

(11)特許出願公開番号

特開2016-209056

(P2016-209056A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-92605 (P2015-92605)

(22) 出願日 平成27年4月30日 (2015. 4. 30)

(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 100090479

弁理士 井上 一

(74) 代理人 100104710

弁理士 竹腰 昇

(74) 代理人 100124682

弁理士 黒田 泰

(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

Fターム(参考) 4C601 EE13 GB06 GB20 GB21 GB41

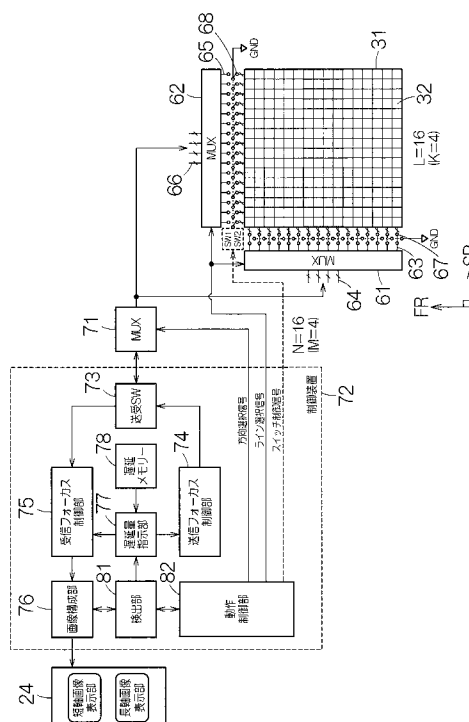
(54) 【発明の名称】 超音波デバイスユニットおよびプローブ並びに電子機器および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】配線数を減少させて小型化を実現することが
できる超音波デバイスユニットを提供する。

【解決手段】超音波デバイスユニットは、アレイ状に配置される超音波トランスデューサー 3 2 を備える。第 1 マルチプレクサー 6 1 は、平面視で素子アレイ 3 1 の輪郭に沿って第 1 方向 F R に並ぶ N 本の素子側配線 6 3 で超音波トランスデューサー 3 2 に接続され、素子側配線 6 3 に選択的に N 未満の M 本の回路側配線 6 4 を接続する。第 2 マルチプレクサーは、平面視で素子アレイ 3 1 の輪郭に沿って第 2 方向 S R に並ぶ L 本の素子側配線 6 5 で超音波トランスデューサー 3 2 に接続され、素子側配線 6 5 に選択的に L 未満の K 本の回路側配線 6 6 を接続する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

アレイ状に配置され、振動膜を有する超音波トランスデューサー素子と、

平面視でアレイの輪郭に沿って第 1 方向に並ぶ N 本の素子側配線で前記超音波トランスデューサー素子に接続され、前記素子側配線に選択的に N 未満の M 本の回路側配線を接続する第 1 マルチプレクサーと、

前記平面視で前記アレイの輪郭に沿って前記第 1 方向に交差する第 2 方向に並ぶ L 本の素子側配線で前記超音波トランスデューサー素子に接続され、前記素子側配線に選択的に L 未満の K 本の回路側配線を接続する第 2 マルチプレクサーと、
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、前記アレイと前記第 1 マルチプレクサーとの間に配置されて、前記アレイに前記素子側配線を接続する第 1 位置と、前記アレイから前記素子側配線を切り離す第 2 位置との間で切り替えられる第 1 スイッチを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 スイッチが前記第 2 位置をとると、前記超音波トランスデューサー素子はグラウンドに接続されることを特徴とする超音波デバイスユニット。

【請求項 4】

20

請求項 2 または 3 に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記アレイと前記第 2 マルチプレクサーとの間に配置されて、前記アレイに前記素子側配線を接続する第 1 位置と、前記アレイから前記素子側配線を切り離す第 2 位置との間で切り替えられる第 2 スイッチを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 5】

請求項 4 に記載の超音波デバイスユニットにおいて、前記第 2 スイッチが前記第 2 位置をとると、前記超音波トランスデューサー素子はグラウンドに接続されることを特徴とする超音波デバイスユニット。

【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。

30

【請求項 7】

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と、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記超音波トランスデューサー素子の出力を処理する処理回路とを備えることを特徴とする電子機器。

【請求項 8】

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と、前記超音波デバイスユニットに接続されて、前記超音波トランスデューサー素子の出力を処理し、画像を生成する処理回路と、前記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。

40

【請求項 9】

請求項 4 または 5 に記載の超音波デバイスユニットと、M 本の前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子の中で前記第 2 方向にスキャン方向を設定する第 1 モードを確立する制御部をさらに備えることを特徴とする電子機器。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の電子機器において、前記制御部は、K 本の前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子の中で前記第 1 方向にスキャン方向を設定する第 2 モードを確立することを特徴とする電子機器。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の電子機器において、前記制御部は、前記第 1 モードと前記第 2 モー

50

ドとを相互に切り替えることを特徴とする電子機器。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の電子機器において、前記制御部は、
前記第 1 マルチプレクサーで前記素子側配線を選択する信号を生成するライン選択部と

、
選択された前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子から送信される超音波を前記第 2 方向にセクタスキャンする駆動信号を生成する駆動部と、

金属体の信号強度を検出すると、第 1 方向位置および前記セクタスキャンの角位置を特定する検出部と、

を備えることを特徴とする電子機器。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の電子機器において、前記ライン選択部は前記第 2 方向に素子側配線をシフトすることを特徴とする電子機器。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 または 1 2 に記載の電子機器において、前記ライン選択部は、前記第 2 方向位置に基づき前記第 2 マルチプレクサーで前記素子側配線を選択することを特徴とする電子機器。

【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。

20

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 に開示されるように、二次元アレイの超音波トランスデューサー素子を有する超音波デバイスユニットは一般に知られる。二次元アレイの超音波トランスデューサー素子では被検体の断面に空間的な厚みを持たせることができる。焦点形成や超音波ビームの偏向は制御されることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0003】

