

(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2010-220792

(P2010-220792A)

(43) 公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)

(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 14 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2009-71088 (P2009-71088)
(22) 出願日 平成21年3月24日 (2009. 3. 24)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 中村 洋一
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 吉田 浩二
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

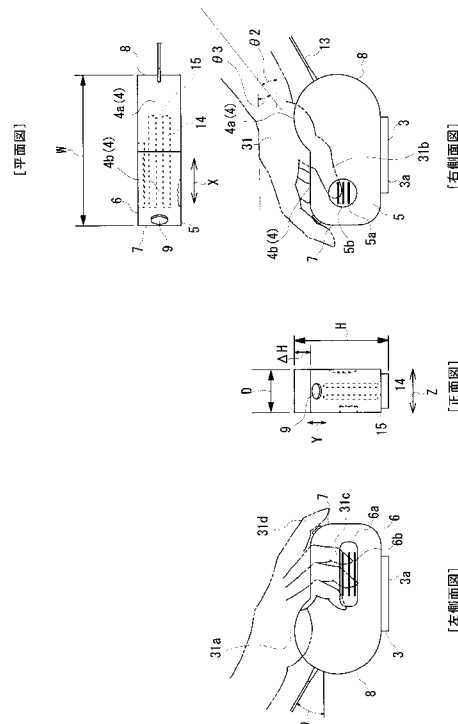
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】把持し易く操作性を向上させて、操作者の疲労負担の軽減に資することのできる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】この超音波プローブは、被検体に接触させる接触面としての底面と、底面と対面関係にある上面と、底面と上面とを接続する側面であって、把持の際に操作者の親指を当接させる親指当接面と、親指当接面と対面関係にあって操作者の中指を当接させる中指当接面と、を有しており、底面から上面までの高さ方向における実質的な外形寸法である高さ方向寸法Hと、親指当接面から中指当接面までの厚さ方向における実質的な外形寸法である厚さ方向寸法Dと、高さ方向と厚さ方向との両方向に直交する幅方向における実質的な外形寸法である幅方向寸法Wとが、 $D \leq H \leq W$ の関係にある。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置の装置本体と信号送受信可能に構成され、かつ、操作者の右手での把持によって被検体に接触させられて、該被検体に対して超音波を送信して該被検体からの超音波エコーを受信することにより、前記装置本体に対して前記超音波エコーの受信信号を送信する超音波診断装置用の超音波プローブであって、

前記被検体に接触させる接触面としての底面と、

該底面と対面関係にある上面と、

前記底面と該上面とを接続する側面であって、前記把持の際に前記操作者の親指を当接させる親指当接面と、

該親指当接面と対面関係にあって前記操作者の中指を当接させる中指当接面と、を有しており、

前記底面から前記上面までの高さ方向における実質的な外形寸法である高さ方向寸法 H と、

前記親指当接面から前記中指当接面までの厚さ方向における実質的な外形寸法である厚さ方向寸法 D と、

前記高さ方向と前記厚さ方向との両方向に直交する幅方向における実質的な外形寸法である幅方向寸法 W とが、 $D \leq H \leq W$ の関係にある超音波プローブ。

【請求項 2】

前記厚さ方向寸法 D が、 $20 \text{ mm} \leq D \leq 40 \text{ mm}$ である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記高さ方向寸法 H が、 $50 \text{ mm} \leq H \leq 80 \text{ mm}$ である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記幅方向寸法 W が、 $80 \text{ mm} \leq W \leq 120 \text{ mm}$ である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

受信した前記超音波エコーをデジタル変換するためのデジタル回路、を更に有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記装置本体と信号送受信するための信号ケーブルが前記上面又は前記側面から突出しており、該信号ケーブルの突出方向と前記底面とが実質的に為す突出角度 θ が、 $0^\circ \leq \theta \leq 30^\circ$ の関係にある請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記装置本体と無線信号送受信するための無線通信部と、

少なくとも該無線通信部に電源を供給するバッテリーと、を更に備えた請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記把持の際に、前記操作者の人差し指による操作が可能な操作手段を、前記上面又は前記側面に更に有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記親指当接面において、前記把持の際に前記操作者の親指が当接する位置に第 1 の凹部が形成され、

前記中指当接面において、前記把持の際に前記操作者の中指が当接する位置に第 2 の凹部が形成され、かつ、

前記第 1 の凹部と前記第 2 の凹部とが異なる形状又は異なるサイズとされている請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記第 1 の凹部に、実質的に前記幅方向に延びる第 1 の凹凸部が形成され、

10

20

30

40

50

前記第2の凹部に、実質的に前記幅方向に延びる第2の凹凸部が形成され、かつ、
前記第1の凹凸部と前記第2の凹凸部とが異なる形状又は異なるサイズとされている請求項9に記載の超音波プローブ。

【請求項11】

前記上面において、前記把持の際に前記操作者の掌が当接する位置に掌圧部が膨出形成されている請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項12】

前記該掌圧部の最大高さ位置と、前記上面における該掌圧部以外の部分の最大高さ位置との前記高さ方向における落差 ΔH が、 $5\text{ mm} \leq \Delta H \leq 15\text{ mm}$ である請求項11に記載の超音波プローブ。

10

【請求項13】

前記掌圧部が、その内面側に放熱板を有する請求項11に記載の超音波プローブ。

【請求項14】

請求項1から請求項13のうちいずれか1項に記載の超音波プローブと、
該超音波プローブからの信号を受信して、前記被検体の超音波エコー画像を表示する前記装置本体と、を有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、超音波プローブ及び超音波診断装置に係り、特に把持し易く操作性を向上させて、操作者の疲労負担の軽減に資することのできる超音波プローブ等に関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やRI (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

30

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波プローブ（超音波探触子）が用いられる。この超音波プローブは、一般的に操作者（検査技師）が右手で把持し、患者（被検体）の検査部位に接触させて使用するものである。

40

【0005】

患者に直接接触させるための超音波プローブと、その超音波プローブからのエコー信号に基づき超音波エコー画像を表示させる装置本体とは、別体として構成されることが多く、そのため超音波プローブと装置本体とは多くの場合ケーブルにて接続される。その際、超音波プローブと装置本体との信号送受信はアナログ信号によって行われており、その結果、アナログ信号用の太くて重い接続ケーブルによって、超音波プローブの操作性の悪化が引き起こされていた。

【0006】

例えば、高画質のエコー画像を得るためには、超音波プローブ内には100素子程度以

50

上の超音波トランスデューサを備える必要がある。その素子1つ1つからの信号線を装置本体側に接続する必要があるので、接続ケーブル内には各素子からの100本以上の信号線が束ねられることになってしまう。その結果、接続ケーブルは、直径10mm程度以上の太さとなってしまい、コシが強くて曲がりにくく重いものになってしまう。

【0007】

超音波プローブは、このような太くて重い接続ケーブルによって装置本体と接続されるので、患者に接触させる際に自在に取り回すことが困難となったり、ケーブルが直接患者に接触してしまっ

て患者が不快に感じたりすることがある。そのような悪影響を少しでも軽減するために、従来の超音波プローブは、縦に長いスティック形状とされており、その後端部分（患者との接触部分の反対側）から接続ケーブルが後方に向けて突出するようになっている。縦長のスティック形状としてその後方から接続ケーブルを突出させることで、ケーブルの重量による超音波プローブの重量バランスの悪化を極力低減させ、また、ケーブルと患者との接触の虞も低減している。

10

【0008】

一方、例えば特許文献1には、超音波プローブと装置本体との信号送受信をデジタル化する構成が開示されている。信号をデジタル化してシリアルデータとして送受信することにより、超音波トランスデューサの1素子1素子からの信号線を装置本体側へ接続することが不要となる。その結果、例えば、特許文献1においては、超音波プローブと分離ユニットとを比較的細いケーブル（デジタルケーブル）で接続したり、分離ユニットと装置本体とをケーブルレス（無線）により通信したりすることを実現している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2007-190066号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

