

(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2016-168162

(P2016-168162A)

(43) 公開日 平成28年9月23日(2016.9.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-49143 (P2015-49143)
 (22) 出願日 平成27年3月12日 (2015.3.12)

(71) 出願人 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号
 (74) 代理人 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (72) 発明者 新井 義雄
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
 (72) 発明者 松田 洋史
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

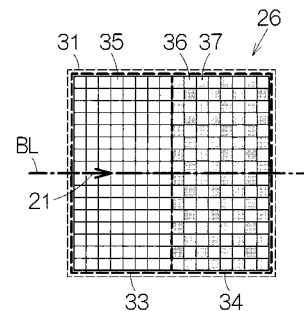
(54) 【発明の名称】 超音波デバイスユニットおよびプローブ並びに電子機器および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】相互に相違する超音波周波数で画像化される第1対象物および第2対象物を含む画像の鮮明化に寄与する超音波デバイスユニットを提供する。

【解決手段】超音波デバイス17の素子アレイ31は、平面視で第1領域33にアレイ状に配置され、第1周波数に振動周波数を有する第1超音波トランスデューサー素子35と、平面視で第1領域33から相違する第2領域34にアレイ状に配置され、第1周波数に振動周波数を有する第2超音波トランスデューサー素子36と、第2領域34で第2超音波トランスデューサー素子36のアレイ内に混在して配置され、第1周波数から相違する第2周波数に振動周波数を有する第3超音波トランスデューサー素子37とを備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

平面視で第 1 領域にアレイ状に配置され、第 1 周波数に振動周波数を有する第 1 超音波トランスデューサー素子と、

前記平面視で前記第 1 領域から相違する第 2 領域にアレイ状に配置され、前記第 1 周波数に振動周波数を有する第 2 超音波トランスデューサー素子と、

前記第 2 領域で前記第 2 超音波トランスデューサー素子のアレイ内に混在して配置され、前記第 1 周波数から相違する第 2 周波数に振動周波数を有する第 3 超音波トランスデューサー素子と、

を備えることを特徴とする超音波デバイスユニット。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 2 超音波トランスデューサー素子のアレイ内での前記第 3 超音波トランスデューサー素子の配置密度よりも低い配置密度で、前記第 1 超音波トランスデューサー素子のアレイ内に混在して配置され、前記第 2 周波数に振動周波数を有する第 4 超音波トランスデューサー素子をさらに備えることを特徴とする超音波デバイスユニット。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 1 領域内で前記第 4 超音波トランスデューサー素子の配置密度は前記第 2 領域に遠い位置よりも前記第 2 領域に近い位置で高いことを特徴とする超音波デバイスユニット。

20

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 2 超音波トランスデューサー素子のピッチ d_1 は第 1 周波数の波長 λ_1 およびセクタスキャン角度 θ_1 に対して $d_1 < \lambda_1 / (1 + \sin \theta_1)$ の関係を確立することを特徴とする超音波デバイスユニット。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 4 超音波トランスデューサー素子のピッチ d_2 は第 2 周波数の波長 λ_2 およびセクタスキャン角度 θ_2 に対して $d_2 < \lambda_2 / (1 + \sin \theta_2)$ の関係を確立することを特徴とする超音波デバイスユニット。

30

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 2 周波数は前記第 1 周波数よりも高いことを特徴とする超音波デバイスユニット。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 2 周波数は前記第 1 周波数の整数倍であることを特徴とする超音波デバイスユニット。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットを支持する筐体とを備えることを特徴とするプローブ。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記第 1、第 2 および第 3 超音波トランスデューサー素子の出力を処理する処理部とを備えることを特徴とする電子機器。

40

【請求項 10】

請求項 9 に記載の電子機器において、前記第 2 周波数に比べて前記第 1 周波数に対して強い反射率を有する対象物の像を特定する画像情報を記憶する記憶部をさらに備えることを特徴とする電子機器。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記第 1、第 2 および第 3 超音波トランスデューサー素子の出力

50

を処理し、画像信号を生成する処理回路と、前記画像信号に基づき画像を表示する表示装置とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、前記第 2 周波数に比べて前記第 1 周波数に対して強い反射率を有する対象物の像を特定する画像情報を記憶する記憶部をさらに備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波デバイスユニット、それを利用するプローブ、電子機器および超音波診断装置等に関する。

10

【背景技術】

【0002】

例えば特許文献 1 は超音波内視鏡システムを開示する。超音波内視鏡システムは超音波デバイスを有する。超音波デバイスには、第 1 領域と、この第 1 領域から仕切られた第 2 領域とが区画される。第 1 領域では高周波数帯域に共振周波数を有する第 1 超音波セルのみでアレイが形成される。第 2 領域では低周波数帯域に共振周波数を有する第 2 超音波セルのみでアレイが形成される。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0003】

【特許文献 1】特開 2013 - 90746 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 では、生体内の器官は第 1 領域の超音波セルに基づき良好に超音波撮像される。穿刺針は、第 2 領域の超音波セルに基づき良好に超音波撮像されものの、第 1 領域の超音波セルでは良好に見分けられない。特に、目的の器官内で穿刺針の先端は良好に見分けられない。

【0005】

30

本発明の少なくとも 1 つの態様によれば、相互に相違する超音波周波数で画像化される第 1 対象物および第 2 対象物を含む画像の鮮明化に寄与する超音波デバイスユニットは提供されることができる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

(1) 本発明の一態様は、平面視で第 1 領域にアレイ状に配置され、第 1 周波数に振動周波数を有する第 1 超音波トランスデューサー素子と、前記平面視で前記第 1 領域から相違する第 2 領域にアレイ状に配置され、前記第 1 周波数に振動周波数を有する第 2 超音波トランスデューサー素子と、前記第 2 領域で前記第 2 超音波トランスデューサー素子のアレイ内に混在して配置され、前記第 1 周波数から相違する第 2 周波数に振動周波数を有する第 3 超音波トランスデューサー素子とを備える超音波デバイスユニットに関する。

40

【0007】

超音波デバイスユニットを利用した画像形成では対象物ごとに適した超音波の周波数が存在する。適した周波数が設定されれば、対象物ごとに反射波の強度は高められる。本態様では、第 1 および第 2 超音波トランスデューサー素子は第 1 対象物の画像形成に適した受信信号を生成する。第 3 超音波トランスデューサー素子は第 2 対象物の画像形成に適した受信信号を生成する。第 1 領域では第 1 対象物に基づき強い受信信号が生成され、第 2 領域では第 1 対象物の受信強度は落ちるものの第 1 対象物と第 2 対象物との位置や形状の相対関係は特定される。相互に相違する超音波周波数で画像化される第 1 対象物および第 2 対象物を含む画像の鮮明化に寄与する。

50

【0008】

(2) 超音波デバイスユニットは、前記第2超音波トランスデューサー素子のアレイ内での前記第3超音波トランスデューサー素子の配置密度よりも低い配置密度で、前記第1超音波トランスデューサー素子のアレイ内に混在して配置され、前記第2周波数に振動周波数を有する第4超音波トランスデューサー素子をさらに備えてもよい。第1領域に第4超音波トランスデューサー素子が配置されることから、第1領域では第1対象物および第2対象物が抽出されることができる。こうして第1領域で第1対象物および第2対象物の位置や形状の相対関係は特定されることができる。しかも、第1領域では第2領域に比べて第1対象物の画像は鮮明化されることができる。したがって、第1領域の第1対象物の画像に基づき第2領域の第1対象物の画像は補正または強調されることができる。

