

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

同一基板上に、口径が 2 種類以上相違する複数の M U T (Micromachining Ultrasound Transducers) 素子を配設し、これら M U T 素子を共通の電圧で駆動させるアレイ素子を、具備していることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

上記アレイ素子は、そのスライス方向に、上記大口径の M U T 素子と、これよりも小口径の M U T 素子とを、交互に配設していることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

上記アレイ素子は、そのスライス方向の両端部に、上記大口径の M U T 素子を配設する一方、このスライス方向の中央部に上記小口径の M U T 素子を配設していることを特徴とする請求項 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

上記アレイ素子の複数を、スキャン方向に並設していることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

上記請求項 4 記載の超音波プローブと、

上記 M U T 素子に駆動信号を与えて超音波を送波させる一方、この M U T 素子により受波された超音波反射波を電気信号に変換してエコー信号として出力する送受信手段と、

この送受信手段からのエコー信号に基づいて超音波画像を構成し表示する画像構成表示手段と、

を具備していることを特徴とする超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子として、M U T (Micromachining Ultrasound Transducers) 素子を使用する超音波プローブおよび超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波画像診断装置は超音波プローブと本体装置とを具備している。超音波プローブは複数の超音波振動子を駆動して、これらから被検体内に超音波を送波させる一方、この被検体内部の音響インピーダンスの境界で生じたエコー波（反射波）を超音波振動子で受波して電気信号のエコー信号に変換し、本体装置に与えるものである。

【0003】

本体装置は、このエコー信号を増幅し、これに基づいて超音波画像を構成して表示するものである。

【0004】

ところで、このような超音波画像診断装置では、被検体の深い深部において超音波画像の S / N 比を改善するためには、低周波数の超音波を使用することが必要である一方、高分解能を得るためには、高周波数の超音波を使用することが必要である。したがって、これら両者の必要性を満足させるためには、超音波の広帯域化が必要である。

【0005】

そこで、図 6 で示す従来の圧電素子型の超音波振動子 1 では、その圧電素子 2 の超音波放射面 2 a を凹弧面に形成することにより、厚みを、その中央部と端部とで徐々にかつ連続的に変化させ、各厚さに対応した周波数の加算により超音波周波数帯の広帯域化を図った技術が提案されている（例えば特許文献 1 参照）。なお、図 6 中、符号 3 は音響整合層、4 は音響レンズ、5 はバックিং、6 はパルサーである。

【特許文献 1】特開平 7 - 107595 号公報

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

しかしながら、このような従来の超音波振動子では、セラミックス製の超音波圧電素子2の超音波放射面2aを凹弧面ないし球面に研削ないし研磨する加工工程が必要であり、超音波安定素子2の製造コストがアップするという課題がある。

【0007】

また、超音波圧電素子2の超音波放射面2aに嵌合する音響整合層3の嵌合面にも、その超音波放射面2aに嵌合する凸弧面3aに形成加工する工程も必要であり、さらに、製造コストが増大するという課題がある。

【0008】

さらにまた、超音波放射面2aが球面の場合は、超音波圧電素子の表面曲率によりスライス方向のジオメトリックフォーカスが一義的に決定されてしまう。このために、フォーカス点が一旦決定すると、取り得る周波数範囲も限定されてしまうという課題がある。

【0009】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、その目的は、出力する超音波の周波数帯域が広帯域であって、視野深度が深く、かつ高分解能の超音波プローブおよび超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0010】**

本発明は、MUT (Micromachining Ultrasound Transducers) 素子は、その口径の大きさにより、放射される超音波の周波数が相違するという特性に着目してなされたものである。

【0011】

請求項1に係る発明は、同一基板上に、口径が2種類以上相違する複数のMUT (Micromachining Ultrasound Transducers) 素子を配設し、これらMUT素子を共通の電圧で駆動させるアレイ素子を、具備していることを特徴とする超音波プローブである。

【0012】

請求項2に係る発明は、上記アレイ素子は、そのスライス方向に、上記大口径のMUT素子と、これよりも小口径のMUT素子とを、交互に配設していることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブである。

【0013】

請求項3に係る発明は、上記アレイ素子は、そのスライス方向の両端部に、上記大口径のMUT素子を配設する一方、このスライス方向の中央部に上記小口径のMUT素子を配設していることを特徴とする請求項1記載の超音波プローブである。

【0014】

請求項4に係る発明は、上記アレイ素子の複数を、スキャン方向に並設していることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波プローブである。