特許文献1に開示される超音波プローブは、従来のものと同様に、縦長のスティック形状とされている（特許文献1の図4及び図6を参照。）。このようなスティック形状の超音波プローブでは、操作者が親指と人差し指（又は中指）とでプローブを挟み込むように把持してプローブ操作を行うのが一般的である。親指と人差し指等とで超音波プローブを握り、その握力とそれに起因する摩擦力を利用して、超音波プローブの接触面を患者に密着させるのである。

30

【0011】

その接触面と患者との密着を維持するため、操作者はプローブを患者に対して強く押し付ける必要がある。その場合においてもプローブがずれてしまわないよう、操作者は指に強い力を加えてプローブを把持しなければならない。その結果、操作者の手が疲れてしまって、安定的にプローブを把持し続けることが難しくなる。集団検診等、数多くの患者を検査する場合や、1人の患者を長時間に亘って精密に検査する場合において、操作者が疲労してしまったり、手に痛みを生じてしまう場合がある。

40

【0012】

また、操作者が親指と人差し指等とでプローブを確実に把持するためには、プローブの胴囲をおおよそ150mm程度以下とする必要がある。そうすると、プローブ内部のスペースが小さくなってしまい、内部にデジタル化のための基板や無線通信のためのバッテリーを配置する余裕を十分に確保することが難しい。

【0013】

そのため、装置本体との接続ケーブルを廃止又は小径軽量とすることにより、超音波プローブの操作性を向上させることができ、しかも持ち易くて疲れにくく、内部に十分な部品配置スペースを確保することのできる超音波プローブの提案が強く望まれていた。

【0014】

50

本発明は、上記の事情に鑑みて為されたもので、把持し易く操作性を向上させて、操作者の疲労負担の軽減や診断操作の安定性向上に資することができ、しかも内部に部品配置のためのスペースを充分確保することのできる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することを例示的課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記の課題を解決するために、本発明の例示的側面としての超音波プローブは、超音波診断装置の装置本体と信号送受信可能に構成され、かつ、操作者の右手での把持によって被検体に接触させられて、被検体に対して超音波を送信して被検体からの超音波エコーを受信することにより、装置本体に対して超音波エコーの受信信号を送信する超音波診断装置用の超音波プローブであって、被検体に接触させる接触面としての底面と、底面と対面関係にある上面と、底面と上面とを接続する側面であって、把持の際に操作者の親指を当接させる親指当接面と、親指当接面と対面関係にあって操作者の中指を当接させる中指当接面と、を有しており、底面から上面までの高さ方向における実質的な外形寸法である高さ方向寸法Hと、親指当接面から中指当接面までの厚さ方向における実質的な外形寸法である厚さ方向寸法Dと、高さ方向と厚さ方向との両方向に直交する幅方向における実質的な外形寸法である幅方向寸法Wとが、 $D \leq H \leq W$ の関係にある。

【0016】

超音波プローブを従来の縦長スティック形状でなく、横型（横長の箱型形状）とすることにより、把持し易く安定感があり、操作性のよいものとすることができる。したがって、長時間の操作が続いた場合であっても、操作者の疲労を従来より軽減することができる。持ち易さと共に内部スペースの増大も図ることができ、プローブ内部に回路基板やバッテリーを格納するスペースを確保することができる。

【0017】

厚さ方向寸法Dが、 $20\text{ mm} \leq D \leq 40\text{ mm}$ であってもよいし、高さ方向寸法Hが、 $50\text{ mm} \leq H \leq 80\text{ mm}$ であってもよい。また、幅方向寸法Wが、 $80\text{ mm} \leq W \leq 120\text{ mm}$ であってもよい。

【0018】

受信した超音波エコーをデジタル変換するためのデジタル回路を超音波プローブが更に有してもよい。内部にデジタル回路を有することにより、装置本体側との情報送受信をデジタル信号によって行うことが可能となる。その結果、従来の太く重いアナログ用の接続ケーブルを使用する必要がなくなり、プローブ～装置本体間の通信を小径かつ軽量のデジタルケーブル又は無線通信により行うことができる。

【0019】

信号をデジタル信号としてシリアル化することにより、ケーブル内の信号線本数を1/10以下に低減することができ、その結果、例えば接続ケーブルの直径を、5mm以下程度に細くすることができる。これは、例えば、PCとマウスとを接続するUSBマウスケーブルと同等の太さと考えてよい。

【0020】

これにより、ケーブルがプローブの操作性に悪影響を与えることが殆どなくなり、プローブの操作性が大幅に向上する。もちろん、プローブ～装置本体間の情報送受信を無線通信として、ケーブル自体を廃止すれば、一層の操作性向上を実現することができ、例えば、プローブと装置本体とがある程度距離が離れた状態で使用することもできる。

【0021】

装置本体と信号送受信するための信号ケーブルが上面又は側面から突出しており、信号ケーブルの突出方向と底面とが実質的に為す突出角度 θ が、 $0^\circ \leq \theta \leq 30^\circ$ の関係にあってよい。また、この場合において、信号ケーブルの直径 ϕ が $\phi \leq 5\text{ mm}$ 以下であれば、一層信号ケーブルが邪魔にならず、快適な操作（検査）を行うことができる。

【0022】

装置本体と無線信号送受信するための無線通信部と、少なくとも無線通信部に電源を供

10

20

30

40

50

給するバッテリーと、を超音波プローブが更に備えてもよい。また、超音波プローブが、把持の際に、操作者の人差し指による操作が可能な操作手段を、上面又は側面に更に有してもよい。この操作手段には、例えば押圧操作が可能な操作ボタン、回転操作が可能な操作ホイール、ジョイスティック等を含むことができる。

【0023】

親指当接面において、把持の際に操作者の親指が当接する位置に第1の凹部が形成され、中指当接面において、把持の際に操作者の中指が当接する位置に第2の凹部が形成され、かつ、第1の凹部と第2の凹部とが異なる形状又は異なるサイズとされていてもよい。その第1の凹部に、実質的に幅方向に延びる第1の凹凸部が形成され、第2の凹部に、実質的に幅方向に延びる第2の凹凸部が形成され、かつ、第1の凹凸部と第2の凹凸部とが異なる形状又は異なるサイズとされていてもよい。

10

【0024】

上面において、把持の際に操作者の掌が当接する位置に掌圧部が膨出形成されていてもよい。掌圧部の最大高さ位置と、上面における掌圧部以外の部分の最大高さ位置との高さ方向における落差 ΔH が、 $5\text{ mm} \leq \Delta H \leq 15\text{ mm}$ であってもよい。掌圧部が、その内面側に放熱板を有してもよい。

【0025】

本発明の他の例示的側面としての超音波診断装置は、上記の超音波プローブと、超音波プローブからの信号を受信して、被検体の超音波エコー画像を表示する装置本体と、を有する。

20

【0026】

本発明の更なる目的又はその他の特徴は、以下添付図面を参照して説明される好ましい実施の形態によって明らかにされるであろう。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、超音波プローブの形状が縦長のスティックタイプでなく、高さ方向寸法よりも幅方向寸法の方が大きくされた横長の箱型形状とされているので、全体的に安定感が高く、検査時にもエコー画像のブレ等の不具合を低減することができる。また、操作者が親指と人差し指とで挟み込むのではなく、親指と中指とで支えつつ掌全体で被検体に対して押し付けることが可能となっているので、被検体との良好な密着を確保することができる上に、操作者の手や指に無理な負担を与えずに疲労を軽減することができる。

