転曲面体、端的には円錐に見立て、その中心(頂点)を中心として、超音波探触子を回転させて、超音波走査を行う超音波診断装置が提案されている。

【特許文献1】特開2002-336256号公報

【特許文献2】特表2002-512835号公報

【特許文献3】特開昭57-52447号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1～3の従来技術では、いずれも超音波探触子を移動(走査)させている。このため、左右の乳房のそれぞれの表面に正確にトレースさせる必要があり、様々な形状の乳房に合わせて、超音波探触子の移動機構を調整しなければならず、精度面および煩雑さの両面で問題があるとともに、被験者が呼吸を止めていても、移動(走査)の間に体が動き(ぶれ)解像度が低下するという問題もある。また、特許文献2については、複数回の詳細な超音波走査と、ノイズを差し引くという複雑な画像処理が必要となり、この点でも煩雑で、しかもリアルタイム性の点でも不十分である。さらにまた、特許文献3の従来技術では、乳房は非対称な形状をしており、前記の近似回転曲面体では、回転角度位置によって斜面の面積が大きく異なったり、傾斜角度が大きく異なったりすると、超音波走査から漏れてしまう箇所や、漏れなくとも、超音波の送受信の角度が垂直から大きくずれて、正しい反射波が得られない場合が生じる。

【0008】

本発明の目的は、簡単かつ短時間で、しかも正確に、乳房などの隆起した被検体を診断することができる超音波診断装置および方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波診断装置は、生体の隆起した被検体部分を診断する超音波診断装置において、前記被検体部分を収容し、超音波の吸収が少ない材料から成る容器と、前記容器内に充填されて前記被検体部分が浸漬され、超音波を伝播する超音波伝播流体と、超音波を送受信する超音波振動素子が2次元的に配列されて成り、前記容器の底部裏面に取付けられ、前記容器内に収容された被検体部分と正対する超音波振動子と、前記各超音波振動素子を2次元走査させる駆動部と、前記2次元走査による各超音波振動素子での受信信号から、診断画像を作成する画像構成部とを含むことを特徴とする。

【0010】

また、本発明の超音波診断方法は、生体の隆起した被検体部分を診断する超音波診断方法において、前記超音波の吸収が少ない材料から成り、底部裏面に超音波振動素子が2次

10

20

30

40

50

元的に配列された超音波振動子が取付けられて成る容器に、超音波伝播流体を満たす工程と、前記容器内に前記被検体部分を収容し、前記超音波伝播流体に浸漬する工程と、前記各超音波振動素子を２次元走査させて受信信号を得る工程と、前記２次元走査による各超音波振動素子での受信信号から、診断画像を作成する工程とを含むことを特徴とする。

【００１１】

上記の構成によれば、生体の隆起した乳房などの被検体部分を診断する超音波診断方法および装置において、前記超音波の吸収が少ない材料から成る容器を水などの超音波を低減衰で伝播する超音波伝播流体で満たすとともに、前記容器の底部裏面に、超音波を送受信する多くの超音波振動素子が２次元的に配列され、２次元超音波アレイセンサから成る超音波振動子を取付ける。そして、前記被検体部分を前記容器内に収容して前記超音波伝播流体に浸漬して前記超音波振動子と正対させ、その状態で、駆動部が、前記各超音波振動素子を、縦横に２次元走査させ、画像構成部が、その２次元走査による各超音波振動素子での受信信号（エコー）から、診断画像を作成する。

10

【００１２】

したがって、被験者などの被験者は、乳房などの被検体部分を超音波伝播流体に浸すだけで、また医師や検査技師などの操作者は、ゼリーの塗布や複雑な調整などを行うことなく、簡単に、しかも１回撮りで極めて短時間に、様々な大きさや形状を有する乳房などの隆起した被検体の診断画像を得ることができる。また、そのような短時間であるとともに、超音波振動子が被検体部分と非接触で、しかも移動せずに走査を行うことで、ぶれなく、高解像な診断画像を得ることができる。

20

【００１３】

さらにまた、本発明の超音波診断装置は、超音波を吸収する材料から成り、前記容器の上部を覆い、前記生体の隆起した被検体部分だけが前記超音波伝播流体に浸漬されるように開口広さを調整可能な開閉部材をさらに備えることを特徴とする。

【００１４】

上記の構成によれば、容器の上部に、被検体部分だけを露出させるシャッタとなる開閉部材をさらに設ける。

【００１５】

したがって、不要な生体部分からの反射などの影響を抑えることができる。

【００１６】

また、本発明の超音波診断装置は、前記容器の上部を覆い、該容器に収容された前記被検体部分の形状に沿った変形が可能であり、超音波の吸収が少ない材料から成る有機薄膜をさらに備えることを特徴とする。

30

【００１７】

さらにまた、本発明の超音波診断方法は、前記容器の上部を、該容器に収容された前記被検体部分の形状に沿った変形が可能であり、超音波の吸収が少ない材料から成る有機薄膜で覆っておく工程をさらに有することを特徴とする。