【0015】

請求項5に係る発明は、上記請求項4記載の超音波プローブと、上記MUT素子に駆動信号を与えて超音波を送波させる一方、このMUT素子により受波された超音波反射波を電気信号に変換してエコー信号として出力する送受信手段と、この送受信手段からのエコー信号に基づいて超音波画像を構成し表示する画像構成表示手段と、を具備していることを特徴とする超音波画像診断装置である。

【発明の効果】**【0016】**

本発明によれば、低周波の超音波を送波する大口径のMUT素子と、高周波の超音波を送波する小口径のMUT素子を備えているので、超音波周波数帯の広帯域化を図ることができる。このために、低周波の超音波により被検体深部でのSN比を向上させることができる。また、高周波の超音波により分解能を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、これら添付図面中、同一または相当部分には同一符号を付している。

【 0 0 1 8 】

(第1実施形態)

図1は本発明の第1実施形態に係る超音波プローブヘッド11の電極引出しを主に示す一部切欠模式図、図2はこの超音波プローブヘッド11の一部切欠斜視図、図3はこの超音波プローブヘッド11のMUT素子(Micromachining Ultrasound Transducers)の縦断面図である。

【 0 0 1 9 】

図1, 2に示すように、超音波プローブヘッド11は、1チャンネル(ch)を構成する1次元アレイ素子12の複数を、スキャン方向に並設することにより、複数チャンネルに構成されている。

【 0 0 2 0 】

各1次元アレイ素子12はシリコン製等の同一基板13上に、平面形状が円形で、その円形が大口径の大MUT素子14と、この大MUT素子14よりも小口径(小径)の小MUT素子15と、をスライス方向とスキャン方向に所定のピッチを置いて例えば2列に配列し、大MUT素子14から所要の基本周波数の超音波を生成送波し、小MUT素子15から、その基本周波数の2倍の高周波超音波を生成送波するようになっている。

【 0 0 2 1 】

図3に示すように、大MUT素子14と小MUT素子15は、その平面形状等の大きさは相違するが、構造は同一である。すなわち、これら大, 小MUT素子14, 15は、シリコン製等の同一基板13の下底面に、接地用の共通電極16を一体に形成する一方、この基板13の図中上面上に、所要大のギャップ17を置いて、有蓋円錐台状または有蓋円筒状の圧電膜18を形成し、この圧電膜18の円形上蓋部上に、平面形状が円形の電極19を同心状に一体に形成している。また、このギャップ17の開口径は大, 小MUT素子14, 15から出力させる超音波の周波数に基づいて決定される。すなわち、大口径の大MUT素子14からは所定の基本周波数等の低周波の超音波が出力され、小口径の小MUT素子15からは、基本周波数の2倍の高周波の超音波が出力されるようになっている。また、これら大, 小MUT素子14, 15は被検体内の音響インピーダンスが異なる境界で反射した超音波反射波を受波したときに、これを電気信号に変換してエコー信号として電極19から各々の送受信回路21へそれぞれ与えるようになっている。

【 0 0 2 2 】

そして、図2に示すように電極19側の基板13の上面上に、音響レンズ20を配設している。また、これら電極19には、図1, 2で示す1次元アレイ素子12毎に、図示省略の接続導体を介して大, 小MUT素子14, 15同士を電氣的に接続すると共に、これら14, 15を送受信手段である送受信回路21に電氣的に接続している。

【 0 0 2 3 】

これら送受信回路21は、同一の所要電圧と周波数のパルス駆動信号として、各大, 小MUT素子14, 15の電極19にそれぞれ印加させることにより圧電膜18を振動させて各々所要の周波数の超音波を生成し、被検体に送波させるパルサーを含む送信回路と、各大, 小MUT素子14, 15で受波されて電気信号に変換された被検体からのエコー信号を増幅するプリアンプ等の増幅回路を具備している。

【 0 0 2 4 】

図4は、これら大, 小MUT素子14, 15の周波数特性を示し、大MUT素子14から送波される低周波数帯域Lfと、小MUT素子15から送波される高周波数帯域Hfとが合成された広帯域の周波数帯が各1次元アレイ素子12の周波数帯域になる。

【 0 0 2 5 】

このように構成された超音波プローブヘッド11は、上記各送受信回路21と画像構成表示手段を具備した本体装置22に電氣的に接続されることにより、超音波画像診断装置

10

20

30

40

50

23に構成されている

本体装置22は送受信回路21の受信回路からのエコー信号に基づいて超音波画像データを形成する信号処理部と、この信号処理部からの超音波画像データをCRT(陰極線管)やLCD(液晶ディスプレイ)等の表示装置に表示する表示部と、を具備している。