【特許文献 1】特開 2012 - 130564 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

1 枚の二次元画像だけから穿刺針の位置を特定することは難しい。相違する方向から複数の断面画像が取得されれば、穿刺針の位置は特定されやすい。こうした断面画像の取得には二次元アレイの超音波トランスデューサー素子で全ての素子が個別に駆動されなければならない。個別駆動にあたって個々の超音波トランスデューサー素子ごとに信号配線が接続される。超音波トランスデューサー素子の全数に応じた本数で信号配線が配置されなければならない。配線数の増加は超音波デバイスユニットの大型化を誘引してしまう。

40

【0005】

本発明の少なくとも 1 つの態様によれば、配線数を減少させて小型化を実現することができ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、アレイ状に配置され、振動膜を有する超音波トランスデューサー素子と、平面視でアレイの輪郭に沿って第 1 方向に並ぶ N 本の素子側配線で前記超音波トランスデューサー素子に接続され、前記素子側配線に選択的に N 未満の M 本の回路側配線を接続する第 1 マルチプレクサーと、前記平面視で前記アレイの輪郭に沿って前記第

50

1 方向に交差する第 2 方向に並ぶ L 本の素子側配線で前記超音波トランスデューサー素子に接続され、前記素子側配線に選択的に L 未満の K 本の回路側配線を接続する第 2 マルチプレクサーとを備える超音波デバイスユニットに関する。

【0007】

超音波の送受信にあたって超音波トランスデューサー素子に電気信号が供給される。このとき、第 1 マルチプレクサーでは超音波トランスデューサー素子に選択的に多くても M 本の回路側配線が接続される。第 2 マルチプレクサーでは超音波トランスデューサー素子に選択的に多くても K 本の回路側配線が接続される。こうして超音波トランスデューサー素子は選択的に駆動される。超音波デバイスユニットから引き出される配線は $N + L$ 本から $M + K$ 本に削減される。配線数の減少は超音波デバイスユニットの小型化に寄与する。

10

【0008】

(2) 超音波デバイスユニットは、前記アレイと前記第 1 マルチプレクサーとの間に配置されて、前記アレイに前記素子側配線を接続する第 1 位置と、前記アレイから前記素子側配線を切り離す第 2 位置との間で切り替えられる第 1 スイッチを備えてもよい。第 1 マルチプレクサーから超音波トランスデューサー素子に駆動信号が供給される際には第 1 位置の第 1 スイッチはアレイに素子側配線を接続する。選択された M 本の素子側配線に駆動信号は供給される。第 2 マルチプレクサーから駆動信号が供給される際には第 2 位置の第 1 スイッチはアレイから第 1 マルチプレクサーを切り離す。こうして第 1 マルチプレクサーの回路側配線は使用されずに済むことから、制御が簡略化される。

【0009】

20

(3) 超音波デバイスユニットでは、前記第 1 スイッチが前記第 2 位置をとると、前記超音波トランスデューサー素子はグラウンドに接続されればよい。第 2 マルチプレクサーから超音波トランスデューサー素子の一方の電極に駆動信号が供給される際に、超音波トランスデューサー素子の他方の電極はグラウンドに接続される。こうして超音波トランスデューサー素子では他方の電極でグラウンド電位が共通化される。

【0010】

(4) 超音波デバイスユニットは、前記アレイと前記第 2 マルチプレクサーとの間に配置されて、前記アレイに前記素子側配線を接続する第 1 位置と、前記アレイから前記素子側配線を切り離す第 2 位置との間で切り替えられる第 2 スイッチを備えてもよい。第 2 マルチプレクサーから超音波トランスデューサー素子に駆動信号が供給される際には第 1 位置の第 2 スイッチはアレイに素子側配線を接続する。選択された K 本の素子側配線に駆動信号は供給される。第 1 マルチプレクサーから駆動信号が供給される際には第 2 位置の第 2 スイッチはアレイから第 2 マルチプレクサーを切り離す。こうして第 2 マルチプレクサーの回路側配線は使用されずに済むことから、制御が簡略化される。

30

【0011】

(5) 超音波デバイスユニットでは、前記第 2 スイッチが前記第 2 位置をとると、前記超音波トランスデューサー素子はグラウンドに接続されればよい。第 1 マルチプレクサーから超音波トランスデューサー素子の他方の電極に駆動信号が供給される際に、超音波トランスデューサー素子の一方の電極はグラウンドに接続される。こうして超音波トランスデューサー素子では一方の電極でグラウンド電位が共通化される。

40

【0012】

(6) 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。

【0013】

(7) 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、電子機器は、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、前記超音波トランスデューサー素子の出力を処理する処理回路とを備えればよい。

【0014】

(8) 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

50

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、前記超音波トランスデューサー素子の出力を処理し、画像を生成する処理回路と、前記画像を表示する表示装置とを備えればよい。

【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、電子機器は、超音波デバイスユニットと、M本の前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子の中で前記第2方向にスキャン方向を設定する第1モードを確立する制御部をさらに備えればよい。第1モードでは、第2方向に沿って配列される超音波トランスデューサー素子の受信信号に基づき断面画像は形成される。

【0016】

(10) 前記制御部は、K本の前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子の中で前記第1方向にスキャン方向を設定する第2モードを確立してもよい。第2モードでは、第1方向に沿って配列される超音波トランスデューサー素子の受信信号に基づき断面画像は形成される。

【0017】

(11) 前記制御部は、前記第1モードと前記第2モードとを相互に切り替えてもよい。こうして相互に交差する断面に基づき対象物の画像は取得されることができる。

【0018】

(12) 前記制御部は、前記第1マルチプレクサーで前記素子側配線を選択する信号を生成するライン選択部と、選択された前記素子側配線に接続される前記超音波トランスデューサー素子から送信される超音波を前記第2方向にセクタスキャンする駆動信号を生成する駆動部と、金属体の信号強度を検出すると、第1方向位置および前記セクタスキャンの角位置を特定する検出部とを備えてもよい。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、金属体の反射率は高いことから、超音波が金属体の表面に直交すると、高い信号強度は得られる。こうしてセクタスキャンに応じて金属体は特定される。

