

(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2014-207990

(P2014-207990A)

(43) 公開日 平成26年11月6日(2014.11.6)

(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 26 O L (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2014-72938 (P2014-72938)
 (22) 出願日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-73896 (P2013-73896)
 (32) 優先日 平成25年3月29日 (2013. 3. 29)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可搬型超音波診断装置

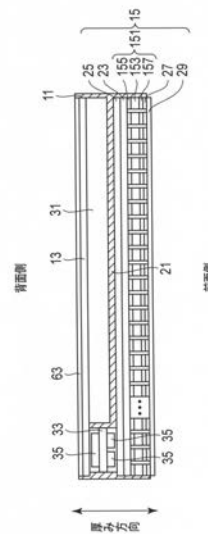
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 検査時間の短縮を図れる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 表示機器13は、筐体11に設けられている。タッチパネル63は、表示機器13の前面側に設けられている。トランスデューサ・モジュール15は、表示機器13の背面側に設けられ、2次元状に配列された複数の圧電素子151を有している。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

筐体と、
前記筐体に設けられた表示機器と、
前記表示機器の表示面に設けられたタッチパネルと、
前記表示機器の背面側に 2 次元状に配列された複数の圧電素子と、
を具備する可搬型超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示機器の表示面と前記複数の圧電素子の配列面とは平行な位置関係にある、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記表示機器と前記複数の圧電素子とを保持するために、前記表示機器と前記複数の圧電素子との間に設けられ剛性を有する板状の基台をさらに備える、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数の圧電素子の各々に、前記圧電素子各々において超音波を発生させるための駆動信号を供給する送信部と、

前記複数の圧電素子の各々から、前記圧電素子各々において超音波の受波に応じて発生されるアナログの電気信号を受信し、前記受信された電気信号に基づいてデジタルデータを発生する受信部と、

20

をさらに備える請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信部は、前記複数の圧電素子を挟んで前記表示機器とは反対側に分布する 3 次元空間領域を超音波で走査するように、前記複数の圧電素子に駆動信号を供給する、請求項 4 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 6】

前記送信部と前記受信部とは、前記筐体または前記筐体に接続されたコンピュータ装置に設けられる、請求項 4 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 7】

前記受信部からのデジタルデータに基づいて受信ビームに対応する受信ビームデータを生成するビーム形成部、をさらに備える請求項 4 記載の可搬型超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記ビーム形成部は、前記筐体または前記筐体に接続されたコンピュータ装置に設けられる、請求項 7 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 9】

前記ビーム形成部からの受信ビームデータに基づいてボリュームデータを発生する画像処理部、をさらに備える請求項 7 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像処理部は、前記筐体または前記筐体に接続されたコンピュータ装置に設けられる、請求項 9 記載の可搬型超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記画像処理部は、前記ボリュームデータに基づいて、前記表示機器の表示面に平行する断面に関する画像を発生する、請求項 9 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示機器は、前記画像を即時的に表示する、請求項 11 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示機器は、前記画像を実寸で表示する、請求項 12 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 14】

50

前記表示機器は、典型的な検査部位領域が描出されたテンプレート画像を、前記画像を視認可能なように前記画像に重ねて表示する、請求項 1 2 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記表示機器は、ユーザ指定の目標部位と前記画像内の穿刺針領域の先端との位置関係に応じた穿刺針の進行の案内をするための案内情報を表示する、請求項 1 2 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記表示機器は、表示画像の表示断面の走査領域における深さ位置を指定するためのボタンを表示する、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記筐体は、前記表示機器に向けて折り畳み可能な把持部を有する、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記表示機器は、表示画像の表示断面の走査領域における深さ位置を指定するためのボタンを、操作者が把持部を把持した場合における親指の可動範囲内に表示する、請求項 1 5 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 1 9】

前記複数の圧電素子は、複数の周波数帯域を有するように構成される、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 0】

前記複数の圧電素子の各々は、前記複数の周波数帯域として、互いに異なる 2 つの周波数帯域を有するように構成される、請求項 1 9 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 1】

前記複数の圧電素子の各々は、前記複数の周波数帯域として、互いに異なる 3 つの送受信周波数を有するように構成される、請求項 1 9 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 2】

前記複数の圧電素子の各々に、前記圧電素子各々において超音波を発生させるための駆動信号を供給する送信部、をさらに備え、

前記送信部は、前記複数の圧電素子のうちの、送信焦点の位置に応じた周波数帯域を有する圧電素子に限定して駆動信号を供給する、

請求項 1 9 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 3】

前記複数の圧電素子は、格子状に配列される、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 4】

前記複数の圧電素子は、四角柱形状を有する、請求項 2 3 記載の可搬型超音波診断装置

。

【請求項 2 5】

前記複数の圧電素子は、ハニカム状に配列される、請求項 1 記載の可搬型超音波診断装置。

【請求項 2 6】

前記複数の圧電素子は、六角柱形状を有する、請求項 2 5 記載の可搬型超音波診断装置

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の実施形態は、可搬型超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年、X線マンモグラフィによる乳がん検診が推奨されている。X線吸収係数の高い高密度乳腺（デンス・ブレスト）の場合、X線画像上において乳腺と腫瘍とが重なり、腫

10

20

30

40

50

瘍の判別が困難である。そのため、高密度乳腺の影響を受けない超音波診断装置を X 線マンモグラフィの併用に関する妥当性を検証するマルチ・センター・スタディ (J-START : 乳がんにおける超音波画像診断の有効性を検証するために比較試験) が進んでいる。

【0003】

一方、超音波検査は、技師等のユーザの技量に対する依存度が高い。そのため、超音波プローブの乳房 (被写体) への押し当て方により、超音波検査の検査結果にバラツキが生じる。従って超音波検査のやり直しが行われる場合がある。そこで、ユーザの技量に依存せずに乳房の超音波画像診断が可能な乳腺超音波自動検査システムが開発されている。この乳腺超音波自動検査システムは、乳房上を機械的にスライド可能に 1 次元アレイ・トランスデューサ・モジュールを支持する超音波スキャナ部を有し、B モード画像に基づいて

10

【0004】

しかしながら、ポリウムデータ再構成をするためには位置決めなどを含め、超音波スキャナ部を乳房に押し当てた後に数回 1 次元アレイ・トランスデューサ・モジュールを機械的にスライドし、超音波撮像を行う必要がある。このため、超音波スキャナ部を押し当てた位置における乳房のポリウムデータに基づく超音波画像を即時的に表示することが困難である。また、ユーザは、超音波スキャナ部の患者への接触を視認しながら、画像を確認するため、ユーザの手元と本体に設置された表示機器との間で視線を移動させる必要がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 4 8 2 5 1 9 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 9 - 1 1 9 2 5 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

実施形態の目的は、超音波検査の検査時間を短縮可能な可搬型超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る可搬型超音波診断装置は、筐体と、前記筐体に設けられた表示機器と、前記表示機器の表示面に設けられたタッチパネルと、前記表示機器の背面側に 2 次元状に配列された複数の圧電素子と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置を背面から見た外観を模式的に示す図。

【図 2】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置を前面から見た外観を模式的に示す図。

40

【図 3】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置の機能構成を説明する図。

【図 4】図 1 及び図 2 の A - A 断面図。

【図 5】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置の製造方法の典型的な流れを示す図。

【図 6】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置のシステム制御部の制御の下に行われる超音波検査の動作例の典型的な流れを示す図。

【図 7】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置を患者の身体に当てている様子

を示す図。

50

【図 8】図 3 の表示機器の表示面に平行な断面に関する断面画像の表示例を示す図。

【図 9】図 8 の深さ値 GUI の他の表示例を示す図。

【図 10】第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 を用いた超音波検査におけるユーザの目線を示す図。

【図 11】第 1 実施形態の応用例 1 に係るコロナル断面に関する乳房のテンプレート画像の一例を示す図。

【図 12】第 1 実施形態の応用例 2 に係り、表示機器が裸眼 3D ディスプレイの場合における穿刺術の支援について説明するための図。

【図 13】第 1 実施形態の変形例に係るタブレット型超音波診断装置とコンソール装置との外観を示す図。

【図 14】第 2 実施形態に係るトランスデューサ・モジュールにおける圧電素子の配列例を示す図。

10

【図 15】第 2 実施形態に係るトランスデューサ・モジュールにおける圧電素子の他の配列例を示す図。

【図 16】第 2 実施形態に係る深部撮像に係る超音波送信を模式的に説明するための図。

【図 17】第 2 実施形態に係る浅部撮像に係る超音波送信を模式的に説明するための図。

【図 18】従来型の超音波診断装置を用いた超音波検査におけるユーザの目線を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる可搬型超音波診断装置を説明する。本実施形態に係る可搬型超音波診断装置は、持ち運び可能なタブレット型の超音波診断装置である。以下、本実施形態に係る可搬型超音波診断装置をタブレット型超音波診断装置と呼ぶことにする。

20

【0010】

本実施形態に係るタブレット型超音波診断装置は、乳房や腹部、胸部、頸部等の如何なる検査部位にも適用可能である。しかしながら、以下、説明を具体的に行なうため、本実施形態に係るタブレット型超音波診断装置は、乳房検査用であるものとする。

【0011】

[第 1 実施形態]

図 1 は、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 を背面から見た外観を模式的に示す図である。図 2 は、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 を前面から見た外観を模式的に示す図である。図 1 と図 2 とに示すように、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、各構成要素を収容するための筐体 11 を有している。筐体 11 は、枠形状を有しており、タブレット型超音波診断装置 1 の各構成要素を収納するためのスペースが設けられている。

30

【0012】

筐体 11 の背面側には表示機器 13 が設けられている。表示機器 13 は、円形状、楕円形状、または多角形状等の如何なる形状であっても良い。しかし、以下の説明を具体的に行うため、表示機器 13 は、長方形形状を有しているものとする。また、表示機器 13 は、如何なる大きさであっても良い。しかしながら、以下、説明を具体的に行なうため、表示機器 13 は、乳房検査に好適な、例えば、7 ~ 10 インチ程度の大きさを有しているものとする。表示機器 13 としては、液晶ディスプレイやプラズマディスプレイ、有機 EL ディスプレイ等の既存の如何なるディスプレイであっても良い。表示機器 13 には、後述の画像処理部 59 により生成された超音波画像等が表示される。なお、図 1 及び図 2 には、図示されていないが、表示画面 13 の表示面にはタッチパネルが設けられている。

40

【0013】

図 1 及び図 2 に示すように、筐体 11 の前面側にはトランスデューサ・モジュール 15 が設けられている。トランスデューサ・モジュール 15 は、2 次元状に配列された複数の圧電素子 151 を装備している。複数の圧電素子 151 の配列面と表示機器 13 の表示面とは平行な位置関係にある。各圧電素子 151 は、後述の送信部 53 からの送信駆動信号の供給を受けて超音波を発生する。複数の圧電素子 151 は超音波放射面が筐体の背面側

50

を向くように配列される。超音波は、筐体 11 の前面から外部に向けて照射される。

【0014】

図 1 及び図 2 に示すように、筐体 11 の両脇には技師等のユーザが筐体 11 を把持するための取っ手（以下、ハンドルと呼ぶ）111 が設けられている。各ハンドル 111 は、回動軸 A R 回りに開閉可能にヒンジ部 113 により筐体 11 に機械的に接続されている。二つのハンドル 111 は、筐体 11 上の互いに対向する枠部に設けられる。各回動軸 A R は、筐体 11 の枠内に設けられる。超音波検査においてユーザは、二つのハンドル 111 を把持し、筐体 11 の前面（トランスデューサ・モジュール 15 の超音波放射面）を患者の体表に押し付ける。なお、筐体 11 の把持を容易にするため、ハンドル 111 の可動範囲を機械的に制限するロック機構がヒンジ部 113 に設けられると良い。ロック機構は、例えば、図 1 に示すように、ハンドル 111 を表示機器 13 に対して略直角に固定可能な構成を有すると良い。これにより、ユーザは、より筐体 11 を患者の体表面に押し付けることが容易となる。

10

【0015】

このように第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、表示機器 13、タッチパネル、及びトランスデューサ・モジュール 15 が一体となったタブレット型の超音波診断装置である。

【0016】

次に、図 3 を参照しながら、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 の機能構成を説明する。図 3 に示すように、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、システム制御部 51 を中枢として、トランスデューサ・モジュール 15、送信部 53、受信部 55、ビーム形成部 57、画像処理部 59、表示制御部 61、表示機器 13、タッチパネル 63、記憶部 65 を有する。

20

【0017】

トランスデューサ・モジュール 15 は、2 次元状に配列された複数の圧電素子を有している。圧電素子は、送信部 53 からの送信駆動信号の供給を受けて超音波を発生し、患者からの反射波をアナログの電気信号（エコー信号）に変換する。圧電素子から患者に超音波が送信されると、超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。反射された超音波（後方散乱超音波）は、圧電素子によりエコー信号として受信される。このエコー信号の振幅は、超音波が反射された不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、超音波が血流や心臓壁等の表面で反射された場合は、エコー信号は、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存した周波数偏移を受ける。例えば、表示機器が 7 ~ 10 インチ程度の大きさの場合、圧電素子は 10, 000 程度配列されると良い。

30

【0018】

送信部 53 は、ビーム形成部 57 からの送信パラメータに応じて送信駆動信号を発生し、発生された送信駆動信号をトランスデューサ・モジュール 15 内の各圧電素子に供給する。例えば、送信パラメータは、送信開口に属する各圧電素子からの超音波が同時相で送信焦点に到着するために、各圧電素子への送信駆動信号に与えられる遅延時間（以下、送信遅延時間と呼ぶ）である。送信遅延時間は、送信焦点毎に決定される。送信部 53 は、各圧電素子への送信駆動信号の供給タイミングを送信遅延時間に従って制御する。送信駆動信号の供給を受けて、送信遅延時間に応じた超音波送信ビームがトランスデューサ・モジュール 15 から発生される。

40

【0019】

受信部 55 は、トランスデューサ・モジュール 15 からの電気信号をチャンネル毎に増幅し、増幅されたエコー信号に A/D 変換を施す。デジタル化されたエコー信号をエコーデータと呼ぶことにする。エコーデータは、ビーム形成部 57 に供給される。

【0020】

ビーム形成部 57 は、予め決定された受信パラメータに従ってエコーデータを処理することにより超音波受信ビームに対応する受信ビームデータを生成する。受信パラメータは

