

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5179058号  
(P5179058)

(45) 発行日 平成25年4月10日 (2013. 4. 10)

(24) 登録日 平成25年1月18日 (2013. 1. 18)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

G 0 1 N 29/24 (2006. 01)

G 0 1 N 29/24 5 0 2

H 0 4 R 3/00 (2006. 01)

H 0 4 R 3/00 3 3 0

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-540933 (P2006-540933)  
 (86) (22) 出願日 平成17年10月11日 (2005. 10. 11)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2005/018698  
 (87) 国際公開番号 W02006/041058  
 (87) 国際公開日 平成18年4月20日 (2006. 4. 20)  
 審査請求日 平成20年10月6日 (2008. 10. 6)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-300939 (P2004-300939)  
 (32) 優先日 平成16年10月15日 (2004. 10. 15)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 100099852  
 弁理士 多田 公子  
 (74) 代理人 100099760  
 弁理士 宮川 佳三  
 (72) 発明者 神田 浩  
 埼玉県所沢市緑町4-15-4  
 (72) 発明者 押木 光博  
 東京都練馬区旭丘1-68-8-301  
 (72) 発明者 篠村 隆一  
 埼玉県東松山市沢口町9-12

審査官 五閑 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される信号を処理する受信手段とを備え、

前記超音波探触子は、前記駆動信号を重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度が変化する振動子を有し、

前記送信手段は、前記振動子に直流バイアスを印加する直流バイアス手段を備え、

前記受信手段は、変調されたバイアス電圧信号を受信時に前記振動子に印加する変調バイアス供給手段を備え、

前記変調されたバイアス電圧信号の周波数帯域は、前記送信部が超音波探触子に供給する前記駆動信号の周波数帯域内である

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、前記超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される信号を処理する受信手段とを備え、

前記超音波探触子は、前記駆動信号を重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度が変化する振動子を有し、

前記送信手段は、前記振動子に直流バイアスを印加する直流バイアス手段を備え、

前記受信手段は、変調されたバイアス電圧信号を受信時に前記振動子に印加する変調バイアス供給手段を備え、

10

20

前記変調されたバイアス電圧信号の周波数帯域は、前記送信部が超音波探触子に供給する前記駆動信号の周波数帯域と同一である

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記振動子は、空隙を挟んで配置された一对の電極を有し、該一对の電極には、出力端子と、該一对の電極間にバイアス電圧を印加するためのバイアス端子とが接続されるものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記変調バイアス供給手段は、前記変調されたバイアス電圧信号として、前記駆動信号に基づいて変調されたバイアス電圧信号を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記変調バイアス供給手段は、前記変調されたバイアス電圧信号として、振幅が変調されたバイアス電圧信号を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 いずれか一項に記載の超音波診断装置において、前記振動子は、超音波の受信の際にドブラ復調処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 5 いずれか一項に記載の超音波診断装置において、前記変調バイアス供給部は、受信時のフォーカス位置に応じて、前記振動子ごとに、前記変調されたバイアス電圧信号の位相を予め定めた位相量だけずらすことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 5 いずれか一項に記載の超音波診断装置において、前記複数の振動子は、超音波の受信の際に整相処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、前記振動子は、時間に伴い受信感度が変調し、超音波信号を電気信号に変換する過程でドブラ復調処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、前記複数の振動子は、時間に伴い受信感度をそれぞれ所定の位相で変調し、超音波信号を電気信号に変換する過程で前記整相処理を行う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、被検体に係る診断情報を取得する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により超音波を送波し、この超音波が生体内で反射されて形成される超音波を同じ探触子で受信し、この反射エコー信号に基づき生体内の断層画像を提供するものである。また、超音波診断装置は、反射超音波信号に生じるドブラ効果に基づいて、血球などの生体内の反射源が移動する速度あるいは速度分布を提供することもできる。

【0003】

超音波診断装置においてドブラ効果により速度情報等を取得する場合、反射超音波信号に対する受信系の処理の流れは、超音波探触子による受信 前置増幅器による信号処理部の入力レベルまでの増幅 信号処理部におけるビームフォーミングやドブラ復調 画像形成とその表示という順番になる。かかる装置の性能は、送波信号の大きさが生体内の熱効