【0019】

(13) 前記ライン選択部は前記第2方向に素子側配線をシフトしてもよい。シフトの結果、金属体の信号強度が消失すると、第1方向に沿って金属体の先端(端部)は特定される。こうしてシフトが繰り返されることで、金属体が移動しても金属体の先端は追跡されることができる。

【0020】

(14) 前記ライン選択部は、前記第2方向位置に基づき前記第2マルチプレクサーで前記素子側配線を選択すればよい。第1モードで第2方向に金属体の位置は特定される。特定された位置に応じて第2モードでは第2マルチプレクサーの素子側配線は選択される。したがって、第2マルチプレクサーで素子側配線がL本からK本に絞られても、確実に第2モードで金属体は追跡されることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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】一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】血管の位置を特定する動作を概略的に示す概念図である。

【図8】穿刺針の全体像を特定する動作を概略的に示す概念図である。

【図9】長軸モードの画像および短軸モードの画像の概念を示す図である。

【図10】穿刺針の先端の検出にあたって第2方向位置を特定する動作を示す概念図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0022】

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。

【0023】

(1) 超音波診断装置の全体構成

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。

10

【0024】

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、超音波デバイスユニットが支持される。

【0025】

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に沿って例えば穿刺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。

20

【0026】

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。

【0027】

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

【0028】

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。

40

【0029】

(2) 超音波デバイスの構成

図3は一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32を含む。図3では超音波トランスデューサー32は四角いマスごとに表現される。ここでは、素子アレイ31にN行L列の超音波トランスデューサー32が配

50

列される。すなわち、第 1 方向（以下「短軸方向」という）FR に N 行の超音波トランスデューサー列が配置され、第 1 方向に 90 度で交差する第 2 方向（以下「長軸方向」という）SR に L 列の超音波トランスデューサー列が配置される。後述されるように、1 つの超音波トランスデューサー 32 は 1 以上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。個々の変換素子は決められた周波数の超音波を受信して電気信号に変換する。個々の変換素子は電気信号の供給に応じて決められた周波数の超音波を発信することができる。

【0030】

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 に変換素子 39 が形成される。個々の変換素子 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。

10

【0031】

基体 38 の表面には複数本の第 1 信号電極線 45 が形成される。第 1 信号電極線 45 は配列の列方向に相互に平行に延びる。超音波トランスデューサー 32 ごとに第 1 信号電極線 45 は 1 つに纏められる。第 1 信号電極線 45 は個々の変換素子 39 ごとに下電極 44 を形成する。第 1 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、第 1 信号電極線 45 にはその他の導電材が利用されてもよい。

20

【0032】

基体 38 の表面には複数本の第 2 信号電極線 46 が形成される。第 2 信号電極線 46 は配列の行方向に相互に平行に延びる。全ての超音波トランスデューサー 32 で第 2 信号電極線 46 は 1 つに纏められることができる。第 2 信号電極線 46 は個々の変換素子 39 ごとに上電極 43 を形成する。第 2 信号電極線 46 は例えばイリジウム (Ir) で形成されることができる。ただし、第 2 信号電極線 46 にはその他の導電材が利用されてもよい。

【0033】

超音波トランスデューサー 32 ごとに変換素子 39 の通電は切り替えられる。1 つの超音波トランスデューサー 32 ごとに変換素子 39 は同時に超音波を出力することから、超音波トランスデューサー 32 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

30

【0034】

振動膜 41 上では第 2 信号電極線 46 に並列に電極分離膜 47 が配置される。電極分離膜 47 は第 2 信号電極線 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 は個々の第 2 信号電極線 46 を挟んで第 2 信号電極線 46 の両側に分離して形成される。第 2 信号電極線 46 は振動膜 41 上で第 1 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 上で第 1 信号電極線 45 上を横切る。

40

【0035】

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 は第 1 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 の領域外のみで第 1 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 は第 2 信号電極線 46 上を横切る。絶縁膜 48 は電極分離膜 47 に連続する。

【0036】

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 には個々の変換素子 39 ごとに開口 53 が

50

形成される。開口 5 3 は基板 5 1 に対してアレイ状に配置される。隣接する 2 つの開口 5 3 の間には仕切り壁 5 4 が区画される。隣接する開口 5 3 は仕切り壁 5 4 で仕切られる。

【 0 0 3 7 】

可撓膜 5 2 は、基板 5 1 の表面に積層される酸化シリコン (SiO_2) 層 5 5 と、酸化シリコン層 5 5 の表面に積層される酸化ジルコニウム (ZrO_2) 層 5 6 とで構成される。可撓膜 5 2 は開口 5 3 に接する。こうして開口 5 3 の輪郭に対応して可撓膜 5 2 の一部が振動膜 4 1 を形成する。

【 0 0 3 8 】

振動膜 4 1 の表面に第 1 信号電極線 4 5、圧電体膜 5 8 および第 2 信号電極線 4 6 が順番に積層される。圧電体膜 5 8 は例えばジルコン酸チタン酸鉛 (PZT) で形成されることが
10
できる。圧電体膜 5 8 にはその他の圧電材料が用いられてもよい。ここでは、第 2 信号電極線 4 6 の下で圧電体膜 5 8 は完全に第 1 信号電極線 4 5 の表面を覆う。圧電体膜 5 8 の働きで第 1 信号電極線 4 5 と第 2 信号電極線 4 6 との間で短絡は回避されることが
20
できる。圧電体膜 5 8 の表面は電極分離膜 4 7 で覆われる。

【 0 0 3 9 】

音響整合層 2 7 は素子アレイ 3 1 を覆う。音響整合層 2 7 は基体 3 8 の表面に積層される。基体 3 8 の裏面にはパッキング材としての補強板 5 9 が結合される。補強板 5 9 は平板形状に形成される。補強板 5 9 の表面に基体 3 8 の裏面が重ねられる。補強板 5 9 の表面は基体 3 8 の裏面に接合される。こうした接合にあたって補強板 5 9 は基体 3 8 に接着
20
剤で接着されてもよい。補強板 5 9 は基体 3 8 の剛性を補強する。補強板 5 9 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 4 2 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。