10

【0009】

(3) 前記第1領域内で前記第4超音波トランスデューサー素子の配置密度は、前記第2領域に遠い位置よりも前記第2領域に近い位置で高いとよい。第2領域に遠い位置よりも第2領域に近い位置で第2対象物の画像は鮮明化される。第1領域であっても第2領域に近い位置では第1対象物および第2対象物の位置や形状の相対関係はより明確化されることができる。

【0010】

(4) 前記第2超音波トランスデューサー素子のピッチ d_1 は第1周波数の波長 λ_1 およびセクタスキャン角度 θ_1 に対して $d_1 < \lambda_1 / (1 + \sin \theta_1)$ の関係を確立してもよい。こうしてセクタスキャンにあたってグレーティングローブの発生は回避される。

20

【0011】

(5) 前記第4超音波トランスデューサー素子のピッチ d_2 は第2周波数の波長 λ_2 およびセクタスキャン角度 θ_2 に対して $d_2 < \lambda_2 / (1 + \sin \theta_2)$ の関係を確立してもよい。こうしてセクタスキャンにあたってグレーティングローブの発生は回避される。

【0012】

(6) 前記第2周波数は前記第1周波数よりも高ければよい。超音波デバイスユニットは針といった金属体の穿刺にあたって利用されることができる。一般に、金属体は血管といった器官に比べて低周波数に対して高い反射率を示す。第1領域で金属体は鮮明に画像化されることから、第1領域の金属体の画像に基づき第2領域で金属体の画像は補正または強調されることができる。

30

【0013】

(7) 超音波デバイスユニットでは前記第2周波数は前記第1周波数の整数倍であればよい。第2超音波トランスデューサー素子から第1周波数の超音波が送信されると、第2超音波トランスデューサー素子は第1周波数の超音波を受信する。第3超音波トランスデューサー素子は第1周波数の超音波の2次ハーモニック成分を受信する。こうして第3超音波トランスデューサー素子は高いS/N比で反射波を受信することができる。

【0014】

(8) 超音波デバイスユニットはプローブに組み込まれて利用されることができる。このとき、プローブは、超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットを支持する筐体とを備えればよい。

40

【0015】

(9) 超音波デバイスユニットは電子機器に組み込まれて利用されることができる。このとき、超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記第1、第2および第3超音波トランスデューサー素子の出力を処理する処理部とを備えればよい。

【0016】

(10) 電子機器は、前記第2周波数に比べて前記第1周波数に対して強い反射率を有する対象物の像を特定する画像情報を記憶する記憶部をさらに備えてもよい。前述のよう

50

に、第 1 領域では第 1 対象物に基づき強い受信信号が生成され、第 2 領域では第 1 対象物の受信強度は落ちる。第 1 対象物の画像情報が記憶されていれば、処理部は画像情報の像に基づき第 1 対象物の受信強度を補強することができる。補強された受信信号により第 1 対象物の像は補完される。こうして処理部は、第 2 領域に対応する範囲内で確実に第 1 対象物および第 2 対象物を見分けることができる出力信号を生成することができる。

【 0 0 1 7 】

(1 1) 超音波デバイスユニットは超音波診断装置に組み込まれて利用されることができる。このとき、超音波診断装置は、超音波デバイスユニットと、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記第 1、第 2 および第 3 超音波トランスデューサー素子の出力を処理し、画像信号を生成する処理回路と、前記画像信号に基づき画像を表示する表示装置とを備えればよい。

10

【 0 0 1 8 】

(1 2) 超音波診断装置は、前記第 2 周波数に比べて前記第 1 周波数に対して強い反射率を有する対象物の像を特定する画像情報を記憶する記憶部をさらに備えてもよい。前述のように、第 1 領域では第 1 対象物に基づき強い受信信号が生成され、第 2 領域では第 1 対象物の受信強度は落ちる。第 1 対象物の画像情報が記憶されていれば、処理部は画像情報の像に基づき画像信号で第 1 対象物の像を補完することができる。こうして処理部は、第 2 領域に対応する範囲内で確実に第 1 対象物および第 2 対象物を見分けることができる画像信号を生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 超音波診断装置の構成を概略的に示す概略図である。

【 図 2 】 超音波プローブの表面を概略的に示す斜視図である。

【 図 3 】 第 1 実施形態に係る超音波デバイスの構成を概略的に示す拡大部分平面図である。

【 図 4 】 超音波デバイスの構造を詳細に示す部分平面図である。

【 図 5 】 図 3 の A - A 線に沿った部分断面図である。

【 図 6 】 超音波診断装置の回路構成を概略的に示すブロック図である。

【 図 7 】 穿刺される注射針および生体内の血管と第 1 領域および第 2 領域との関係を示す概念図である。

30

【 図 8 】 図 7 に対応し、血管に挿入される注射針と第 1 領域および第 2 領域との関係を示す概念図である。

【 図 9 】 図 7 および図 8 に対応し、注射針の像で補正または強調される第 2 領域の画像の概念を示す図である。

【 図 1 0 】 第 2 実施形態に係る超音波デバイスの構成を概略的に示す拡大部分平面図である。

【 図 1 1 】 第 3 実施形態に係る超音波デバイスの構成を概略的に示す拡大部分平面図である。

【 図 1 2 】 第 4 実施形態に係る超音波デバイスの構成を概略的に示す拡大部分平面図である。

40

【 図 1 3 】 第 5 実施形態に係る超音波デバイスの構成を概略的に示す拡大部分平面図である。

【 図 1 4 】 第 1 周波数の整数倍に設定される第 2 周波数の概念を示すグラフである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、添付図面を参照しつつ本発明の一実施形態を説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではなく、本実施形態で説明される構成の全てが本発明の解決手段として必須であるとは限らない。

【 0 0 2 1 】

(1) 超音波診断装置の全体構成

50

図 1 は本発明の一実施形態に係る電子機器の一具体例すなわち超音波診断装置（超音波画像装置）11の構成を概略的に示す。超音波診断装置11は装置本体12と超音波プローブ（プローブ）13とを備える。装置本体12と超音波プローブ13とはケーブル14で相互に接続される。装置本体12と超音波プローブ13とはケーブル14を通じて電気信号をやりとりする。

【0022】

超音波プローブ13は筐体16を有する。筐体16は表側体17および裏側体18を備える。表側体17および裏側体18は相互に結合される。表側体17および裏側体18の間で表側体17の結合面と裏側体18の結合面の間にはケーブル口19が区画される。ケーブル口19にケーブル14は配置される。筐体16には、後述されるように、超音波デ

10

【0023】

超音波プローブ13の筐体16には穿刺マーク（マーキング）21が配置される。穿刺マーク21は例えば裏側体18の表面に印刷される。穿刺マーク21は基準直線BLに沿って例えば注射針といった金属体の穿刺方向を表示する。穿刺マーク21は穿刺の実行者に穿刺位置を誘導する。

【0024】

装置本体12には表示装置23が接続される。表示装置23にはディスプレイパネル24が組み込まれる。ディスプレイパネル24の画面に、後述されるように、超音波プローブ13で検出された超音波に基づき画像が表示される。画像化された検出結果がディスプレイパネル24の画面に表示される。

20

【0025】

図2に示されるように、筐体16の表側体17には開口25が形成される。開口25は、筐体16内に区画される収容空間に面する。収容空間内に超音波デバイスユニットDVは配置される。超音波デバイスユニットDVは超音波デバイス26を備える。超音波デバイス26は音響整合層27を備える。音響整合層27は例えばシリコン樹脂から形成される。音響整合層27は生体の音響インピーダンス1.5 [MRayl]に近い音響インピーダンス（例えば1.0～1.5 [MRayl]）を有する。超音波デバイス26は表面から超音波を出力するとともに超音波の反射波を受信する。超音波診断装置11や超音波プローブ13は他の構造を有してもよい。