【００１８】

上記の構成によれば、薄くて丈夫で変形し易く、超音波の吸収が少ない材料から成るポリマーの膜を、容器の上部に被せたり、容器の上部と封止しておく。

40

【００１９】

したがって、被験者は、水などの前記超音波伝播流体に濡れず、さらに容易に診断画像を得ることができる。

【００２０】

好ましくは、前記有機薄膜は、天然ゴムラテックスを含むラテックス配合物が成形されて成ることを特徴とする。

【００２１】

また好ましくは、前記容器は、底部に音響インピーダンスが１～２の樹脂薄膜層を有する樹脂容器であることを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 2 2 】

本発明の超音波診断方法および装置は、以上のように、生体の隆起した乳房などの被検体部分を診断するにあたって、前記超音波の吸収が少ない材料から成る容器に超音波伝播流体を満たし、前記被検体部分を浸漬させた状態で、前記容器の底部裏面に設けた２次元超音波アレイセンサから成る超音波振動子によって超音波を２次元走査させ、その結果から診断画像を作成する。

【 0 0 2 3 】

それゆえ、簡単に、しかも１回撮りで極めて短時間に、様々な大きさや形状を有する乳房などの隆起した被検体の診断画像を得ることができる。また、そのような短時間であるとともに、超音波振動子が被検体部分と非接触で、しかも移動せずに走査を行うことで、ぶれなく、高解像な診断画像を得ることができる。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 4 】

図１は本発明の実施の一形態に係る超音波診断装置１の全体構成を示す斜視図であり、図２は、その超音波診断装置１の使用状態を説明するための模式化した正面図である。この超音波診断装置１は、中央部に開口２aが形成された診療台２に被験者１１が俯せに横たわることによって診断が可能となる。そして、前記開口２aには水６が満たされた水槽３が嵌め込まれており、その水槽３に被験者１１の乳房１２が収納され、前記水６内に浸漬した状態で、前記水槽３の底部裏面に取付けられた超音波振動子８から超音波照射が行われる。その超音波振動子８は駆動部９で駆動されて超音波の送受信を行い、画像構成部１０が受信信号（エコー）から診断画像を作成するようになっている。前記水槽３に満たされた水６の表面は有機薄膜７で覆われており、また該水槽３上には、被験者１１の上下方向から開口面積を調整するシャッタ４，５が設けられている。

20

【 0 0 2 5 】

前記水槽３に充填される水６は、超音波を低減衰で伝播する超音波伝播流体として機能し、被検体部分である乳房１２と超音波振動子８との間をこの水６で満たしておくこと、大きさや形状が様々な乳房１２の各部と超音波振動子８との間の距離差を無視できるようになる。この水６の温度としては、体温に近い３４～４１℃が被験者に不快感を与えず好ましい。なお、超音波伝播流体としては、水６以外に、アルコールやグリコール類など使用することができるが、コストや扱い易さから、水が好ましい。

30

【 0 0 2 6 】

容器である水槽３は、前記の水６を保持することが可能な材料から成り、さらに該水槽３の底板を通して送受信される超音波を吸収しない材料で、水に近い音響インピーダンスの材料が好ましい。そのような材料としては、有機樹脂で水素／炭素比が大きい材料が好ましく、硫黄、珪素、窒素原子などを含まないか、少ない樹脂が好ましい。好ましい樹脂の例としては、音響インピーダンスが２以下の、スチレン-ブタジエン共重合体、ポリエチレンやポリプロピレンなどのオレフィン樹脂或いはアクリル樹脂である。特に好ましい例は、ポリプロピレン容器である。また、貯留すべき水６の量から必要な強度に対応した厚さでも、水が透過する場合には、透過しないように、塩化ビニリデン膜、シアノアクリレート膜等の超音波透過性耐水膜を、表裏少なくとも一方の面に塗設してもよい。特に好ましい例は、ポリエチレン容器の表面に酸化珪素薄膜を蒸着したものである。一方、前記の音響インピーダンスが２以下を実現するにあたって、上記のような樹脂単体で実現できない場合には、音響インピーダンスを下げるために、樹脂の表面或いは耐水透過性膜の上に、ナノバブル気泡を含む音響インピーダンスが１～２の膜を形成してもよい。

40

【 0 0 2 7 】

図３は、前記超音波振動子８の斜視図である。この超音波振動子８は、超音波を送受信する多くの超音波振動素子８aが２次元的に配列された２次元超音波アレイセンサから成り、乳房１２に正対した状態で全体を走査できる開口面積を有するものが好ましいが、小さくてもよい。超音波振動素子８aは、数が多い程精細度を上げられるが、たとえば１２８×１２８個程度でも最小限の撮像は可能であり、５００万個程度以上あれば望ましい。

