

(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2010-233610

(P2010-233610A)

(43) 公開日 平成22年10月21日(2010.10.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24 5 0 2	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 2 B	5 D 0 1 9

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-81999 (P2009-81999)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成21年3月30日 (2009.3.30)	(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
		(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 溫
		(72) 発明者	田代 りか 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
		(72) 発明者	佐藤 智夫 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
		F ターム (参考)	2G047 AC13 BB04 CA01 DB02 EA07 GA06 GB02 GB17
			最終頁に続く

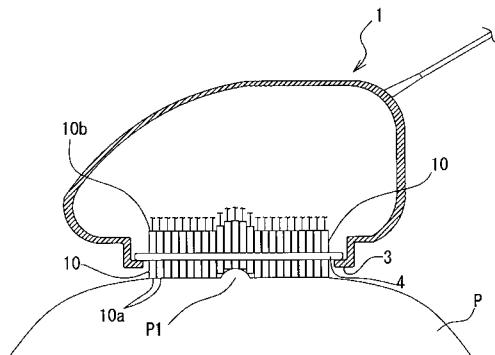
(54) 【発明の名称】超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】複数の超音波トランステューサ相互の独立した移動を可能とし、凹凸を有する診断部位への追従性向上させることにより診断部位への密着性を一層向上させた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、被検体の診断部位に対向面を対向させて、診断部位に対して超音波を送信すると共に診断部位からの超音波エコーを受信する超音波診断用の超音波プローブであって、診断部位に接触させるために対向面において列状に相互に隣接配置された複数の超音波トランステューサを有し、複数の超音波トランステューサが、診断部位との接触に基づき対向面に対して各々が独立して進退可能とされている。

【選択図】図10B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の診断部位に対向面を対向させて、該診断部位に対して超音波を送信すると共に該診断部位からの超音波エコーを受信する超音波診断用の超音波プローブであって、

前記診断部位に接触させるために前記対向面において列状に相互に隣接配置された複数の超音波トランスデューサを有し、

該複数の超音波トランスデューサが、

前記診断部位との接触に基づき前記対向面に対して各々が独立して進退可能とされている超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数のトランスデューサが、前記対向面に直交する方向に沿って進退可能である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記複数のトランスデューサが、前記対向面において 2 次元的に列状配置されている請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複数の超音波トランスデューサを、前記対向面から進出する方向に付勢する付勢手段を更に有する請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記複数の超音波トランスデューサの進退量を検出する検出手段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】

前記超音波トランスデューサの前記進退方向に直交する方向における断面形状が、多角形状である請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波プローブと、

該超音波プローブが受信した超音波エコーに対し、前記各々の超音波トランスデューサの進退量に基づく遅延処理を実行する遅延処理部と、

該遅延処理後の前記超音波エコーからエコー画像を生成する画像処理部と、

該エコー画像を表示する表示部と、を備えた超音波診断装置。

【請求項 8】

前記各々の超音波トランスデューサの進退量に基づき前記診断部位のプロファイルを前記表示部に表示させるプロファイル表示部を更に有する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【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、複数の超音波トランスデューサの相互移動を可能にして、凹凸のある診断部位での的確な診断を可能とする超音波プローブ等に関する。

【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 R I (r a d i o i s o t o p e) 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。

【0003】

10

20

30

40

50

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】

超音波診断装置においては、超音波プローブを被検体（患者）に直接接触して患者に超音波を発すると共にその超音波エコーを受信する。その超音波プローブは、超音波の送受信を行うための超音波トランスデューサを内部に有しており、その超音波トランスデューサを被検体と接触させて、超音波の送受信が行われる。

10

【0005】

高品質な超音波エコー画像を取得してより適正な診断を行うためには、超音波トランスデューサと被検体との接触状態を充分な密着状態として、その間の空気層を排除する必要がある。しかしながら、患者の診断部位は曲面であったり凹凸があることが多く、超音波トランスデューサと診断部位との密着が充分に図れない場合がある。そのため、超音波トランスデューサと診断部位との空気層を極力排除するために、超音波プローブの診断面（接触面）にゼリーを塗布することがよく行われる。

【0006】

また、更に曲率の大きい診断部位での超音波診断を適正に行うために、例えば特許文献1又は特許文献2に開示されるような構成が提案されている。特許文献1には、リンク機構により複数の超音波プローブが連結されて曲率の大きな診断部位への適用が容易とされ、その超音波プローブ同士の角度姿勢が超音波プローブ間に配置された角度センサーによって検出される構成が開示されている。また、特許文献2には、可撓性基板内に複数の振動子（トランスデューサ）が設置されて曲率の大きな診断部位への適用が容易とされ、振動子間に配置した撓み検出センサーによって基板の撓みを検出する構成が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-137581号公報

30

【特許文献2】特開平10-42395号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上記の特許文献1, 2に開示される構成においては、超音波プローブ同士又は振動子同士（以下、これらを振動子等という。）が連結されているので、例えば、下記に列挙するような問題を生じる虞がある。

【0009】

まず第1に、振動子等同士が連結されているため、1つの振動子等の動きが他の振動子等に影響してしまうという問題点がある。例えば、ある部分において診断部位との密着が充分でないなどの場合に、その部分に接触している振動子等を診断部位に対して強く押し付けると、他の振動子等もそれに引きずられて動いてしまう。

40

【0010】

第2に、振動子等同士の間にセンサーが配置されているので、そのセンサー配置位置に対応して振動子等間に測定不能領域が発生してしまうという問題がある。角度センサーや撓み検出センサーに対応する部分の超音波エコーを得ることができないので、部分的にエコー画像を形成することができない部分が生じてしまう。

【0011】

第3に、局所的に大きな凸部又は凹部となる診断部位に対して充分な密着を図ることが難しいという問題がある。振動子等同士がリンク機構や可撓性基板等で連結されていても

50

、局所的な凹凸形状に対する形状の追従性には限界があり、例えば、乳頭部、臍部、ホク口がある部位においては診断部位との充分な密着を維持することが難しい。

【0012】

第4に、凹状の診断部位への適用が困難であるという問題がある。つまり、振動子等は、奥行き方向に厚みを有しており、凹状の診断部位にこの振動子等を適用しようとすると、奥行き方向において隣接する振動子等同士が干渉してしまう。そのため凹状の診断部位への形状の追従性にも限界がある。