30

【0028】

従来の縦長スティックタイプにおいては、親指と人差し指又は親指と中指によってプローブの胴囲を囲むように把持する必要があるため、その胴囲寸法を余り大きくすることができなかった。しかし、本発明に係る超音波プローブは横型とされており、操作者が掌全体をも利用して安定的に把持することができるようになっているので、プローブの胴囲寸法に対する制約（胴囲を大きくすることができないという制約）を減少させることができる。したがって、超音波プローブの内部断面積及び内部容積を増大させることができ、プローブ内に電子回路基板やバッテリーのための配置スペースに余裕が生まれ、例えば、長時間動作を可能とする大き目のバッテリーを内蔵したり、デジタル処理のためのデジタル回路基板を内蔵したりすることが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施形態1に係る超音波診断装置の全体構成の概略を示す構成図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置の内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図3】図2に示す送受信部の第1の構成例を示す図である。

【図4A】図3に示すADCによるサンプリングを示す波形図である。

【図4B】図3に示すサンプリング部によるサンプリングを示す波形図である。

【図5】図2に示す送受信部の第2の構成例を示す図である。

50

【図 6】図 2 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。

【図 7】図 6 に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。

【図 8】本発明の実施形態 1 における変形例 1 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図 9】本発明の実施形態 1 における変形例 2 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。

【図 10】図 1 に示す超音波プローブの外観図であって、正面図、右側面図、左側面図及び平面図を示した 4 面図である。

【図 11】本発明の実施形態 2 に係る超音波プローブの外観斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

〔実施形態 1〕

以下、本発明の実施形態 1 について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

【0031】

図 1 は、本発明の実施形態 1 に係る超音波診断装置 S の全体構成の概略を示す構成図であり、図 2 は、超音波診断装置 S の内部構成の概略を示すブロック構成図である。図 1 及び図 2 に示すように、この超音波診断装置 S は、本発明の実施形態 1 に係る超音波プローブ（超音波探触子）1 と、装置本体 2 とを有して大略構成される。

【0032】

超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでも良いし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。図 2 に示すように、超音波プローブ 1 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 10 と、複数チャンネルの送受信部 20 と、シリアル化部 30 と、送信制御部 40 と、伝送回路 50 とを含んでいる。

【0033】

複数の超音波トランスデューサ 10 は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb（lead）zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0034】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0035】

複数チャンネルの送受信部 20 は、送信制御部 40 の制御の下で複数の駆動信号を生成して、それらの駆動信号を複数の超音波トランスデューサ 10 に供給すると共に、複数の超音波トランスデューサ 10 から出力される複数の受信信号に対して直交検波処理等を実施して得られたサンプルデータをシリアル化部 30 に供給する。

【0036】

図 3 は、図 2 に示す送受信部の第 1 の構成例を示す図である。図 3 に示すように、各チャンネルの送受信部 20 は、送信回路 21 と、プリアンプ 22 と、ローパスフィルタ（LPF）23 と、アナログ／デジタル変換器（ADC）24 と、直交検波処理部 25 と、サンプリング部 26a 及び 26b と、メモリ 27a 及び 27b とを含んでいる。ここで、送信回路 21 ～直交検波処理部 25 は、信号処理手段を構成している。

10

20

30

40

50

【0037】

送信回路21は、例えば、パルサによって構成されており、送信制御部40の制御の下で駆動信号を生成して、生成された駆動信号を超音波トランスデューサ10に供給する。図2に示す送信制御部40は、伝送回路50から出力される走査制御信号に基づいて、複数チャンネルの送信回路21の動作を制御する。例えば、送信制御部40は、走査制御信号によって設定された送信方向に応じて、複数の遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部40は、複数の超音波トランスデューサ10から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

10

【0038】

複数チャンネルの送信回路21は、送信制御部40によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサ10に供給し、あるいは、複数の超音波トランスデューサ10から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサ10に供給する。

【0039】

プリアンプ22は、超音波トランスデューサ10から出力される受信信号(RF信号)を増幅し、LPF23は、プリアンプ22から出力される受信信号の帯域を制限することにより、A/D変換におけるアライアシングを防止する。ADC24は、LPF23から出力されるアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換する。例えば、超音波の周波数が5MHz程度であるとすれば、40MHzのサンプリング周波数が用いられる。その場合において、生体内での音速を約1530m/secとすると、1サンプルに相当する生体内距離は約0.038mmとなる。したがって、超音波の往復を考慮すると、8192個のサンプルの取得によって、約15.7cmの深度までのデータを得ることができる。

20

【0040】

受信開口における超音波トランスデューサ10の数を64個とし、超音波診断画像の1フレームについて100本の超音波受信ライン(音線)が必要であるとすれば、1フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $8192 \times 64 \times 100 = 52 \times 10^6$ 個となり、毎秒10フレームの画像を表示するためには、約 520×10^6 個/秒のデータ転送が必要となる。ここで、超音波診断画像に必要な分解能は、通常、1個のデータについて12ビット程度であるから、上記のデータを伝送するためには、約6240Mbpsの伝送ビットレートが必要となる。

30

【0041】

このように、RF信号のままでデータの直列化を行うと、伝送ビットレートが極めて高くなり、通信速度やメモリの動作速度がそれに追いつかない。一方、複数の超音波トランスデューサ10からのRF信号を合成してビームの位相を整合するビームフォーミング処理の後でデータの直列化を行うと、伝送ビットレートを低減することができる。しかしながら、受信フォーカス処理のための回路は、規模が大きく、超音波探触子の中に組み込むことは困難である。そこで、本実施形態1においては、受信信号に対して直交検波処理等を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからデータの直列化を行うことにより、伝送ビットレートを低減させている。

40

【0042】

直交検波処理部25は、受信信号に対して直交検波処理を施し、複素ベースバンド信号(I信号及びQ信号)を生成する。図3に示すように、直交検波処理部25は、ミキサ(掛算回路)25a及び25bと、ローパスフィルタ(LPF)25c及び25dとを含んでいる。ミキサ25aが、ADC24によってデジタル信号に変換された受信信号に局部発振信号 $\cos \omega_0 t$ を掛け合わせて、LPF25cが、ミキサ25aから出力される信

50

号にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表す I 信号が生成される。一方、ミキサ 25b が、ADC 24 によってデジタル信号に変換された受信信号に位相を $\pi/2$ だけ回転させた局部発振信号 $\sin \omega_0 t$ を掛け合わせて、LPF 25d が、ミキサ 25b から出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表す Q 信号が生成される。

【0043】

サンプリング部 26a 及び 26b は、直交検波処理部 25 によって生成された複素ベースバンド信号（I 信号及び Q 信号）をサンプリング（再サンプリング）することにより、2 チャンネルのサンプルデータをそれぞれ生成する。生成された 2 チャンネルのサンプルデータは、メモリ 27a 及び 27b にそれぞれ格納される。

10

【0044】

ここで、ベースバンド信号を、ベースバンド周波数帯域の 2 倍の周波数でサンプリングすれば、信号情報は保持される。したがって、サンプリング周波数は、5 MHz であれば十分である。これにより、RF 信号のままでデータの直列化を行う場合と比較して、サンプリング周波数が 40 MHz から 5 MHz に低下するので、データ量は $1/8$ となり、約 15.7 cm の深度までのサンプル数が 1024 個となる。ただし、包絡線検波によって信号情報を維持するためには、位相情報を保持しなければならないので、直交検波処理等によって複素ベースバンド信号（I 信号及び Q 信号）を生成する必要がある、データのチャンネル数が 2 倍となる。