30

【0026】

超音波プローブ13は密着層28を有する。密着層28は表側体17の表面に例えば積層される。密着層28は例えば皮膚といった対象物に対して粘着力を発揮する。密着層28の働きで超音波プローブ13は対象物に貼り付けられることができる。こうして超音波プローブ13が貼り付けられると、音響整合層27は対象物に密着する。また、対象物に密着させる際に、音響整合層27と対象物の間に超音波用のジェルや薄いゲルシートが挟まれてもよい。

【0027】

（2）第1実施形態に係る超音波デバイスの構成

図3は第1実施形態に係る超音波デバイス26の構成を概念的に示す。超音波デバイス26は素子アレイ（変換素子群）31を備える。素子アレイ31はアレイ配置の超音波トランスデューサー素子（以下「変換素子」という）を含む。素子アレイ31の領域は平面視で第1領域33および第2領域34に仕切られる。ここでは、素子アレイ31の領域は第1領域33および第2領域34に二分される。ここでは、第1領域33および第2領域34は等分されている例を示すものの、分配比は異なってもよい。第1領域33および第2領域34の境界は平面視で基準直線BLに直交する。穿刺マーク21に近い側に第1領域33は配置され、穿刺マーク21から遠い側に第2領域34は配置される。

40

【0028】

第1領域33には第1超音波トランスデューサー35が平面視でアレイ状に配置される。図3では第1超音波トランスデューサー35は四角いマスごとに表現される。後述され

50

るように、１つの第１超音波トランスデューサー３５は１以上の第１超音波トランスデューサー素子（以下「第１変換素子」という）を含む。個々の第１変換素子は第１周波数の超音波を受信して電気信号に変換する。個々の第１変換素子は電気信号の供給に応じて第１周波数の超音波を発信することができる。

【００２９】

第２領域３４には第２超音波トランスデューサー３６および第３超音波トランスデューサー３７が平面視でアレイ状に配置される。第２領域３４では第２超音波トランスデューサー３６および第３超音波トランスデューサー３７が混在する。第２超音波トランスデューサー３６および第３超音波トランスデューサー３７は例えば決められた規則に従って配列されればよい。図示されるように、第２超音波トランスデューサー３６および第３超音波トランスデューサー３７は行方向および列方向に交互に配列されてもよい。

10

【００３０】

図３では第２超音波トランスデューサー３６および第３超音波トランスデューサー３７は四角いマスごとに表現される。１つの第２超音波トランスデューサー３６は１以上の第２超音波トランスデューサー素子（以下「第２変換素子」という）を含む。個々の第２変換素子は第１周波数の超音波を受信して電気信号に変換する。個々の第２変換素子は電気信号の供給に応じて第１周波数の超音波を発信することができる。同様に、１つの第３超音波トランスデューサー３７は１以上の第３超音波トランスデューサー素子（以下「第３変換素子」という）を含む。個々の第３変換素子は第２周波数の超音波を受信して電気信号に変換する。個々の第３変換素子は電気信号の供給に応じて第２周波数の超音波を発信することができる。第２周波数は第１周波数から相違する。ここでは、第２周波数は第１周波数の帯域よりも高い周波数帯域に設定される。

20

【００３１】

図４は超音波デバイス２６の構造をさらに詳細に示す。超音波デバイス２６は基体３８を備える。基体３８に第１変換素子３９が形成される。個々の第１変換素子３９は振動膜４１を備える。振動膜４１の詳細は後述される。図４では振動膜４１の膜面に直交する方向の平面視（基板の厚み方向の平面視）で振動膜４１の輪郭が点線で描かれる。振動膜４１上には圧電素子４２が形成される。圧電素子４２では、後述されるように、上電極４３および下電極４４の間に圧電体膜（図示されず）が挟まれる。これらは順番に重ねられる。超音波デバイス２６は１枚の超音波トランスデューサー素子チップとして構成される。

30

【００３２】

基体３８の表面には複数本の信号電極線４５が形成される。信号電極線４５は配列の列方向に相互に平行に延びる。第１超音波トランスデューサー３５ごとに信号電極線４５は１つに纏められる。信号電極線４５は個々の第１変換素子３９ごとに下電極４４を形成する。信号電極線４５には例えばチタン（Ti）、イリジウム（Ir）、白金（Pt）およびチタン（Ti）の積層膜が用いられることができる。ただし、信号電極線４５にはその他の導電材が利用されてもよい。

【００３３】

基体３８の表面には複数本の共通電極線４６が形成される。共通電極線４６は配列の行方向に相互に平行に延びる。全ての第１超音波トランスデューサー３５で共通電極線４６は１つに纏められることができる。共通電極線４６は個々の第１変換素子３９ごとに上電極４３を形成する。共通電極線４６は例えばイリジウム（Ir）で形成されることことができる。ただし、共通電極線４６にはその他の導電材が利用されてもよい。

40

【００３４】

第１超音波トランスデューサー３５ごとに第１変換素子３９の通電は切り替えられる。１つの第１超音波トランスデューサー３５ごとに第１変換素子３９は同時に超音波を出力することから、第１超音波トランスデューサー３５ごとの個数は超音波の出力レベルに応じて決定されることができる。

【００３５】

振動膜４１上では共通電極線４６に並列に電極分離膜４７が配置される。電極分離膜４

50

7は共通電極線46の長手方向に帯状に延びる。電極分離膜47は絶縁性および防湿性を有する。電極分離膜47は例えばアルミナ(Al_2O_3)や酸化シリコン(SiO_2)といった防湿性絶縁材から形成される。電極分離膜47は個々の共通電極線46を挟んで共通電極線46の両側に分離して形成される。共通電極線46は振動膜41上で信号電極線45に交差することから、電極分離膜47は振動膜41上で信号電極線45上を横切る。

【0036】

基体38上で振動膜41の領域外には絶縁膜48が形成される。絶縁膜48は信号電極線45の長手方向に帯状に延びる。絶縁膜48は振動膜41の領域外のみで信号電極線45に並列に配置される。絶縁膜48は例えばアルミナや酸化シリコンといった防湿性の絶縁材から形成される。絶縁膜48は共通電極線46上を横切る。絶縁膜48は電極分離膜47に連続する。

10

【0037】

図5に示されるように、基体38は基板51および可撓膜52を備える。基板51の表面に可撓膜52が一面に形成される。基板51には個々の第1変換素子39ごとに開口53が形成される。開口53は基板51に対してアレイ状に配置される。隣接する2つの開口53の間には仕切り壁54が区画される。隣接する開口53は仕切り壁54で仕切られる。

【0038】

可撓膜52は、基板51の表面に積層される酸化シリコン(SiO_2)層55と、酸化シリコン層55の表面に積層される酸化ジルコニウム(ZrO_2)層56とで構成される。可撓膜52は開口53に接する。こうして開口53の輪郭に対応して可撓膜52の一部が振動膜41を形成する。

20

【0039】

振動膜41の表面に信号電極線45、圧電体膜58および共通電極線46が順番に積層される。圧電体膜58は例えばジルコン酸チタン酸鉛(PZT)で形成されることができ、圧電体膜58にはその他の圧電材料が用いられてもよい。ここでは、共通電極線46の下で圧電体膜58は完全に信号電極線45の表面を覆う。こうして圧電体膜58の働きで信号電極線45と共通電極線46との間で短絡は回避されることができ、圧電体膜58の表面は電極分離膜47で覆われる。