50

なお、この図3および図1では、図面を分り易くするために、超音波振動素子8aの数を、上記数より大幅に少なく描いている。

【0028】

前記超音波振動素子8aは、無機または有機の圧電素子であって、一般的な構成では、圧電層8bの上部が音響整合層8c、下部がダンパー層8dで挟まれて成る。前記圧電層8bは、無機ではPZTなど、有機では弗化ビニリデンポリマーや尿素樹脂などから成る。2次元配列される各圧電素子に対する電極配線は、個々の素子から信号線と接地線とを引き出す方法の他に、受動型行列配置または活動型行列配置を採用することができる。

【0029】

前記活動型行列配置とは、1つひとつの圧電素子に対して、それを選択するためのスイッチング素子として機能する薄膜トランジスタ(TFT)を、同じ画素領域に2個~3個設置する構造である。このため、半導体基板には適した手法であるが、圧電素子基板にはその薄膜トランジスタの形成上の問題があり、また前記薄膜トランジスタを制御する信号線に電源線等が必要になって配線が複雑で、製造コストも高くなるので、前記受動型行列配置が好ましい。

10

【0030】

そこで、前記受動型行列配置は、たとえば図4に示すような配置であり、透明または不透明基板上に、行方向に延びる複数の上部電極8xおよび列方向に延びる複数の下部電極8yを設置し、信号電極となる上部電極8xと、陰極となる下部電極8yとの交差領域が画素を形成し、それらに有機または無機の超音波の送受信を行う圧電素子が扶持されて成る。前記上部電極8xおよび下部電極8yは、基板周囲へ引出され、接続部8v, 8wで同軸ケーブル8eに接続されて、外部へ引出される。

20

【0031】

前記各圧電素子へのバイアスの印加は、各列に設けられるバイアススイッチ8zによって下部電極8yが択一的に順次選択されて行われるものである。一方、各行の上部電極8xは、同軸ケーブル8eの芯線8fに接続され、それを介して前記駆動部9および画像構成部9に接続される。超音波振動素子8aが前記500万個に及ぶ場合、前記芯線8fは2000本程度必要になり、その場合は、たとえば500本ずつが1本の同軸ケーブル8eに束ねられる。

【0032】

前記受動型行列配置の圧電素子の駆動には、パルス振幅変調(PAM)方式やフレーム変調(FRC)方式、或いはパルス幅変調(PWM)方式を採用することができる。PAM方式では、電流値(または電圧値)によって、瞬時的な超音波発信を制御できるので、高速の超音波送受信が可能である。

30

【0033】

ところで、受動型行列配置の超音波振動子8では、圧電素子中の両電極8x, 8y間に、実装上の構造欠陥に起因する電氣的短絡が発生することがある。この場合、画素抵抗が殆ど失われ、その欠陥素子を経由する電気経路には、配線抵抗と駆動回路の内部インピーダンス(交流回路における電圧と電流との比)とで決定される大電流(以下短絡電流と称す)が流れる。前記短絡電流は、消費電力を増やすばかりでなく、熱的に比較的弱い有機または無機の圧電層8bを変質せしめ、短絡素子内での電極短絡面積の増大、さらには近隣素子へ熱を伝播し、新たな短絡素子の発生を招くことになる。また、短絡の発生した素子では、超音波の送受信に必要な電極間電位が得られなくなって、送受信不能となり、表示画像中で表示欠陥となるばかりでなく、その短絡素子を含む信号線や接地線に接続される素子全体が表示欠陥となるラインノイズを発生する等の様々な画質不良の原因となる。

40

【0034】

けれども、受動型行列配置の超音波振動子8に用いられる圧電層8bは、膜厚が数百μm程度以下と薄く、塵芥の付着などの短絡欠陥を皆無とすることは工業的には困難である。このため、製作後に短絡画素を修復することが望ましい。たとえば、送信電圧を超える逆電圧を修復すべき素子に印加すると、短絡箇所には集中的に電流が流れ、ジュール熱に

50

よる発熱でその部分を絶縁化させることで短絡不良を修復するというものである。詳しくは、信号電極（上部電極 8 x）と接地電極（下部電極 8 y）とから成る一对の電極間に、整流接触もしくは整流接合を形成する薄膜ダイオード素子に短絡不良部があると、逆方向電圧を印加した際にその部位を介して逆方向飽和電流以上の電流が流れる。このダイオード素子の電流対電圧特性は、逆方向電圧を印加した時に、ある電圧で急激に逆方向電流が増加する。たとえば、ピンホールを含む短絡欠陥部に起因するような短絡欠陥は、その部位に陰極材料が回り込んで比較的低い電圧で逆方向電流が流れることになる。また、微小な異物が含まれている場合には耐圧が低くなり、絶縁破壊により降伏電圧以下で逆方向電流が増大するような短絡欠陥部を形成する。この時、短絡欠陥部に電流が集中して流れ、電流密度が増加することによって発熱して高温になり、その部位が変質して絶縁化する。このことを利用することで、2回目以降の電圧走査では正常なダイオード特性を得ることができるようになる。仮に1回の走査で短絡欠陥部が修復されなくとも、電圧走査を複数回繰り返せば修復できる確率を増すことができる。このように、所定の逆方向電圧を印加することによって、短絡箇所を絶縁化して修復することができる。