50

、例えば、各受信焦点からの反射波が同時相で受信開口に属する各圧電素子に到着したとみなすために、各圧電素子からのエコーデータに与えられる遅延時間（以下、受信遅延時間と呼ぶ）である。ビーム形成部 57 は、受信遅延時間に従ってエコーデータに整相加算を施すことにより、エコーデータに基づいて超音波受信データに対応するデータ（以下、受信ビームデータと呼ぶ）を生成する。具体的には、ビーム形成部 57 は、エコーデータを一時的に記憶するためのメモリ（以下、ビームメモリと呼ぶ）を圧電素子毎に有している。ビーム形成部 57 は、各圧電素子からのエコーデータを、当該圧電素子に対応するビームメモリに受信時刻に関連付けて記憶する。ビーム形成部 57 は、受信遅延時間に従って単一の受信焦点からの反射波に由来するエコーデータを、受信開口に属する各圧電素子に対応するビームメモリから読み出す。そしてビーム形成部 57 は、読み出されたエコーデータを加算する。この加算により受信ビームデータが生成される。受信ビームデータは、画像処理部 59 に供給される。また、ビーム形成部 57 は、超音波走査シーケンスに従って送信焦点毎の超音波送信ビームについて送信パラメータを決定する。送信パラメータは、送信部 53 に供給される。

10

【0021】

第 1 実施形態に係る超音波走査シーケンスとしては、B モードやドブラモード、エラストグラフィモード、ウォールモーショントラッキング（WMT : wall motion tracking）モード、造影モード、空間コンパウンドモード、シアウェーブ・エラストグラフィ（SWE : shear wave elastography）モード等の既存のあらゆるシーケンスが適用可能である。以下、説明を具体的に行なうため、特に言及しない限り、第 1 実施形態に係る超音波走査シーケンスは、B モードであるとする。

20

【0022】

画像処理部 59 は、システム制御部による制御に従って、受信ビームデータに基づいて患者の 3 次元の撮像領域に関するボリュームデータを発生する。具体的には、画像処理部 59 は、まず、受信ビームデータに B モード処理を施す。B モード処理において画像処理部 59 は、受信ビームデータに対数増幅や包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。次に画像処理部 59 は、B モードデータに基づいて 3 次元の撮像領域に関するボリュームデータを発生する。そして画像処理部 59 は、ボリュームデータに 3 次元画像処理を施して 2 次元の超音波画像を発生する。第 1 実施形態に係る 3 次元画像処理としては、ボリュームレンダリング処理や多断面変換処理（MPR : multi planar reconstruction）、画素値投影処理等の既存の画像生成処理が適用可能である。例えば、画像処理部 59 は、ボリュームデータに MPR 処理を施して、表示機器に平行な断面に関する断面画像を発生する。発生された超音波画像は、表示制御部 61 に供給される。

30

【0023】

なお、上記の説明において画像処理部 59 は、受信ビームデータに B モード処理を施すとしたが、第 1 実施形態はこれに限定されない。例えば、画像処理部 59 は、受信ビームデータにカラードブラ処理やドブラ処理を施しても良い。カラードブラ処理において画像処理部 59 は、受信ビームデータをカラードブラ処理し、血流情報をカラーで表現するカラードブラデータを生成する。カラードブラ処理は、自己相関法を利用した周波数分析である。画像処理部 59 は、カラードブラデータに基づいてボリュームデータを生成し、ボリュームデータに上記の 3 次元画像処理を施してカラードブラ画像を生成する。ドブラ処理において画像処理部 59 は、受信ビームデータをドブラ処理し、サンプリングゲート内の血流または組織に由来するドブラ波形を生成する。ドブラ処理は、FFT 解析を利用した周波数分析である。

40

【0024】

表示制御部 61 は、システム制御部 51 による制御に従って、画像処理部 59 からの超音波画像に表示画像処理を施し、表示画像処理後の超音波画像の画像情報を表示機器 13 に供給する。表示画像処理としては、例えば、拡大、縮小、回転等が挙げられる。また表示制御部 61 は、超音波画像に種々の情報を付加しても良い。超音波画像に付加される情

50

報としては、例えば、各種の操作ボタンやアイコン、タブ等の G U I (graphical user interface) がある。 G U I は、後述のタッチパネル 6 3 を介してユーザにより操作可能に表示される。また、超音波画像には、文字列や記号が付加されても良い。なお、表示機器に表示される画像は、超音波画像に関するものに限定されない。例えば、表示制御部 6 1 は、超音波検査の設定画面等を表示画像として生成しても良い。表示画像の画像情報は、表示機器 1 3 とシステム制御部 5 1 とに供給される。

【 0 0 2 5 】

表示機器 1 3 は、表示制御部 6 1 からの画像情報に応じた画像を表示する。

【 0 0 2 6 】

タッチパネル 6 3 は、表示機器 1 3 の前面を覆うように設けられている。タッチパネル 6 3 は、外部から表示機器 1 3 を視認可能なように透明または半透明の部材により形成される。タッチパネル 6 3 は、ユーザにより指などで押下可能に構成される。タッチパネル 6 3 は、当該タッチパネル 6 3 における押下部分の座標を電磁誘導式、磁気歪式、感圧式等の座標読取り原理により検出し、検出した座標に対応する位置信号を生成する。位置信号は、システム制御部 5 1 に供給される。

【 0 0 2 7 】

記憶部 6 5 は、画像処理部 5 9 により生成されたボリュームデータや超音波画像のデータを記憶する。また、記憶部 6 5 は、第 1 実施形態に係る超音波検査のための制御プログラムを記憶している。

【 0 0 2 8 】

システム制御部 5 1 は、タブレット型超音波診断装置 1 の中枢として機能する。システム制御部 5 1 は、記憶部 6 5 から第 1 実施形態に係る超音波検査のための制御プログラムを読み出し、この制御プログラムに従って各部を制御する。また、システム制御部 5 1 は、タッチパネル 6 3 からの位置信号と表示制御部 6 1 からの画像情報とに基づいて、タッチパネル 6 3 におけるユーザによる押下部分に対応する指示を特定し、特定された指示に従って各部を制御する。また、システム制御部 5 1 は、ネットワークを介してウェブ・サーバ 2 0 0 に接続されている。ウェブ・サーバ 2 0 0 には、ネットワークを介して P A C S 等の記憶装置が接続されている。

【 0 0 2 9 】

次に、図 4 を参照しながら、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置の詳細な構造について説明する。図 4 は、図 1 及び図 2 の A - A 断面図である。図 4 に示すように、筐体 1 1 には、タブレット型超音波診断装置 1 を厚み方向に関して二分するように基台 2 1 が設けられている。基台 2 1 は、タブレット型超音波診断装置 1 の剛性を確保するために、比較的剛性の高い材質で形成される。基台 2 1 の一方側 (前面側) にはトランスデューサ・モジュール 1 5 が設けられ、他方側 (背面側) には表示機器 1 3 とタッチパネル 6 3 とが設けられている。

【 0 0 3 0 】

トランスデューサ・モジュール 1 5 は、2次元状に配列された圧電素子 1 5 1 を有している。各圧電素子 1 5 1 は、圧電体 1 5 3、信号電極 1 5 5、及びアース電極 1 5 7 を有している。圧電体 1 5 3 は、P Z T 等の圧電材料により形成される。信号電極 1 5 5 は、圧電体 1 5 3 の背面に取り付けられている。アース電極 1 5 7 は、圧電体 1 5 3 の前面に取り付けられている。信号電極 1 5 5 とアース電極 1 5 7 とは金属性の薄膜により形成されている。信号電極 1 5 5 の背面にはプリント基板 2 3 が取り付けられている。プリント基板 2 3 は、例えば、柔軟性を有するフレキシブルプリント基板等により形成される。プリント基板 2 3 には、複数の信号電極 1 5 5 にそれぞれ接続される複数の配線を有している。信号電極 1 5 5 とアース電極 1 5 7 とに、送信部 5 3 からの送信駆動信号がプリント基板 2 3 を介して印加される。送信駆動信号の印加を受けて圧電体 1 5 3 は、厚み方向に伸縮し超音波を発生する。また、患者からの反射波を受けた圧電体 1 5 3 は厚み方向に伸縮し電気信号 (エコー信号) を発生する。エコー信号は、プリント基板 2 3 を介して受信部 5 5 に供給される。プリント基板 2 3 の背面は背面材 (バッキング材) 2 5 が設けられ

10

20

30

40

50

ている。背面材 25 は、圧電素子 151 から後方に進行する超音波を減衰させる。背面材 25 の背面側には基台 21 が取り付けられている。各圧電素子 151 の前面には音響整合体 27 が設けられている。複数の音響整合体 27 は、音響整合層を成す。複数の音響整合体 27 は、圧電素子と患者との間の音響インピーダンス差を整合する。複数の音響整合体 27 の前面には、超音波を光学的に収束させるための音響レンズ 29 が設けられている。

【0031】

基台 21 を挟んでトランスデューサ・モジュール 15 の反対側には表示機器 13 が設けられている。表示機器 13 の表示面側にはタッチパネル 63 が設けられている。表示機器 13 と基台 21 との間の空間にはバッテリー 31 が設けられる。また、筐体 11 内の他の空間には、メイン基板 33 が設けられている。メイン基板 33 には複数の IC 35 が搭載されている。複数の IC 35 には、CPU (central processing unit) や GPU (graphics processor unit)、ROM (read only memory)、RAM (random access memory) 等の既存のハードウェア資源が搭載されている。複数の IC 35 は、これらハードウェア資源を活用し、送信部 53、受信部 55、ビーム形成部 57、画像処理部 59、表示制御部 61、記憶部 65、及びシステム制御部 51 の機能を個別に実行するための複数のプログラムを実行する。

10

【0032】

バッテリー 31 は、外部の電源設備からの電力を蓄電する電池またはコンデンサである。バッテリー 31 に蓄えられた電力は、図示しない信号線を介してタブレット型超音波診断装置 1 内の各構成要素に供給され、各構成要素を作動する。

20

【0033】

次に、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 の製造方法について説明する。図 5 は、タブレット型超音波診断装置 1 の製造方法の典型的な流れを示す図である。図 5 に示すように、まず、プリント基板 23 上に複数の信号電極 155 を形成する (ステップ SA1)。例えば、電極パターン作成技術等により 2 次元状に配列された複数の信号電極 155 をプリント基板 23 上に形成する。信号電極 155 は、例えば、銅等の金属製の薄膜により形成される。複数の信号電極 155 は、所定の間隔を空けて形成される。なお、プリント基板 23 には、信号電極 155 に電氣的に接続可能な配線が設けられているものとする。

30

【0034】

ステップ SA1 が行われると、各信号電極 155 上に圧電体 153 を形成する (ステップ SA2)。例えば、各信号電極 155 上に、インクジェット式の 3D プリントにより、圧電体 153 を成形する。より詳細には、光硬化樹脂と圧電材料との混合物を複数の信号電極 155 の各々に、予め定められた形状及び分量で吐出する。次に紫外線等の光により当該混合物を露光し、硬化させる。上記の混合物の吐出工程、露光工程、及び硬化工程を繰り返すことにより圧電材料を各信号電極 155 上に積層し、圧電材料を所定の厚みまで成形する。これにより圧電体 153 が形成される。

【0035】

ステップ SA2 が行われると、各圧電体 153 にアース電極 157 を形成する (ステップ SA3)。例えば、各圧電体 153 上に、スパッタ等により銅等の金属製の薄膜を形成する。これによりアース電極 157 が形成される。

40

【0036】

ステップ SA3 が行われると、各アース電極 157 に音響整合体 27 を形成する (ステップ SA4)。例えば、音響整合体 27 としては、圧電体 153 の音響インピーダンス値と人体の音響インピーダンス値との間の音響インピーダンス値を有する材料が用いられる。なお、各アース電極 157 に形成される音響整合体 27 は、一種類のみに限定されない。例えば、異なる音響インピーダンス値を有する複数の音響整合体 27 が、圧電体 153 が患者に向けて音響インピーダンス値が段階的に減少するように各アース電極 157 に設けられても良い。

【0037】

50

ステップ S A 4 が行われると、複数の音響整合体 2 7 に音響レンズ 2 9 を設ける（ステップ S A 5）。音響レンズ 2 9 は、例えば、生体に近い音響インピーダンス値を有するシリコンゴム等を材料としたレンズである。音響レンズ 2 9 は、例えば、接着剤等により複数の音響整合体 2 7 に貼り合わせられる。

【 0 0 3 8 】

ステップ S A 5 が行われると、背面材 2 5 をプリント基板 2 3 の裏面に取り付ける（ステップ S A 6）。これによりトランスデューサ・モジュール 1 5 が完成する。なお、上述のトランスデューサ・モジュール 1 5 の製造方法は、一例であり、既存の如何なる方法を用いてトランスデューサ・モジュール 1 5 を製造しても良い。例えば、プリント基板 2 3 上に板状の圧電材料、アース電極 1 5 7、及び音響整合層を積層し、当該積層体を格子状に切断することにより、複数の信号電極 1 5 5、複数の圧電体 1 5 3、複数のアース電極 1 5 7、及び複数の音響整合体 2 7 の積層体を形成しても良い。

10

【 0 0 3 9 】

ステップ S A 6 が行われると、トランスデューサ・モジュール 1 5 を筐体 1 1 の基台 2 1 に固定し、プリント基板 2 3 上の配線をメイン基板 3 3 に電氣的に接続する（ステップ S A 7）。また、筐体 1 1 にバッテリー 3 1、表示機器 1 3、及びタッチパネル 6 3 を搭載し、バッテリー 3 1、表示機器 1 3、及びタッチパネル 6 3 をメイン基板 3 3 に電氣的に接続する。これによりタブレット型超音波診断装置 1 が完成する。

【 0 0 4 0 】

次に、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 の動作例を説明する。まずは、超音波検査に先立って行われる被験者情報の取得について説明する。

20

【 0 0 4 1 】

まず、表示制御部 6 1 は、被験者 I D（患者 I D）や被験者名、生年月日等の被験者識別子の入力画面を表示機器 1 3 に表示する。技師等のユーザは、入力画面においてタッチパネル 6 3 により被験者識別子を入力し、被験者情報（患者情報）の取得を要求する。システム制御部 5 1 には、タッチパネル 6 3 からユーザが接触した位置の位置信号が供給され、表示制御部 6 1 からは入力画面の画像情報が供給される。システム制御部 5 1 は、位置信号と入力画面の画像情報とから被験者 I D を読み出す。次にシステム制御部 5 1 は、被験者 I D をキーワードとして、ネットワークを介して設けられた記憶装置、またはタブレット型超音波診断装置 1 内の記憶部 6 5 から被験者情報を取得する。システム制御部 5 1 は、取得された被験者情報と被験者 I D とを表示制御部 6 1 に供給し、表示制御部 6 1 は、所定の操作画面を表示機器 1 3 に表示し、被験者情報と被験者 I D とを操作画面上に表示する。操作画面上においてユーザは、送受信条件等を設定する。

30

【 0 0 4 2 】

図 6 は、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 のシステム制御部 5 1 の制御の下に行われる超音波検査の動作例の典型的な流れを示す図である。