【0040】

30

超音波デバイス26では第1変換素子39と同様に第2変換素子および第3変換素子が形成される。第2変換素子および第3変換素子は第1変換素子39と同様な構造を有することから、詳細は割愛される。第1変換素子39、第2変換素子および第3変換素子に共通に基板51および可撓膜52は形成されればよい。第1変換素子39、第2変換素子および第3変換素子で共通電極線46は相互に連結されてもよい。ここで、第1変換素子39および第2変換素子の振動膜41は第1周波数に振動周波数を有する。こうした振動周波数の設定にあたって例えば振動膜41の素子形状や大きさが調整される。同様に、第3変換素子の振動膜は第2周波数に振動周波数を有する。第2周波数は第1周波数の帯域よりも高い周波数帯域に設定されることから、第3変換素子の振動膜は第1変換素子および第2変換素子の振動膜41に比べて小さい。音響整合層27は素子アレイ31を覆う。音響整合層27は基体38の表面に積層される。

40

【0041】

基体38の裏面にはバッキング材としての補強板59が結合される。補強板59は平板形状に形成される。補強板59の表面に基体38の裏面が重ねられる。補強板59の表面は基体38の裏面に接合される。こうした接合にあたって補強板59は基体38に接着剤で接着されてもよい。補強板59は基体38の剛性を補強する。補強板59は例えばリジッドな基材を備えることができる。そうした基材は例えば42アロイ(鉄ニッケル合金)といった金属材料から形成されればよい。

【0042】

(3) 超音波診断装置の回路構成

50

図 6 に示されるように、超音波デバイス 2 6 には制御装置 6 1 が接続される。制御装置 6 1 は例えば装置本体 1 2 に組み込まれる。制御装置 6 1 にはディスプレイパネル 2 4 が接続される。ディスプレイパネル 2 4 には制御装置 6 1 から映像信号が供給される。供給される映像信号に基づきディスプレイパネル 2 4 の画面には超音波画像やその他の情報が表示される。

【 0 0 4 3 】

制御装置 6 1 は低周波信号処理部 6 2 および高周波信号処理部 6 3 と備える。低周波信号処理部 6 2 は超音波デバイス 2 6 の第 1 超音波トランスデューサー 3 5 および第 2 超音波トランスデューサー 3 6 に接続される。低周波信号処理部 6 2 は第 1 変換素子および第 2 変換素子の受信信号に基づき描画データを生成する。高周波信号処理部 6 3 は超音波デバイス 2 6 の第 3 超音波トランスデューサー 3 7 に接続される。高周波信号処理部 6 3 は第 3 変換素子の受信信号に基づき描画データを生成する。低周波信号処理部 6 2 の動作と高周波信号処理部 6 3 の動作とは等間隔で交互に実施されればよい。

【 0 0 4 4 】

制御装置 6 1 は画像合成部 6 4 を備える。画像合成部 6 4 は低周波信号処理部 6 2 および高周波信号処理部 6 3 に共通に接続される。画像合成部 6 4 には低周波信号処理部 6 2 および高周波信号処理部 6 3 からそれぞれ画像データが供給される。画像合成部 6 4 は供給される画像データに基づき画像信号を生成する。画像合成部 6 4 には表示装置 2 3 が接続される。画像信号は表示装置 2 3 に送り込まれる。その結果、ディスプレイパネル 2 4 には画像が映し出される。

【 0 0 4 5 】

制御装置 6 1 は入力部 6 5 を備える。入力部 6 5 は画像合成部 6 4 に接続される。入力部 6 5 には入力機器 6 6 が接続される。入力部 6 5 には、入力機器 6 6 の操作に応じて特定の対象物の画像情報が入力されることができる。対象物は例えば第 2 周波数の超音波に比べて第 1 周波数の超音波に対して強い反射率を有する。ここでは、対象物に注射針その他の医療器具が含まれる。画像情報は三次元座標系内で対象物の像を特定すればよい。入力機器 6 6 にはカメラやスキャナー、三次元測定器、その他の機器が用いられればよい。画像情報は例えば記憶部 6 7 に保存されればよい。

【 0 0 4 6 】

低周波信号処理部 6 2 は送受切り替えスイッチ 7 1 を備える。送受切り替えスイッチ 7 1 は第 1 変換素子および第 2 変換素子の信号電極線 4 5 に接続される。送受切り替えスイッチ 7 1 には送信フォーカス制御部 7 2 および受信フォーカス制御部 7 3 が接続される。超音波の送信時には送受切り替えスイッチ 7 1 は信号電極線 4 5 に送信フォーカス制御部 7 2 を接続する。このとき、受信フォーカス制御部 7 3 は送信フォーカス制御部 7 2 および信号電極線 4 5 から切断される。超音波の受信時には送受切り替えスイッチ 7 1 は信号電極線 4 5 に受信フォーカス制御部 7 3 を接続する。このとき、送信フォーカス制御部 7 2 は受信フォーカス制御部 7 3 および信号電極線 4 5 から切断される。また、送受切り替えスイッチ 7 1 は例えば送信時に受信フォーカス制御部 7 3 に所定の電圧以上の信号が入らないようにクランプする機能を備えていてもよい。

【 0 0 4 7 】

送信フォーカス制御部 7 2 は送受切り替えスイッチ 7 1 経由で送信時に第 1 変換素子および第 2 変換素子に向けて送信信号を出力する。送信フォーカス制御部 7 2 は例えばパルス発生器と遅延回路とを備えることができる。パルス発生器はパルス電圧を出力する。パルス電圧は第 1 変換素子および第 2 変換素子の圧電体膜 5 8 に印加される。パルス電圧の供給に応じて振動膜 4 1 は超音波振動する。こうして第 1 変換素子および第 2 変換素子から超音波は発信される。遅延回路は信号電極線 4 5 ごとに電圧の印加に時間差を与えることができる。印加の時間差は第 1 超音波トランスデューサー 3 5 および第 2 超音波トランスデューサー 3 6 から出力される超音波の伝搬方向を決定する。遅延時間を変化させることで平面波の送信方向は制御されることができる。

【 0 0 4 8 】

受信フォーカス制御部 73 は第 1 変換素子および第 2 変換素子の受信信号を受信する。計測対象から反射した超音波は第 1 変換素子および第 2 変換素子の振動膜 41 を超音波振動させる。超音波振動に応じて圧電体膜 58 から受信信号が出力される。受信信号は受信フォーカス制御部 73 で信号処理される。受信フォーカス制御部 73 は開口合成や適応ビームフォーミングに従って特定の対象物にフォーカスされた高解像度の画像信号を生成する。適応ビームフォーミングの処理にあたって例えば M V 法や D C M P 法、M U S I C といった共分散行列を用いた処理が用いられることができる。

【0049】

低周波信号処理部 62 は画像構成部 74 を備える。画像構成部 74 は受信フォーカス制御部 73 に接続される。画像構成部 74 には受信フォーカス制御部 73 から画像信号が供給される。画像構成部 74 は供給された画像信号に基づき画像データを生成する。

10

【0050】

低周波信号処理部 62 は遅延量指示部 75 を備える。遅延量指示部 75 は送信フォーカス制御部 72 および受信フォーカス制御部 73 に接続される。遅延量指示部 75 は、送信フォーカス制御部 72 の遅延処理や受信フォーカス制御部 73 の信号処理にあたって遅延量を指定する。遅延量は予め例えば遅延メモリー 76 に保持されればよい。

【0051】

高周波信号処理部 63 は低周波信号処理部 62 と同様に構成される。高周波信号処理部 63 は、同様に、送受切り替えスイッチ 71、送信フォーカス制御部 72、受信フォーカス制御部 73、画像構成部 74、遅延量指示部 75 および遅延メモリー 76 を有する。