【 0 0 4 0 】

(3) 超音波診断装置の回路構成

図 6 に示されるように、超音波デバイス 2 6 には第 1 マルチプレクサー 6 1 および第 2 マルチプレクサー 6 2 が接続される。第 1 マルチプレクサー 6 1 には素子アレイ 3 1 の輪郭に沿って短軸方向 FR に並ぶ ($N \times L$) 本の素子側配線 6 3 で超音波トランスデューサー 3 2 が接続される。第 1 マルチプレクサー 6 1 には同様に N 未満の M 行分の回路側配線 6 4 が接続される。第 1 マルチプレクサー 6 1 は供給されるライン選択信号に応じて素子側配線 6 3 に M 行分の回路側配線 6 4 を接続する。ここでは、個々の超音波トランスデュー
30
サー 3 2 ごとに第 1 信号電極線 4 5 は引き出されることから、1 行分の回路側配線 6 4 には L (= 1 6) 本の導線が含まれる。第 1 マルチプレクサー 6 1 にはローノイズアンプが搭載されてもよい。

【 0 0 4 1 】

第 2 マルチプレクサー 6 2 には素子アレイ 3 1 の輪郭に沿って長軸方向 SR に並ぶ ($L \times N$) 本の素子側配線 6 5 で超音波トランスデューサー 3 2 が接続される。第 2 マルチプレクサー 6 2 には同様に L 未満の K 列分の回路側配線 6 6 が接続される。第 2 マルチプレクサー 6 2 は供給されるライン選択信号に応じて素子側配線 6 5 に K 本の回路側配線 6 6 を接続する。ここでは、個々の超音波トランスデューサー 3 2 ごとに第 2 信号電極線 4 6 は引き出されることから、1 列分の回路側配線 6 6 には N (= 1 6) 本の導線が含まれる
40
。第 2 マルチプレクサー 6 2 にはローノイズアンプが搭載されてもよい。

【 0 0 4 2 】

素子アレイ 3 1 と第 1 マルチプレクサー 6 1 との間には第 1 スイッチ 6 7 が配置される。第 1 スイッチ 6 7 は、素子アレイ 3 1 の第 1 信号電極線 4 5 に素子側配線 6 3 を接続する第 1 位置と、第 1 信号電極線 4 5 から素子側配線 6 3 を切り離す第 2 位置との間で切り替えられる。切り替えにあたって第 1 スイッチ 6 7 にはスイッチ制御信号が供給される。ここでは、第 1 スイッチ 6 7 が第 2 位置をとると、超音波トランスデューサー 3 2 はグラウンドに接続される。

【 0 0 4 3 】

素子アレイ 3 1 と第 2 マルチプレクサー 6 2 との間には第 2 スイッチ 6 8 が配置される

10

20

30

40

50

。第2スイッチ68は、素子アレイ31の第2信号電極線46に素子側配線65を接続する第1位置と、第2信号電極線46から素子側配線65を切り離す第2位置との間で切り替えられる。切り替えにあたって第2スイッチ68にはスイッチ制御信号が供給される。ここでは、第2スイッチ68が第2位置をとると、超音波トランスデューサ32はグラウンドに接続される。

【0044】

第1マルチプレクサ61の回路側配線64および第2マルチプレクサ62の回路側配線66は第3マルチプレクサ71に接続される。第3マルチプレクサ71は第1マルチプレクサ61または第2マルチプレクサ62を選択する。選択にあたって第3マルチプレクサ71には方向選択信号が供給される。第3マルチプレクサ71は例えば交互に第1マルチプレクサ61および第2マルチプレクサ62を選択すればよい。第3マルチプレクサ71には制御装置(処理回路)72が接続される。接続にあたってM本またはK本(いずれが多い方)の配線が形成される。制御装置72は例えば装置本体12に組み込まれる。配線はケーブル14に収容される。超音波デバイスユニットDVには、第1マルチプレクサ61および第2マルチプレクサ62に加えて第3マルチプレクサ71が含まれてもよい。

10

【0045】

制御装置72にはディスプレイパネル24が接続される。ディスプレイパネル24には制御装置72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24の画面には超音波画像やその他の情報が表示される。

20

【0046】

制御装置72は送受切り替えスイッチ73を備える。送受切り替えスイッチ73は第3マルチプレクサ71に接続される。送受切り替えスイッチ73には送信フォーカス制御部(駆動部)74および受信フォーカス制御部75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73は第3マルチプレクサ71に送信フォーカス制御部74を接続する。このとき、受信フォーカス制御部75は送信フォーカス制御部74および第3マルチプレクサ71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73は第3マルチプレクサ71に受信フォーカス制御部75を接続する。このとき、送信フォーカス制御部74は受信フォーカス制御部75および第3マルチプレクサ71から切断される。また、送受切り替えスイッチ73は例えば送信時に受信フォーカス制御部75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。

30

【0047】

送信フォーカス制御部74は送受切り替えスイッチ73経由で送信時に変換素子39に向けて送信信号を出力する。送信フォーカス制御部74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。パルス電圧は変換素子39の圧電体膜58に印加される。パルス電圧の供給に応じて振動膜41は超音波振動する。こうして変換素子39から超音波は発信される。遅延回路は第1信号電極線45または第2信号電極線46ごとに電圧の印加に時間差を与えることができる。印加の時間差は超音波トランスデューサ32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。

40

【0048】

受信フォーカス制御部75は変換素子39の受信信号を受信する。計測対象から反射した超音波は変換素子39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。受信フォーカス制御部75は例えば受信アンプと信号処理回路を備えることができる。受信アンプで増幅された受信信号は信号処理回路で信号処理される。信号処理回路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MV法やDCMP法、MUSIC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】

50

制御装置 7 2 は画像構成部 7 6 を備える。画像構成部 7 6 は受信フォーカス制御部 7 5 に接続される。画像構成部 7 6 には受信フォーカス制御部 7 5 から画像信号が供給される。画像構成部 7 6 は供給された画像信号に基づき画像データを生成する。