【0045】

20

従って、1 フレームの画像を表示するために必要なデータ量は、 $1024 \times 64 \times 100 \times 2 \approx 13.1 \times 10^6$ 個となり、毎秒 10 フレームの画像を表示するためには、分解能を 12 ビットとして、約 1572 Mbps の伝送ビットレートが必要となる。また、サンプリング周波数を 2.5 MHz とすれば、約 15.7 cm の深度までのサンプル数が 512 個となり、データ量を更に半分に低減することができるので、伝送ビットレートを約 786 Mbps にすることができる。

【0046】

図 4A 及び図 4B は、図 3 に示す ADC によるサンプリングとサンプリング部によるサンプリングとを比較して示す波形図である。図 4A は、3 つのチャンネル Ch. 1 ~ Ch. 3 について、ADC 24 によるサンプリングを示しており、図 4B は、3 つのチャンネル Ch. 1 ~ Ch. 3 について、サンプリング部 26a によるサンプリングを示している。図 4A に示すように RF 信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送する場合と比較して、図 4B に示すようにベースバンド信号をサンプリングしてサンプルデータを伝送することにより、伝送ビットレートを大幅に低減することができる。

30

【0047】

図 5 は、図 2 に示す送受信部の第 2 の構成例を示す図である。図 5 に示す第 2 の構成例においては、図 3 に示す第 1 の構成例におけるサンプリング部 26a 及び 26b の代わりに時分割サンプリング部 26c が設けられており、メモリ 27a 及び 27b の代わりにメモリ 27c が設けられている。

【0048】

40

時分割サンプリング部 26c は、直交検波処理部 25 によって生成される I 信号及び Q 信号を交互に時分割でサンプリング（再サンプリング）することにより、2 系列のサンプルデータを生成する。例えば、時分割サンプリング部 26c は、I 信号を $\cos \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングし、Q 信号を $\sin \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングする。生成された 2 系列のサンプルデータは、メモリ 27c に格納される。これにより、メモリ回路を 1 系統にすることができる。

【0049】

図 6 は、図 2 に示す送受信部の第 3 の構成例を示す図である。図 6 に示す第 3 の構成例においては、図 5 に示す第 2 の構成例におけるミキサ 25a 及び 25b の代わりに直交サンプリング部 25e が設けられている。

50

【0050】

図7は、図6に示す直交サンプリング部の動作を説明するための波形図である。直交サンプリング部25eは、ADC24によってデジタル信号に変換された受信信号を $\cos \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングして第1の信号系列を生成すると共に、受信信号を $\sin \omega_0 t$ の位相に同期してサンプリングして第2の信号系列を生成する。

【0051】

更に、LPF25cが、直交サンプリング部25eから出力される第1の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表すI信号が生成され、LPF25dが、直交サンプリング部25eから出力される第2の信号系列にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表すQ信号が生成される。これにより、図5に示すミキサ25a及び25bを省略することができる。

【0052】

再び図2を参照すると、シリアル化部30は、複数チャンネルの送受信部20によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルサンプルデータに変換する。例えば、シリアル化部30は、128チャンネルのパラレルのサンプルデータを、1～4チャンネルのシリアルサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランスデューサ10の数と比較して、伝送チャンネル数が大幅に低減される。

【0053】

伝送回路50は、装置本体2から走査制御信号を受信して、受信した走査制御信号を複数の送受信部20に出力すると共に、シリアル化部30によって変換されたシリアルサンプルデータを装置本体2に送信する。超音波プローブ1と装置本体2との間の信号伝送は、例えば、ASK (Amplitude Shift Keying)、PSK (Phase Shift Keying)、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying)、16QAM (16 Quadrature Amplitude Modulation)等の通信方式を用いて、有線又は無線で行われる。ASK又はPSKを用いる場合には、1系統で1チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、QPSKを用いる場合には、1系統で2チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、16QAMを用いる場合には、1系統で4チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能である。

【0054】

超音波プローブ1の電源電圧は、超音波プローブ1と装置本体2との間の信号伝送が有線で行われる場合には装置本体2から供給され、超音波プローブ1と装置本体2との間の信号伝送が無線で行われる場合にはバッテリー等によって供給される。超音波プローブ1の電源電圧を装置本体2から供給する場合には、超音波プローブ1と装置本体2との間に接続される信号線を利用してファントム給電を行っても良い。

【0055】

以上において、直交検波処理部25 (図3)、サンプリング部26a及び26b (図3)、時分割サンプリング部26c (図5)、直交サンプリング部25e (図6)、LPF25c及び25d (図6)、及び、シリアル化部30は、FPGA (Field Programmable Gate Array: 現場でプログラミング可能なゲートアレイ)等のデジタル回路によって構成しても良いし、中央演算装置 (CPU)と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア (プログラム)とによって構成しても良い。

【0056】

汎用回路であるFPGAを用いる場合には、回路規模を縮小しても、内蔵される電子部品の数には余り影響しない。しかしながら、回路規模が小さくなるとFPGAの容量が小さくて済むので、より小さな電子部品を使用することが可能となり、実装面積に大きく影響する。あるいは、直交検波処理部25をアナログ回路によって構成することにより、ADC24を省略しても良い。その場合には、サンプリング部26a及び26b、又は、時分割サンプリング部26cによって、複素ベースバンド信号のA/D変換が行われる。

【0057】

10

20

30

40

50

一方、図 2 に示す装置本体 2 は、伝送回路 60 と、走査制御部 70 と、受信フォーカス処理部 80 と、B モード画像信号生成部 90 と、表示部 100 と、操作部 110 と、制御部 120 と、格納部 130 とを有している。

【0058】

走査制御部 70 は、超音波ビームの送信方向を順次設定して走査制御信号を生成する。伝送回路 60 は、走査制御部 70 によって生成された走査制御信号を超音波プローブ 1 に送信すると共に、超音波プローブ 1 からシリアルサンプルデータを受信する。走査制御部 70 は、超音波エコーの受信方向を順次設定して、受信フォーカス処理部 80 を制御する。

【0059】

受信フォーカス処理部 80 は、超音波プローブ 1 から受信したサンプルデータに対して受信フォーカス処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する。受信フォーカス処理部 80 は、メモリ 81 と、整相加算部 82 とを含んでいる。メモリ 81 は、超音波プローブ 1 から受信したシリアルサンプルデータを順次格納する。整相加算部 82 は、走査制御部 70 において設定された受信方向に基づいて、複数の受信遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複素ベースバンド信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【0060】

B モード画像信号生成部 90 は、受信フォーカス処理部 80 によって形成された音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。B モード画像信号生成部 90 は、STC (sensitivity time control) 部 91 と、DSC (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) 92 とを含んでいる。STC 部 91 は、受信フォーカス処理部 80 によって形成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。DSC 92 は、STC 部 91 によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。表示部 100 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、B モード画像信号生成部 90 によって生成された B モード画像信号に基づいて超音波診断画像を表示する。

【0061】

制御部 120 は、操作部 110 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 70 等を制御する。本実施形態 1 においては、走査制御部 70、整相加算部 82、B モード画像信号生成部 90、及び、制御部 120 が、中央演算装置（CPU）と、CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部 130 に格納される。格納部 130 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM 等を用いることができる。

【0062】

図 8 は、本発明の実施形態 1 における変形例 1 に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。図 8 に示す超音波プローブ 1a においては、図 2 に示す超音波プローブ 1 に対し、超音波プローブに設けられている複数の超音波トランスデューサ 10 と送受信部 20 との間の接続関係を切り換える切換回路 11 が追加されている。

【0063】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波プローブにおいては、送受信における開口が順次切り換えられながら被検体の走査が行われる。超音波プローブ 1a に設けられている超音波トランスデューサの数を N とし、同時に使用される超音波トランスデューサの数を M とすると ($M < N$)、切換回路 11 は、 N 個の超音波トランス