20

【0052】

(4) 超音波診断装置の動作

次に超音波診断装置 11 の動作を説明する。図 7 に示されるように、例えば血液の採取にあたって腕の血管 V S に注射針 78 を穿刺する場面を想定する。知られるように、注射針 78 といった金属体は 2 ~ 3 [M H z] の低周波数帯域の超音波に強い反射率を示す。その一方で、血管 V S といった生体内の器官からの反射波は 5 [M H z] 以上の高周波数帯域の周波数成分を多く含む。ここでは、第 1 変換素子および第 2 変換素子の共振周波数に 2 . 5 [M H z] の振動周波数 (= 第 1 周波数) を設定し、第 3 変換素子の共振周波数に 7 . 5 [M H z] の振動周波数 (= 第 2 周波数) を設定する。こうして第 1 周波数および第 2 周波数には対象物ごとに適した超音波の周波数が設定される。

30

【0053】

穿刺の実行者は被採取者の腕に超音波プローブ 13 を貼り付ける。音響整合層 27 は腕の表面に密着する。こうした密着の確保にあたって腕の表面と音響整合層 27 との間には水やジェルなどの音響結合材が挟まれてもよい。このとき、予想される血管 V S の位置と超音波プローブ 13 の基準直線 B L とは平面視 (腕の表面に直交する方向に視線) で重ねられる。その結果、穿刺マーク 21 に従って注射針 78 が穿刺されていくと、直線的な注射針 78 は基準直線 B L 上で進んでいくことができる。

【0054】

注射針 (穿刺針) 78 は第 1 領域 33 からの超音波に曝される。第 1 領域 33 では第 1 変換素子から第 1 周波数の超音波が発信される。第 1 変換素子は注射針 78 の画像に適した超音波を形成する。第 1 領域 33 では注射針 78 に基づき強い受信信号が生成される。低周波信号処理部 62 では鮮明に注射針 78 を画像化する画像データが生成される。特に、注射針 78 の先端は明瞭に特定される。

40

【0055】

その一方で、注射針 78 の進行方向で生体内の血管 V S は第 2 領域 34 からの超音波に曝される。第 2 領域 34 では、第 2 変換素子から第 1 周波数の超音波が発信され、第 3 変換素子から第 2 周波数の超音波が発信される。第 2 領域 34 では第 3 変換素子の働きで生体内の血管 V S に基づき比較的良好的な受信信号が生成される。第 2 領域 34 には未だ注射針 78 が到達していないことから、第 2 変換素子から強い受信信号は出力されない。高周波信号処理部 63 では鮮明に血管 V S を画像化する画像データが生成される。

50

【 0 0 5 6 】

画像合成部 6 4 は低周波信号処理部 6 2 からの画像データおよび高周波信号処理部 6 3 からの画像データを合成する。超音波画像領域の半分には低周波信号処理部 6 2 の画像データに基づき鮮明な注射針 7 8 が映し出される。超音波画像領域の他の半分には高周波信号処理部 6 3 の画像データに基づき良好な血管 V S の画像が映し出される。こうして注射針 7 8 および血管 V S は鮮明に画像化される。穿刺の実行者は注射針 7 8 の動きを観察しながら血管 V S に向かって注射針 7 8 を穿刺していくことができる。

【 0 0 5 7 】

図 8 に示されるように、注射針 7 8 が第 2 領域 3 4 からの超音波に曝されると、それまでと同様に第 3 変換素子の働きで血管 V S に基づき比較的に強めの受信信号が生成されると同時に、第 2 変換素子の働きで注射針 7 8 に基づき比較的に強めの受信信号が生成される。高周波信号処理部 6 3 で良好に血管 V S を画像化する画像データが生成され、低周波信号処理部 6 2 では良好に注射針 7 8 を画像化する画像データが生成される。第 2 領域 3 4 では、第 1 領域 3 3 の第 1 変換素子の密度に比べて第 2 変換素子の密度は減少することから、注射針 7 8 に対して受信強度は低下するものの、注射針 7 8 の画像は特定される。したがって、血管 V S と注射針 7 8 との位置や形状の相対関係は特定される。特に、注射針 7 8 の先端は血管 V S に対して明確化されることから、穿刺の実行者は容易く血管 V S に対して注射針 7 8 を挿入することができる。こうして本実施形態に係る超音波デバイスユニット D V は相互に相違する超音波周波数で画像化される注射針 7 8 および血管 V S を含む画像の鮮明化に寄与する。

【 0 0 5 8 】

図 9 に示されるように、画像合成部 6 4 は第 1 領域 3 3 の受信信号および注射針 7 8 の画像情報に基づき第 2 領域 3 4 の受信信号を補強してもよい。画像合成部 6 4 は受信信号の補強にあたって例えば記憶部 6 7 から注射針 7 8 の画像情報を取得する。画像情報で例えば注射針 7 8 の三次元像は特定される。画像合成部 6 4 は、第 1 超音波トランスデューサー 3 5 および第 2 超音波トランスデューサー 3 6 の受信信号に基づき生成された注射針 7 8 の画像に画像情報の像 7 9 を重ね合わせる。前述のように、第 2 領域 3 4 では第 1 超音波トランスデューサー 3 5 の受信信号に比べて注射針 7 8 の受信強度は落ちるもの、画像合成部 6 4 は画像情報の像 7 9 に基づき注射針 7 8 の受信強度を補強することができる。こうして受信信号で注射針 7 8 の像は補完される。画像合成部 6 4 は、第 2 領域 3 4 に対応する範囲内で確実に注射針 7 8 および血管 V S を見分けることができる出力信号を生成することができる。

【 0 0 5 9 】

(5) 第 2 実施形態に係る超音波デバイスの構成

図 1 0 は第 2 実施形態に係る超音波デバイス 2 6 a の構成を概念的に示す。超音波デバイス 2 6 a では第 1 領域 3 3 内に第 1 超音波トランスデューサー 3 5 に混在して第 4 超音波トランスデューサー 8 1 が配置される。前述と同様に、1 つの第 4 超音波トランスデューサー 8 1 は 1 以上の第 4 超音波トランスデューサー素子（以下「第 4 変換素子」という）を含む。個々の第 4 変換素子は第 2 周波数の超音波を受信して電気信号に変換する。個々の第 4 変換素子は電気信号の供給に応じて第 2 周波数の超音波を発信することができる。このとき、第 1 領域 3 3 内の第 4 超音波トランスデューサー 8 1 の配置密度は第 2 領域 3 4 内の第 3 超音波トランスデューサー 3 7 の配置密度よりも低い。その他の構造は前述の第 1 実施形態のそれと同様である。

【 0 0 6 0 】

超音波デバイス 2 6 a では第 1 領域 3 3 に第 4 超音波トランスデューサー 8 1 の第 4 変換素子が配置されることから、第 1 領域 3 3 では注射針 7 8 に加えて生体内の血管 V S が抽出されることができる。第 1 領域 3 3 で注射針 7 8 および血管 V S の位置や形状の相対関係は特定されることができる。しかも、第 1 領域 3 3 では第 2 領域 3 4 に比べて確実に注射針 7 8 の画像は鮮明化されることができる。したがって、第 1 領域 3 3 の注射針 7 8 の画像に基づき第 2 領域 3 4 の注射針 7 8 の画像は補正または強調されることができる。