【 0 0 5 0 】

制御装置 7 2 は遅延量指示部 7 7 を備える。遅延量指示部 7 7 は送信フォーカス制御部 7 4 および受信フォーカス制御部 7 5 に接続される。遅延量指示部 7 7 は、送信フォーカス制御部 7 4 の遅延処理や受信フォーカス制御部 7 5 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 7 8 に保持されればよい。

【 0 0 5 1 】

制御装置 7 2 は検出部 8 1 を備える。検出部 8 1 は画像構成部 7 6 に接続される。検出部 8 1 は金属体の信号強度を検出すると、長軸方向位置およびセクタスキャンの角位置を特定する。

【 0 0 5 2 】

制御装置 7 2 は動作制御部（制御部）8 2 を備える。動作制御部 8 2 は第 1 マルチプレクサー 6 1、第 2 マルチプレクサー 6 2 および第 3 マルチプレクサー 7 1 に接続される。動作制御部 8 2 には検出部 8 1 が接続される。動作制御部 8 2 は検出部 8 1 の出力に基づき方向選択信号、ライン選択信号およびスイッチ制御信号を生成する。

【 0 0 5 3 】

（ 4 ）超音波診断装置の動作

次に超音波診断装置 1 1 の動作を説明する。超音波診断装置 1 1 では長軸モード（第 1 モード）と短軸モード（第 2 モード）とが交互に実施される。長軸モードでは、（ $M \times L$ ）本の素子側配線 6 3 に接続される M 行の超音波トランスデューサー 3 2 の中で長軸方向 $S R$ にスキャン方向が設定される。（ $M \times L$ ）本の素子側配線 6 3 の選択にあたって第 1 マルチプレクサー 6 1 にはライン選択信号が供給される。配線数 M は焦点形成や超音波ビームの偏向といった要因に応じて設定される。短軸モードでは、（ $K \times N$ ）本の素子側配線 6 5 に接続される K 列の超音波トランスデューサー 3 2 の中で短軸方向 $F R$ にスキャン方向が設定される。（ $K \times N$ ）本の素子側配線 6 3 の選択にあたって第 2 マルチプレクサー 6 2 にはライン選択信号が供給される。配線数 K は焦点形成や超音波ビームの偏向といった要因に応じて設定される。配線数 M と配線数 K とは等しく設定されればよい。

【 0 0 5 4 】

動作制御部 8 2 は長軸モードおよび短軸モードを相互に切り替える。切り替えにあたって動作制御部 8 2 は方向選択信号およびスイッチ制御信号を生成する。方向選択信号の働きで第 1 マルチプレクサー 6 1 または第 2 マルチプレクサー 6 2 のいずれかが第 3 マルチプレクサー 7 1 に接続される。第 1 マルチプレクサー 6 1 が第 3 マルチプレクサー 7 1 に接続されると、第 1 スイッチ 6 7 は第 1 位置をとる。第 2 スイッチ 6 8 は第 2 位置をとる。こうして M 本の回路側配線 6 4 から受信信号は出力される。第 2 マルチプレクサー 6 2 が第 3 マルチプレクサー 7 1 に接続されると、第 2 スイッチ 6 8 は第 1 位置をとる。第 1 スイッチ 6 7 は第 2 位置をとる。こうして K 本の回路側配線 6 6 から受信信号は出力される。

【 0 0 5 5 】

例えば血管に穿刺針を挿入する場面を想定する。穿刺の補助にあたって患者の腕に超音波プローブ 1 3 は貼り付けられる。このとき、穿刺の実行者は予想される血管に穿刺マーク 2 1 を重ね合わせるとよい。血管の長軸は基準直線 $B L$ に沿って配置される。

【 0 0 5 6 】

図 7 に示されるように、穿刺に先立って短軸モードに基づき血管 $V S$ の位置を特定する。選択される K 列の素子側配線 6 5 は長軸方向 $S R$ にずらされる。血管 $V S$ の断層画像が取得される。その結果、仮想三次元空間で血管 $V S$ は再現される。ディスプレイパネル 2 4 の画面には例えば平面視で超音波プローブ 1 3 の像に血管 $V S$ の像が重ねられればよい。穿刺の実行者は超音波プローブ 1 3 に対して相対的に血管 $V S$ の位置を知ることができる。穿刺の実行者は特定された血管 $V S$ に向けて穿刺針を穿刺することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

動作制御部 8 2 は穿刺針の向きに応じて長軸モードで選択される M 行の素子側配線 6 3 を選択する。長軸モードで穿刺針の軸心に沿って腕をスキャンする。その結果、図 8 に示されるように、穿刺針 N L の全体像が特定される。全体像に基づき穿刺針 N L の先端は特定される。こうした画像に基づき穿刺の実行者は穿刺針 N L の進行方向を決定することができる。

【 0 0 5 8 】

動作制御部 8 2 は穿刺針 N L の先端の位置に応じて短軸モードで選択される K 列の素子側配線 6 5 を選択する。短軸モードで穿刺針 N L の軸心を横切って腕をスキャンする。その結果、図 9 に示されるように、穿刺針 N L の先端で穿刺針 N L と血管 V S との相対位置は特定される。長軸モードの画像 8 3 と短軸モードの画像 8 4 とが組み合わせられることで、穿刺の実行者は正確に血管 V S に向けて穿刺針 N L を進行させることができる。

【 0 0 5 9 】

第 1 マルチプレクサー 6 1 では超音波トランスデューサー 3 2 に選択的に多くても M 行分の回路側配線 6 4 が接続される。第 2 マルチプレクサー 6 2 では超音波トランスデューサー 3 2 に選択的に多くても K 列分の回路側配線 6 6 が接続される。第 3 マルチプレクサー 7 1 は M 行分または K 列分いずれが多い方の配線で制御装置 7 2 に接続される。こうして超音波トランスデューサー 3 2 は選択的に駆動される。超音波デバイスユニット D V から引き出される配線は $(N \times L)$ 本から $(M \times L)$ または $(K + N)$ 本に削減される。配線数の減少は超音波デバイスユニット D V の小型化に寄与する。