10

【0035】

なお、この方法は、受動型行列配置ではなく、活性型行列配置でも応用することが可能である。しかしながら、そのような短絡箇所の修復のために素子に高電圧を印加する場合、対象画素以外にも高電圧が印加され、欠陥のない画素も短絡させてしまう可能性がある。そのような場合には、複数列の接地電極（下部電極 8 y）のうち、電圧印加時に該当する接地電極のみ無効にし、それ以外に該当する接地電極には素子が送受信するときと逆方向の電圧を印加すればよい。

20

【0036】

図5は、上述のような受動型行列配置の超音波振動子8に対する修復回路21の概念を示すブロック図である。本修復回路21の起動は、超音波診断の開始時や終了時であり、短絡による過電流が流れているか否かを検出する。短絡検出部22は、ドライバ8 j, 8 kを介して各画素への通電電流値から短絡を検出する回路である。具体的には、選択した一对の信号電極および接地電極間に素子が圧電振動するときと逆方向に電圧を印加することによって当該選択した接地電極に流れる電流を電流検出手段で検出する。その検出結果は、短絡処理部23に与えられ、該短絡処理部23は、検出電流値が短絡電流であったときに起動して、前記素子の電源投入時あるいは送信開始時に、スイッチ手段が当該短絡に該当する陰極に、上述のように短絡の程度に応じた修復電圧をドライバ8 j, 8 kから与え、短絡箇所の修復が行われる。修復電圧は前記過電流の程度に応じて予め計算されたパルス電圧として印加されるが、修復が不完全な場合には、再び短絡検出部22で過電流が検出されて処理が行われる。このような逆電圧の印加で短絡箇所の修復が不完全である場合には、X線などの機器を使用して短絡箇所の同定を行い、レーザアブレーションなどで修復を行ってもよい。このような修復回路21を設けると、超音波振動子8を長期間駆動した場合でも、短絡欠陥の発生が少なく、超音波表示画質の低下を防止できるので好ましい。

30

【0037】

一方、活動行列型配置の超音波振動子では、前記薄膜トランジスタ（TF T）の回路に別途短絡検出用の薄膜トランジスタ（TF T）を追加して、短絡処理を同様に行うことができる。

40

【0038】

図6は、上述のような超音波診断装置1における駆動部9および画像構成部10の電気的構成を示すブロック図である。駆動部9は、マイクロコンピュータおよびその周辺回路などを備えて成る制御回路31と、送信回路32とを備えて構成される。制御回路31からの制御信号に応答して、送信回路32が送信超音波信号を作成し、前記超音波振動子8のドライバ8 j, 8 kを介して、各画素（超音波振動素子8 a）を順次駆動してゆく。

【0039】

前記画像構成部10は、増幅回路33と、受信回路（遅延回路および信号の整相加算回

50

路を含む) 34と、受信処理回路35と、アナログ/デジタル変換器(ADC)36と、デジタルシグナル画像処理部(DSP)37と、デジタル/アナログ変換器(DAC)38と、表示部39とを備えて構成されている。前述の修復回路21は、これらの駆動部9および画像構成部10のいずれかに併設されていてもよく、或いは単体で設けられてもよい。

【0040】

前記超音波振動子8には、送信部と受信部とが別途に構成される送受信分離型、送信および受信を兼用する一体型、或いは送信部の上に受信部を積層するハイブリッド型などいずれも採用することができる。前記送信回路32は、その超音波振動子8に送信信号を供給して送信超音波を発生させ、増幅回路33は、受信したエコー信号を増幅し、受信回路34、受信処理回路35およびアナログ/デジタル変換器36を介してデジタルシグナル画像処理部37に与える。前記デジタルシグナル画像処理部37は、Bモード処理回路、ドプラ処理回路またはカラーモード処理回路等を備えており、前記受信回路34から出力された信号は、いずれかの処理回路にて所定の処理を施される。たとえば、Bモード処理回路はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波診断画像を生成する。こうして生成された診断画像は、デジタル/アナログ変換器38でアナログ信号に変換され、液晶やELディスプレイなどのモニタから成る表示部39に表示される。

10

【0041】

上述のように構成される超音波診断装置1において、診断は図2で示すように行われる。まず、水槽3に水6を満たし、さらに水6の表面を有機薄膜7で覆って、被験者11の受け入れ準備が整う。次に、診療台2に被験者11が俯せに横たわり、水槽3内に乳房12を収納し、水6内に浸漬させた状態で、シャッタ4,5によって開口面積を調整して撮像準備が完了する。その後、前記超音波振動子8の各超音波振動素子8aが駆動部9によって2次元的に走査されて超音波の送受信が行われ、画像構成部10が受信信号(エコー)から診断画像を作成する。