【 0 0 6 1 】

(6) 第 3 実施形態に係る超音波デバイスの構成

図 1 1 は第 3 実施形態に係る超音波デバイス 2 6 b の構成を概念的に示す。超音波デバイス 2 6 b では第 1 領域 3 3 の第 1 超音波トランスデューサー 3 5 の配置ピッチ P_f 、 P_{fL} 、 P_{fS} に比べて第 2 領域 3 4 内で第 2 超音波トランスデューサー 3 6 および第 3 超音波トランスデューサー 3 7 の配置ピッチ P_s 、 P_{sL} 、 P_{sS} は縮小される。図 1 1 (a) では基準直線 B_L に直交する方向に配置ピッチ P_s は縮小される。こうすることで基準直線 B_L に直交する方向に画像の解像度は高められる。注射針 7 8 の先端は鮮明化される。さらに図 1 1 (b) では基準直線 B_L に直交する方向に配置ピッチ P_{sL} が縮小されるだけでなく基準直線 B_L に平行に配置ピッチ P_{sS} が縮小される。その他の構造は前述の第 1 実施形態のそれと同様である。

10

【 0 0 6 2 】

(7) 第 4 実施形態に係る超音波デバイスの構成

図 1 2 は第 4 実施形態に係る超音波デバイス 2 6 c の構成を概念的に示す。超音波デバイス 2 6 c では第 1 領域 3 3 内で第 4 超音波トランスデューサー 8 1 の配置密度は第 2 領域 3 4 に遠い位置よりも第 2 領域 3 4 に近い位置で高い。図 1 2 (a) では第 1 領域 3 3 内の第 1 超音波トランスデューサー 3 5 および第 4 超音波トランスデューサー 8 1 の配置ピッチと第 2 領域 3 4 内の第 2 超音波トランスデューサー 3 6 および第 3 超音波トランスデューサー 3 7 の配置ピッチとは等しい。こうすることで第 2 領域 3 4 に遠い位置よりも第 2 領域 3 4 に近い位置で血管 V_S の画像は鮮明化される。第 1 領域 3 3 であっても第 2 領域 3 4 に近い位置では注射針 7 8 および血管 V_S の位置や形状の相対関係はより明確化されることができる。図 1 2 (b) では、図 1 1 (a) に記載の実施形態と同様に、基準直線 B_L に直交する方向に配置ピッチは縮小される。図 1 2 (c) では、図 1 1 (b) に記載の実施形態と同様に、基準直線 B_L に直交する方向に配置ピッチが縮小されるだけでなく基準直線 B_L に平行に配置ピッチが縮小される。その他の構造は前述の第 1 ~ 第 3 実施形態のそれと同様である。

20

【 0 0 6 3 】

(8) 第 5 実施形態に係る超音波デバイスの構成

図 1 3 は第 5 実施形態に係る超音波デバイス 2 6 d の構成を概念的に示す。超音波デバイス 2 6 d では第 2 超音波トランスデューサー 3 6 のピッチ d_1 は第 1 周波数の波長 λ_1 およびセクタスキャン角度 θ_1 に対して $d_1 < \lambda_1 / (1 + \sin \theta_1)$ の関係を確立する。こうすることで第 2 領域 3 4 ではセクタスキャンにあたってグレーティングローブの発生は回避される。同様に、第 4 超音波トランスデューサー 8 1 のピッチ d_2 は第 2 周波数の波長 λ_2 およびセクタスキャン角度 θ_2 に対して $d_2 < \lambda_2 / (1 + \sin \theta_2)$ の関係を確立する。こうすることで第 1 領域 3 3 ではセクタスキャンにあたってグレーティングローブの発生は回避される。

30

【 0 0 6 4 】

(9) 第 6 実施形態に係る超音波デバイスの構成

図 1 4 に示されるように、第 3 超音波トランスデューサー 3 7 (および第 4 超音波トランスデューサー 8 1) の振動周波数 (= 第 2 周波数) は第 1 超音波トランスデューサー 3 5 および第 2 超音波トランスデューサー 3 6 の振動周波数 (= 第 1 周波数) の整数倍に設定される。ここでは、第 1 周波数は 2 . 5 [MHz] に設定され第 2 周波数は 5 . 0 [MHz] に設定される。第 2 超音波トランスデューサー 3 6 から第 1 周波数の超音波が送信されると、第 2 超音波トランスデューサー 3 6 は第 1 周波数の超音波を受信する。第 3 超音波トランスデューサー 3 7 は第 1 周波数の超音波の 2 次ハーモニック成分を受信する。第 3 超音波トランスデューサー 3 7 は高い S/N 比で反射波を受信することができる。同様に、第 1 超音波トランスデューサー 3 5 から第 1 周波数の超音波が送信されると、第 1 超音波トランスデューサー 3 5 は第 1 周波数の超音波を受信する。第 4 超音波トランスデューサー 8 1 は第 1 周波数の超音波の 2 次ハーモニック成分を受信する。第 4 超音波トランスデューサー 8 1 は高い S/N 比で反射波を受信することができる。

40

50

【 0 0 6 5 】

なお、上記のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。したがって、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれる。例えば、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えられることができる。また、超音波診断装置 1 1 や超音波プローブ 1 3、素子アレイ 3 1、変換素子、注射針 7 8 等の構成および動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形が可能である。

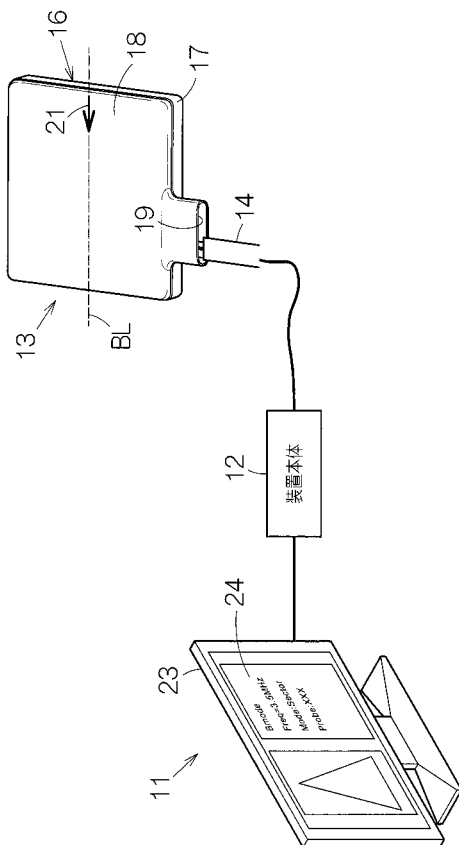
【 符号の説明 】

10

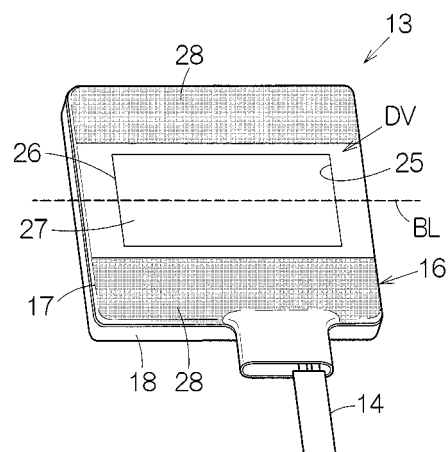
【 0 0 6 6 】

1 1 電子機器としての超音波画像装置（超音波診断装置）、1 3 プローブ（超音波プローブ）、2 3 表示装置、3 3 第 1 領域、3 4 第 2 領域、3 5 第 1 超音波トランスデューサー素子（第 1 超音波トランスデューサー）、3 6 第 2 超音波トランスデューサー素子（第 2 超音波トランスデューサー）、3 7 第 3 超音波トランスデューサー素子（第 3 超音波トランスデューサー）、6 1 処理回路（制御装置）、8 1 第 4 超音波トランスデューサー素子（第 4 超音波トランスデューサー）、D V 超音波デバイスユニット。