10

20

30

40

50

デューサの内からM個の超音波トランスデューサを選択し、選択されたM個の超音波トランスデューサをM個の送受信部20にそれぞれ接続する。これにより、図2に示す超音波プローブ1と比較して、送受信部20の数を低減することができる。

【0064】

図9は、本発明の実施形態1における変形例2に係る超音波プローブの内部構成の概略を示すブロック構成図である。図9に示す超音波プローブ1bにおいては、図8に示す超音波プローブ1aに対し、超音波受信時において2個の超音波トランスデューサ10から出力される受信信号を加算する加算回路12が追加されている。超音波送信時においては、加算回路12は、送受信部20から供給される駆動信号を2個の超音波トランスデューサ10に並列的に供給する。

10

【0065】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックスキャン方式の超音波プローブにおいては、送受信方向が超音波トランスデューサの配列面に対して垂直とされるので、送受信における遅延量は、超音波ビームに対して対称となる。したがって、M個の超音波トランスデューサによって形成される送受信開口において、第1番目の超音波トランスデューサと第M番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_1 と受信信号 R_M とを加算することができる。同様に、第2番目の超音波トランスデューサと第(M-1)番目の超音波トランスデューサとについては遅延量が等しいので、受信信号 R_2 と受信信号 $R_{(M-1)}$ とを加算することができる。これにより、図7に示す超音波プローブ1aと比較して、送受信部20の数を半分にすることができ、また、超音波プローブ1bと超音波診断装置本体2との間の伝送ビットレートを半分にすることができる。

20

【0066】

＜実施形態1に係る超音波プローブの構成の説明＞

次に、本発明の実施形態1に係る超音波プローブ1の構成について、主に形状等の面から説明する。なお、この超音波プローブ1内部の信号処理回路において、図2に示すものを適用することも、図8に示す変形例1に係るものを適用することも、図9に示す変形例2に係るものを適用することも可能である。

【0067】

図10は、この超音波プローブ1の外観図であって正面図、右側面図、左側面図、平面図を示した4面図である。この超音波プローブ1は、図に示すように全体として大略箱型形状とされており、その底面3は被検体（例えば、患者の腹部。）に接触させるための接触面とされている。この底面3の内部近傍には複数の超音波トランスデューサ10が配置されており、被検体に向けて底面3から超音波を発すると共に、被検体からの超音波エコーを、底面3を介して受信することができるようになっている。

30

【0068】

なお、この超音波診断装置Sは、超音波エコー信号をデジタル処理することにより、高画質なエコー画像（超音波診断画像）を生成及び表示することができるようになっている。そのため、超音波プローブ1は、少なくとも48個以上の超音波トランスデューサ10を有しており、高精細なエコー画像の提供を実現している。また、超音波トランスデューサ10の端面に配置された整合層（不図示）が底面3を構成する場合もあるし、その整合層の更に外側に配置された音響レンズ3aが底面3を構成する場合もある。底面3は、本実施形態1で説明するように、平面状であってもよいし、また、コンベックス形状であってもよい。

40

【0069】

この超音波プローブ1は、底面3と対面関係にある上面4、底面3と上面4とを接続する側面5～8を有している。その上面4の一部には、部分的に上方への膨出する掌圧部4aが形成されている。この掌圧部4aは、操作者が右手31でこの超音波プローブ1を把持した際に、自然とその掌31aが当接する位置に形成されており、底面3と被検体との密着を確保する際に、操作者が掌31aで押さえ付けることができるようになっている。

【0070】

50

また、掌圧部 4 a は上面 4 における平坦部（すなわち、掌圧部以外の部分。）4 b よりも上方に膨出しているので、操作者が右手 3 1 でこの超音波プローブ 1 を把持した際に、掌 3 1 a に対して指先が自然と下方に下がるような姿勢となり、操作者が無理に手首を返す必要がないようになっている。そのため、操作者の手首への負担が軽減されている。

【0071】

側面のうち、操作者の右手の親指 3 1 b が当接する親指当接面 5 には、ちょうどその親指 3 1 b が当接する位置近傍に凹部（第 1 の凹部）5 a が形成されている。また、操作者の右手の中指 3 1 c が当接する中指当接面 6 には、ちょうどその中指 3 1 c が当接する位置近傍に凹部（第 2 の凹部）6 a が形成されている。これらの凹部 5 a, 6 a は、操作者の把持を容易にするために形成されたもので、超音波プローブ 1 を持ち上げた際や被検体に対して押し付ける際の滑りを防止して、より確実なプローブの取扱いを実現する。したがって、軽い力で把持しただけで、超音波プローブ 1 を安定して被検体に密着させることができるので、より高品質なエコー画像の提供に寄与している。

【0072】

更に、この凹部 5 a には、各々幅方向 X に延びる凹凸溝（第 1 の凹凸溝）5 b が形成され、凹部 6 a にも同様に凹凸溝（第 2 の凹凸溝）6 b が形成されている。これら凹凸溝 5 b, 6 b が形成されていることにより、親指 3 1 b や中指 3 1 c と超音波プローブ 1 との摩擦が一層増大し、操作者による一層安定的な把持を可能としている。

【0073】

これらの凹部 5 a, 6 a 及び／又は凹凸溝 5 b, 6 b は、操作者の一層安定的な把持を実現している。その結果、操作者がより軽い負担で超音波検査を行うことが可能となり、操作者の右手の疲労軽減に貢献することとなる。なお、凹部 5 a と凹部 6 a とは必ずしも対称的な形状、サイズである必要はなく、各々当接する指の形状や姿勢に合わせて最適な形状及び／又はサイズを選択することが可能である。例えば、凹部 5 a は、当接する親指 3 1 b の指先形状に合わせて円形に構成することができる（図 10 の右側面図参照）。また、凹部 6 a も、当接する中指 3 1 c の指先形状及び指の姿勢に合わせて、幅方向 X に長い長円形状に構成することができる（図 10 の左側面図参照）。もちろん、凹凸溝 5 b, 6 b も各々凹部 5 a, 6 a の形状やサイズに合わせてそれぞれ異なる形状及び／又はサイズとすることができる。

【0074】

上面 4 の平坦部 4 b と前面（側面）7 との境界近傍には、操作者が右手 3 1 でこの超音波プローブ 1 を把持した際に自然とその人差し指 3 1 d の指先が位置する部分に、操作ボタン（操作手段）9 が配置されている。この操作ボタン 9 は、超音波診断装置 S のフリーズ状態（装置本体 2 において、エコー画像の静止画像を表示する状態。）とライブ状態（装置本体 2 において、エコー画像の更新画像を動画表示する状態。）との切替えが可能な操作ボタン 9 である。

【0075】

このフリーズ状態とライブ状態との切替えは、従来は装置本体側に配置された操作ボタンにより行われ、操作者の左手によって操作されていた。そのため、例えば装置本体と超音波プローブとが比較的離れた位置にある場合など、右手で超音波プローブを適正な位置に保持しつつ、左手を伸ばして装置本体側の操作ボタンを操作する必要があった。そのため、フリーズ状態とした瞬間に超音波プローブがズレてしまったり、被検体との密着状態が不安定になったりして、所望のエコー画像の取得が困難となる場合があった。

【0076】

しかしながら、この実施形態 1 に係る超音波プローブ 1 は、プローブ側に操作ボタン 9 が配置され、しかも、親指 3 1 b と中指 3 1 c とでプローブを把持した状態で、自然に人差し指 3 1 d で操作できる位置に配置されている。したがって、フリーズ状態への切替えを無理なく円滑に行うことができ、適正なエコー画像の取得に貢献している。