10

20

30

40

50

果などのハザード防止のために規制されているので、もっぱら受信系の信号対雑音比で支配される。従来の超音波診断装置においては探触子に継続する前置増幅器の雑音レベルが大きいため、ドプラ効果を検出する復調器の性能も前置増幅器の性能によって事実上規定されていた。超音波診断装置の扱う比帯域が60%~90%と広いこともあって、前置増幅器の信号対雑音比の改善が困難であるため、血流等の情報である生体内の熱雑音や探触子の熱雑音は、前置増幅器が発生する雑音の中に埋もれているのが実情といえる。

【0004】

超音波診断装置の探触子には、従来より圧電セラミックスを用いた素子が用いられている。また、特許文献1では、薄膜製造技術によって製造可能な容量型の探触子が提案されている。

【特許文献1】USP6,246,158B1

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のように、従来の超音波診断装置の受信系の信号対雑音比は、信号処理部の前置増幅器の熱雑音によって事実上支配されているため、これを改善して感度を向上させることが望まれている。信号対雑音比を向上させることができれば、探触子で受信される超音波反射信号に含まれる生体内情報を前置増幅器の熱雑音に埋もれさせることなく検出することができ、従来に比べ微弱な信号まで映像化することや、より微弱な造影剤を検出することや、より低速の、例えば末梢血管の血流速度を検出することが可能となるからである。また、生体内の各臓器の運動や血流の走行状態などで変調されている生体内の熱雑音そのものを検出することが出来れば、超音波診断装置の信号対雑音比が大幅に改善され、超音波診断装置を「超音波聴診器」という超音波診断装置のあるべき姿に近づけることが可能となる。

【0006】

従来、前置増幅器を液体窒素などの冷却媒体に浸潤しそのノイズレベルを低減する試みもなされているが、生体に接触される探触子部の冷却が困難であるため、所期の効果を挙げていない。前置増幅器の熱雑音の低減そのものが困難であるとするなら、従来超音波診断装置の探触子 前置増幅器 復調処理という信号の流れそのものを変更する必要がある。

【0007】

なお、特許文献1には超音波診断装置に容量型の探触子が使用可能であることが記載されているが、従来の圧電セラミックスの振動子を容量型の振動子へ単に置き換えることを提案しているにすぎず、受信系の信号対雑音比を改善することは開示されていない。

【0008】

本発明の目的は、受信系の信号対雑音比を改善し、高感度の超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の第1の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される信号を処理する受信手段と、受信手段から出力される受信信号に基づき構成された被検体に係る診断情報（例えば、血流速度、組織断層像）が表示される表示手段とを備える。超音波探触子は、駆動信号を重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度が変化する振動子を有している。さらに、振動子に直流バイアスを印加する直流バイアス手段と、駆動信号に基づいた変調されたバイアス電圧信号を前記振動子に印加する変調バイアス手段が設けられてなることを特徴とする。

【0010】

また、本発明の第2の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、前記超音波探触子から出力さ

10

20

30

40

50

れる信号を処理し、前記被検体に係る診断情報を算出する受信部とを有する。超音波探触子は、印加されるバイアス電圧の大きさに応じて受信感度が変化する複数の振動子を備える。受信部は、振幅が変調されたバイアス電圧信号を振動子に印加する変調バイアス供給部を備える。

【0011】

第1および第2の態様の超音波診断装置においては、被検体で反射した超音波を振動子で受信する際、振動子に変調されたバイアス電圧信号を印加し、その感度を変調させる。これにより、受信用振動子の受信工程で、超音波反射信号に一定の復調処理（例えば、整相処理やドブラ復調）を施すことができる。よって、探触子に復調処理用電子回路を搭載していないにもかかわらず、探触子に複雑な復調用電子回路を実装した、いわゆるブロー  
10  
プミキシングと等価となる。また、本発明の探触子における復調処理は、その後の受信部の信号処理回路に起因する例えば熱雑音による影響を受けないため、微弱な信号でも診断情報として構成できるようになり、高感度な超音波診断装置を提供することができる。

【0012】

変調されたバイアス電圧信号の周波数帯域は、例えば、送信部が超音波探触子に供給する駆動信号の周波数帯域内に設定するか、もしくは、駆動信号の周波数帯域と同一にする。これにより、振動子の受信工程でドブラ復調処理を施すのと等価な効果が得られ、駆動信号の周波数成分が除去されたドブラ周波数成分を含む出力信号を得ることができる。

【0013】

また、変調バイアス供給部は、受信時のフォーカス位置に応じて、複数の振動子ごとに、変調されたバイアス電圧信号の位相を予め定めた位相量だけずらす構成にすることもできる。これにより、振動子の受信工程で整相処理を施すのと等価な効果が得られ、複数の振動子の出力信号の位相を一致させることができる。