【0026】

すなわち、上記信号処理部は、A/D変換器群、メモリ、整相加算器を備えている。A/D変換器群は送受信回路11のプリアンプにより増幅された各エコー信号のアナログ信号をデジタル信号にそれぞれ変換してメモリに与えるものである。このメモリはこのデジタルエコー信号の所定時間分、一時的に記憶するバッファメモリである。

【0027】

整相加算器はメモリに記憶されているエコー信号を所定のタイミングで読み出し、被検体内の診断位置を焦点として、この焦点から全大、小MUT素子14、15までのエコー波伝播時間に相当する遅延時間を乗算する整相加算をして表示部に与えるものである。

【0028】

表示部は、検波回路、フレームメモリ、D/A変換器およびCRTやLCD等のモニタを備えている。検波回路は整相加算器からのエコー信号をデジタル信号のまま検波し、この検波信号をフレームメモリに与えて、モニタのフレーム毎に一時的に記憶させるものである。

【0029】

このフレームメモリの記憶データはモニタの表示タイミングに同期して読み出され、D/A変換器によりアナログ信号に変換されてからモニタに与えられ、超音波画像として表示される。

【0030】

次に、この超音波プローブヘッド11を備えた超音波画像診断装置23の作用を説明する。

【0031】

まず、各1次元アレイ素子12の各大、小MUT素子14、15の電極19に、各送受信回路21のパルサーから同一の所要電圧および所要周波数のパルス信号が駆動信号としてそれぞれ与えられる。

【0032】

すると、各大MUT素子14では、その圧電膜18が振動して、例えば所要の基本周波数の超音波が発生する一方、各小MUT素子15では、その圧電膜18が振動して、例えば基本周波の2倍周波数の超音波が発生し、これら基本周波数と2倍周波数の高低2波の超音波が出力されて音響レンズ20により所要の焦点の超音波ビームに集束されて図示しない被検体内に送波される。この超音波ビームはスキャン方向にスキャンされる。

【0033】

この被検体内に送波される超音波ビームの周波数帯域は、各大MUT素子14から送波される基本周波数の低い周波数帯域Lfと、小MUT素子15から送波される2倍周波数の高い周波数帯域Hfとを合成してなる広い周波数帯域を有する。

【0034】

こうして被検体内に送波された超音波ビームは被検体内の音響インピーダンスが異なる境界で反射して広帯域のエコー波(反射波)として各大、小MUT素子14、15により受波され、かつ電気信号のエコー信号に変換される。

【0035】

したがって、この広帯域のエコー信号は、被検体内の深部において、低周波の基本周波数の超音波によりS/N比が改善され、被検体内の浅い部位では高分解能の2倍周波数の超音波により分解能が向上する。

【0036】

さらに、この広帯域のエコー信号は各大、小MUT素子14、15の電極19から図示しない接続導体を介して各送受信回路21の受信回路へ出力され、ここで前置増幅されて

10

20

30

40

50

から本体装置 22 の信号処理部へ入力され、ここで超音波画像データに構成され、表示部で超音波画像が表示される。

【0037】

したがって、この超音波画像診断装置 13 によれば、各 1 次元アレイ素子 12 からは、基本周波数の低周波から 2 倍周波数の高周波を含む広帯域の周波数成分を含む超音波ビームを被検体内に送波することができるので、被検体内の深部におけるエコー信号の S/N 比を基本周波数の低周波により改善することができると共に、被検体内の浅い部位におけるエコー信号の分解能を、2 倍周波数の高周波により向上させることができる。

【0038】

このために、表示部に表示される被検体の超音波画像の S/N 比と分解能を向上させることができる。 10

【0039】

また、THI（ティッシュハーモニック）画像モードでは、大 MUT 素子 14 を基本周波数の駆動信号により駆動する一方、被検体内で歪んだ基本周波数の 2 倍周波のエコー波を小 MUT 素子 15 により受波することにより THI 画像を得ることができる。すなわち、大 MUT 素子 14 により主に駆動し、小 MUT 素子 15 により主にエコー波を受波することにより THI 画像を得ることができる。