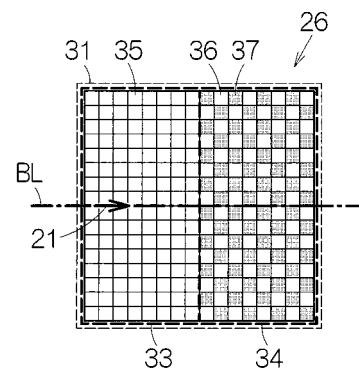
【 図 1 】



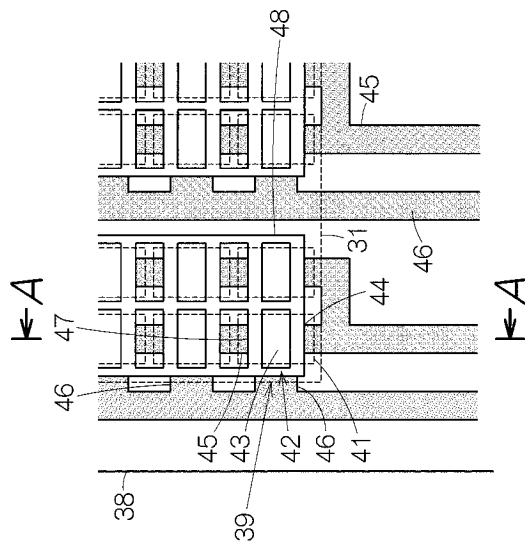
【 図 2 】



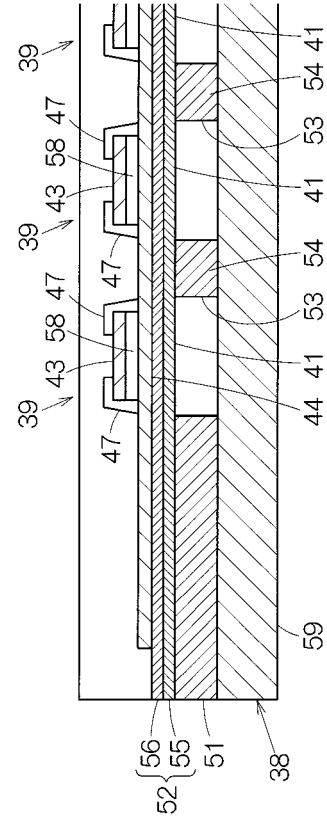
【 図 3 】



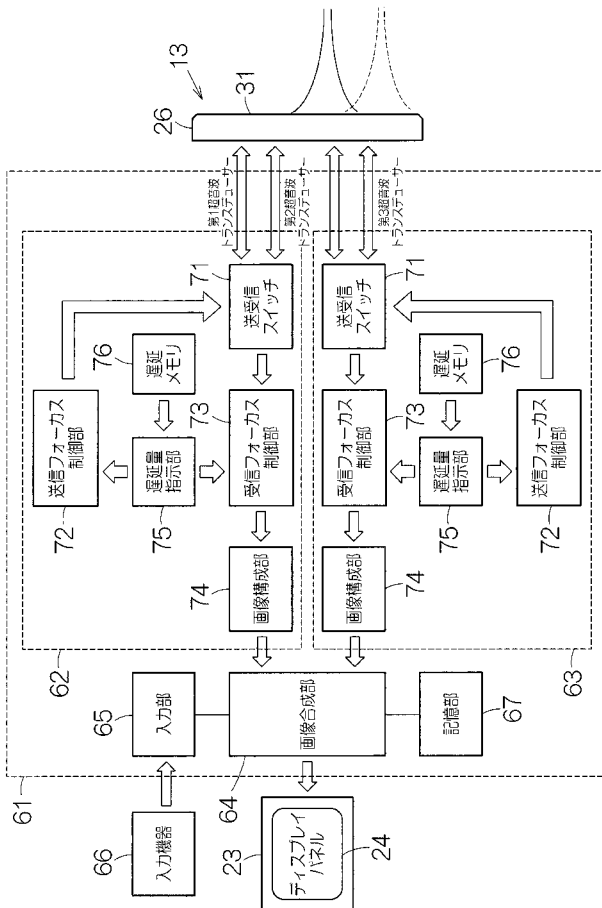
【図 4】



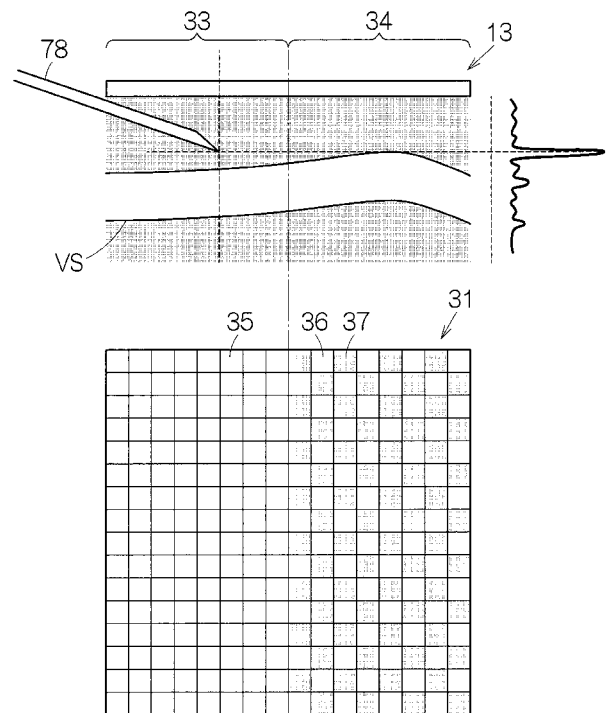
【図 5】



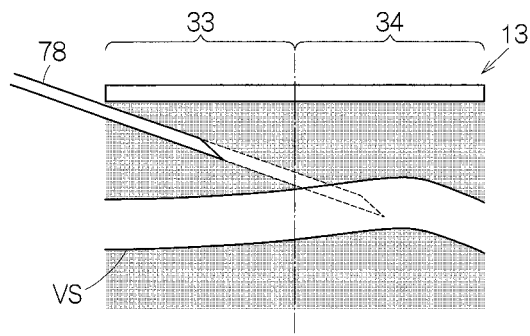
【図 6】



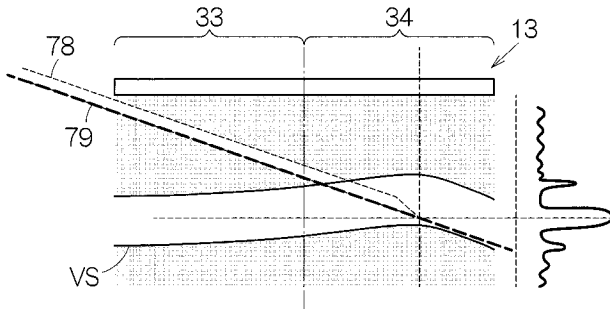
【図 7】



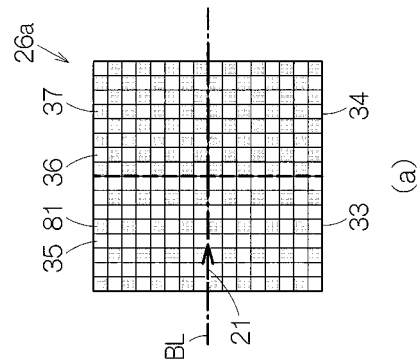
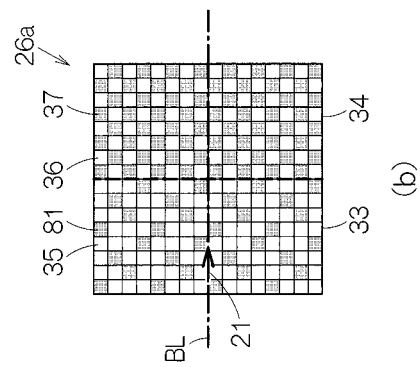
【図 8】