【0013】

第5に、これらの構成を凹凸形状を有する診断部位に適用すると、振動子等同士が相互に為す相対角度が変化してしまうという問題がある。そのため、各振動子等から送信される超音波の強度にバラツキが生じてしまう。

【0014】

本発明は上記の事情に鑑みて為されたもので、複数の超音波トランスデューサ相互の独立した移動を可能とし、凹凸を有する診断部位への追従性を向上させることにより診断部位への密着性を一層向上させた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、被検体の診断部位に対向面を対向させて、診断部位に対して超音波を送信すると共に診断部位からの超音波エコーを受信する超音波診断用の超音波プローブであって、診断部位に接触させるために対向面において列状に相互に隣接配置された複数の超音波トランスデューサを有し、複数の超音波トランスデューサが、診断部位との接触に基づき対向面に対して各々が独立して進退可能とされている。

【0016】

複数のトランスデューサが、対向面に直交する方向に沿って進退可能であってもよいし、対向面において2次元的に列状配置されていてもよい。また、複数の超音波トランスデューサを、対向面から進出する方向に付勢する付勢手段を更に有してもよい。複数の超音波トランスデューサの進退量を検出する検出手段を更に有してもよいし、超音波トランスデューサの進退方向に直交する方向における断面形状が、多角形状であってもよい。

【0017】

本発明の他の例示的側面としての超音波診断装置は、上記の検出手段を有する超音波プローブと、超音波プローブが受信した超音波エコーに対し、各々の超音波トランスデューサの進退量に基づく遅延処理を実行する遅延処理部と、遅延処理後の超音波エコーからエコー画像を生成する画像処理部と、エコー画像を表示する表示部と、を備えている。なお、この超音波診断装置が、各々の超音波トランスデューサの進退量に基づき診断部位のプロファイルを表示部に表示させるプロファイル表示部を更に有してもよい。

【0018】

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】

【0019】

本発明によれば、隣接配置される超音波トランスデューサ同士が各々独立して進退可能とされているので、局所的な凹凸形状や曲率の大きい凹形状を呈する診断部位に対しても高い形状追従性を發揮し、超音波プローブを診断部位に対して良好に密着させることができる。隣接する超音波トランスデューサ同士が連結されていないので、進退移動が相互に影響しあうこともない。また、超音波トランスデューサが2次元的に配置されれば、オートスキャン型の超音波診断装置として3次元的なエコー画像の提供を実現することもできる。

【0020】

10

20

30

40

50

列状に配置された超音波トランステューサ間にセンサーが配置されることなく、互いに隣接配置されているので、測定不能領域の発生や超音波の強弱バラツキの発生を低減することができる。また、超音波トランステューサの進退量を検出手段により検出すれば、進退量に基づく遅延処理が可能となり、より高品質な超音波エコー画像の生成が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の実施形態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。

10

【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。

【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3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10A】本発明の実施形態1に係る超音波プローブの超音波トランステューサ近傍における内部構成の概略を示す側方断面図である。

【図10B】図10Aにおける超音波プローブが診断部位に当接した状態を示す状態図である。

【図11】図10Aに示す保持プレートによる超音波トランステューサの保持構造を拡大して示す拡大図である。

【図12A】図10Aに示す超音波トランステューサの断面形状が円形断面形状である場合を対向面側から示す図である。

【図12B】図10Aに示す超音波トランステューサの断面形状が三角形断面形状である場合を対向面側から示す図である。

【図12C】図10Aに示す超音波トランステューサの断面形状が六角形断面形状である場合を対向面側から示す図である。

【図13】本発明の実施形態2に係る超音波プローブの外観図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態について、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。

【0023】

図1は、本発明の実施形態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。

【0024】

なお、超音波プローブ1及び装置本体2の電気的構成及び相互の信号送受信について以下にまず説明し、その後に、この超音波プローブ1における超音波トランステューサ10近傍の構成について説明する。

【0025】

超音波プローブ1は、リニアスキャン方式、コンベックススキャン方式、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次元のトランステューサアレイを構成する複数の超音波トランステューサ10と、複数チャンネルの送受信部

40

40

50

20と、シリアル化部30と、プローブ側制御及び遅延処理部40と、伝送回路50とを含んでいる。

【0026】

複数の超音波トランステューサ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。各超音波トランステューサは、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。

10

【0027】

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、こ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。

【0028】

複数チャンネルの送受信部20は、プローブ側制御及び遅延処理部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テューサ10に供給すると共に、複数の超音波トランステューサ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。

20

【0029】

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。

【0030】

送信回路21は、例えば、パルサによって構成されており、プローブ側制御及び遅延処理部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テューサ10に供給する。図2に示すプローブ側制御及び遅延処理部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、プローブ側制御及び遅延処理部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テューサ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、プローブ側制御及び遅延処理部40は、複数の超音波トランステューサ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。

30

【0031】

複数チャンネルの送信回路21は、プローブ側制御及び遅延処理部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テューサ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テューサ10に供給し、あるいは、複数の超音波トランステューサ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テューサ10に供給する。

40

【0032】

プリアンプ22は、超音波トランステューサ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変換におけるエリアジングを防止する。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

50

が 5 M H z 程度であるとすれば、 4 0 M H z 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 1 5 3 0 m / s e c とすると、 1 サンプルに相当する生体内距離は約 0 . 0 3 8 m m となる。したがって、超音波の往復を考慮すると、 8 1 9 2 個のサンプルの取得によって、約 1 5 . 7 c m の深度までのデータを得ることができる。

【 0 0 3 3 】

受信開口における超音波トランステューサ 1 0 の数を 6 4 個とし、超音波診断画像の 1 フレームについて 1 0 0 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、 $8 1 9 2 \times 6 4 \times 1 0 0 = 5 2 \times 1 0^6$ 個となり、毎秒 1 0 フレームの画像を表示するためには、約 $5 2 0 \times 1 0^6$ 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 1 2 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 6 2 4 0 M b p s の伝送ビットレートが必要となる。

【 0 0 3 4 】

このように、 R F 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テューサ 1 0 からの R F 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。