【0040】

また、この超音波プローブヘッド 11 によれば、図 6 で示す従来の超音波プローブヘッド 1 のように圧電体 2 の一面を凹弧面 2a や球面に研磨する等の機械加工を必要とせず、超音波の周波数帯域の広帯域化を簡単に図ることができるので、この超音波プローブヘッド 11 の製造の簡単化と製造コストの低減とを共に図ることができる。 20

【0041】

さらに、超音波ビームのフォーカス点が大、小 MUT 素子 14、15 の形状により一義的に限定されないため、これら大、小 MUT 素子 14、15 を駆動する駆動振動の周波数が限定されない。このために、被検体の診断部位や検査目的に応じて好適な周波数を使用することができる。

【0042】

さらに、基板 13 上において、複数の大、小 MUT 素子 14、15 をスキャン方向とスライス方向に交互に配列しているため、これら大、小 MUT 素子 14、15 の実装密度の向上を図ることができ、その分、分解能を向上させることができる。 30

【0043】

（第 2 実施形態）

図 5 は本発明の第 2 実施形態に係る超音波プローブヘッド 11A の構成を示す一部切欠模式図である。

【0044】

この超音波プローブヘッド 11A は、各 1 次元アレイ素子 12 のスライス方向両端部に、大 MUT 素子 14、14、... をそれぞれ配設する一方、そのスライス方向中央部に小 MUT 素子 15、15、... を配設した点に特徴があり、これ以外の構成は図 1 で示す超音波プローブヘッド 11 と同様であるため、その説明は省略する。 40

【0045】

したがって、これら 1 次元素子 12 の周波数特性は、そのスライス方向中央部で超音波の高周波帯域を有し、スライス方向端部へ行くに従って周波数が低周波化する。

【0046】

このために、主に高周波の小 MUT 素子 15 を駆動信号により駆動することにより、スライス方向中央部の超音波送信音圧が高くなる一方、スライス方向端部の超音波送信音圧が低くなるため、スライス方向に重み付けがされて、超音波のサイドローブが抑制された音場を被検体の深さ方向に均一に形成させることができる。

【0047】

なお、上記図 1 で示す超音波プローブヘッド 11 では、スライス方向とスキャン方向に 50

大，小MUT素子14，15を交互に配設する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば全く規制性なく、ランダムに大，小MUT素子14，15を配設してもよく、1次元アレイ素子12にて混在させればよい。これによっても超音波プローブヘッド11の周波数帯域の広帯域化を図ることができる。

【0048】

また、送受信回路21は1次元アレイ素子12のシリコン製基板13に集積回路として一体に形成したとしてもよく、または、本体装置22内に配設してもよい。

【0049】

さらに、上記実施形態では、大，小MUT素子14，15の平面形状が円形である場合について説明したが、本発明は円形に限定されるものではなく、例えば六角形や八角形等多角形でもよく、これら大，小MUT素子14，15をスライス方向に千鳥状に配設して実装密度を向上させるように構成してもよい。

【0050】

また、図5で示す第2実施形態に係る超音波プローブヘッド11Aでは、大，小MUT素子14，15と共に、これら大，小MUT素子14，15の中間の口径を有する複数の中MUT素子24を、これら大，小MUT素子14，15の中間に配設してMUT素子の口径の相違を3種類にしてもよく、その口径の相違は2種類以上であればよい。さらに、上記実施形態では本発明を1次元アレイ素子12に適用する場合について説明したが、本発明を2次元アレイ素子に適用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波プローブヘッドを具備した超音波画像診断装置の構成を示す模式図。

【図2】図1で示す超音波プローブヘッドの一部切欠斜視図。

【図3】図1，図2で示す大，小MUT素子の拡大縦断面図。

【図4】図1，図2で示す超音波プローブヘッドの周波数帯域を示す周波数特性図。

【図5】本発明の第2実施形態に係る超音波プローブヘッドの一部省略模式図。

【図6】従来の超音波振動子の概略縦断面図。

【符号の説明】

【0052】

- 11，11A 超音波プローブヘッド
- 12 1次元アレイ素子
- 13 基板
- 14 大MUT素子
- 15 小MUT素子
- 17 ギャップ
- 18 圧電膜
- 19 電極
- 20 音響レンズ
- 21 送受信回路
- 22 本体装置
- 23 超音波装置