【 0 0 4 3 】

まず、ユーザは、図 7 に示すように、タブレット型超音波診断装置 1 の生体接触面（音響レンズ 2 9）を患者の身体にジェル又はポリマーゲルを介して当てる。検査部位が乳房の場合、音響レンズ 2 9 を乳房の表面に押し当てる。そしてユーザは、超音波検査の準備が整うと、タッチパネル 6 3 等を介して超音波検査の開始指示を行う。

40

【 0 0 4 4 】

超音波検査の開始指示に対応する開始信号が供給されると、システム制御部 5 1 は、超音波の送受信条件をビーム形成部 5 7 に供給する（ステップ S B 1）。送受信条件は、操作部を介してユーザにより、又は自動的に決定される。送受信条件としては、送信強度、受信強度、走査範囲、超音波走査シーケンス等が挙げられる。

【 0 0 4 5 】

ステップ S B 1 が行われるとビーム形成部 5 7 は、送受信条件に従って送信パラメータを決定し、決定された送信パラメータを送信部 5 3 に供給する（ステップ S B 2）。より詳細には、ビーム形成部 5 7 は、送信条件に基づいて超音波送信ビームを電子的に形成し

50

、当該超音波送信ビームに関する送信パラメータを決定する。

【0046】

ステップS B 2が行われると送信部53は、ビーム形成部57からの送信パラメータに応じて送信駆動信号を発生し、発生された送信駆動信号をトランスデューサ・モジュール15内の各圧電素子に供給する(ステップS B 3)。

【0047】

ステップS B 3が行われるとトランスデューサ・モジュール15は、送信部53からの送信駆動信号の印加を受けてビーム状の超音波を発生する(ステップS B 4)。

【0048】

ステップS B 4が行われるとトランスデューサ・モジュール15は、患者からの反射波を受波し、受波された反射波を電気信号(エコー信号)に変換し、受信部55に供給する(ステップS B 5)。

【0049】

ステップS B 5が行われると受信部55は、トランスデューサ・モジュール15からのエコー信号をデジタルデータ(エコーデータ)に変換し、ビーム形成部57に供給する(ステップS B 6)。

【0050】

ステップS B 6が行われるとビーム形成部57は、予め決定された受信パラメータに従ってエコーデータを処理することにより超音波受信ビームに対応する受信ビームデータを生成し、受信ビームデータを画像処理部59に供給する(ステップS B 7)。

【0051】

ステップS B 7が行われると画像処理部59は、ビーム形成部57からの受信ビームデータに基づいて撮像領域に関するボリュームデータを生成する(ステップS B 8)。具体的には、画像処理部59は、受信ビームデータにBモード処理を施し、Bモード処理が施された受信ビームデータに基づいてボリュームデータを発生する。

【0052】

ステップS B 8が行われると画像処理部59は、ボリュームデータに基づいて、ユーザ指定の断面に関する断面画像を生成し、表示制御部61に供給する(ステップS B 9)。断面は、予め指定されていても良いし、超音波撮像時に指定されても良い。断面は、如何なる向きでも良いが、例えば、表示機器13の表示面に平行な断面(すなわち、コ

ロナル断面)に指定されると良い。なお、断面はコロナル断面に限定されず、サジタル断面でも良いし、アキシャル断面であっても良いし、その他の任意の断面でも良い。

【0053】

ステップS B 9が行われると表示制御部61は、画像処理部59からの断面画像を即時的に表示する(ステップS B 10)。図8は、表示機器13の表示面に平行なコロナル断面に関する断面画像(以下、コロナル断面画像と呼ぶ)I1の表示例を示す図である。図8に示すように、コロナル断面画像I1は、タブレット型超音波診断装置1の背面側に設けられた表示機器13に即時的に表示される。コロナル断面画像I1の断面は、表示機器13の表示面に平行であるため、ユーザがコロナル断面画像I1の空間的位置関係を直感的に理解しやすくなる。さらに、コロナル断面画像I1の空間的位置関係を直感的に理解しやすくなるため、表示制御部61は、コロナル断面画像I1を実寸大に拡大または縮小して表示すると良い。

【0054】

コロナル断面画像I1には画像操作等に関する種々のGUIが表示されると良い。例えば、図8に示すように、表示機器13に表示されているコロナル断面画像I1の断面の深さ値を設定するためのGUI(以下、深さ値GUIと呼ぶ)が表示されると良い。深さ値GUIは、例えば、表示可能な深さ範囲を示している。ユーザは、ユーザ所望の深さの断面を表示機器13に表示させるために、タッチパネル63を介して深さ範囲内の当該ユーザ所望の深さに対応する位置を指定する。

【0055】

10

20

30

40

50

ユーザにより位置が指定された場合、タッチパネル 63 は、指定された位置の位置信号をシステム制御部 51 に供給し、表示制御部 61 は、操作画面の画像情報をシステム制御部 51 に供給する。システム制御部 51 は、位置信号と画像情報とから、ユーザにより指定されたコロナル断面の断面位置を特定し、画像処理部 59 に当該断面位置に関するコロナル断面画像の生成を要求する。当該要求を受けた画像処理部 59 は、システム制御部 51 により特定された断面位置のコロナル断面に関するコロナル断面画像を、ステップ S B 8 において生成されたボリュームデータに基づいて生成する。生成されたコロナル断面画像は、表示制御部 61 により表示機器 13 に表示される。

【0056】

なお、G U I の形状や表示位置は、ユーザがタブレット型超音波診断装置 1 を把持しながら操作可能なように、人間工学的手法により設計されると良い。深さ値 G U I は、具体的には、図 9 に示すように、親指の付け根を支点とした親指の可動範囲に沿う形状を有していると良い。このような形状としては、例えば、図 9 に示すように、略円弧形状が適当である。また、深さ値 G U I の表示位置は、親指の付け根を支点とした親指の可動範囲に表示されると良い。このように深さ値 G U I の形状及び表示位置を設計することにより、ユーザがタブレット型超音波診断装置 1 を把持しながら、容易に深さ値 G U I を操作することができる。

【0057】

また、図 9 に示すように、親指の付け根を支点として親指の可動範囲内に画像保持のための G U I (以下、画像保持 G U I と呼ぶ) を表示しても良い。画像保持 G U I が押下された場合、システム制御部 51 は、表示画面の画像情報とユーザの押下位置の位置信号とに基づいて、画像保持の要求を認識する。そしてシステム制御部 51 は、表示機器 13 に表示されている超音波画像を一時的に保持(クリップ)する。なお、当該保持された超音波画像は、検査終了時において削除されても良いし、されなくても良い。削除するか否かは、ユーザにより任意に設定可能である。当該保持された超音波画像は、ユーザによる保存要求を受けて、ネットワークを介して接続された記憶装置またはタブレット型超音波診断装置 1 内の記憶部 65 に保存する。記憶装置または記憶部 65 は、超音波画像を患者情報に関連付けて保存する。また、記憶装置または記憶部 65 は、送信パラメータや受信パラメータ、画像表示パラメータに関連付けて超音波画像を保存しても良い。

【0058】

なお、ステップ S B 9 において画像処理部 59 により生成される超音波画像は、コロナル断面画像等の断面画像のみに限定されない。例えば、画像処理部 59 は、ボリュームデータにボリュームレンダリング処理を施して 3 次元画像を生成してもよい。生成された 3 次元画像は、表示制御部 61 により表示機器 13 に即時的に表示される。このように複数種類の画像を表示可能とすることで超音波検査の質を高めることができる。

【0059】

ステップ S B 10 が行われると超音波検査が終了する。

【0060】

次に図 10 と図 18 とを参照しながら、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置を用いた超音波検査と従来型の超音波診断装置を用いた超音波検査とにおけるユーザ(技師)の目線の違いについて説明する。図 10 は、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 を用いた超音波検査におけるユーザの目線を示す図であり、図 18 は、従来型の超音波診断装置を用いた超音波検査におけるユーザの目線を示す図である。なお、従来型の超音波診断装置は、表示機器とトランスデューサ・モジュール 15 を含む超音波プローブとが別体の構成を有するタイプであるとする。従来型の超音波診断装置の場合、ユーザは、被写体(例えば、乳房)への超音波プローブの生体接触面の当接を随時確認しながら表示機器に表示されている超音波画像を観察する。従って、ユーザは、自身の手元と表示機器とに交互に視線を移す必要がある。第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 の場合、表示機器とトランスデューサ・モジュール 15 とが一体である。従って、ユーザは、常に視線を手元に向けておくことができる。従って、第 1 実施形態に係るタブ

10

20

30

40

50

レット型超音波診断装置 1 は、従来型の超音波診断装置に比して、超音波検査時におけるユーザの視線の移動を減少させ、ユーザの意識を超音波検査に集中させることができる。これにより検査時間を短縮することができる。

【0061】

また、従来型の超音波診断装置において3次元領域を撮像する場合、ユーザは、超音波プローブの接触方向や移動方向を確認しながら超音波プローブを操作する必要があった。従って、同一の検査部位であってもユーザの技量に応じてボリュームデータの画質が異なり再現性は高くなかった。第1実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、移動せずとも広範囲の3次元領域を撮像することができる。従ってユーザは、送受信条件が同じであれば、タブレット型超音波診断装置 1 を患者の検査部位に押し当てるだけで再現性の高いボリュームデータを発生することができる。

10

【0062】

なお、上記の超音波の送信においては3次元の撮像領域の全体に超音波送信ビームを順番に送信するとした。しかしながら、第1実施形態はこれに限定されない。例えば、ユーザ指定の断面のみに送信焦点を一致させ、当該ユーザ指定の断面の全体に超音波送信ビームを順番に送信しても良い。ユーザ指定の断面としては、例えば、コロナル断面、サジタル断面、アキシャル断面などが挙げられる。

【0063】

また、上記の超音波の送信においては全ての圧電素子を利用するものとした。しかしながら、第1実施形態はこれに限定されない。撮像領域に対して圧電素子のカバー範囲が広い場合、ユーザ指定の圧電素子のみに限定して超音波の送信が行われても良い。

20

【0064】

(応用例1)

タブレット型超音波診断装置 1 の検査部位への当接位置精度を高めるため表示機器 13 にテンプレート画像が表示されると良い。テンプレート画像は、検査部位毎に記憶部 65 に記憶されている。テンプレート画像には、表示対象の断面と同一の断面における、典型的な検査部位領域が描出されている。以下、乳房を例にテンプレート画像について説明する。

【0065】

図11は、コロナル断面に関する乳房のテンプレート画像 I2 の一例を示す図である。テンプレート画像 I2 は、コロナル断面における典型的な乳房領域 RT が描出されている。乳房領域 RT には、当該乳房領域 RT における典型的な位置にニップル領域 RN が描出されている。テンプレート画像 I2 は、超音波検査時において超音波画像が視認可能に表示機器 13 に表示される。例えば、表示制御部 61 は、テンプレート画像 I2 を超音波画像に重ねて半透明に表示する。これによりユーザは、超音波画像内の乳房領域やニップル領域が、テンプレート画像 I2 内の乳房領域 RT やニップル領域 RN に位置整合するようにタブレット型超音波診断装置 1 を移動させることができる。従って、より超音波検査の検査時間を短縮することができる。なおテンプレート画像は、検査部位の大きさや深さ値に応じて複数用意されても良い。表示対象のテンプレート画像は、タッチパネル 63 等を介してユーザにより任意に設定可能である。

30

40

【0066】

(応用例2)

超音波検査の臨場感を高めるため表示機器 13 は、裸眼3Dディスプレイであっても良い。以下、図12を参照しながら、表示機器 13 が裸眼3Dディスプレイの場合における穿刺術の支援について説明する。

【0067】

図12は、表示機器 13 が裸眼3Dディスプレイの場合における穿刺術の支援について説明するための図である。図12に示すように、ユーザは、タブレット型超音波診断装置 1 を患者の乳房に固定し、乳房内の目標部位に穿刺針を刺入させる。タブレット型超音波診断装置 1 のシステム制御部 51 の制御のもと、乳房の超音波撮像が行われ、画像処理部

50

59によりボリュームデータが繰り返し生成される。画像処理部59は、ボリュームデータに基づいて coronal 断面画像を即時的に生成し、表示制御部61は coronal 断面画像を表示機器13に即時的に表示する。この際、表示制御部61は、目標部位と穿刺針先端との位置関係に応じた穿刺針の進行の案内をするための案内情報を表示する。以下、案内情報の表示について説明する。

【0068】

ユーザは、タッチパネル63を介してボリュームデータ内の目標部位を指定する。また、画像処理部59は、予め定められた閾値に従ってボリュームデータに2値化処理を施し、ボリュームデータから穿刺針領域 RNd を抽出する。画像処理部59は、穿刺針領域 RNd の先端点 P と、穿刺針領域 RNd と表示面の端部が交わる点 Q とを抽出し、点 P と点 Q とを結ぶ直線を作成する。この直線は、穿刺針予想軌跡と同義である。画像処理部59は、穿刺針予想軌跡上にターゲットがあり、かつ穿刺針領域 RNd の点 P が目標部位と点 Q との間にあるか否かを判定する。穿刺針予想軌跡上にターゲットがあり、かつ穿刺針領域 RNd の点 P が目標部位と点 Q との間にある場合、穿刺針が目標部位に正しい経路で進んでいると推定できる。この場合、表示制御部61に「進め」信号を供給する。「進め」信号が供給された場合、表示制御部61は、このまま穿刺針を進める旨を表示機器13に表示する。例えば、表示制御部61は、表示機器13の表示面の一部に「進め」のメッセージを表示したり、緑色のマークを表示させたりする。

10

【0069】

穿刺針予想軌跡上にターゲットがあり、かつ穿刺針領域 RNd の点 P が目標部位と点 Q との間にある場合において、予め定められた距離以内に点 P がある場合、もうすぐ穿刺針先端が目標部位に到達するのでユーザに注意を促す必要がある。この場合、画像処理部59は、表示制御部61に「注意して進め」信号を供給する。「注意して進め」信号が供給された場合、表示制御部61は、注意して穿刺針を進める旨を表示機器13に表示する。例えば、表示制御部61は、表示機器13の表示面の一部に「注意して進め」のメッセージを表示したり、黄色のマークを表示させたりする。

20

【0070】

一方、穿刺針予想軌跡上にターゲットがあり、かつ点 P が目標部位と点 Q との間になく、目標部位と点 Q との間に点 P がある場合、穿刺針が目標部位を通過してしまっていると推定できる。この場合、画像処理部は、表示制御部61に「戻れ」信号を供給する。「戻れ」信号が供給された場合、表示制御部61は、穿刺針を戻す旨を表示機器13に表示する。例えば、表示制御部61は、表示機器13の表示面の一部に「戻れ」のメッセージを表示したり、赤色のマークを表示させたりする。