【0077】

もちろん、操作ボタン 9 には、その他の操作指令、例えば、カラードップラモード、P

10

20

30

40

50

Wドップラモード、Bモード等のモード切替え操作やフリーズ後の装置本体2側での表示画像の選択操作等の種々の操作指令が割り当てられていてもよい。また、操作ボタン9でなく、操作ホイールやジョイスティック等の他の操作手段でももちろんよい。

【0078】

この超音波プローブ1の後面(側面)8からは、突出角度 θ で接続ケーブル13が突出しており、その接続ケーブル13が超音波プローブ1と装置本体2とを信号送受信可能に接続している。接続ケーブル13は、シリアル化されたデジタル信号としてのエコー画像データを装置本体2側へと送信するため、多くの芯線数を必要としない。そのため、例えば直径 $\phi \leq 5\text{ mm}$ 以下の接続ケーブル13を使用することができる。従来に比較して、接続ケーブル13の直径が大幅に小径化され、伴ってケーブルが軽量化されている。したがって、その面においても操作者の負担軽減や被検体としての患者の負担軽減に寄与している。

10

【0079】

なお、突出角度 θ は、図10の右側面図において示すように、底面3と接続ケーブル13の突出方向とが実質的に為す角度で規定され、この突出角度 θ が $0^\circ \leq \theta \leq 30^\circ$ の範囲内に設定されていることが望ましい。接続ケーブル13の被検体への接触防止と、プローブを把持する操作者の右手首や右腕への接触防止とを極力良好に両立させるためには、上記のような角度範囲であることが好ましいのである。接続ケーブル13は、把持状態における操作者の右手31を邪魔しない位置であれば、例えば上面4(掌圧部4aを含む)に配置されていてももちろんよい。

20

【0080】

ここで、超音波プローブ1における高さ方向Y、厚さ方向Z及び幅方向Xを図10に示すように定義し、超音波プローブ1の高さ方向Yにおける高さ方向寸法(外寸)をH、厚さ方向Zにおける厚さ方向寸法(外寸)をD、幅方向Xにおける幅方向寸法(外寸)をWとする。この実施形態1においては、超音波プローブ1の各外寸の関係が、 $D \leq H \leq W$ の関係とされ、縦長のスティックタイプでなく、横長の箱型形状とされている。そのため、操作者が安定して超音波プローブ1を把持することができ、また、掌31aで掌圧部4aを押し付けることもできるようになっている。操作者の負荷軽減と高い操作性及び安定したエコー画像取得を高い次元で実現している。

【0081】

なお、厚さ方向寸法Dは、 $20\text{ mm} \leq D \leq 40\text{ mm}$ であることが好ましい。これは、一般的な成人が軽負担で右手31の親指31bと中指31cとで把持することができ、かつプローブ内部に少なくとも2枚の回路基板を配置することができる、という観点から選択される数値範囲である。

30

【0082】

この超音波プローブ1は、超音波トランスデューサ10により受信した超音波エコーをアナログ処理するためのアナログ回路を実装するアナログ基板(第1の回路基板)14と、受信したアナログ信号をAD変換してシリアル化し、装置本体2に向けてデジタル信号を送信するデジタル基板(第2の回路基板)15とを内部に有している。

【0083】

ノイズ混入防止の観点から、アナログ処理のための回路とデジタル処理のための回路とは別基板とすることが望ましく、そのためこの超音波プローブ1は、少なくとも2枚の回路基板14、15を内部に有している。なお、アナログ基板14上には、例えば図2に示す送受信部20が実装され、デジタル基板15上には、例えば図2に示すシリアル化部30及び伝送回路50が実装される。

40

【0084】

超音波プローブ1の幅方向寸法Wは、 $80\text{ mm} \leq W \leq 120\text{ mm}$ であることが好ましい。これは、一般的な成人の手掌のサイズ(100mmから114mm程度)から人間工学的に把持し易いという観点、及び頸動脈の超音波検査にも適用可能、という観点から選択される数値範囲である。

50

【0085】

超音波プローブ1の高さ方向寸法Hは、 $50\text{ mm} \leq H \leq 80\text{ mm}$ と、比較的低く設定されることが好ましい。これは、一般的な成人の中指31cの長さ（70mmから80mm程度）と把持の際に中指が自然と若干曲がった姿勢となることから人間工学的に把持し易いという観点、及び把持して被検体に底面3を押し付けた際に、安定的に密着することができる、という観点から選択される数値範囲である。

【0086】

例えば、これらの厚さ方向寸法D、高さ方向寸法Hの寸法範囲に基づき、超音波プローブの胴囲（ $= 2 * D + 2 * H$ ）を240mm程度とすることができる。胴囲が240mm程度であっても、横長の箱型形状であることと掌全体を使って把持することができることにより、安定感の高い把持が可能となる。

10

【0087】

また、従来の超音波プローブの胴囲（操作者が親指と人差し指又は中指で囲むように把持する部分の周囲寸法）が約150mm程度であったのに対し、この超音波プローブ1の胴囲を240mm程度に拡大すれば、超音波プローブ1内部の断面積及び内部容量を大幅に拡大することができる。

【0088】

例えば、四角形断面を想定した場合において、その1辺を約50mmとした場合に、従来の超音波プローブにおいては他辺が約25mmとなるが、この超音波プローブ1においては他辺を70mmとすることができる。これは、この実施形態1に係る超音波プローブ1の断面積や内部容積を、従来のものの約2.8倍とすることが可能であることを意味する。したがって、内部に複数の電子回路基板やバッテリーの配置スペースを充分確保することができる。

20

【0089】

なお、掌圧部4aにおける最大高さ位置と平坦部4bの高さ位置との落差 ΔH は $5\text{ mm} \leq \Delta H \leq 15\text{ mm}$ となるように設定される。操作者がこの超音波プローブ1を掌31a全体で包み込むように把持するので、掌31aの中央部が部分的に窪んだ状態となり、その窪んだ部分にちょうどこの掌圧部4aが位置することとなる。平坦部4bよりも上方に突出した掌圧部4aが掌31aの窪みに当接するので、操作者は右手31全体を自然な感じで超音波プローブ1に当接させることができる。

30

【0090】

操作者が診断時にこの超音波プローブ1を自然に把持した際には、腕の角度（前腕と水平線とが為す角度） $\theta 2$ が自然と $10^\circ \sim 30^\circ$ 程度となり、腕に無理な負担を強いることなくこの超音波プローブ1を把持して診断を行うことができる。また、その際、手首と前腕とが為す角度 $\theta 3$ もおおよそ $0^\circ \sim 30^\circ$ 前後の自然な角度となり、手首の負担も軽減される。

【0091】

〔実施形態2〕

図11は、本発明の実施形態2に係る超音波プローブ32の外観斜視図である。この超音波プローブ32は、無線通信により装置本体側と信号送受信を行うようになっている。そのため、この超音波プローブ32は接続ケーブル13を有しておらず、伝送回路50（図2参照）に接続されたアンテナ33を有している。そして装置本体側も同様に伝送回路60（図2参照）に接続されたアンテナ（不図示）を有しており、このアンテナ間で無線通信が行われる。

40

【0092】

接続ケーブル13がないので、超音波プローブ13の取回しが極めて良好となり、検査に際してケーブルが邪魔になったり、被検体や操作者の右手31に接触して煩わしさを感じることがない。また、超音波プローブ32を装置本体から十分に離れた位置で操作することも可能であり、検査工程の自由度が向上する。

【0093】

50

なお、アンテナ 3 3 は、実施形態 1 における接続ケーブル 1 3 と同様に、後面 3 4 や上面 3 5 に配置されている。また、アンテナ 3 3 の突出角度 α も実施形態 1 における接続ケーブル 1 3 の突出角度 θ と同様に $0^\circ \leq \alpha \leq 30^\circ$ であることが望ましいが、アンテナ 3 3 の突出長さが短い場合やサイズが小さい場合は、突出角度 α の自由度は突出角度 θ よりも大きくなる。もちろん、アンテナ 3 3 が、超音波プローブ 3 2 の筐体内に配置され、外部に突出しないことも考えられる。