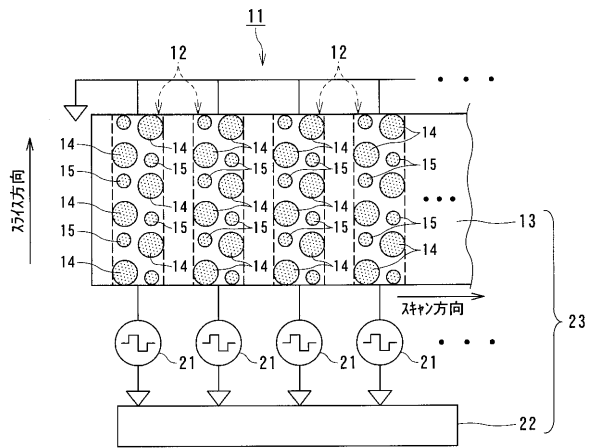
10

20

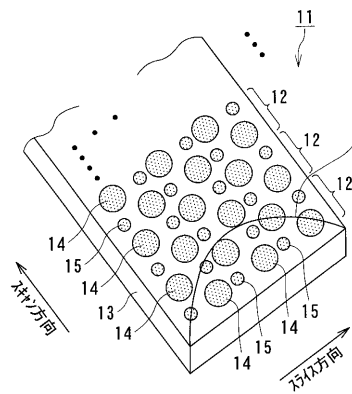
30

40

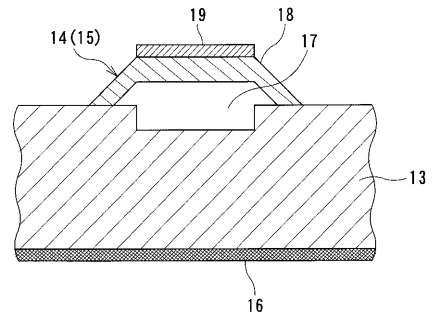
【図 1】



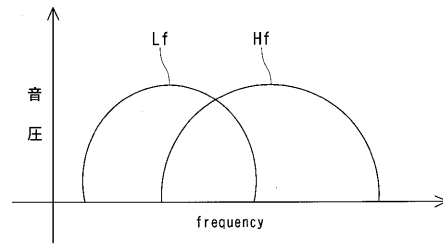
【図 2】



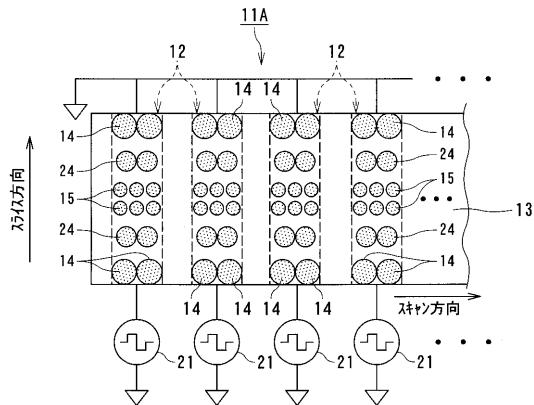
【図 3】



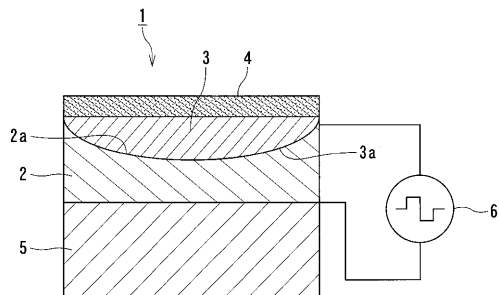
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 武内 俊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 芝本 弘一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 小川 隆士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB08 BB21 EE01 EE06 GB02 GB04 GB06 GB41 GB48 HH06
HH25 HH35

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断成像设备		
公开(公告)号	JP2006075425A	公开(公告)日	2006-03-23
申请号	JP2004264193	申请日	2004-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	武内俊 芝本弘一 小川隆士		
发明人	武内 俊 芝本 弘一 小川 隆士		
IPC分类号	A61B8/00 H01L41/09 H01L41/22		
FI分类号	A61B8/00 H01L41/08.C H01L41/22.Z H01L41/22		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/EE01 4C601/EE06 4C601/GB02 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB41 4C601/GB48 4C601/HH06 4C601/HH25 4C601/HH35		
代理人(译)	波多野尚志		
其他公开文献	JP4632728B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有宽范围的输出超声波，深视场和高分辨率的超声探头以及超声图像诊断设备。在同一基板（13）上设有直径不同的多个MUT元件（14、15），并设置有助于以共同的电压驱动这些MUT元件的阵列元件（12）。[选型图]图1