20

【0042】

こうして撮影された診断画像は、前記超音波振動素子8aが行列配置になっているので、先ず列または行のスライス画像が得られる。たとえば、これを総て加算すると圧縮画像になる。また、行と列との画像をボクセルデータに変換すると、3次元画像が得られる。得られたスライス画像の見方としては、前記超音波振動素子8aが、1000個×1000個で1メガ個(1M)の場合、スライス画像が1000枚となり、その1000枚を動画で診断すると、1秒間に50枚のスライスペースで、20秒で見ることができる。診断画像を動画として見る最適のスピードは、一般に、1秒間に20枚以上から100枚程度であり、したがって50秒から10秒が所要の時間の範囲となる。さらに詳細な、たとえば10000×10000個の場合、100枚/秒で、所要100秒位となる。また、注視したい箇所は、スライス画面の動きを遅くすればよい。

30

【0043】

なお、立体画像として見るには、上記のスライス画像を入力して、3Dソフトで転換すればよい。さらにまた、受信回路34またはデジタルシグナル画像処理部37が、相互に異なる周波数および位相を用いて、前記超音波振動子8に偏向走査させ、その結果を空間合成して各スライス画像を作成してもよい(図6では、受信回路34に、その位相を作成する遅延回路および合成を行う加算回路が内蔵されている)。

40

【0044】

このように構成することで、被験者11は、乳房12を水6に浸すだけで、また医師や検査技師などの操作者は、ゼリーの塗布や複雑な調整などを行うことなく、簡単に、しかも1回撮りで極めて短時間、たとえば μsec のオーダーで、様々な大きさや形状を有する乳房12の診断画像を得ることができる。また、そのような短時間であるとともに、超音波振動子8が乳房12と非接触で、しかも移動せずに走査を行うことで、ぶれなく、高解像な診断画像を得ることができる。

【0045】

50

さらにまた、水槽 3 上を、超音波を吸収する材料から成り、乳房 1 2 だけが水 6 に浸漬されるように開口広さを調整可能なシャッタ 4, 5 を設けることで、不要な生体部分からの反射などの影響を抑えることができる。

【0046】

なお、水 6 の表面は、必ずしも有機薄膜 7 で覆う必要はなく、乳房 1 2 が水 6 にそのまま浸漬されてもよい。その場合は、乳房 1 2 に不要な外力が加わらず、好ましい診断画像が得られると思われる。しかしながら、被験者 1 1 に付着したり、診療台 2 に溢れた水の拭き取りなどの作業が増加する。また、多くの被験者を診断する場合に、衛生的な面で水を交換するとなると、生体温度に近い水を入換える作業が大変である。さらにまた、乳房 1 2 の浸漬から、水面が安定し、診断を開始可能となるまでの時間を要する。したがって、前記の診断時間の短時間化の効果が少なくなってしまうので、本実施の形態では、前記有機薄膜 7 を使用する。

10

【0047】

有機薄膜 7 は、薄くて丈夫で、弾性を有して乳房 1 2 の形状に沿った変形が可能であり、超音波の吸収が少ないポリマーの膜から成る。なお、この有機薄膜 7 は、特許文献 1 のように水槽 3 より大きめに形成され、水 6 を満たした水槽 3 の上から被せられるだけでもよく、また水槽 3 の大きさに形成され、水槽の周囲と封止されてもよい。封止した場合、水 6 の逃げ場がなくなると、乳房 1 2 を押し潰してしまうので、水槽 3 の底部から別のリザーバタンクへ接続しておくことで、乳房 1 2 の大きさに拘わらず、該乳房 1 2 を水 6 中で、自然な形状に維持することができる。

20

【0048】

上述のような条件を満たすポリマーの膜の素材としては、シリコンポリマー、スチレン-ブタジエンラバー、オレフィンポリマー、天然ゴムラテックスなどから選択することができる。特に好ましいポリマーとして、天然ゴムラテックスを含むラテックス配合物から成形されて成るものである。さらには、前記天然ゴムラテックスが脱蛋白処理されたラテックス配合物であり、該天然ゴムラテックスの固形分ゴムが基材ポリマー固形分の 60 質量%以上含まれているものである。脱蛋白処理は、通常、遠心分離によって行われる。蛋白質の含有量は、総窒素含有率を指標として表され、この値が 0.1% 以下であることが好ましい。さらに好ましい脱蛋白天然ゴムラテックスは、脱蛋白質処理剤を用いて製造される。中でも好ましい脱蛋白処理剤は、蛋白質分解酵素であるプロテアーゼと界面活性剤とから成る。この脱蛋白質処理剤を用いる脱蛋白天然ゴムラテックスは、該脱蛋白処理剤で蛋白質を分解し、洗浄した後、前記の遠心分離が行われることによって製造される。除去される蛋白質の量は、界面活性剤の選択や遠心分離の回数によって異なる。前記界面活性剤は、スルホン酸系、硫酸エステル系およびリン酸エステル系から成る群から選ばれる 1 種または 2 種以上の陰イオン界面活性剤を有効成分として含むことがより好ましい。脱蛋白処理された天然ゴムラテックスのゴムの総窒素含有率は、0.02% 以下であることが好ましい。なお、天然ゴムの総窒素含有率は、一般にケールダール法によって測定される総窒素含有率の 6.3 倍量で表わされる。