【0094】

また、この超音波プローブ 3 2 は、操作ボタンの代わりに操作ホイール 9 a を有し、その掌圧部 3 5 a の内面側に放熱板 3 6 が取り付けられている。この放熱板 3 6 は、超音波プローブ 3 2 の筐体内で、特に内部に備えられたアナログ基板やデジタル基板によって発生した熱を掌圧部 3 5 a を介して外部へと放熱させるためのものである。放熱板 3 6 が効率的に熱を掌圧部 3 5 a へと伝達させ、その掌圧部 3 5 a に接触している掌 3 1 a が一層効率的に掌圧部 3 5 a の熱を外部へと放熱する。したがって、放熱板 3 6 により高い冷却効果を得ることができる。もちろん放熱板 3 6 は、掌圧部 3 5 a の内面側でなく、平坦部や各側面の内面側に取り付けられていても構わない。多くの放熱板 3 6 がより多くの内面に取り付けられることで、より一層高い冷却効果を得ることができる。

【0095】

以上、本発明の好ましい実施の形態を説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、その要旨の範囲内で様々な変形や変更が可能である。

【産業上の利用可能性】

【0096】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

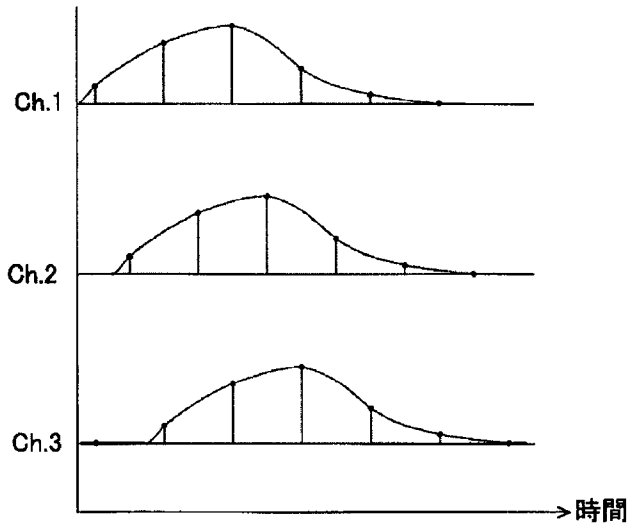
【符号の説明】

【0097】

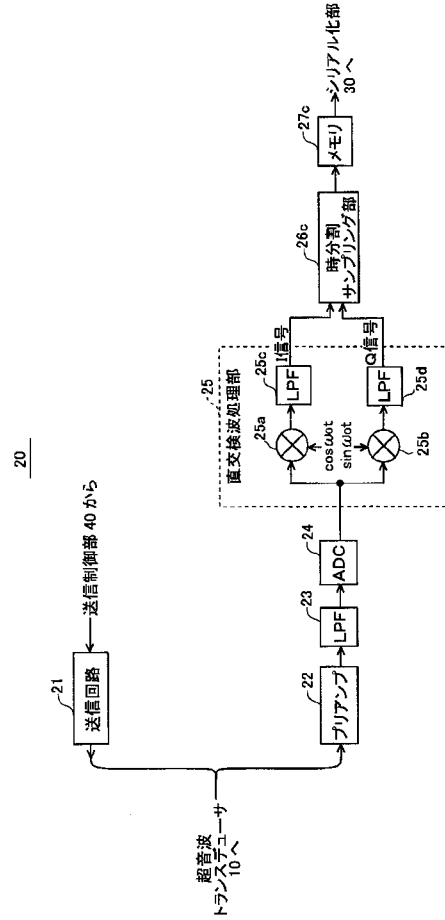
α , θ : 突出角度
D : 厚さ方向寸法
H : 高さ方向寸法
 ΔH : 落差
S : 超音波診断装置
X : 幅方向
Y : 高さ方向
W : 幅方向寸法
Z : 厚さ方向
1, 3 2 : 超音波プローブ (超音波探触子)
2 : 装置本体
3 : 底面
3 a : 音響レンズ
4, 3 5 : 上面
4 a, 3 5 a : 掌圧部
4 b : 平坦部
5 : 親指当界面 (側面)
5 a : 凹部 (第 1 の凹部)
5 b : 凹凸溝 (第 1 の凹凸部)
6 : 中指当界面 (側面)
6 a : 凹部 (第 2 の凹部)
6 b : 凹凸溝 (第 2 の凹凸部)
7 : 前面 (側面)
8, 3 4 : 後面 (側面)

9 : 操作ボタン (操作手段)	
9 a : 操作ホイール	
10 : 超音波トランスデューサ	
11 : 切換回路	
12 : 加算回路	
13 : 接続ケーブル	
14 : アナログ基板 (第 1 の回路基板)	
15 : デジタル基板 (第 2 の回路基板)	
20 : 送受信部	
21 : 送信回路	10
22 : プリアンプ	
23 : L P F	
24 : A D C	
25 : 直交検波処理部	
25 a、25 b : ミキサ	
25 c、25 d : L P F	
25 e : 直交サンプリング部	
26 a、26 b : サンプリング部	
26 c : 時分割サンプリング部	
27 a ~ 27 c : メモリ	20
30 : シリアル化部	
31 : 右手	
31 a : 掌	
31 b : 親指	
31 c : 中指	
31 d : 人差し指	
33 : アンテナ	
36 : 放熱板	
40 : 送信制御部	
50、60 : 伝送回路	30
70 : 走査制御部	
80 : 受信フォーカス処理部	
81 : メモリ	
82 : 整相加算部	
90 : Bモード画像信号生成部	
91 : S T C	
92 : D S C	
100 : 表示部	
110 : 操作部	
120 : 制御部	40
130 : 格納部	