【 0 0 3 5 】

直交検波処理部 2 5 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 2 5 は、ミキサ（掛算回路） 2 5 a 及び 2 5 b と、ローパスフィルタ（ L P F ） 2 5 c 及び 2 5 d とを含んでいる。ミキサ 2 5 a が、 A D C 2 4 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 $\cos \phi(t)$ を掛け合わせて、 L P F 2 5 c が、ミキサ 2 5 a 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、実数成分を表す I 信号が生成される。一方、ミキサ 2 5 b が、 A D C 2 4 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 $\sin \phi(t)$ を掛け合わせて、 L P F 2 5 d が、ミキサ 2 5 b 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。

【 0 0 3 6 】

サンプリング部 2 6 a 及び 2 6 b は、直交検波処理部 2 5 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 2 7 a 及び 2 7 b にそれぞれ格納される。

【 0 0 3 7 】

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 M H z であれば十分である。これにより、 R F 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 4 0 M H z から 5 M H z に低下するので、データ量は $1 / 8$ となり、約 1 5 . 7 c m の深度までのサンプル数が 1 0 2 4 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り、データのチャンネル数が 2 倍となる。

【 0 0 3 8 】

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、 $1 0 2 4 \times 6 4 \times 1 0 0 \times 2 = \text{約 } 1 3 . 1 \times 1 0^6$ 個となり、毎秒 1 0 フレームの画像を表示するためには、分解能を 1 2 ビットとして、約 1 5 7 2 M b p s の伝送ビットレートが必要となる。また、

10

20

30

40

50

サンプリング周波数を 2 . 5 M H z とすれば、約 1 5 . 7 c m の深度までのサンプル数が 5 1 2 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 7 8 6 M b p s にすることができる。

【 0 0 3 9 】

図 4 A 及び図 4 B は、図 3 に示す A D C 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 4 A は、3 つのチャンネル C h . 1 ~ C h . 3 について、A D C 2 4 によるサンプリングを示しており、図 4 B は、3 つのチャンネル C h . 1 ~ C h . 3 について、サンプリング部 2 6 a によるサンプリングを示している。図 4 A に示すように R F 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 4 B 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。10

【 0 0 4 0 】

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 2 6 a 及び 2 6 b の替わりに時分割サンプリング部 2 6 c が設けられており、メモリ 2 7 a 及び 2 7 b の替わりにメモリ 2 7 c が設けられている。

【 0 0 4 1 】

時分割サンプリング部 2 6 c は、直交検波処理部 2 5 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 2 6 c 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 2 7 c 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。20

【 0 0 4 2 】

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 2 5 a 及び 2 5 b の替わりに直交サンプリング部 2 5 e が設けられている。

【 0 0 4 3 】

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 2 5 e は、A D C 2 4 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。30

【 0 0 4 4 】

更に、L P F 2 5 c が、直交サンプリング部 2 5 e 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、L P F 2 5 d が、直交サンプリング部 2 5 e 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 2 5 a 及び 2 5 b を省略することができる。

【 0 0 4 5 】

再び図 2 を参照すると、シリアル化部 3 0 は、複数チャンネルの送受信部 2 0 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。例えば、シリアル化部 3 0 は、1 2 8 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のサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランステューサ 1 0 の数と比較して、伝送チャンネル数が大幅に低減される。40

【 0 0 4 6 】

伝送回路 5 0 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 2 0 に出力すると共に、シリアル化部 3 0 によって変換されたシリアルの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、A S K (A m p l i t u d e S h i f t K e y i n g) 、P S K (P h a s e S h i f t K e y i n g) 、Q P S K (Q u a d r a t u r e P h a s e)50

Shift Keying)、16QAM(16 Quadrature Amplitude Modulation)等の通信方式を用いて、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。

【0047】

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。

10

【0048】

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。

20

【0049】

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。

20

【0050】

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。

30

【0051】

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からシリアルの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。

【0052】

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の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。

40

【0053】

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 con

50

tro1) 部 91 と、 D S C (d i g i t a l s c a n c o n v e r t e r : ディジタル・スキャン・コンバータ) 92 とを含んでいる。 S T C 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。 D S C 92 は、 S T C 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(ラスター変換)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、 L C D 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。

【 0054 】

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(C P U)と、 C P U 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、 M O 、 M T 、 R A M 、 C D - R O M 、又は、 D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0055 】

図 8 は、本発明の実施形態における変形例 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 1 a 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テューサ 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。

【 0056 】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックス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 1 a に設けられている超音波トランステューサの数を N とし、同時に使用される超音波トランステューサの数を M とすると($M < N$)、切換回路 11 は、 N 個の超音波トランステューサの内から M 個の超音波トランステューサを選択し、選択された M 個の超音波トランステューサを 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。

【 0057 】

図 9 は、本発明の実施形態における変形例 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 1 b においては、図 8 に示す超音波プローブ 1 a に対し、超音波受信時において 2 個の超音波トランステューサ 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テューサ 10 に並列的に供給する。

【 0058 】

一般に、リニアスキャン方式やコンベックス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テ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テ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テューサと第 M 番目の超音波トランステ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テューサと第($M - 1$)番目の超音波トランステ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 1 a 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 1 b 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。

【 0059 】

< 超音波プローブの超音波トランステューサ近傍の構成の説明 >

10

20

30

40

50

[実施形態 1]

図10Aは、この実施形態1に係る超音波プローブ1の超音波トランスデューサ10近傍における内部構成の概略を示す側方断面図である。超音波プローブ1は、被検体(患者)を診断する際に、患者の診断部位Pに対向する対向面3を有しており、その対向面3から複数の超音波トランスデューサ10がその前端部10aを突出させて配置されている。この超音波トランスデューサ10の前端部10aは、超音波トランスデューサ10と診断部位Pとの音響インピーダンス差を吸収するための整合層が設けられていてもよいし、超音波をフォーカスさせるための音響レンズが設けられていてもよい。

【0060】

複数の超音波トランスデューサ10が、図10Aにおける左右方向(図中X方向)に沿って、一列に隣接配置されている。隣接する超音波トランスデューサ10同士の間隔は必要な限度において充分に小さくされており、超音波トランスデューサ10と超音波トランスデューサ10との間には、センサー等は配置されない。したがって、超音波トランスデューサ10間に隙間が存在することに起因する超音波強度のバラツキや診断不能領域の発生は極力低減されている。