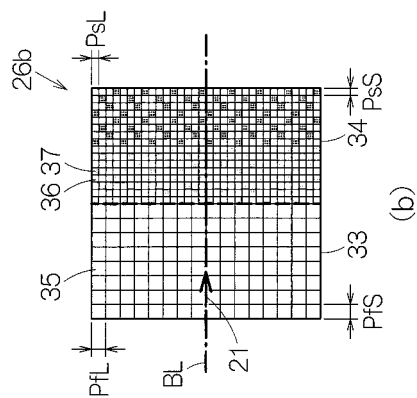
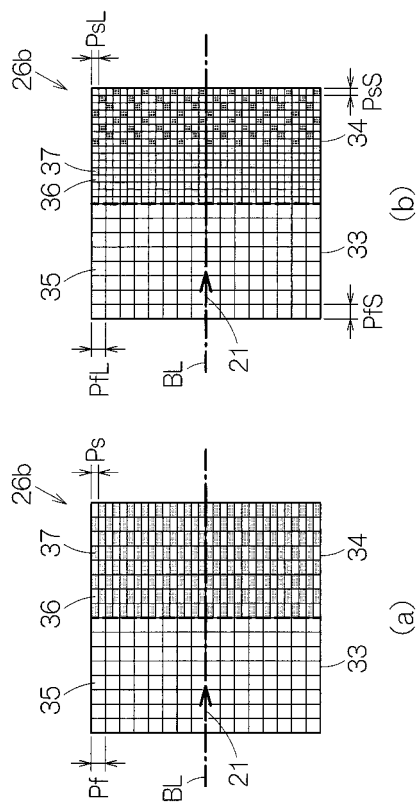
【図 9】



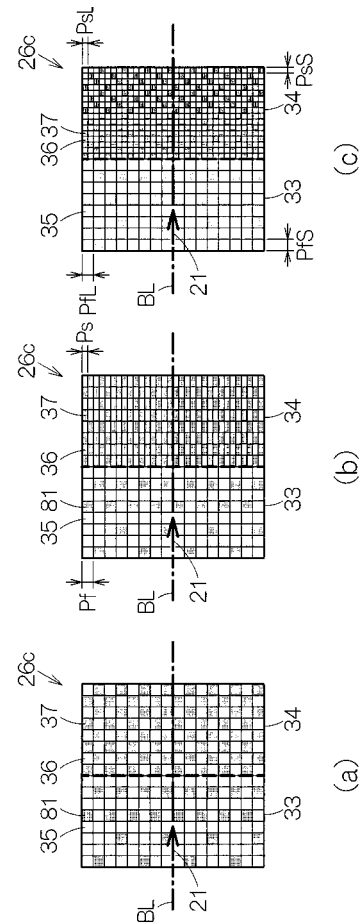
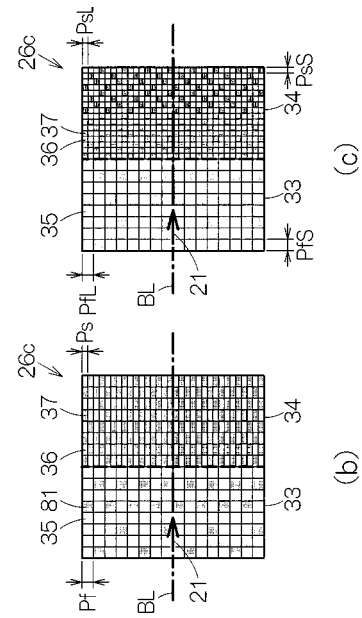
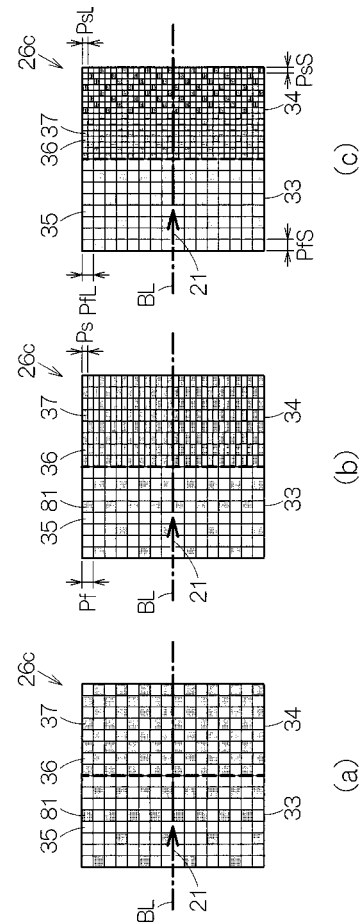
【図 10】



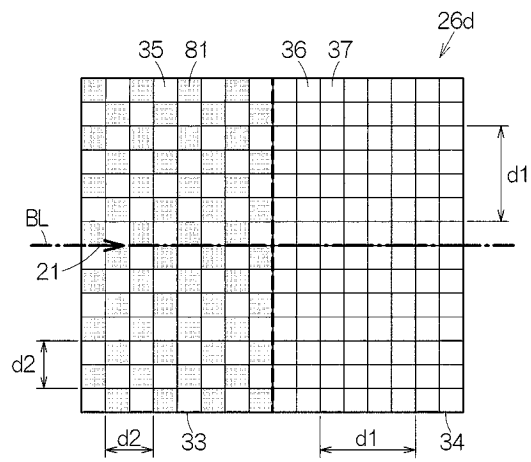
【図 11】



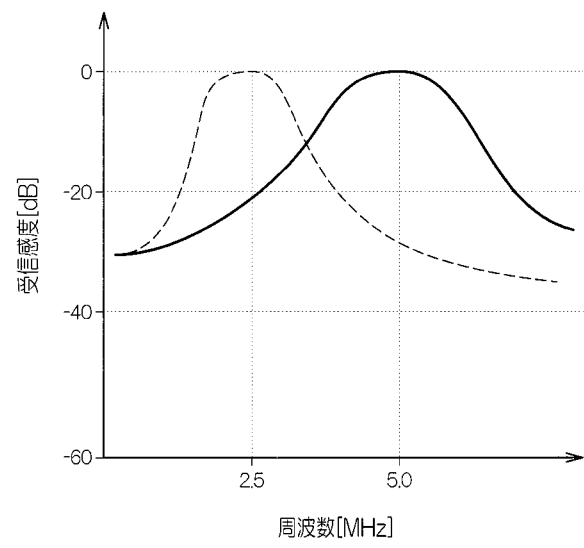
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE03 EE04 FF03 GA06 GB06 GB12 GB19 GB20 GB44 HH35
JC21

专利名称(译)	超声波装置单元和探头，电子设备和超声波诊断设备		
公开(公告)号	JP2016168162A	公开(公告)日	2016-09-23
申请号	JP2015049143	申请日	2015-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	新井義雄 松田洋史		
发明人	新井 義雄 松田 洋史		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/FF03 4C601/GA06 4C601/GB06 4C601/GB12 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB44 4C601/HH35 4C601/JC21		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声设备单元，其有助于锐化包括以彼此不同的超声频率成像的第一对象和第二对象的图像。超声装置17的元件阵列31在平面图中布置成在第一区域33中的阵列，并且在平面图中具有振动频率为第一频率的第一超声换能器元件35和第一超声换能器元件35。第二超声换能器元件36以阵列的形式布置在不同于第一区域33的第二区域中，并且具有第一频率的振动频率，第二超声换能器元件36的阵列布置在第二区域34中。第三超声换能器元件37具有与第一频率不同的第二频率的振动频率。[选择图]图3