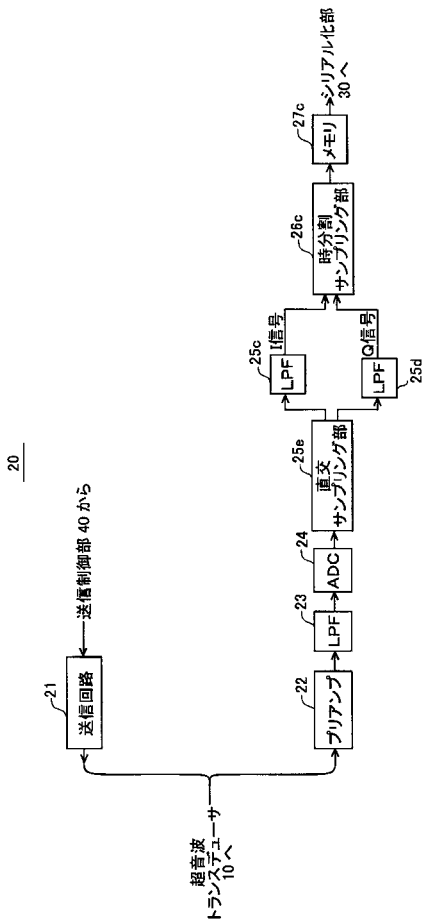
【図 4 B】



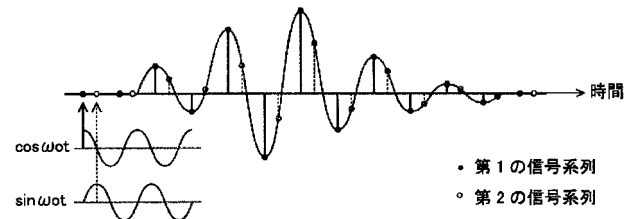
【図 5】



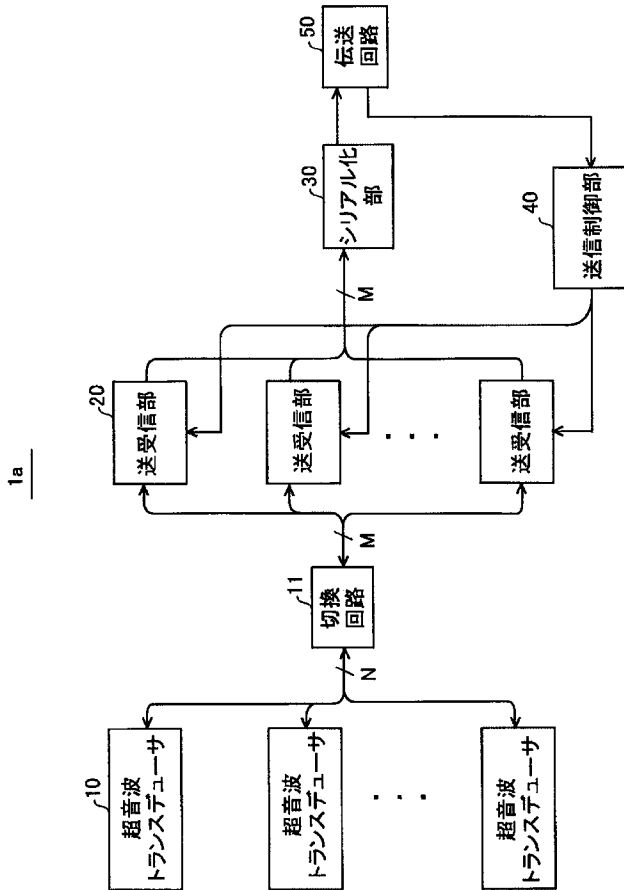
【図 6】



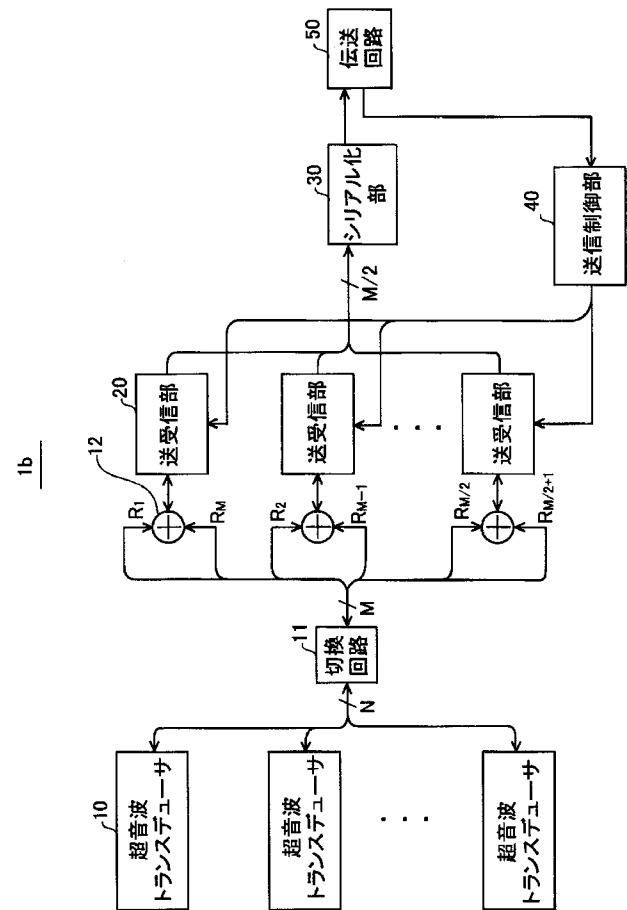
【図 7】



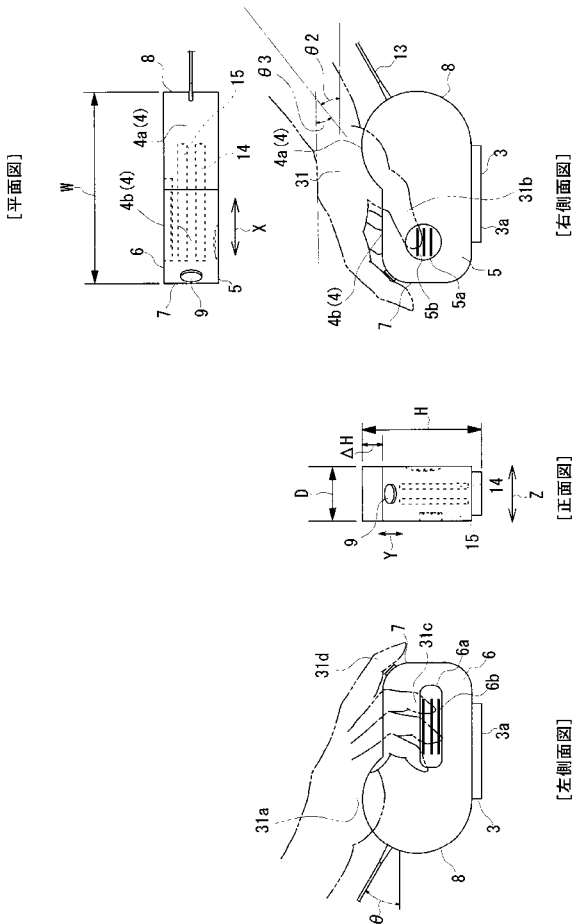
【図 8】



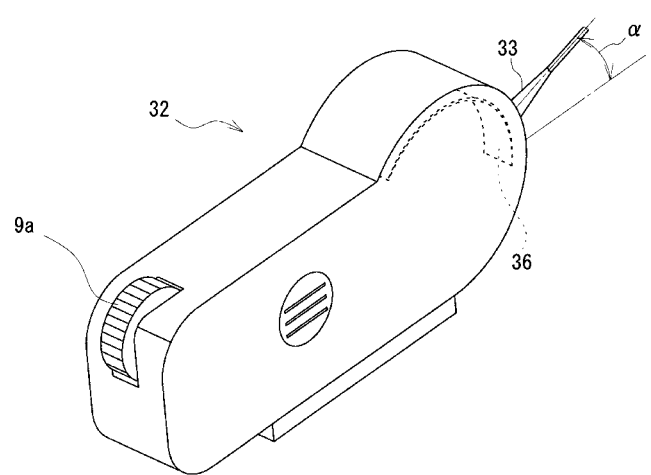
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 杉田 由紀夫

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE11 EE13 GA01 GD04 LL40

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010220792A	公开(公告)日	2010-10-07
申请号	JP2009071088	申请日	2009-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	中村 洋一 吉田 浩二 杉田 由紀夫		
发明人	中村 洋一 吉田 浩二 杉田 由紀夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/GA01 4C601/GD04 4C601/LL40		
代理人(译)	宇都宫 正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其能够容易地掌握和改善可操作性并且有助于减轻操作者的疲劳负担。一种超声波探头，包括底表面作为所述对象接触的接触表面，并且其上表面与所述底表面面对关系，一个侧表面连接的底表面和上表面，操作者的夹持时用于邻接拇指和中指接触表面的拇指抵靠表面以接触操作者的中指在用拇指抵靠表面面到面的关系，具有从底部在高度方向上顶部高度尺寸H是实质上的外部尺寸，厚度方向尺寸D是从拇指抵靠表面到中指抵接表面的厚度方向上的基本外部尺寸，高度方向和厚度方向并且，宽度方向上的尺寸W是与宽度方向W的两个方向正交的宽度方向上的实质外部尺寸满足 $D \leq H \leq W$ 。The 10