30

【0071】

このように表示制御部61は、目標部位と穿刺針先端との位置関係に応じた穿刺針の案内情報を表示することによって、ユーザの穿刺を精度良くサポートすることができる。なお、上記の穿刺術の支援の説明においては表示機器13が裸眼3Dディスプレイであるとしたが、通常のディスプレイでも良い。

【0072】

(変形例1)

上記の説明においては、送信部53、受信部55、ビーム形成部57、画像処理部59、表示制御部61、記憶部65、及びシステム制御部51がタブレット型超音波診断装置に実装されるものとした。しかしながら、第1実施形態はこれに限定されない。送信部53、受信部55、ビーム形成部57、画像処理部59、表示制御部61、記憶部65、及びシステム制御部51のうちの少なくとも一部の機能が別体のコンピュータ装置(コンソール装置)に実装されていても良い。

40

【0073】

図13は、変形例に係るタブレット型超音波診断装置100とコンソール装置500との外観を示す図である。図13に示すように、コンソール装置500は、タブレット型超音波診断装置1の筐体11にケーブル600を介して接続されている。ケーブル600を

50

介してタブレット型超音波診断装置 1 とコンソール装置 5 0 0 との間で情報や信号の送受信が行われる。コンソール装置 5 0 0 は、画像処理部 5 9 により生成された超音波画像を受けとり表示装置 5 5 0 に表示することが可能である。タブレット型超音波診断装置 1 には、送信部 5 3、受信部 5 5、ビーム形成部 5 7、画像処理部 5 9、表示制御部 6 1、記憶部 6 5、及びシステム制御部 5 1 の全ての機能が実装されている必要はなく、これらの機能の少なくとも一部がコンソール装置 5 0 0 に実装されていても良い。

【 0 0 7 4 】

[効果]

上記の説明の通り、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置は、筐体 1 1、表示機器 1 3、タッチパネル 6 3、及びトランスデューサ・モジュール 1 5 を有している。表示機器 1 3 は、筐体 1 1 に設けられている。タッチパネル 6 3 は、表示機器 1 3 の前面側に設けられている。トランスデューサ・モジュール 1 5 は、表示機器 1 3 の背面側に設けられ、2 次元状に配列された複数の圧電素子を有している。

10

【 0 0 7 5 】

上記の構成により、タブレット型超音波診断装置 1 は、表示機器 1 3 とトランスデューサ・モジュール 1 5 とを一体とすることを實現している。すなわち、ユーザは、常に視線を手元に向けておくことができる。従って、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、従来型の超音波診断装置に比して、超音波検査時におけるユーザの視線の移動を減少させ、ユーザの意識を超音波検査に集中させることができる。これにより検査時間を短縮することができる。また、第 1 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、移動せずとも広範囲の 3 次元領域を撮像することができる。従ってユーザは、送受信条件が同じであれば、タブレット型超音波診断装置 1 を患者の検査部位に押し当てるだけで再現性の高いボリュームデータを発生することができる。

20

【 0 0 7 6 】

かくして第 1 実施形態によれば、超音波検査の検査時間の短縮が實現する。

【 0 0 7 7 】

[第 2 実施形態]

日本国において食生活の欧米化や美容整形の大衆化に伴い、大きな乳房（厚みのある乳房）を撮像する場合が増加している。しかしながら、従来例に係る超音波診断装置では、焦点の深さに応じて送受信の周波数が異なるため、撮像対象の深さに適した超音波プローブが選択されている。このため、深部から浅部まで撮像する場合、深さに応じて超音波プローブを交換する必要がある。第 2 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置は、深部から浅部までの広範囲に亘り単一の装置で且つ適した周波数帯域で撮像を實行可能な構造を有する。以下、第 2 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置を説明する。なお以下の説明において、上記の第 1 実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

30

【 0 0 7 8 】

第 2 実施形態に係るトランスデューサ・モジュール 1 5 は、複数の周波数帯域にそれぞれ対応する複数の圧電素子 1 5 1 を有する。各圧電素子 1 5 1 は、当該圧電素子 1 5 1 に割り当てられた周波数帯域に応じた構造を有している。例えば、周波数帯域は、圧電素子 1 5 1 の厚みや素材等により決定づけられる。周波数帯域は、超音波の送受信に関する周波数帯域を示す。

40

【 0 0 7 9 】

図 1 4 は、第 2 実施形態に係るトランスデューサ・モジュール 1 5 - 1 における圧電素子 1 5 1 の配列例を示す図である。図 1 4 に示すように、トランスデューサ・モジュール 1 5 - 1 は、2 次元状に配列された、高周波数帯域のための圧電素子（以下、高周波数帯素子と呼ぶ）1 5 1 - 1 と低周波数帯域のための圧電素子（以下、低周波数帯素子と呼ぶ）1 5 1 - 2 とを有する。高周波数帯素子 1 5 1 - 1 と低周波数帯素子 1 5 1 - 2 とは、図 1 4 に示すように、送信超音波の音場の均一等のため、互い違いに配列されると良い。複数の高周波数帯素子 1 5 1 - 1 と複数の低周波数帯素子 1 5 1 - 2 との各々は、例えば

50

、四角柱形状を有し、格子状に配列されている。超音波は、周波数が高いほど短距離で強度が減衰する。そのため、高周波数帯素子 151-1 は浅部の撮像に用いられ、低周波数帯素子 151-2 は深部の撮像に用いられる。高周波数帯域と低周波数帯域との各々の周波数範囲は、用途に応じて任意に設計されれば良い。

【0080】

周波数帯域の種類は高周波数帯域と低周波数帯域との2種類に限定されない。例えば、高周波数帯域と低周波数帯域に加え、中間周波数帯域が設けられても良い。中間周波数帯域は、高周波数帯域と低周波数帯域との間の周波数範囲である。また、圧電素子 151 の形状は四角柱形状に限定されず、任意の形状であっても良い。高周波数帯域と低周波数帯域と中間周波数帯域との各々の周波数範囲は、用途に応じて任意に設計されれば良い。

10

【0081】

図15は、第2実施形態に係るトランスデューサ・モジュール15-2における圧電素子151の他の配列例を示す図である。図15に示すように、トランスデューサ・モジュール15-2は、2次元状に配列された、高周波数帯素子151'-1、低周波数帯素子151'-2、及び中間周波数帯域のための圧電素子(以下、中間周波数帯素子と呼ぶ)151'-3を有する。高周波数帯素子151'-1、低周波数帯素子151'-2、及び中間周波数帯素子151'-3は、図15に示すように、送信超音波の音場の均一等のため、互い違いに配列されると良い。複数の高周波数帯素子151'-1と複数の低周波数帯素子151'-2と複数の中間周波数帯素子151'-3との各々は、例えば、六角柱形状を有し、八ニカム状に配列されている。八ニカム状に配列することにより、格子状に配列する場合に比して、高周波数帯素子151'-1、低周波数帯素子151'-2、及び中間周波数帯素子151'-3をより空間的に均一且つ稠密に配列することができる。

20

【0082】

次に、第2実施形態に係るタブレット型超音波診断装置の製造方法について、図5を参照しながら説明する。上記の通り、周波数帯域に応じて圧電素子151の構造が異なる。従って、第2実施形態においては複数の周波数帯域にそれぞれ対応する複数の圧電素子151を周波数帯域の種類に応じた製造工程で製造する。以下、具体的に製造方法を説明する。なお、上記の実施形態と同一の内容については説明を省略し、差異のみを説明するものとする。

30

【0083】

具体的には、ステップSA1において、各周波数帯域に応じた信号電極155を基板23上に形成する。例えば、周波数帯域が2種類の場合、高周波数帯素子151-1に対応する信号電極155と低周波数帯素子151-2に対応する信号電極155とが電極パターン作成技術等により形成される。周波数帯域が3種類の場合、高周波数帯素子151'-1に対応する信号電極155、低周波数帯素子151'-2に対応する信号電極155、及び中間周波数帯素子151'-3に対応する信号電極155が形成される。信号電極155は、圧電素子151の形状や配列パターンに応じたパターンで形成される。例えば、図14に示すように四角柱形状を有する圧電素子151を格子状に配列する場合、各信号電極は四角形状に形成され格子状に配列される。また、図15に示すように六角柱形状を有する圧電素子151を八ニカム状に配列する場合、各信号電極は六角形状に形成され八ニカム状に配列される。

40

【0084】

ステップSA2において、インクジェット式の3Dプリンタ等の技術により、信号電極155上に当該信号電極155の周波数帯域に対応する圧電体153を形成する。例えば、高周波数帯に対応する信号電極155上に高周波数帯素子151のための圧電体153が形成され、低周波数帯に対応する信号電極155上に低周波数帯素子151のための圧電体153が形成され、中間周波数帯に対応する信号電極155上に中間周波数帯素子151のための圧電体153が形成される。例えば、周波数帯に応じた厚みや材料で圧電体153が形成される。

50

【0085】

ステップS A 3において、各周波数帯域に対応する圧電体153に、当該周波数帯域に対応するアース電極157をスパッタ等により形成する。例えば、高周波数帯に対応する圧電体153上に高周波数帯に対応するアース電極157を形成し、低周波数帯に対応する圧電体153上に低周波数帯に対応するアース電極157を形成し、中間周波数帯に対応する圧電体153上に中間周波数帯に対応するアース電極157を形成する。

【0086】

ステップS A 4において各周波数帯域に対応するアース電極157に、当該周波数帯域に対応する音響整合体27が形成される。例えば、周波数帯域に応じた厚さや材料で各音響整合体27が形成される。

【0087】

ステップS A 5において各周波数帯域に対応する音響整合体27に音響レンズ29が設けられ、ステップS A 6において背面材25がプリント基板23に取り付けられる。これにより第2実施形態に係るトランスデューサ・モジュール15が完成する。ステップS A 7においてトランスデューサ・モジュール15が筐体11の基台21に固定され、プリント基板23上の配線をメイン基板33に電氣的に接続する。これにより、第2実施形態に係るタブレット型超音波診断装置1が完成する。

【0088】

次に、第2実施形態に係るタブレット型超音波診断装置1のシステム制御部51の制御の下に行われる超音波検査の動作例を説明する。なお、以下の説明においてトランスデューサ・モジュール15は、高周波数帯素子151'-1、低周波数帯素子151'-2、及び中間周波数帯素子151'-3を有する者とする。

【0089】

超音波検査においてシステム制御部51は、送受信条件をビーム形成部57に送信する。第2実施形態に係る送受信条件としては、具体的には、送信焦点の位置が挙げられる。送信焦点の位置は、送信焦点の深さ値と方向により規定される。送信焦点の方向は、例えば、送信焦点軸に対する基準軸の角度に規定されるものとする。基準軸は、トランスデューサ・モジュール15に含まれる複数の圧電素子151の配列面の中心点に直交する軸に規定される。送信焦点軸は、中心点と送信焦点とを結ぶ軸に規定される。なお、第2実施形態に係る撮像領域はコロナル断面であるとする。すなわち、コロナル断面を超音波ビームで走査するため送信焦点は、深さ値が一定の下、送信焦点のコロナル断面上での位置が順次変更される。なお、コロナル断面と送信焦点との深さ値は略同一である。

【0090】

送受信条件が供給されるとビーム形成部57は、送受信条件に従い駆動対象の圧電素子151を決定する。具体的には、ビーム形成部57は、送信焦点の深さ値と方向とに応じて、駆動信号の供給先の圧電素子151を決定する。

【0091】

図16と図17とは、第2実施形態に係る超音波送信を説明するための図である。図16は、深部撮像に係る超音波送信を模式的に説明するための図であり、図17は、浅部撮像に係る超音波送信を模式的に説明するための図である。図16と図17との(a)は、トランスデューサ・モジュール15の配列面を示し、図16と図17との(b)は、被検者の体内における超音波送信ビームを模式的に示す。

【0092】

ビーム形成部57は、送信焦点の深さ値に応じて圧電素子151の周波数帯域を決定する。例えば、周波数帯域が高周波数帯域と低周波数帯域との2種類の場合、送信焦点の深さが2種類の深さ範囲に区分され、深い方の深さ範囲が低周波数帯域に割り当てられ、浅い方の深さ範囲が高周波数帯域に割り当てられる。同様に、周波数帯域が高周波数帯域と低周波数帯域と中間周波数帯域との3種類の場合、送信焦点の深さが3種類の深さ範囲に区分され、深い方の深さ範囲が低周波数帯域に割り当てられ、浅い方の深さ範囲が高周波数帯域に割り当てられ、中間の深さ範囲が中間周波数帯域に割り当てられる。このため、

10

20

30

40

50

送信焦点の深さ値が高周波数帯域に割り当てられている場合、駆動信号の供給先を高周波数帯素子 151' - 1 に決定し、送信焦点の深さ値が低周波数帯域に割り当てられている場合、駆動信号の供給先を低周波数帯素子 151' - 2 に決定し、送信焦点の深さ値が中間周波数帯域に割り当てられている場合、駆動信号の供給先を中間周波数帯素子 151' - 3 に決定する。

【0093】

また、ビーム形成部 57 は、送信焦点の方向に応じて送信開口の範囲（圧電素子 151 のアドレス）を決定する。例えば、ビーム形成部 57 は、送信焦点を通りトランスデューサ・モジュール 15 に直交する点（圧電素子 151）を送信開口の中心に設定し、設定された中心を含む既定の大きさの領域が送信開口に設定される。当該大きさは、駆動対象の圧電素子 151 の周波数帯域の種類に応じて決定される。深部撮像（低周波数帯域）の場合、浅部撮像（高周波数帯域）の場合に比して、深い位置に超音波送信ビームを集束させるため、比較的広い送信開口が必要である。そのため、深部撮像の場合、浅部撮像の場合に比して、送信開口が広く設定される。周波数帯域に応じた送信開口の大きさは、予め設定されていても良いし送信焦点の深さ値や方向に応じて動的に設定されても良い。

10

【0094】

ビーム形成部 57 は、送信焦点の深さ値に応じた周波数帯域と送信開口の範囲とに基づいて駆動対象の圧電素子 151 を決定する。具体的には、ビーム形成部 57 は、送信開口の範囲に含まれる圧電素子 151 のうちの、送信焦点の深さ値に応じた周波数帯域に関する圧電素子 151 が駆動対象の圧電素子 151 に決定される。例えば、図 16 の場合、複数の圧電素子 151 のうちの、送信開口に含まれる低周波数帯素子 151' - 2 が駆動対象に決定される。図 17 の場合、複数の圧電素子 151 のうちの、送信開口に含まれる高周波数帯素子 151' - 1 が駆動対象に決定される。