30

【0049】

一方、前記ポリマーの膜の配合(ブレンド)物としては、合成ゴムラテックスを用いることができる。その合成ゴムラテックスには、ブタジエンゴムラテックス(BR)、スチレンブタジエンゴムラテックス(SBR, SB, HS, PS)、アクリロニトリル-ブタジエンラテックス(NBR)、メチルメタクリレート-ブタジエンラテックス(MBR)、クロロプレンラテックス(CR)、ビニルピリジンラテックス(VP)、cis-1,4ポリイソプレンラテックス(IR)、ブチルラテックス(IIR)、チオコールラテックス(T)、ウレタンラテックス(U)、ポリブテンエマルジョンラテックス(PIB)、アクリレートラテックス(AR)、アクリルエマルジョンラテックス(AM)、塩化ビニルラテックス(PVC)、酢酸ビニルエマルジョン(PVAc)、塩化ビニリデンラテックス(PVdC)、ポリエチレンエマルジョン(PE)、およびエチレン酢酸ビニルエマルジョン等を挙げることができる。この配合物の配合比率が高いと、ラテックス配合物

40

50

の成形性を良くするが、ゴム弾性が低下し、乳房12様に高い密着性で形態を追従するのが困難になる。

【0050】

以下に、本願発明者の実験結果を示す。脱蛋白天然ゴムラテックス（住友ゴム工業社「SELEX6110」；固形分ゴム60質量%、総窒素含有率0.02%）を80質量部（固形分ゴム）、水酸化ナトリウム0.8質量部、粉末硫黄30質量%水中分散体として配合）1質量部、亜鉛華（30質量%水中分散体として配合）0.3質量部、加硫促進剤（ジブチルジチオカルバミン酸亜鉛30質量%水中分散体として配合）1質量部を配合して15時間熟成した。この配合組成物を300 μ m厚で塗布し、45 $^{\circ}$ Cで3時間乾燥させた後、180 $^{\circ}$ Cで2分間アニールして、前記有機薄膜7を得た。これをサンプル薄膜1とする。同様にして、天然ゴムラテックスとして、脱蛋白天然ゴムラテックスを固形分ゴムとして、それぞれ60質量部および40質量部とし、スチレンブタジエンゴムラテックス（日本ゼオン社の「Nipol LX206」、固形分ゴム45質量%）を固形分ゴムとして、それぞれ20質量部をサンプル薄膜2、40質量部をサンプル薄膜3、および60質量部をサンプル薄膜4とした。比較例として、300 μ mのスチレンブタジエンゴムのみの薄膜をサンプル薄膜5として作成した。上記薄膜1～5は、いずれも音響インピーダンスが1～2の範囲になっていた。また、比較用に音響インピーダンスが2を超えるものとして、薄膜内部に平均粒子径5 μ mのタングステン粒子を2質量%添加した音響インピーダンス3の薄膜6も作成した。

10

【0051】

なお、音響インピーダンスの測定には、ヒューレットパッカード社製（HP Impedance Gain-Phase Analyzer 4194A, Agilent E5100A）を使用した。単位はPa \cdot s/m³（またはN \cdot s/m⁵も同じ）である。また、前記超音波振動子8には、インペリウム社（Imperium Inc. Silver Spring, Maryland, USA）製の2次元配置の受動型超音波振動子を用いた。この超音波振動子8における超音波振動素子8aは、1平方センチメートルにつき128 \times 128素子（16384素子）を有する受動型素子で、素子間隔は85 μ mであり、17.5cm \times 17.5cm（500万画素）に並べた。

20

【0052】

水槽3はポリエチレン製で、側部は5mm厚、底部は3mm厚とした。この水槽3に充分に脱気した水6を満たした。一方、乳房12のダミーとして、シリコンラバー中に1 μ m～500 μ mの燐酸カルシウム粒子を分散させた実験用乳房ファントムを撮像に使用した。以下の表1では、その有機薄膜7に前記のサンプル薄膜1～6を使用した場合に、撮像画像を5段階撮像評価した実験結果を示す。

30

【0053】

【表 1】

実験番号	容器上部材質	容器下部材質	撮像評価
100	薄膜1	薄膜1	5
101	薄膜2	薄膜2	4
102	薄膜3	薄膜3	4
103	薄膜4	薄膜4	4
104	薄膜5	薄膜5	3
105	薄膜6	薄膜6	3
106	薄膜なし	薄膜なし	3

10

【0054】

この表1から明らかなように、サンプル薄膜1が最も良く、それにサンプル薄膜2～4が続く。なお、実験106の薄膜なしは、乳房12浸入時の水面の安定に時間がかかり、実用的には不適であった。また、実験104での薄膜では、乳房様に変形と密着に不良が生じた。