10

【0061】

この複数の超音波トランスデューサ10は、保持プレート(保持部材)4によって保持されている。図11は、この保持プレート4による超音波トランスデューサ10の保持構造を拡大して示す拡大図である。保持プレート4には、超音波トランスデューサ10に各々対応するように貫通孔4aが形成されている。その貫通孔4aに超音波トランスデューサ10が嵌合され、超音波トランスデューサ10は、図10A中の上下方向(図中Y方向)に沿って各々独立に移動可能とされている。その結果、超音波トランスデューサ10は、対向面3から、いわゆるピンレリーフ様に、進退可能に構成されている。

20

【0062】

超音波トランスデューサ10の後端部10bは、バネ(付勢手段)5によって進出方向(図10Aにおける下方)に付勢されている。そのため超音波トランスデューサ10は、常に進出方向に付勢された状態で対向面4から前端部10aが突出している。なお、後端部10bは、貫通孔4aのサイズよりも大きい幅広部とされているので、バネ5によって付勢しても超音波トランスデューサ10が保持プレート4から脱落する虞はない。

30

【0063】

図11においては、超音波トランスデューサ10の断面形状(進退方向に直交する方向における断面形状)が長方形とされているが、もちろんこの超音波トランスデューサ10の断面形状は適宜選択可能である。例えば、図12Aに示すように、超音波トランスデューサ10が円形断面形状を有していてもよいし、図12Bに示すように、三角形断面形状を有していてもよい。また、図12Cに示すように、六角形断面形状を有していてもよい。列状に隣接配置した場合において、なるべく超音波トランスデューサ10の有効占有面積(所定面積のうち超音波トランスデューサ10の断面積の合計が占める割合)を大きくするには、多角形断面形状を有することが好ましい。その方が、送信する超音波の強度バラツキ低減に貢献できるし、診断部位Pの情報をより多く取得することができる。

40

【0064】

複数の超音波トランスデューサ10のすべてが保持プレート4によって進退方向に移動可能に保持されているが、各超音波トランスデューサ10はそれぞれ他の超音波トランスデューサ10の移動の影響を受けることなく、独立して進退可能に構成されている。そして、本実施形態1においては、その進退方向は、対向面3に対して直交する方向(Y方向)に設定されており、各超音波トランスデューサ10はY方向に沿って各々平行に進退可能となっている。

【0065】

図10Bは、この超音波プローブ1を診断部位Pとしての乳頭部P1を含む乳房に接触させた状態を示す図である。図10Bに示すように、各超音波トランスデューサ10は超音波プローブ1の接触によって退避方向へと押し込まれており、診断部位Pの形状(プロ

50

ファイル)に従って独立して退避移動している。したがって、局所的に凸形状を有する乳頭部P1においても、対応する超音波トランスデューサ10のみがその形状に対応して退避し、他の超音波トランスデューサ10の移動に影響しない。このような診断部位P形状においても、この超音波プローブ1は高い形状追従性を発揮する。

【0066】

図11に示すように、保持プレート4には、各超音波トランスデューサ10の進退量を検出するための進退量センサー(検出手段)6が超音波トランスデューサ10ごとに設けられている。この進退量センサー6は、例えば公知のロータリーエンコーダーを有して構成され、そのエンコーダー部6aが超音波トランスデューサ10の側面部10cに当接している。そして、超音波トランスデューサ10の進退方向の移動に伴ってエンコーダー部6aが回転することにより、そのエンコーダー部6aの回転が検出されて超音波トランスデューサ10の進退量が検出されるようになっている。そして、この検出された各超音波トランスデューサ10の進退量に基づいて、超音波の送受信における遅延処理が行われる。

10

【0067】

進退量センサー6は、図2に示すように各々プローブ側制御及び遅延処理部40へと接続されており、進退量センサー6による検出信号は、遅延処理部として機能するプローブ側制御及び遅延処理部40へと送信されるようになっている。プローブ側制御及び遅延処理部40は、超音波トランスデューサ10ごとの進退量に基づき、各超音波トランスデューサ10に適切な遅延時間を算出する。この遅延時間は、例えば、隣接する超音波トランスデューサ10同士の進退量の相対差に相当する距離を超音波が伝播するのに必要な時間として算出される。そして、走査制御部70によって設定された送信方向に基づく遅延時間に、この進退量に基づく遅延時間を加味して、各送受信部20を駆動する。それにより、超音波トランスデューサ10ごとの進退量のバラツキに起因する超音波送信タイミングの誤差を補正することができる。

20

【0068】

一方、診断部位Pからの超音波エコーを受信する際にも、送受信部20からの信号がいったんプローブ側制御及び遅延処理部40へと送信される。そして、超音波トランスデューサ10ごとの進退量に基づく遅延処理が行われてシリアル化部30へと送信され、伝送回路50を介して装置本体2側へと送信されるようになっている。そして、そのシリアル信号が装置本体2内の伝送回路60から受信フォーカス処理部80へと送信される。

30

【0069】

受信フォーカス処理部80内の整相加算部82では、設定された受信遅延パターンに対してプローブ側制御及び遅延処理部40によって算出された各超音波トランスデューサ10ごとの遅延時間を加味してベースバンド信号の生成を行う。そして、そのベースバンド信号がBモード画像信号生成部(画像処理部)90へと送信され、エコー画像が表示部100に表示される。

【0070】

このように、超音波送信時においても超音波エコー受信時においても、プローブ側制御及び遅延処理部40を介して超音波トランスデューサ10ごとの進退量に基づく遅延処理が行われることにより、進退量バラツキに起因するタイミングの誤差が補正され、適正なエコー画像表示を実現することができる。

40

【0071】

また、このプローブ側制御及び遅延処理部40は、プロファイル表示部としての機能も発揮し、各進退量センサー6からの検出進退量に基づいて診断部位Pのプロファイル(表面形状)を生成する。そして、生成したプロファイルの情報をシリアル化部30、伝送回路50を介して装置本体2側へと送信し、装置本体2の表示部100にエコー画像と共に診断部位Pのプロファイル画像を表示するようになっている。

【0072】

[実施形態2]