20

【0095】

駆動対象の圧電素子 151 が決定されるとビーム形成部 57 は、送信焦点に超音波ビームを送信するための送信パラメータを決定する。送信パラメータとしては、例えば、駆動対象の圧電素子 151 から送信焦点に向かう超音波送信ビームを形成するための遅延時間が挙げられる。ビーム形成部 57 は、決定された送信パラメータと駆動対象の圧電素子 151 の識別子とを送信部 53 に供給する。

【0096】

送信部 53 は、複数の圧電素子 151 のうちの、送信焦点の位置に応じた周波数帯域を有する圧電素子 151 に限定して駆動信号を供給する。これにより、送信焦点に応じた周波数帯域を有する圧電素子 151 から、当該送信焦点に集束する超音波送信ビームが送信される。

30

【0097】

被検体からの反射波は、周波数帯域の区別無く複数の周波数帯域に関する複数の圧電素子 151 により受波される。複数の圧電素子 151 は、受波された反射波をエコー信号に変換し、エコー信号を受信部 55 に供給する。受信部 55 は、供給されたエコー信号をエコーデータに変換し、ビーム形成部 57 に供給する。

【0098】

ビーム形成部 57 は、予め決定された受信パラメータに従ってエコーデータを処理することにより超音波受信ビームに対応する受信ビームデータを生成し、生成された受信ビームデータを画像処理部 59 に供給する。画像処理部 59 は、供給された受信ビームデータに基づいて、送信焦点の深さ値に応じたコロナル断面に関する断面画像（コロナル断面画像）を発生する。発生されたコロナル断面画像は、表示制御部 61 により表示機器 13 に即時的に表示される。走査対象のコロナル断面は、当該コロナル断面の深さ値に適した周波数帯域に対応する圧電素子からの超音波送信ビームにより走査されるため、コロナル断面画像は高分解能を有している。そのため表示制御部 61 は、高分解能のコロナル断面画像を表示することが可能となる。

40

【0099】

50

以上で第2実施形態に係る超音波検査の動作例の説明を終了する。

【0100】

なお、上記の動作例においてタブレット型超音波診断装置は、単一のコロナル断面を走査するものとした。しかしながら、タブレット型超音波診断装置は、複数のコロナル断面を交互に走査しても良い。例えば、トランスデューサ・モジュール15が高周波数帯素子と低周波数帯素子との2種類の圧電素子を有する場合、送信部53は、高周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面を走査するため高周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、低周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面を走査するため低周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させる。この場合、表示制御部61は、高周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面に関するコロナル断面画像と低周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面に関するコロナル断面画像とを並べて即時的に表示する。また、トランスデューサ・モジュール15が高周波数帯素子と低周波数帯素子と中間周波数帯素子との3種類の圧電素子を有する場合、送信部53は、高周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面を走査するため高周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、低周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面を走査するため低周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、中間周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面を走査するため中間周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させる。この場合、表示制御部61は、高周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面に関するコロナル断面画像と低周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面に関するコロナル断面画像と中間周波数帯に適した深さ値に対応するコロナル断面に関するコロナル断面画像とを並べて即時的に表示する。

10

20

【0101】

また、上記の動作例においてタブレット型超音波診断装置は、コロナル断面を走査するものとした。しかしながら、タブレット型超音波診断装置は、3次元の撮像領域を走査しても良い。この場合、撮像領域は、深さ値に応じて複数の周波数帯域に区分される。送信部53は、区分された複数の周波数帯域にそれぞれ対応する複数の3次元領域を順番に走査するため、当該複数の周波数帯域にそれぞれ対応する複数の圧電素子151に順番に超音波送信ビームを送信させる。例えば、トランスデューサ・モジュール15が高周波数帯素子と低周波数帯素子との2種類の圧電素子を有する場合、送信部53は、高周波数帯に適した深さ値に対応する3次元領域を走査するため高周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、低周波数帯に適した深さ値に対応する3次元領域を走査するため低周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させる。また、例えば、トランスデューサ・モジュール15が高周波数帯素子と低周波数帯素子と中間周波数帯素子との3種類の圧電素子を有する場合、送信部53は、高周波数帯に適した深さ値に対応する3次元領域を走査するため高周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、低周波数帯に適した深さ値に対応する3次元領域を走査するため低周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させ、中間周波数帯に適した深さ値に対応する3次元領域を走査するため中間周波数帯素子から超音波送信ビームを送信させる。これにより送信部53は、超音波送信ビームの送信対象の圧電素子を、送信焦点の深さ値に適切な周波数帯域に対応する圧電素子に送信焦点の深さ値毎に切り替えながら3次元撮像領域を走査することができる。従って、単一の周波数帯に対応する圧電素子のみ3次元領域の全域で撮像する場合に比して、3次元領域の全体を高分解能で撮像することができる。

30

40

【0102】

超音波ビームの反射波は、周波数帯域に関係なく全ての圧電素子151により受波される。受信部55は、圧電素子151からのエコー信号をエコーデータに変換し、ビーム形成部57は、エコーデータに基づいて受信ビームデータを発生し、画像処理部59は、発生された受信ビームデータに基づいて全体の撮像領域に関するボリュームデータを発生する。画像処理部59は、発生されたボリュームデータに基づいて所定の断面画像を発生し、発生された断面画像は表示制御部61により表示される。このように第2実施形態によれば複数の深さ値に超音波送信ビームを集束させることができるので、単一の周波数帯域

50

に対応する圧電素子を装備する従来例に係る超音波診断装置に比して、高画質のボリュームデータを発生することができる。

【 0 1 0 3 】

[効果]

上記の説明の通り、第 2 実施形態に係るトランスデューサ・モジュール 1 5 は、複数の周波数帯域に対応する複数の圧電素子 1 5 1 を有する。第 2 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置 1 は、撮像対象の深さ値に応じた適切な周波数帯域に対応する圧電素子から選択的に超音波送信ビームを送信することにより撮像領域を超音波で走査することができる。従って、第 2 実施形態に係るタブレット型超音波診断装置は、従来例に係る超音波プローブのように撮像対象の深さ値に応じて超音波プローブを交換することなく、深部から浅部までの広範囲に亘り単一の装置で且つ適した周波数帯域で撮像を実行することができる。

10

【 0 1 0 4 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【 符号の説明 】

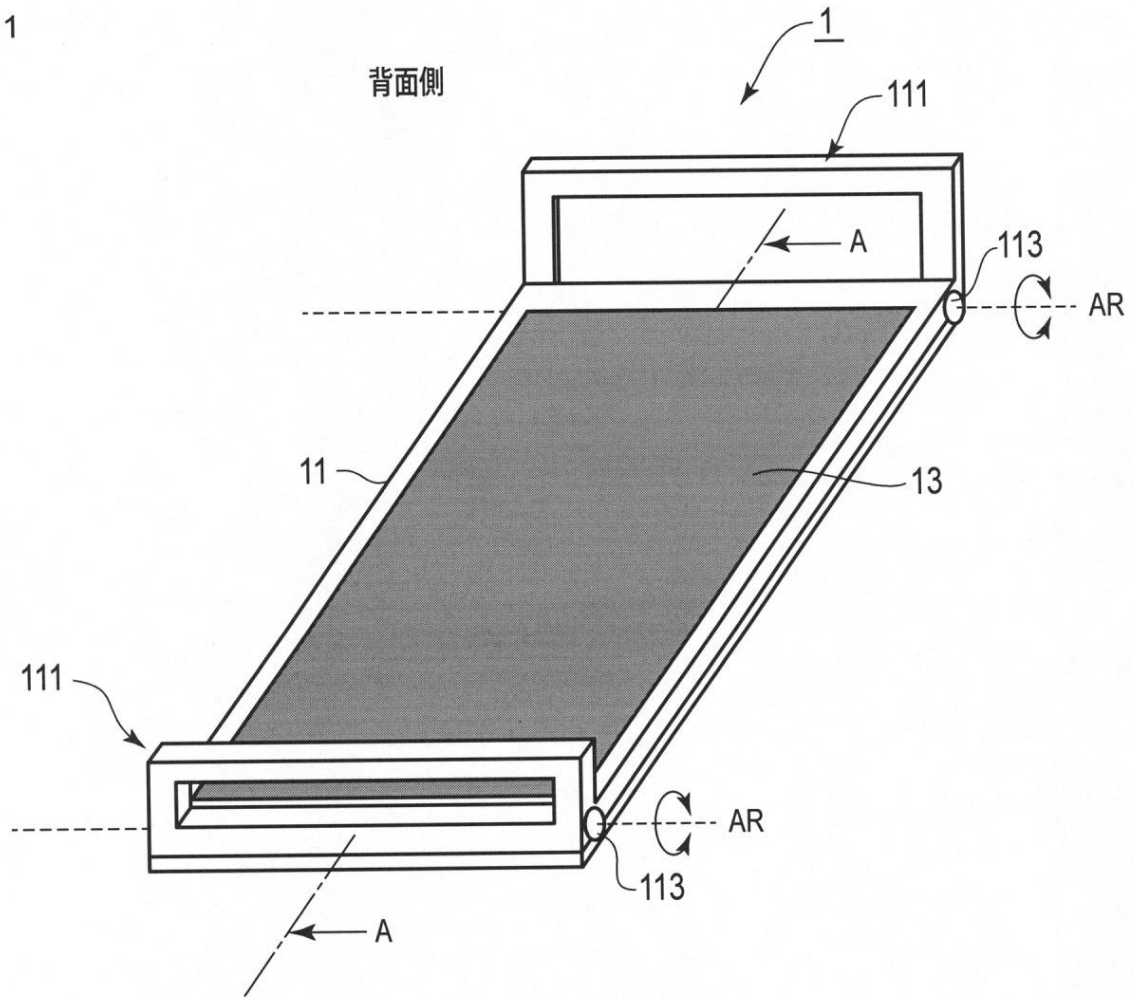
20

【 0 1 0 5 】

1 ... タブレット型超音波診断装置、 1 1 ... 筐体、 1 3 ... 表示機器、 1 5 ... トランスデューサ・モジュール、 2 1 ... 基台、 2 3 ... プリント基板、 2 5 ... 背面材、 2 7 ... 音響整合体、 2 9 ... 音響レンズ、 3 1 ... バッテリー、 3 3 ... メイン基板、 3 5 ... IC、 5 1 ... システム制御部、 5 3 ... 送信部、 5 5 ... 受信部、 5 7 ... ビーム形成部、 5 9 ... 画像処理部、 6 1 ... 表示制御部、 6 3 ... タッチパネル、 6 5 ... 記憶部、 1 1 1 ... ハンドル、 1 5 1 ... 圧電素子、 1 5 3 ... 圧電体、 1 5 5 ... 信号電極、 1 5 7 ... アース電極