20

【0055】

こうして、有機薄膜7を用いることで、被験者11は、水6に濡れず、さらに容易に診断画像を得ることができる。

【0056】

ここで、前述のように水槽3にも、必要な強度に対応した厚さで水6が透過する場合には、図7で示すように、前記水槽3の裏面と超音波振動子8の表面との間に、前記有機薄膜7と同様の超音波透過性耐水膜40を形成してもよい。

30

【0057】

上述の実施の形態では、いきなり本番撮像を行っているが、前述のように撮像時間が極めて短いことを利用して、予備撮影を行い、予め乳房12の外形の計測数値をとることで、その外形計測数値にあわせて、前記本番撮像時の超音波振動子8の焦点位置合わせや開口度の制御を行うようにしてもよい。また、前記予備撮像で取得した計測数値で、本番撮像時の計測数値で補正するようにしてもよい。これによって、被験者11のぶれなどを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明の実施の一形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す斜視図である。

【図2】前記の超音波診断装置の使用状態を説明するための模式化した正面図である。

40

【図3】超音波振動子の斜視図である。

【図4】受動型行列配置の超音波振動子の模式的な電気回路図である。

【図5】前記受動型行列配置の超音波振動子に対する修復回路の概念を示すブロック図である。

【図6】前記超音波診断装置における駆動部および画像構成部の電氣的構成を示すブロック図である。

【図7】水槽に超音波透過性耐水膜を形成した場合の構造を示す断面図である。

【符号の説明】

【0059】

1 超音波診断装置

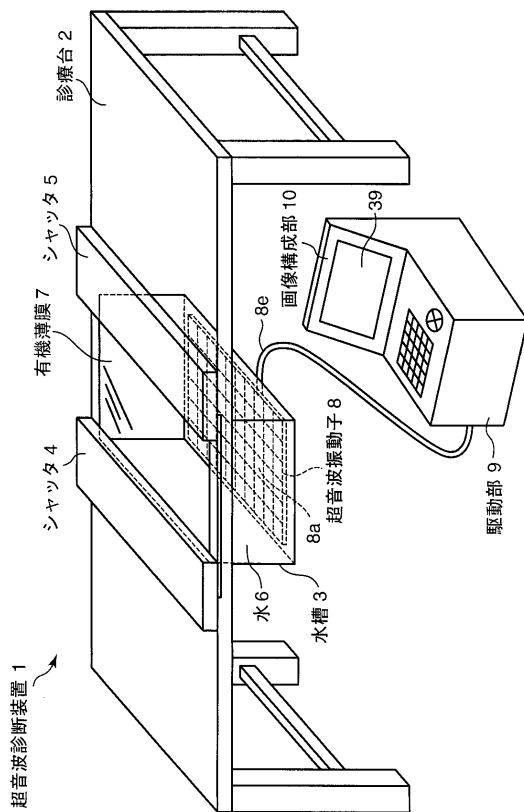
50

- 2 診療台
- 2 a 開口
- 3 水槽
- 4, 5 シャッタ
- 6 水
- 7 有機薄膜
- 8 超音波振動子
- 8 a 超音波振動素子
- 9 駆動部
- 10 画像構成部
- 11 被験者
- 12 乳房
- 21 修復回路
- 22 短絡検出部
- 23 短絡処理部
- 31 制御回路
- 32 送信回路
- 33 増幅回路
- 34 受信回路
- 35 受信処理回路
- 36 アナログ/デジタル変換器
- 37 デジタルシグナル画像処理部
- 38 デジタル/アナログ変換器(DAC)
- 39 表示部