【 0 0 6 0 】

第 1 マルチプレクサー 6 1 から超音波トランスデューサー 3 2 に駆動信号が供給される際には第 1 位置の第 1 スイッチ 6 7 は素子アレイ 3 1 に素子側配線 6 3 を接続する。選択された M 行分の素子側配線 6 3 に駆動信号は供給される。第 2 マルチプレクサー 6 2 から駆動信号が供給される際には第 2 位置の第 1 スイッチ 6 7 は素子アレイ 3 1 から第 1 マルチプレクサー 6 1 を切り離す。第 1 マルチプレクサー 6 1 の回路側配線 6 4 は使用されずに済む。第 1 スイッチ 6 7 が第 2 位置をとると、超音波トランスデューサー 3 2 はグラウンドに接続される。第 2 マルチプレクサー 6 2 から超音波トランスデューサー 3 2 の一方の電極に駆動信号が供給される際に、超音波トランスデューサー 3 2 の他方の電極はグラウンドに接続される。超音波トランスデューサー 3 2 では他方の電極でグラウンド電位が共通化される。

【 0 0 6 1 】

第 2 マルチプレクサー 6 2 から超音波トランスデューサー 3 2 に駆動信号が供給される際には第 1 位置の第 2 スイッチ 6 8 は素子アレイ 3 1 に素子側配線 6 5 を接続する。選択された K 列分の素子側配線 6 5 に駆動信号は供給される。第 1 マルチプレクサー 6 1 から駆動信号が供給される際には第 2 位置の第 2 スイッチ 6 8 は素子アレイ 3 1 から第 2 マルチプレクサー 6 2 を切り離す。第 2 マルチプレクサー 6 2 の回路側配線 6 6 は使用されずに済む。第 2 スイッチ 6 8 が第 2 位置をとると、超音波トランスデューサー 3 2 はグラウンドに接続される。第 1 マルチプレクサー 6 1 から超音波トランスデューサー 3 2 の他方の電極に駆動信号が供給される際に、超音波トランスデューサー 3 2 の一方の電極はグラウンドに接続される。超音波トランスデューサー 3 2 では一方の電極でグラウンド電位が共通化される。

【 0 0 6 2 】

長軸モードでは M 行分の素子側配線 6 3 に接続される超音波トランスデューサー 3 2 の中で長軸方向 S R にスキャン方向が設定される。長軸モードでは、長軸方向 S R に沿って配列される超音波トランスデューサー 3 2 の受信信号に基づき断面画像は形成される。短軸モードでは K 列分の素子側配線 6 5 に接続される超音波トランスデューサー 3 2 の中で短軸方向 F R にスキャン方向が設定される。短軸モードでは、短軸方向 F R に沿って配列される超音波トランスデューサー 3 2 の受信信号に基づき断面画像は形成される。長軸モードと短軸モードとは相互に切り替えられ、相互に交差する断面に基づき対象物の画像は

取得されることができる。

【 0 0 6 3 】

針先の追跡にあたって、長軸モードで第 1 マルチプレクサー 6 1 の素子側配線 6 3 は選択される。選択にあたって動作制御部 8 2 から第 1 マルチプレクサー 6 1 にライン選択信号が供給される。送信フォーカス制御部 7 4 は、選択された素子側配線 6 3 に接続される超音波トランスデューサー 3 2 から送信される超音波を長軸方向 S R にセクタスキャンする駆動信号を生成する。超音波のセクタスキャンに応じて穿刺針 N L から超音波は反射する。超音波の受信に応じて超音波トランスデューサー 3 2 から受信信号は出力される。画像構成部 7 6 は穿刺針 N L の全体像を特定する。図 1 0 に示されるように、穿刺針 N L の先端から素子アレイ 3 1 まで角位置 $\theta 1$ が検出される。検出部 8 1 は、検出された角位置 $\theta 1$ および第 2 方向位置 L 1 から針先に直交する第 2 方向位置 L 1 b を算出する。動作制御部 8 2 は、算出された第 2 方向位置 L 1 b に素子側配線 6 5 をシフトする。その結果、超音波トランスデューサー 3 2 から送信される超音波は穿刺針 N L の針先で穿刺針 N L の軸心に直交する。続いて短軸モードは実施される。

10

【 0 0 6 4 】

一般に、穿刺針 N L などの金属体の反射率が高い。超音波が金属体の表面に直交すると、高い信号強度は得られる。セクタスキャンに応じて穿刺針 N L は特定される。その他、第 2 方向位置 L 1 b での角度 $\theta 0$ が維持され第 2 方向に超音波トランスデューサー 3 2 がシフトされると、穿刺針 N L の信号強度の消失に応じて穿刺針 N L の先端は特定されることができる。シフトが繰り返されることで、穿刺針 N L が移動しても穿刺針 N L の先端は追跡されることができる。

20

【 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、超音波トランスデューサー 3 2 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。

30

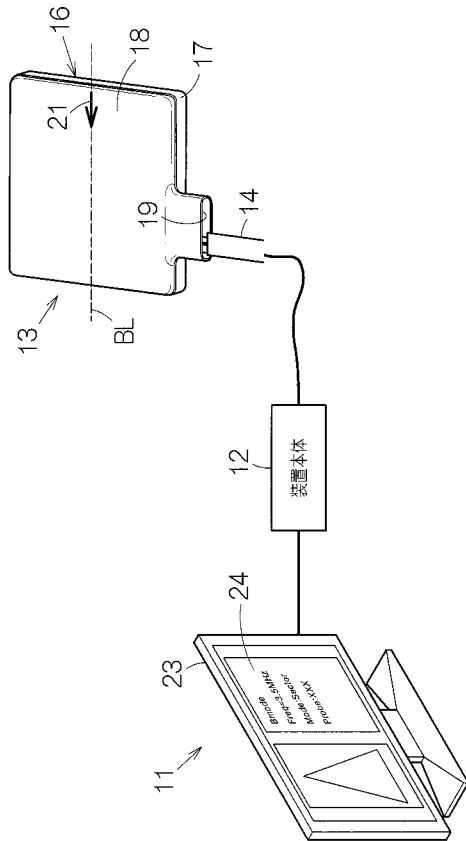
【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