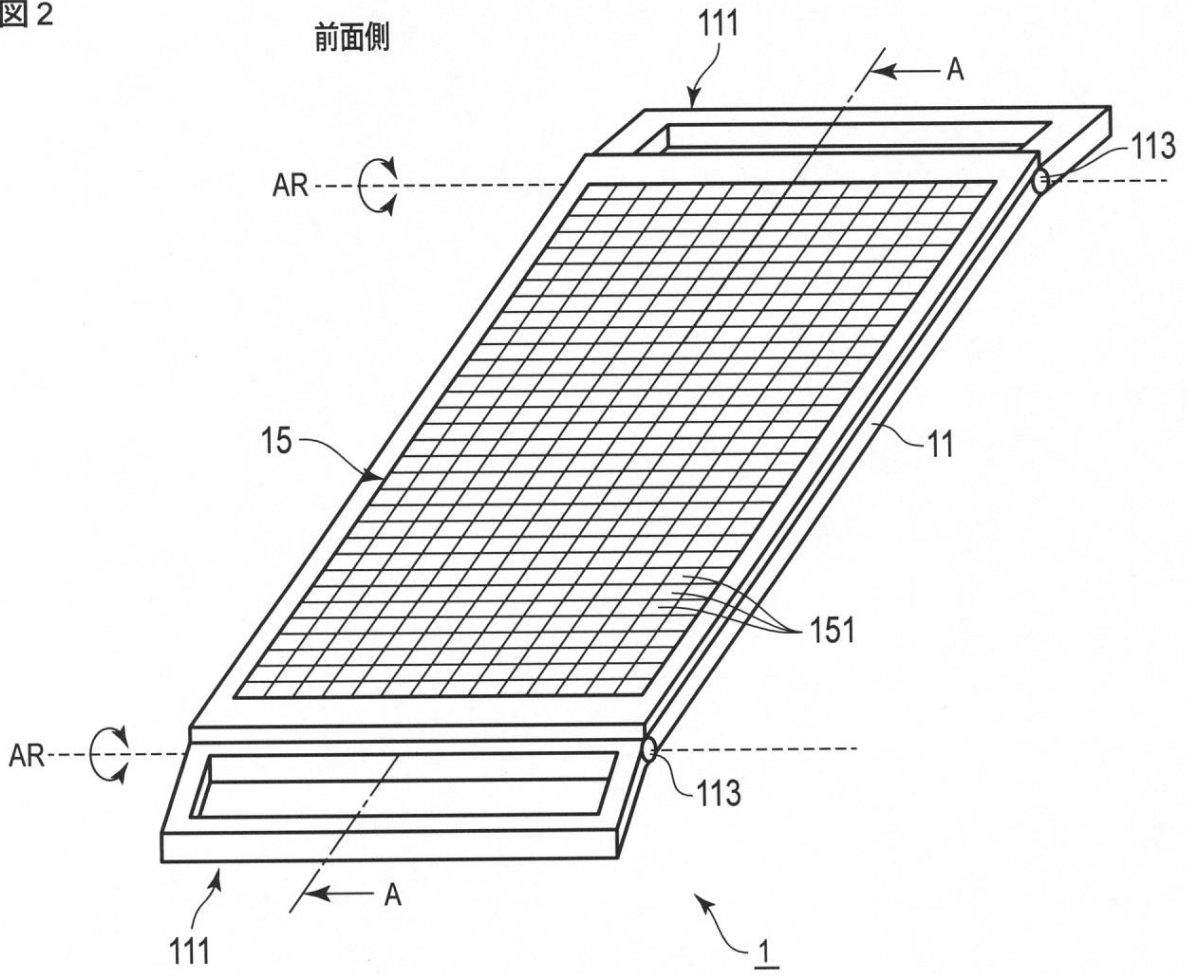
【図1】

図1



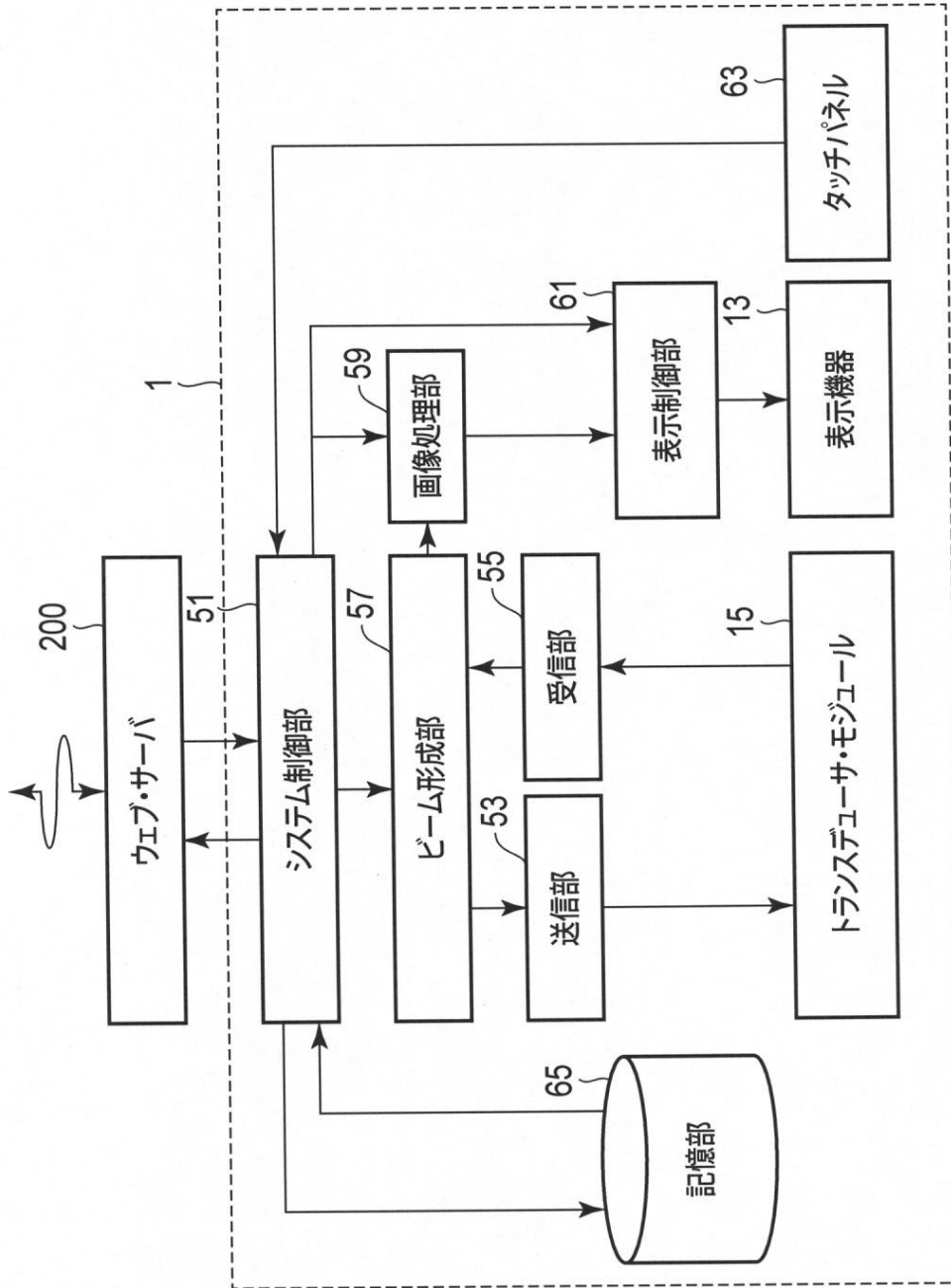
【 図 2 】

図 2



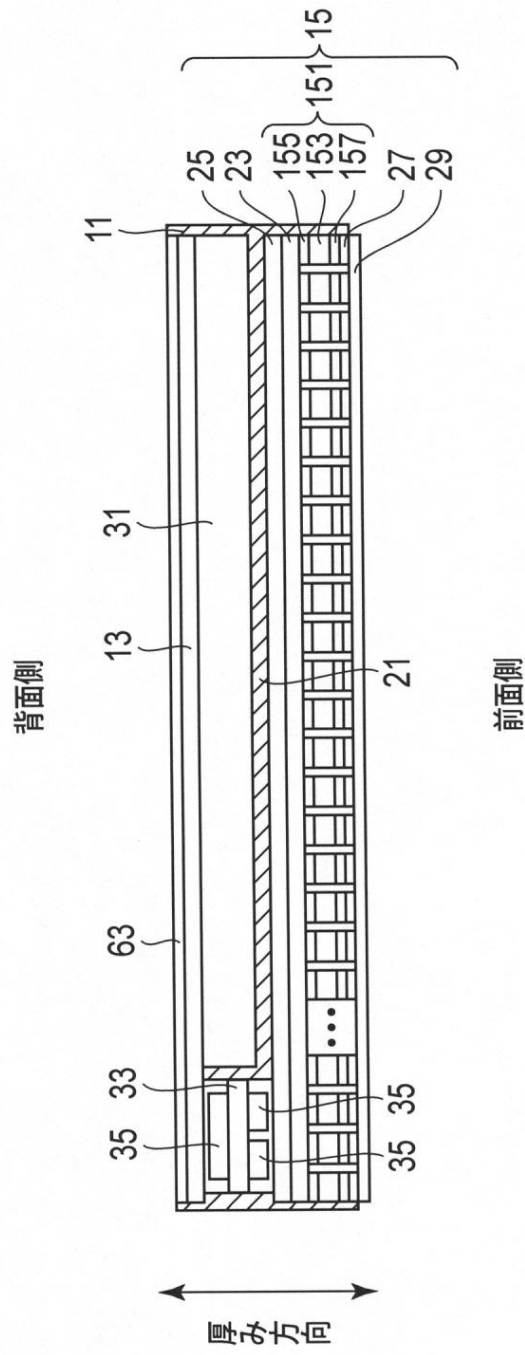
【図3】

図3



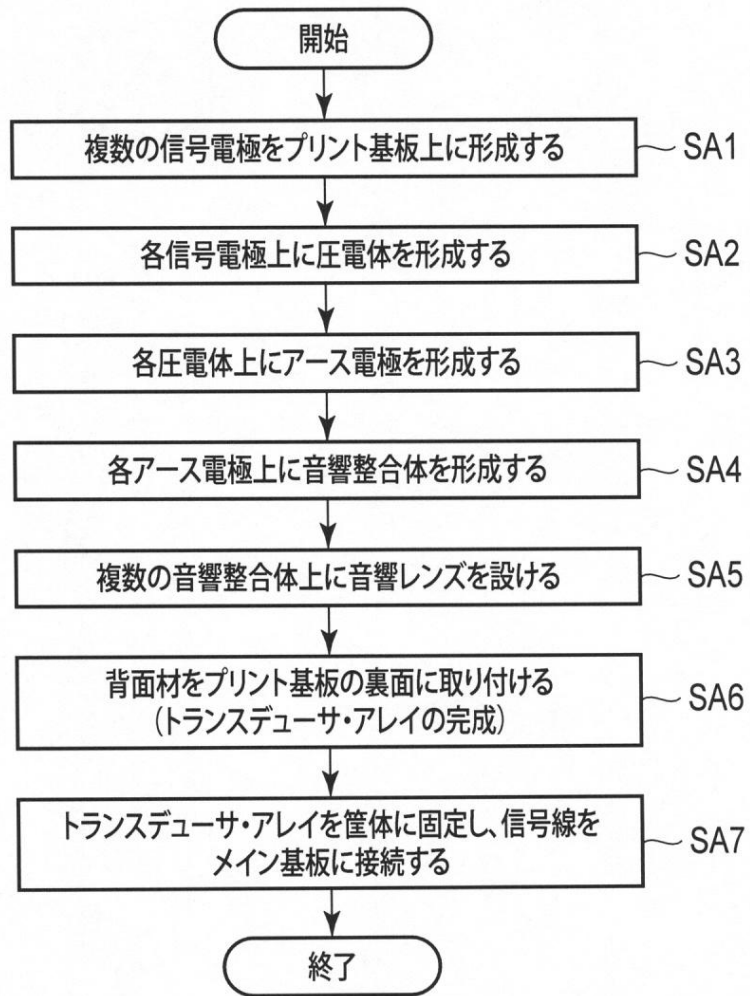
【図4】

図4



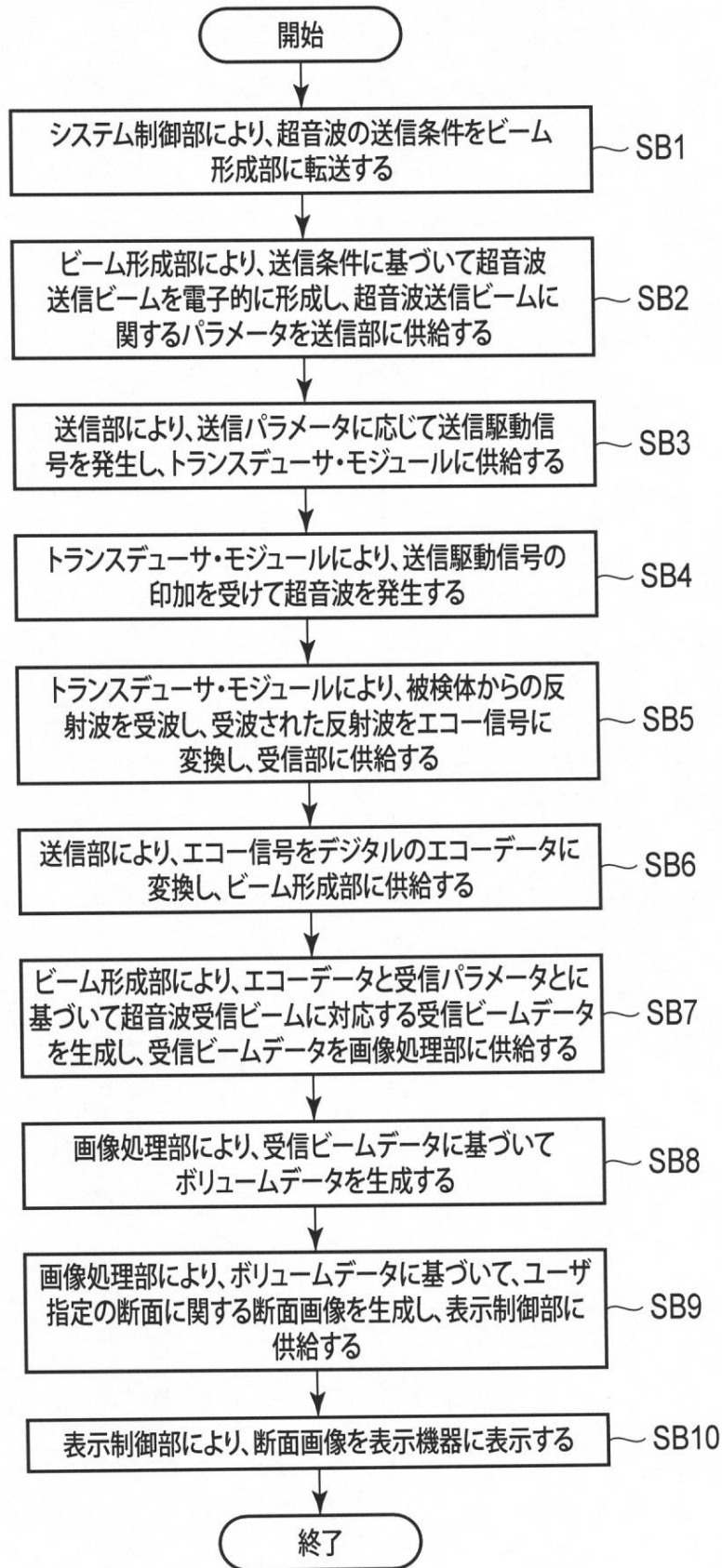
【 図 5 】

図 5



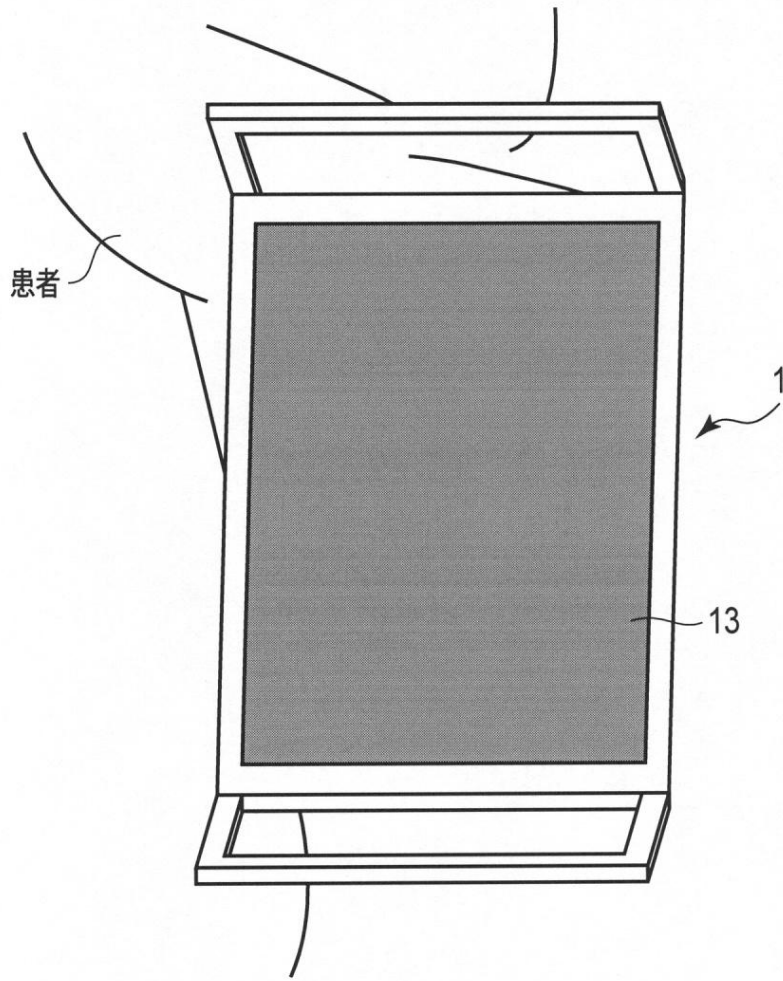
【 図 6 】

図 6



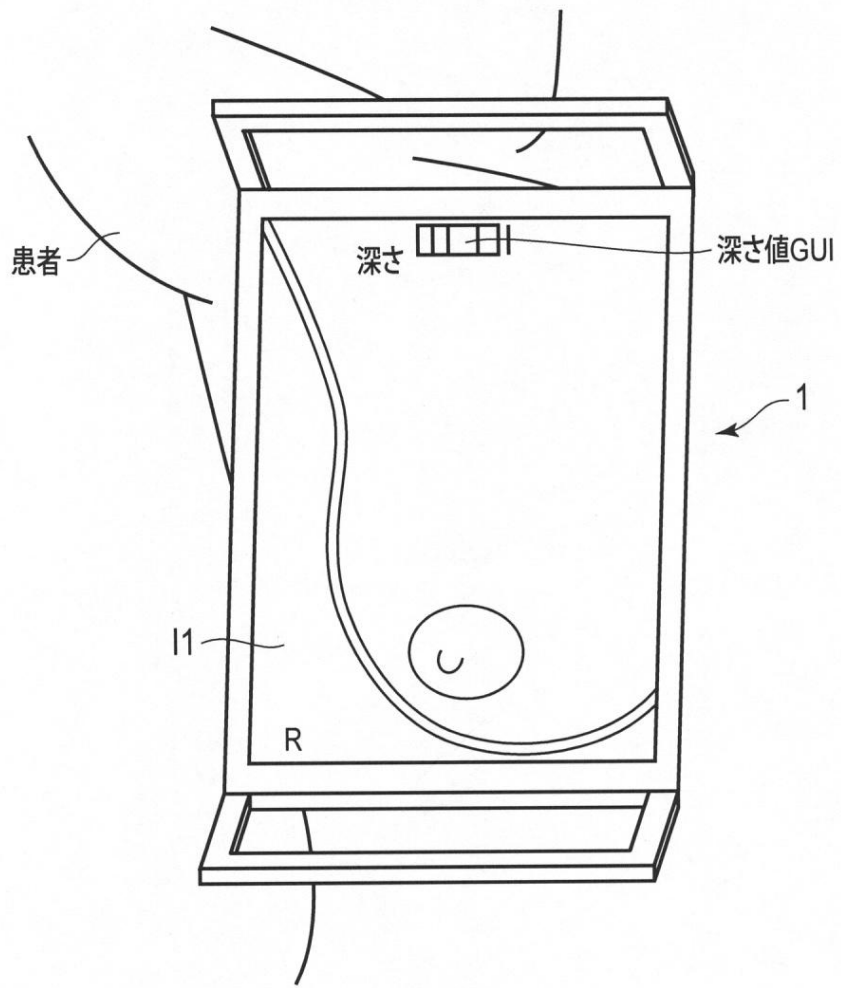
【図7】

図7



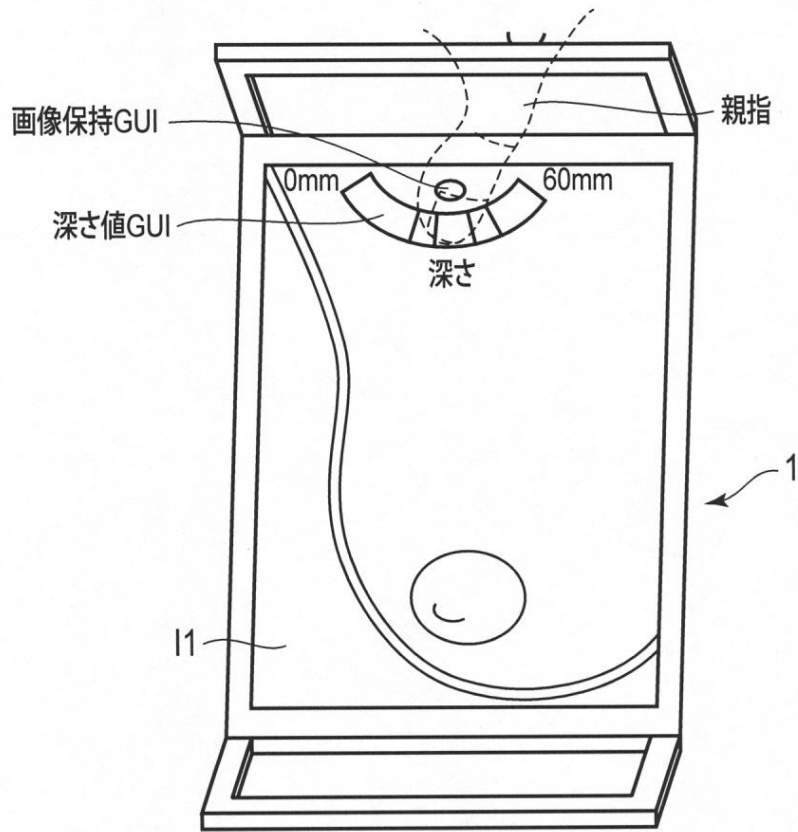
【図 8】

図 8



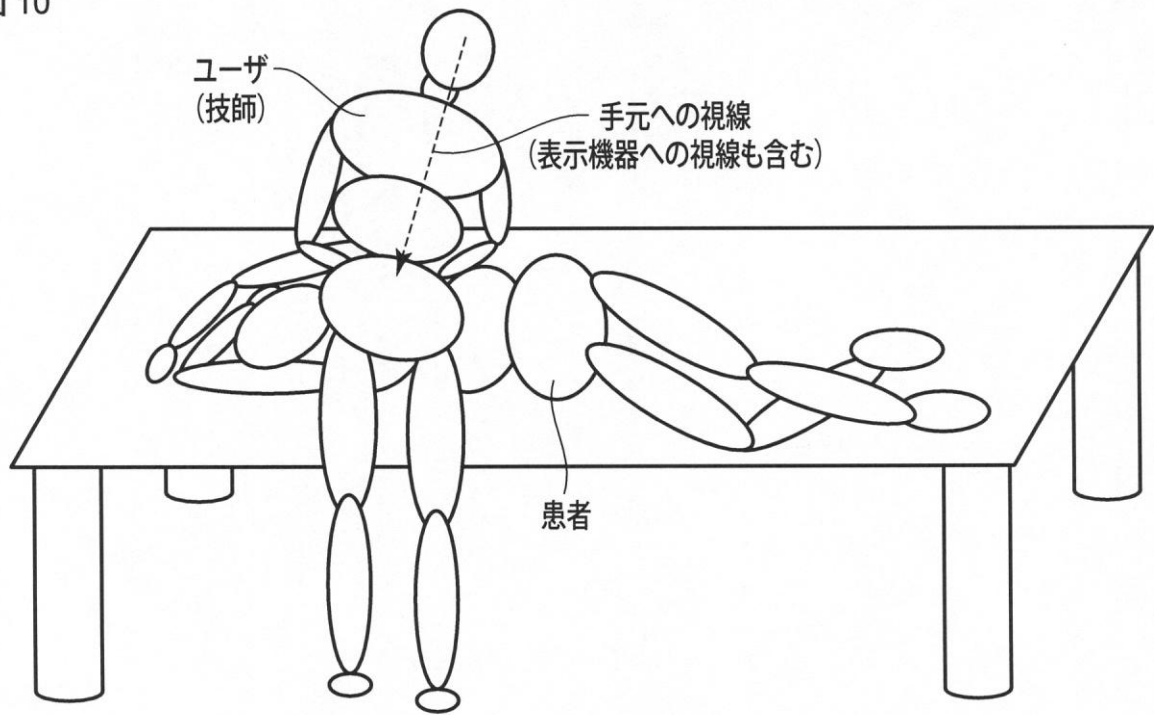
【 図 9 】

図 9



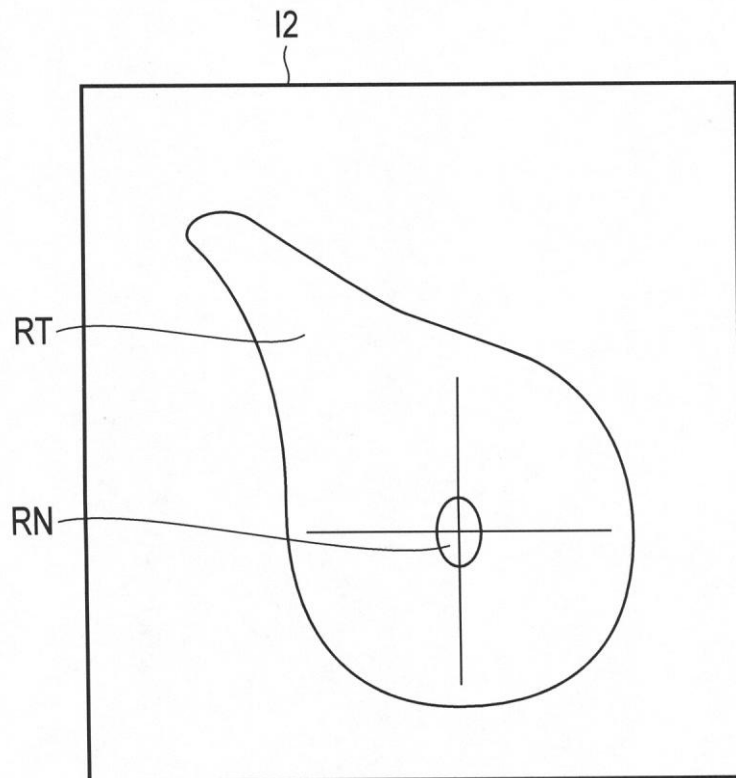
【図10】

図10



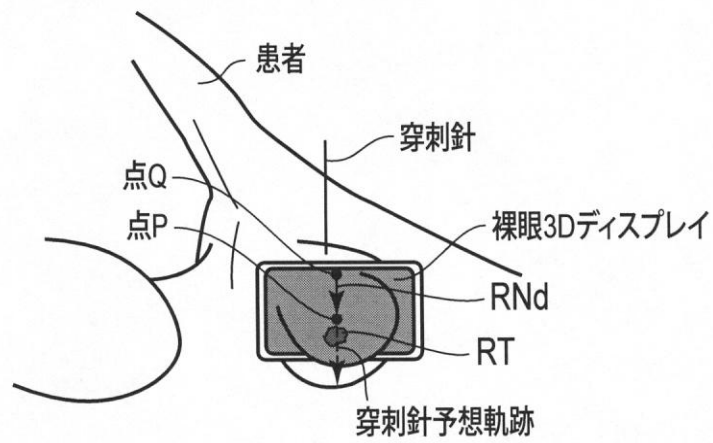
【図11】

図11



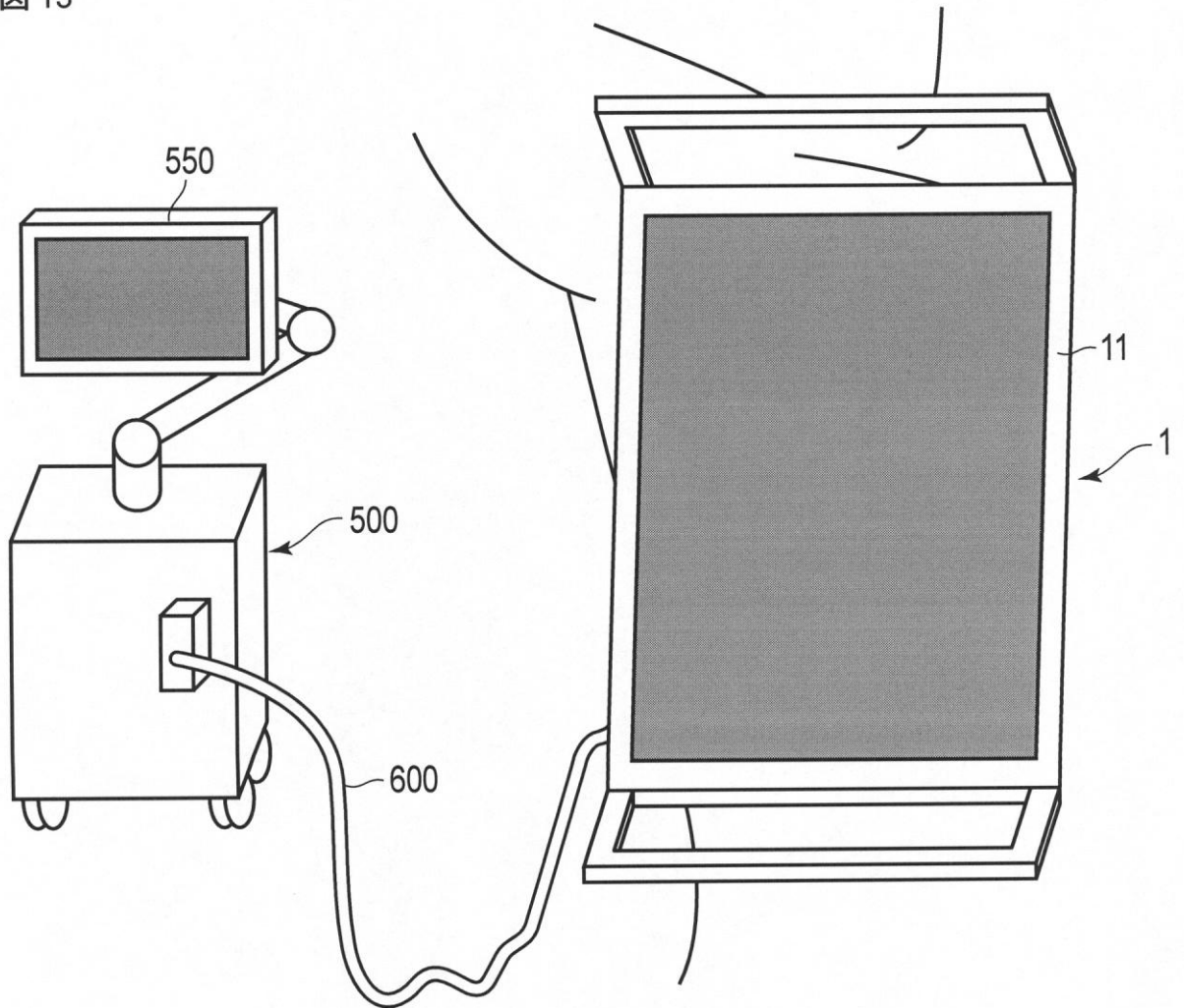
【図12】

図12



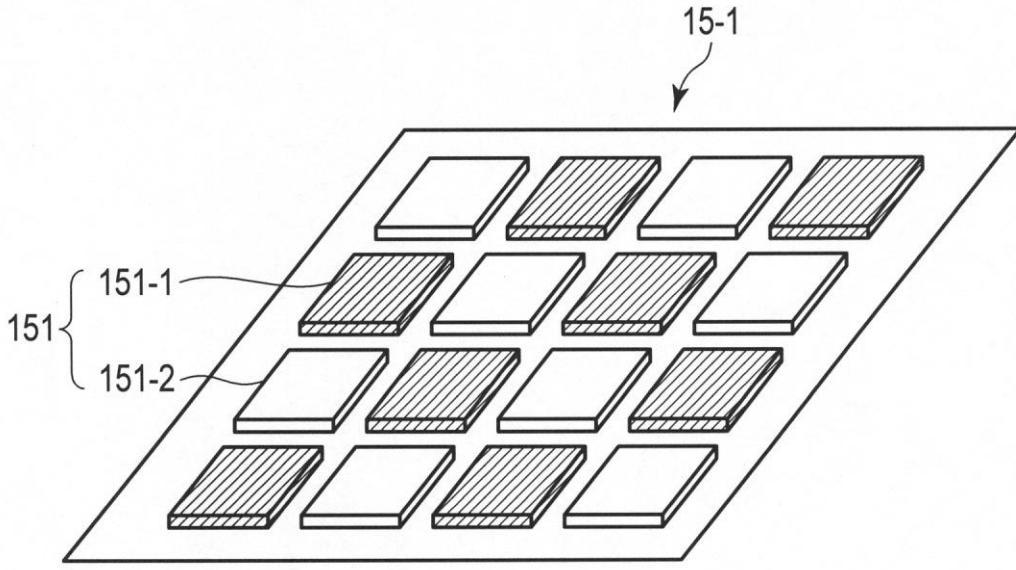