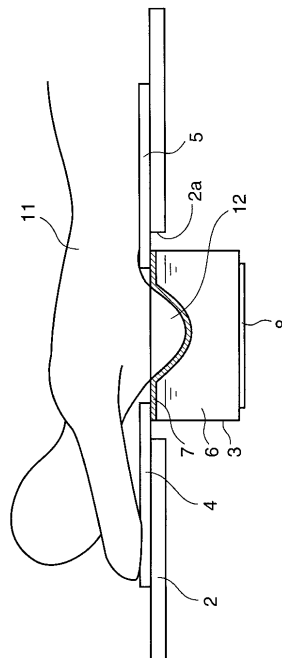
10

20

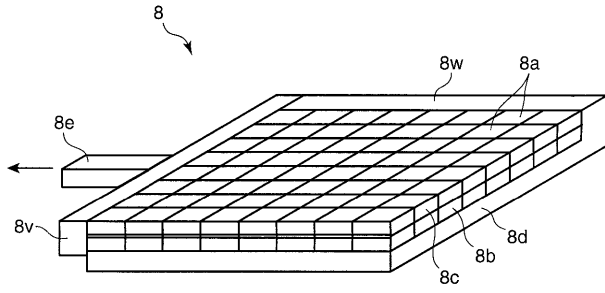
【図1】



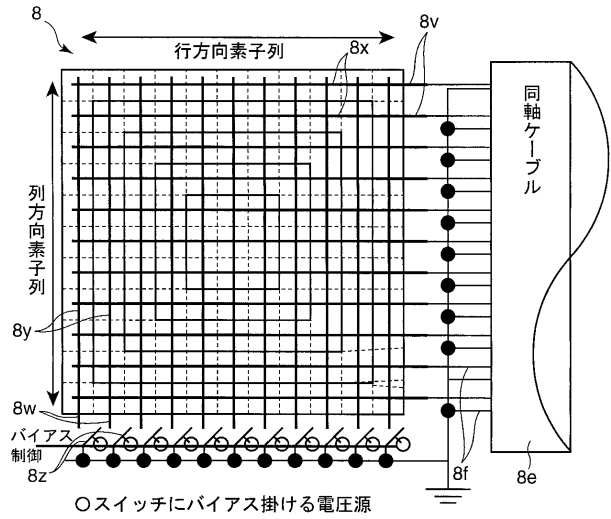
【図2】



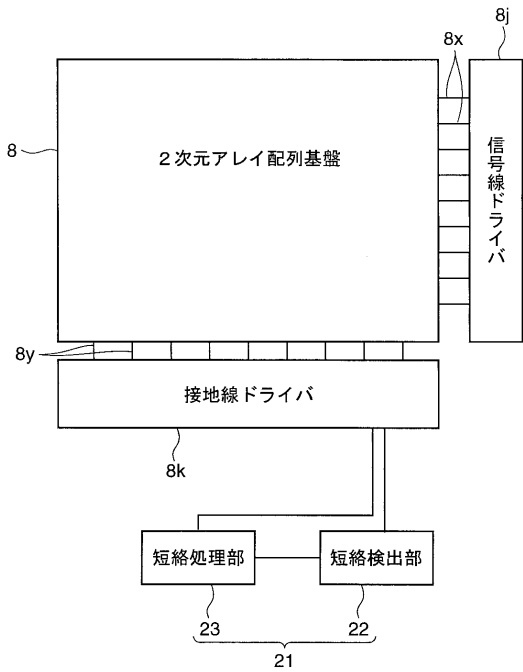
【 図 3 】



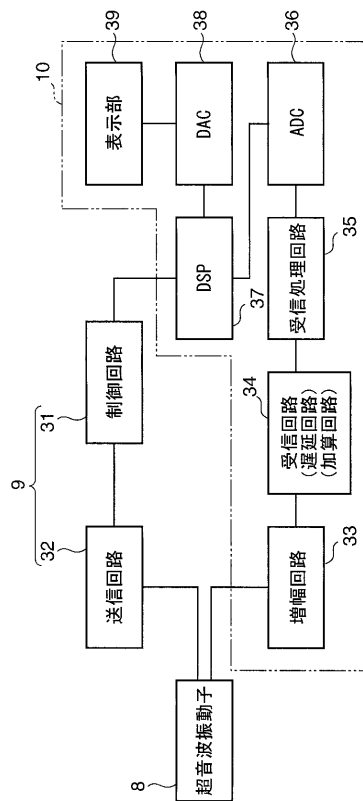
【 図 4 】



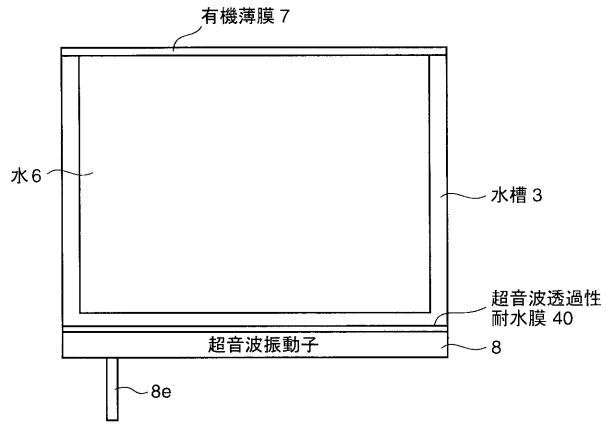
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP2009261611A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008114540	申请日	2008-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	羽生武		
发明人	羽生 武		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/EE20 4C601/GB06 4C601/GC02 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/LL36		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在用于诊断乳腺癌的超声诊断设备中在短时间内执行成像操作。
 SOLUTION：作为超声波传播液的水6填充在水箱3中，水箱3包括吸收较少超声波的材料，超声波由超声波振动器8二维扫描，超声波振动器8由设置在其上的二维超声波阵列传感器组成。在浸入乳房12的状态下，水槽3的底部后表面，从该结果准备诊断图像。因此，在一次服用的极短时间内容易获得具有各种尺寸或形状的乳房12的诊断图像。而且，由于它是如此短的时间并且超声波振动器8不与乳房12接触并且在不移动的情况下执行扫描，因此获得高分辨率诊断图像而没有模糊。Ž