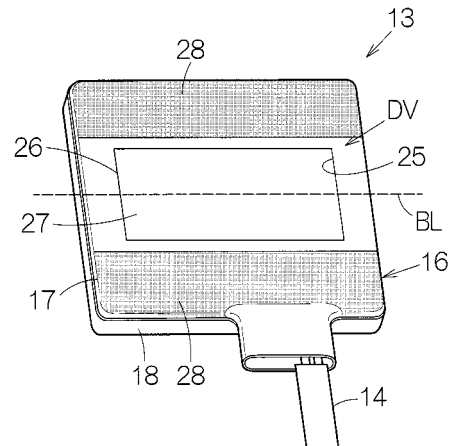
1 1 電子機器（超音波診断装置）、1 3 超音波プローブ、1 6 筐体、2 3 表示装置、3 1 アレイ（素子アレイ）、3 2 超音波トランスデューサー素子（超音波トランスデューサー）、6 1 第 1 マルチプレクサー、6 2 第 2 マルチプレクサー、6 3 素子側配線、6 4 回路側配線、6 5 素子側配線、6 6 回路側配線、6 7 第 1 スイッチ、6 8 第 2 スイッチ、7 2 処理回路または制御部（制御装置）、7 4 駆動部（送信フォーカス制御部）、8 1 検出部、8 2 ライン選択部（動作制御部）、D V 超音波デバイスユニット、F R 第 1 方向（短軸方向）、N L 金属体（穿刺針）、S R 第 2 方向（長軸方向）。