【図13】

図13



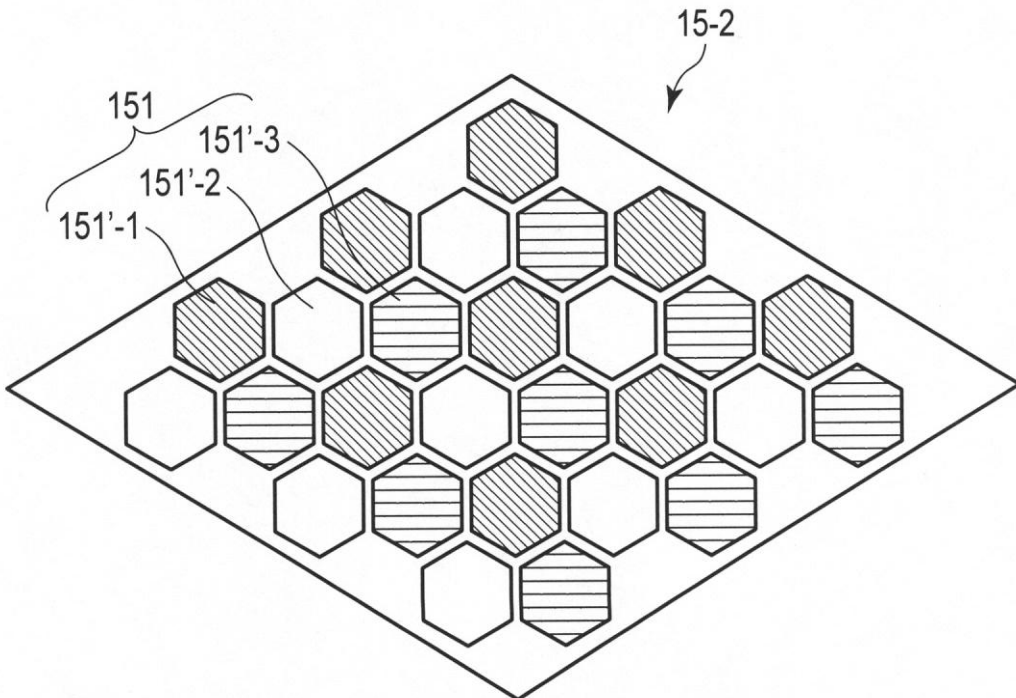
【 図 1 4 】

図 14



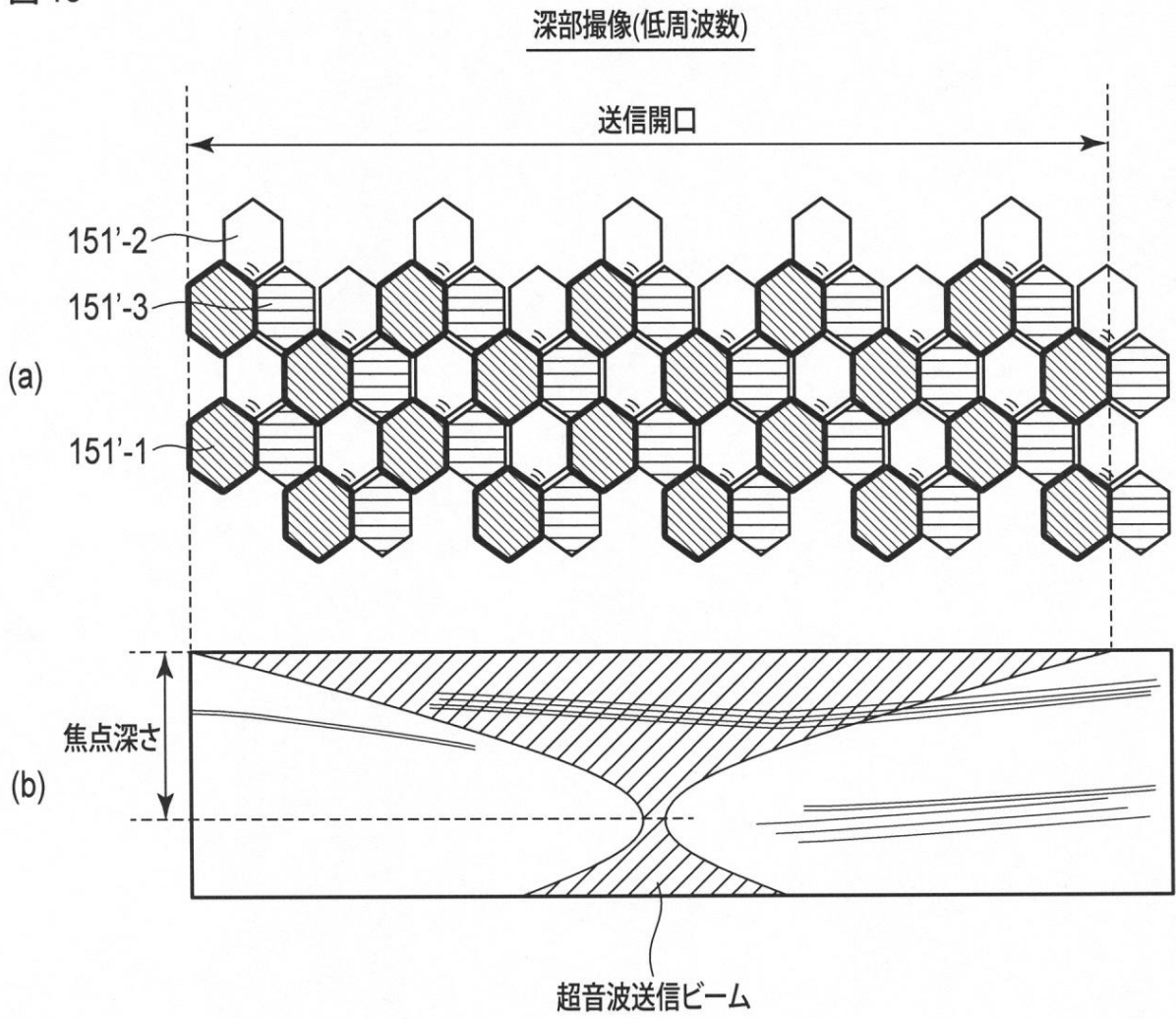
【 図 1 5 】

図 15



【図 16】

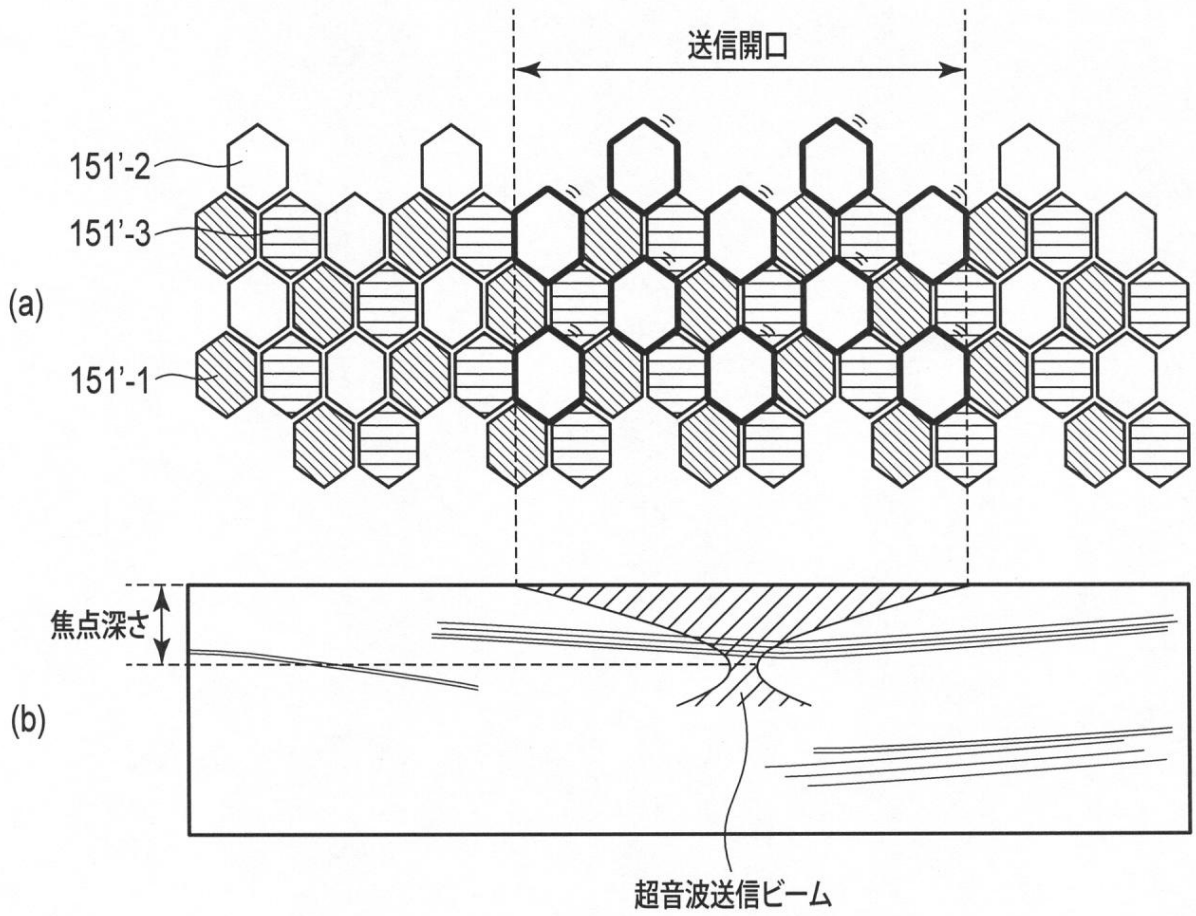
図 16



【図 17】

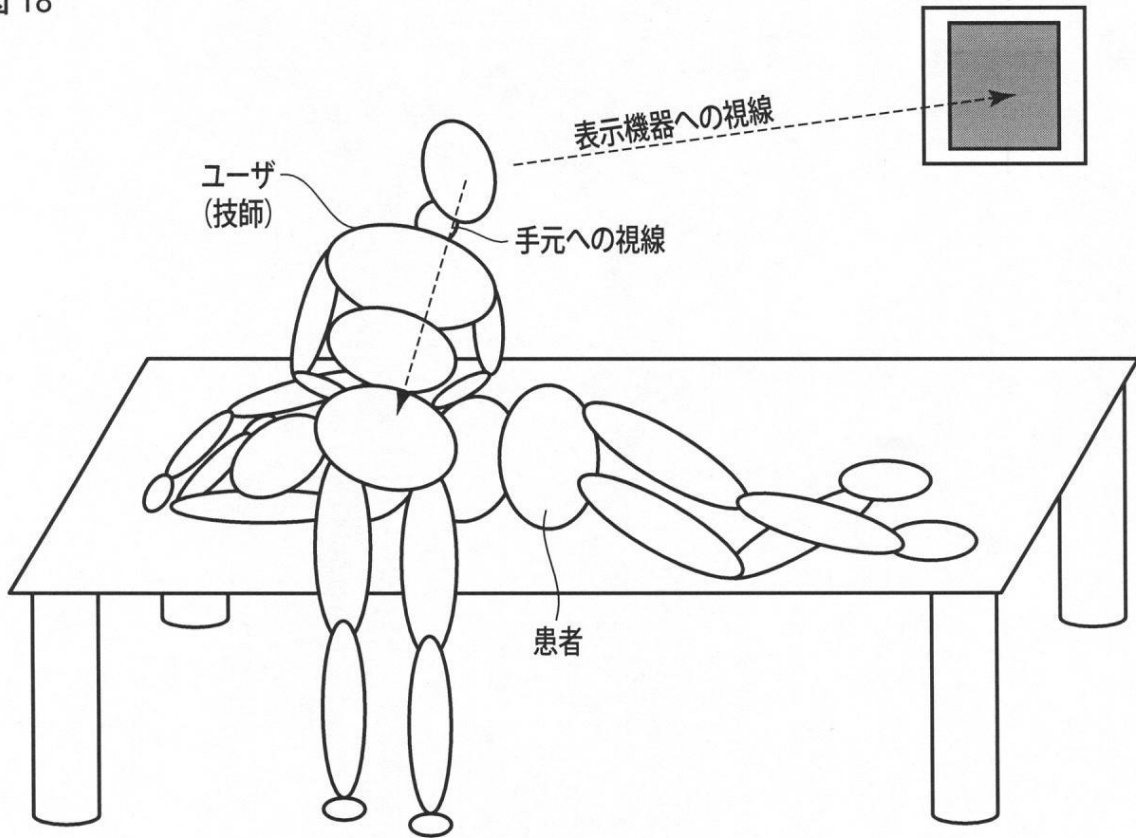
図 17

浅部撮像(高周波数)



【図 18】

図 18



従来例

フロントページの続き

- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 熊倉 正泰
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 柴田 真理子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 橋本 敬介
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤本 克彦
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 高田 洋一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 杉山 敦子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 菅原 通孝
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 EE07 EE11 GA01 GB06 KK21 KK41 KK45 LL26

专利名称(译)	可搬型超音波诊断装置		
公开(公告)号	JP2014207990A	公开(公告)日	2014-11-06
申请号	JP2014072938	申请日	2014-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	熊倉正泰 柴田真理子 橋本敬介 藤本克彦 高田洋一 杉山敦子 菅原通孝		
发明人	熊倉 正泰 柴田 真理子 橋本 敬介 藤本 克彦 高田 洋一 杉山 敦子 菅原 通孝		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GB06 4C601/KK21 4C601/KK41 4C601/KK45 4C601/LL26		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
优先权	2013073896 2013-03-29 JP		
其他公开文献	JP6334992B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够缩短检查时间的超声波诊断设备。显示装置设置在壳体中。触摸面板63设置在显示装置13的前侧。换能器模块15设置在显示装置13的背面，并且具有二维布置的多个压电元件151。[选择图]图4