50

図13は、本発明の実施形態2に係る超音波プローブ1の外観図である。図13においては、超音波プローブ1の対向面3側から図示している。この実施形態2に係る超音波プローブ1においては、複数の超音波トランスデューサ10が、X方向及びZ方向に2次元的に隣接配置されている。そのため、この超音波プローブ1を用いた超音波診断装置をオートスキャンタイプの診断装置として使用することができ、特定断面における診断部位Pの超音波断面画像だけでなく、奥行き方向(図中Z方向に相当)における断面情報をも有した3次元の超音波診断画像を表示することができる。

【0073】

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。

10

【0074】

例えば、超音波プローブ1は、対向面がコンベックス形状とされたコンベックススキャン方式の超音波プローブであってもよい。また、そのコンベックススキャン方式の超音波プローブにおいて、各超音波トランスデューサが各々平行に配置されており、相互に平行に進退移動するものであってもよいし、各超音波トランスデューサがコンベックスの曲面に対して直交するように略放射状に配置され、その放射方向に沿って各超音波トランスデューサが進退移動するように構成されてもよい。

【0075】

なお、上記実施形態においては、バネ5によって超音波トランスデューサ10を進出方向に付勢した場合について説明した。しかしながら、超音波プローブ1は、殆どの場合対向面3を下向きにして診断に用いられるので、例えば、特段の部材を用いずに、超音波トランスデューサ10が自身の自重を付勢手段として進出方向に付勢されるようになっていてもよい。

20

【0076】

また、進退量センサー4としては、本実施形態において説明したロータリーエンコーダー以外にも、超音波トランスデューサの側面に貼付したエンコーダーを利用して進退量を計測するリニアエンコーダ、レーザや赤外光等の投受光により後端部10bまでの距離を計測する測長センサーを用いることができる。また、診断用の超音波とは異なる超音波を利用して後端部10bまでの距離を計測する測距素子を進退量センサーとして利用することもできる。

30

【産業上の利用可能性】

【0077】

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利用することが可能である。

【符号の説明】

【0078】

P : 診断部位

P1 : 乳頭部

S : 超音波診断装置

X, Y, Z : 方向

40

1 : 超音波プローブ(超音波探触子)

2 : 装置本体

3 : 対向面

4 : 保持プレート(保持部材)

4a : 貫通孔

5 : バネ(付勢手段)

6 : 進退量センサー(検出手段)

6a : エンコーダー部

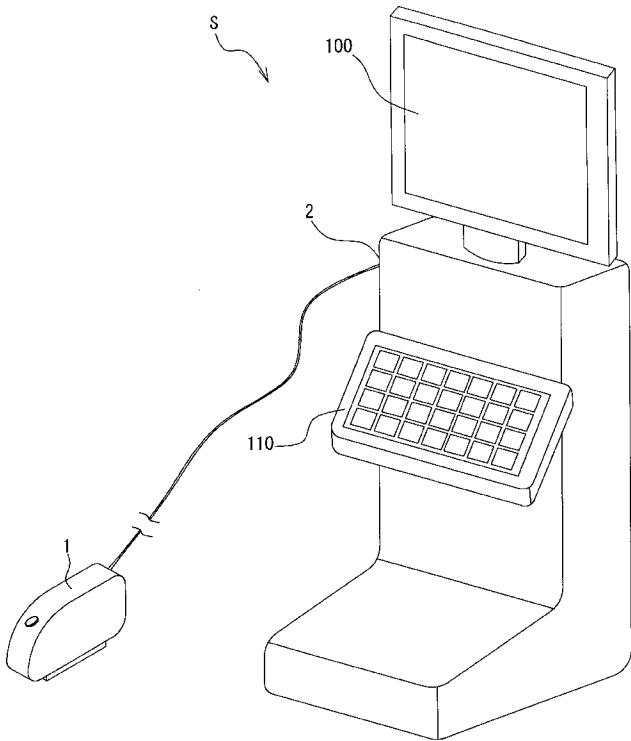
10 : 超音波トランスデューサ

10a : 前端部

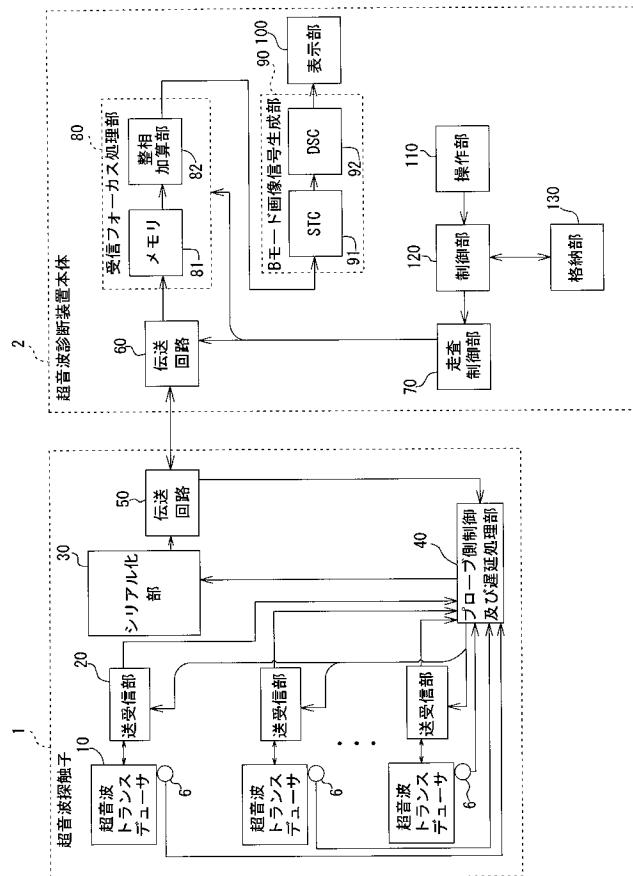
50

1 0 b : 後端部	
1 0 c : 側面部	
1 1 : 切換回路	
1 2 : 加算回路	
2 0 : 送受信部	
2 1 : 送信回路	
2 2 : プリアンプ	
2 3 : L P F	
2 4 : A D C	
2 5 : 直交検波処理部	10
2 5 a 、 2 5 b : ミキサ	
2 5 c 、 2 5 d : L P F	
2 5 e : 直交サンプリング部	
2 6 a , 2 6 b : サンプリング部	
2 6 c : 時分割サンプリング部	
2 7 a ~ 2 7 c : メモリ	
3 0 : シリアル化部	
4 0 : プローブ側制御及び遅延処理部（遅延処理部、プロファイル表示部）	
5 0 : 伝送回路	
7 0 : 走査制御部	20
8 0 : 受信フォーカス処理部	
8 1 : メモリ	
8 2 : 整相加算部	
9 0 : B モード画像信号生成部（画像処理部）	
9 1 : S T C	
9 2 : D S C	
1 0 0 : 表示部	
1 1 0 : 操作部	
1 2 0 : 制御部	
1 3 0 : 格納部	30