40

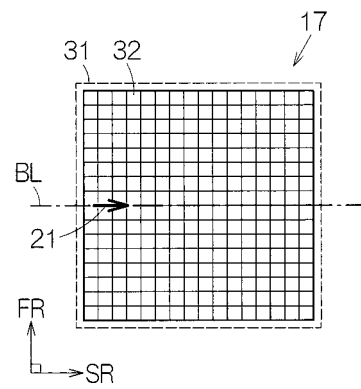
【図 1】



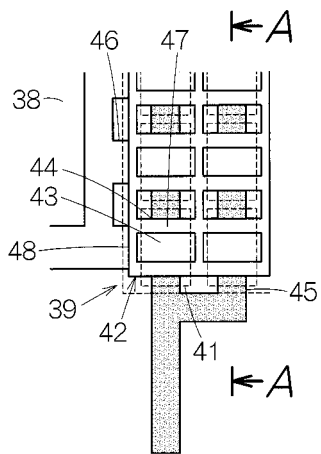
【図 2】



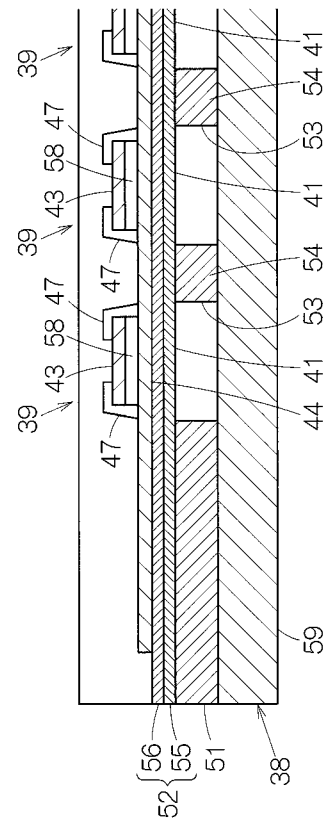
【図 3】



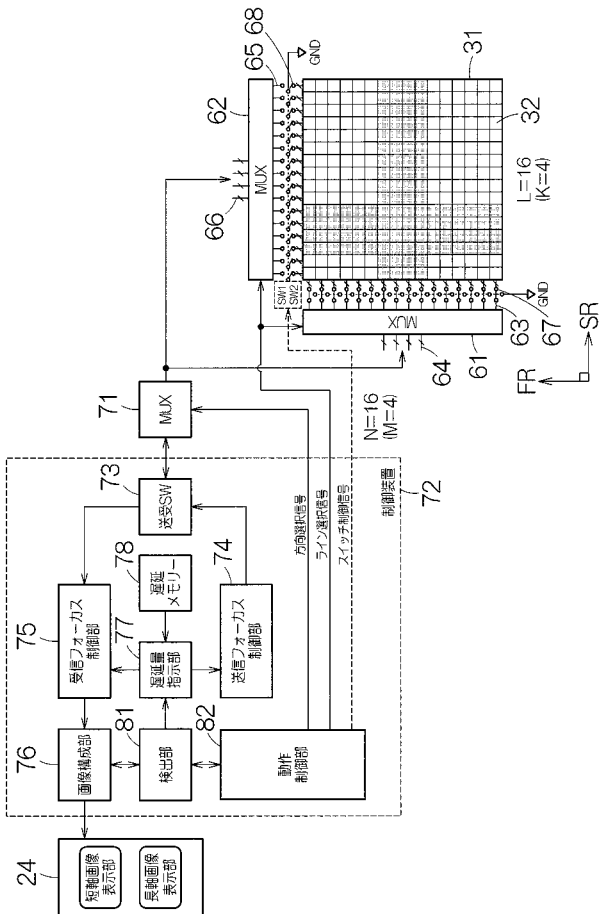
【図 4】



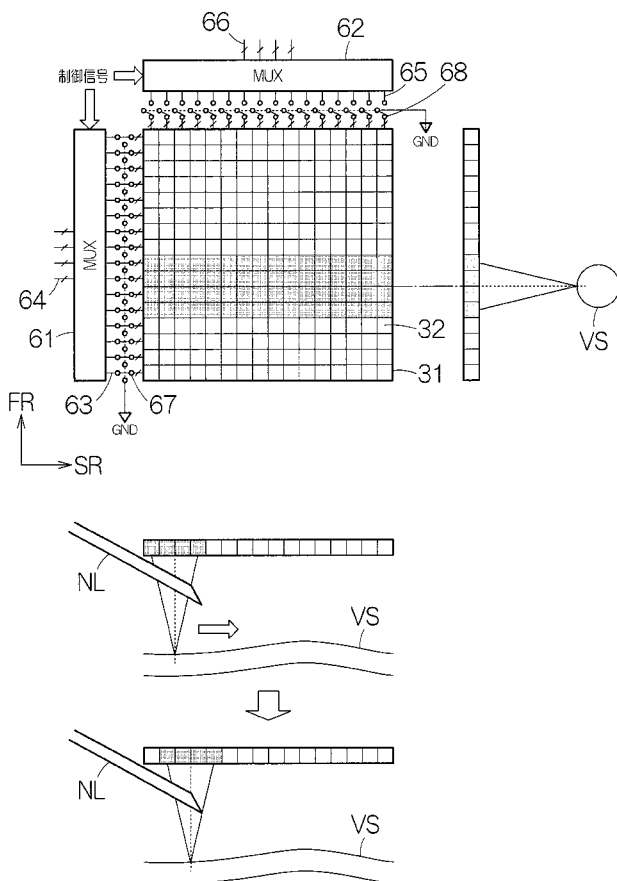
【図 5】



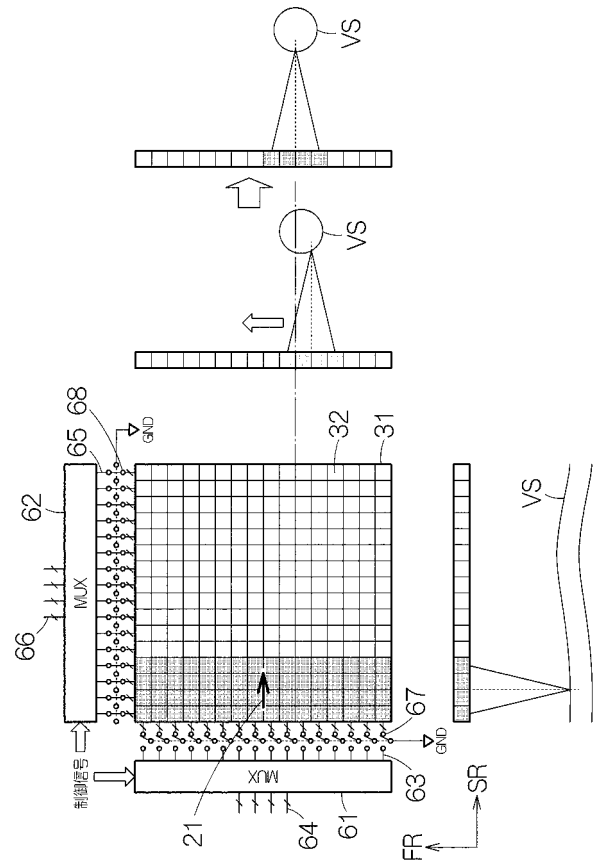
【 図 6 】



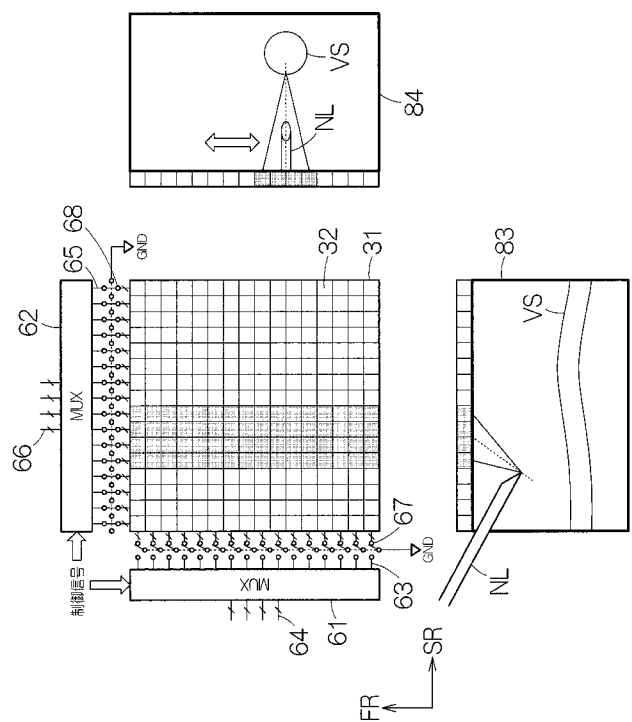
【 図 8 】



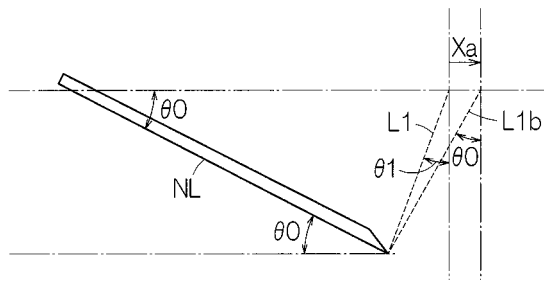
【圖 7】



【 図 9 】



【図 10】



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	JP2016209056A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2015092605	申请日	2015-04-30
[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		
发明人	新井 義雄		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4236 A61B8/4281 A61B8/4483 A61B8/461 B06B1/0629 G01S15/8925 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GB06 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB41		
代理人(译)	井上 一 黑田靖		
其他公开文献	JP6606854B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明减少导线的数量，以提供可小型化超声波装置单元。超声波装置单元包括设置在一个阵列超声换能器32。第一多路复用61与N个在平面图设置在沿元件阵列31的轮廓与第一方向FR到超声换能器32的元件侧布线63的连接，选择性N至所述元件侧布线63连接书的小于的M个电路侧布线64要。第二多路复用器被耦合以L沿元件阵列31的轮廓在俯视布置在第二方向上的SR到超声换能器32的元件侧布线65，选择性比L以下的元件侧布线65连接的在K书电路端接线66