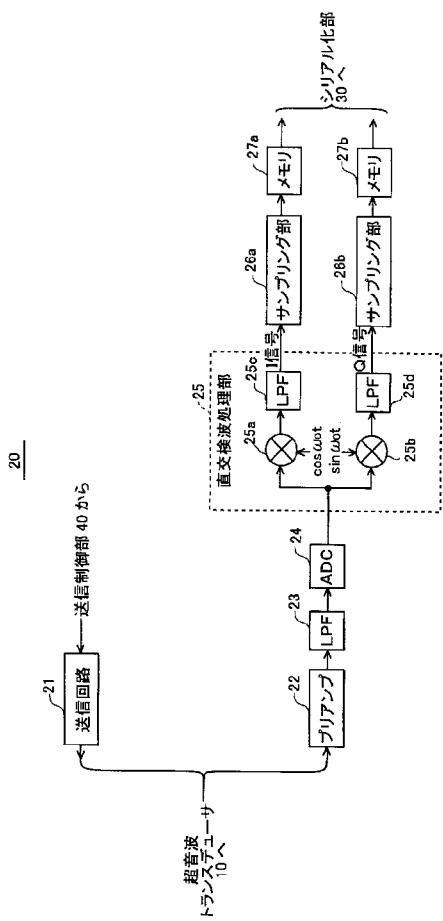
【図 1】



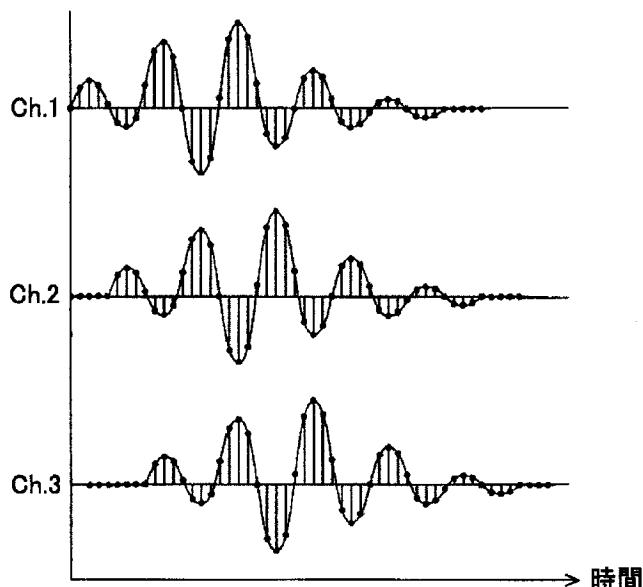
【図 2】



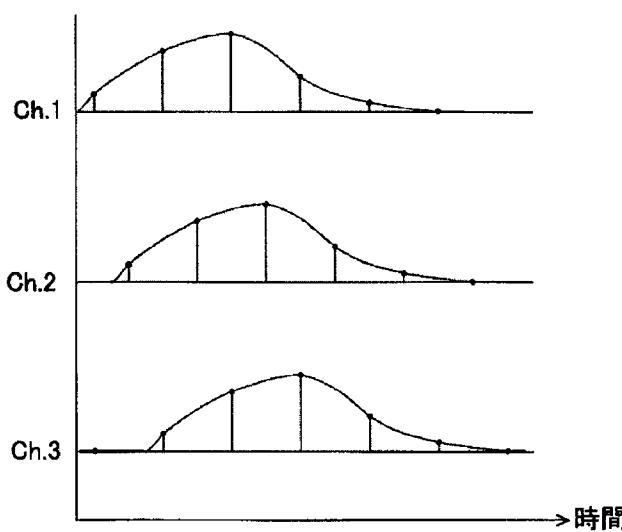
【図 3】



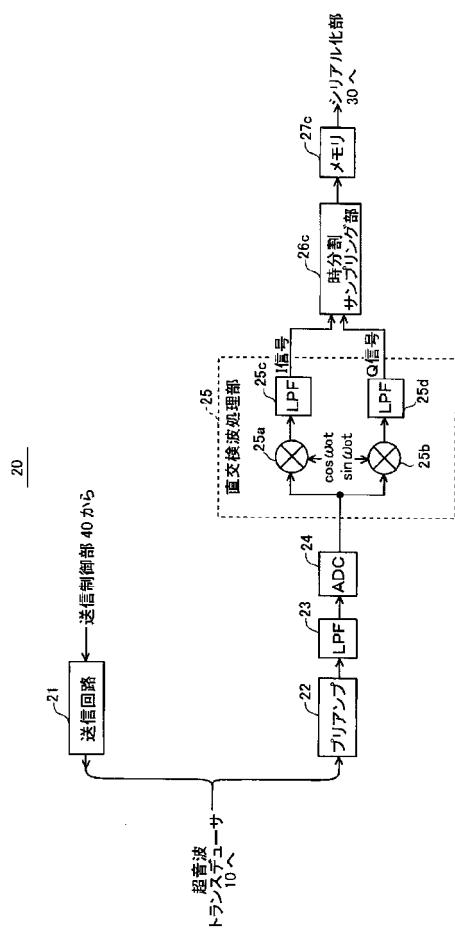
【図 4 A】



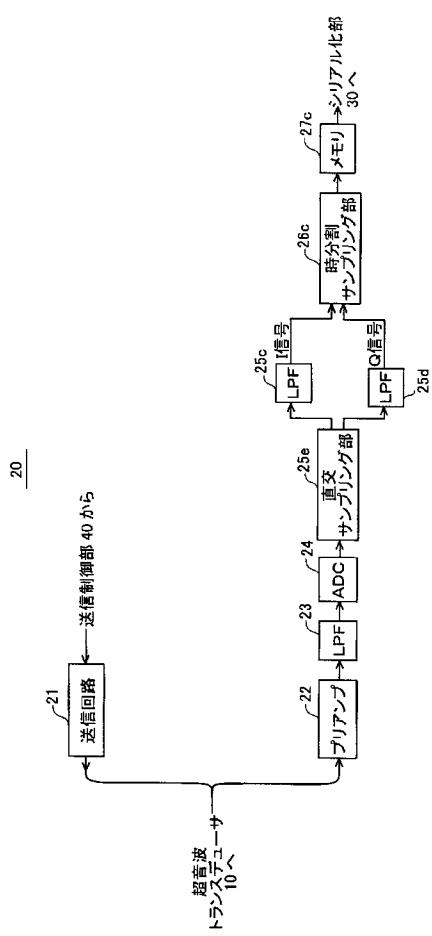
【図 4 B】



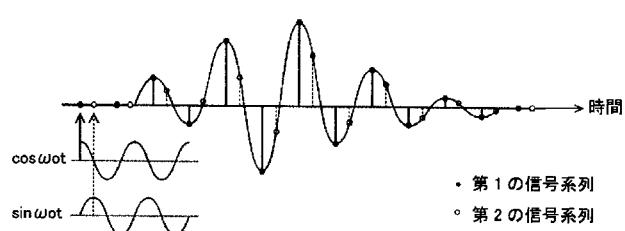
【図 5】



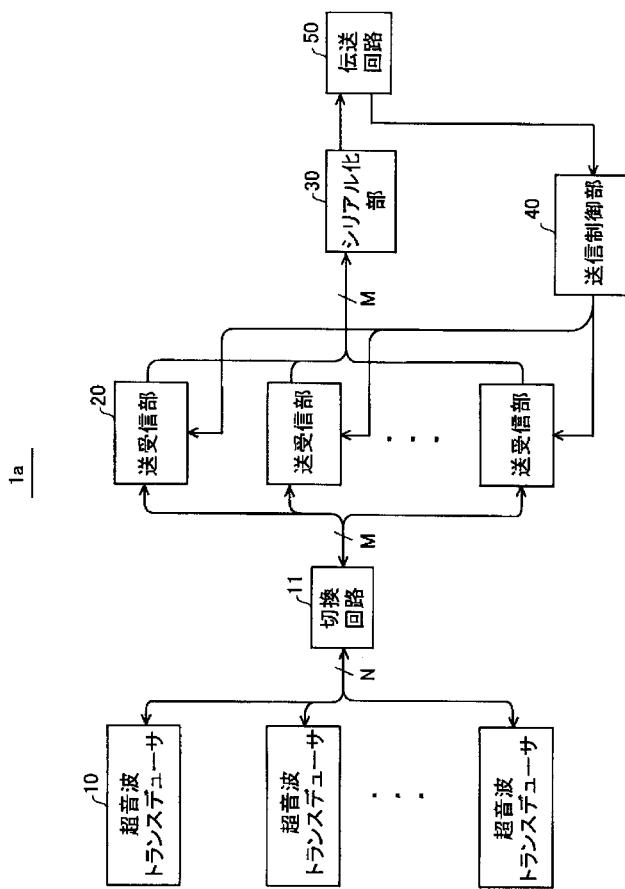
【図 6】



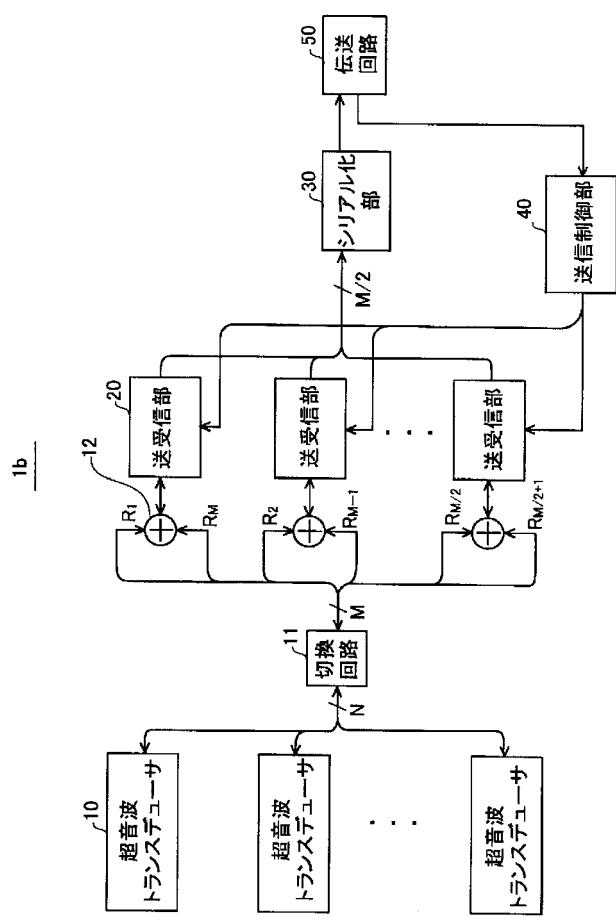
【図 7】



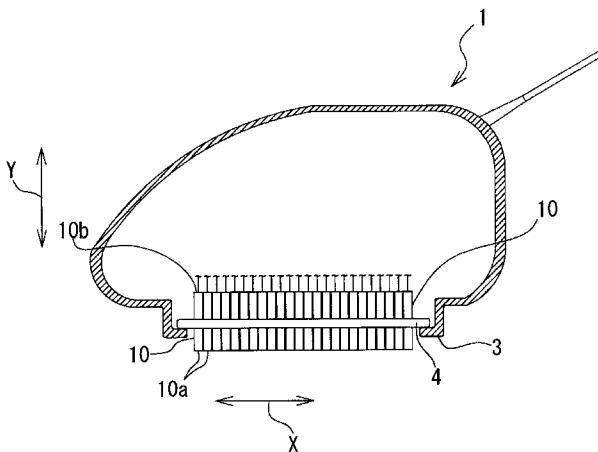
【図 8】



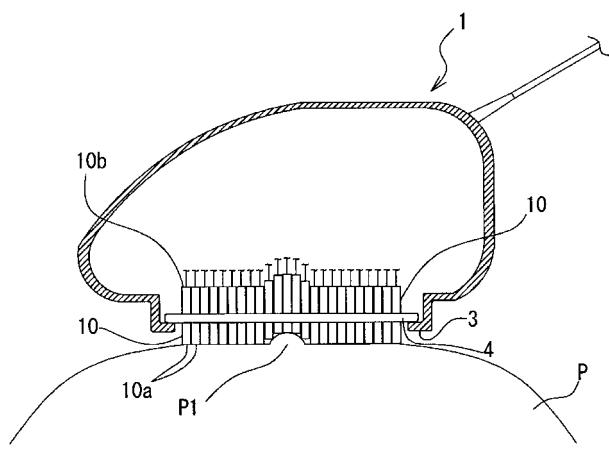
【図 9】



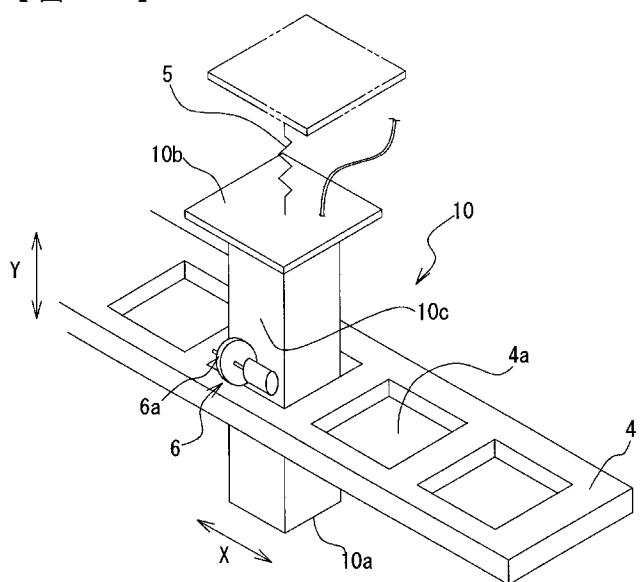
【図 10A】



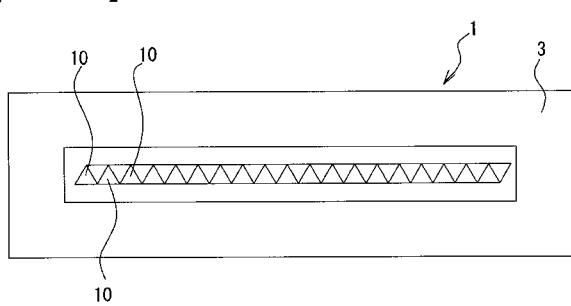
【図 10B】



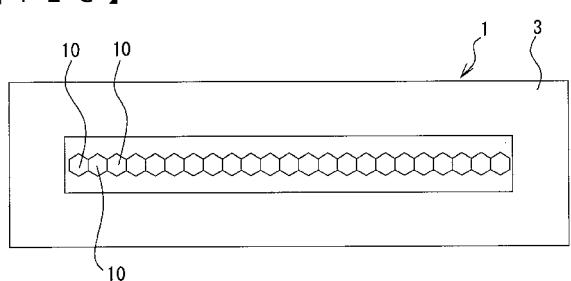
【図 1 1】



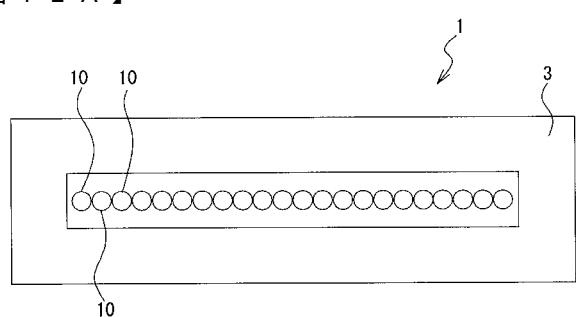
【図 1 2 B】



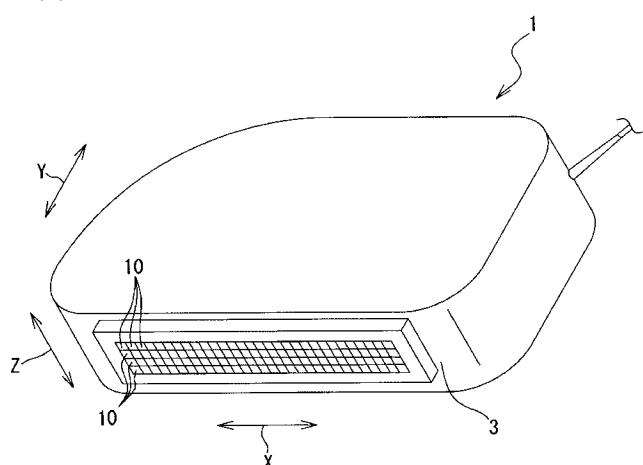
【図 1 2 C】



【図 1 2 A】



【図 1 3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 EE04 GB04 GB06 GB50
5D019 BB03 BB04 BB19 FF04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010233610A	公开(公告)日	2010-10-21
申请号	JP2009081999	申请日	2009-03-30
[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	田代りか 佐藤智夫		
发明人	田代りか 佐藤智夫		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R17/00		
F1分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R17/00.332.B G01N29/44		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BB04 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/EA07 2G047/GA06 2G047/GB02 2G047/GB17 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB50 5D019/BB03 5D019/BB04 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	宇都宮正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波检查器，其中允许多个超声波换能器相互独立地移动，并且通过改善对具有粗糙形状的诊断部分的跟随能力，进一步改善对诊断部分的粘附。ŽSOLUTION：超声波探头，它将超声波传输到诊断部位，而相对的表面与受试者的诊断部分相对，并从诊断部分接收超声回波。超声波探头具有多个超声波换能器，这些超声波换能器在相对的表面上彼此相邻地布置成柱形，以便与诊断部分接触。基于与诊断部分的接触，多个超声换能器分别独立于相对表面可伸缩。Ž