【0014】

また、本発明の第3の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、超音波探触子から出力される信号を処理し、被検体に係る診断情報を算出する受信部とを有する。超音波探触子は、振動子を備える。この振動子は、空隙を挟んで配置された一对の電極を有し、一对の電極の少なくとも一方は変位可能な構成であり、一对の電極には、出力端子と、一对の電極間に  
30  
バイアス電圧を印加するためのバイアス端子とが接続された構成である。受信部は、バイアス電圧として、振幅が変調されたバイアス電圧信号を振動子に印加する変調バイアス供給部を備える。

【0015】

また、本発明の第4の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、超音波探触子から出力される信号を処理し、被検体に係る診断情報を算出する受信部とを有する。超音波探触子は、超音波を受信する振動子を有し、振動子は、受信の際にドブラ復調処理を行う。例えば、振動子は、時間に伴い受信感度が変調し、超音波信号を電気信号に変換する過程で前記ドブラ復調処理を行う。

【0016】

また、本発明の第5の態様の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給する送信部と、超音波探触子から出力される信号を処理し、被検体に係る診断情報を算出する受信部とを有する。超音波探触子は、超音波を受信する複数の振動子を備え、該複数の振動子は、受信の際に整相処理を行う。例えば、複数の振動子は、時間に伴い受信感度をそれぞれ所定の位相で変調し、超音波信号を電気信号に変換する過程で前記整相処理を行う。

【0017】

第4および第5の態様の超音波診断装置において、受信用振動子としては、例えば、印加されるバイアス電圧の大きさに応じて受信感度が変化する特性を有するものを用いることができる。受信部は、バイアス電圧として、振幅が変調されたバイアス電圧信号を受信  
50

用振動子に印加する変調バイアス供給部を備える構成にすることができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明の超音波診断装置においては、振動子における受信の際に超音波信号を復調することができるため、増幅器の熱雑音に埋もれない微弱な超音波反射信号を検出して、従来より大幅に感度の改善した超音波診断装置を提供することができる。また、従来信号処理部でなされていた電子回路による復調工程を振動子の受信工程に移行したことによって、超音波診断装置の大幅な小型化に資することも可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明の超音波診断装置の一実施の形態について説明する。

まず、本発明の原理について説明する。本発明は、従来の超音波診断装置の受信系のよう探触子 前置増幅器 信号処理部という信号の流れではなく、信号処理機能を有する探触子 増幅器 信号処理部という構成にする。これにより、受信系の信号対雑音比を改善し、高感度の超音波診断装置を提供する。ここで探触子の担う信号処理機能としては、ビームフォーミングやドプラ復調処理である。よって、増幅器に継続する信号処理部の主な処理は、AD変換などの標本化プロセスに限定される。

【0020】

かかる構成は、その受信感度がバイアス電圧の大きさに応じて変化する振動子を備えた超音波探触子を用い、そのバイアス電圧を変調することによって探触子で受信される超音波反射信号を探触子そのものの機能において復調することにより実現される。連続波ドプラ法を行う場合を例にとると、例えば2MHzの超音波を生体内に照射した場合、血流など移動物体から反射した超音波信号はその移動速度に応じてドプラ効果により周波数シフトし、例えば2.001MHzになるから、探触子に印加するバイアス電圧を2MHzで変調すれば、探触子の出力は両者の乗算、すなわち $0.001\text{MHz} = 1\text{kHz}$ と $4.001\text{MHz}$ となる。このうち低周波成分である1kHzの信号を後段の濾過器で容易に抽出することができ、実質的に探触子においてドプラ復調処理を実行できるのである。この探触子における復調工程は、増幅器よりも前段で行われるため、増幅器の熱雑音は関係なく、従来技術では増幅器の熱雑音で埋もれたであろう微弱な信号を大幅に改善された信号対雑音比で抽出することができる。

【0021】

しかるに従来から使われている圧電セラミックス型振動子を用いた探触子では、その電気機械結合係数および幾何学的形状によって定まる種類の固定の受信感度を有しており、かかる探触子の受信工程において受信信号を復調する手段を提供することはできない。本発明者は、受信時の感度をバイアス電圧の大きさで制御できる超音波振動子に着目した。このような振動子を備えた探触子において、バイアス電圧の大きさそのものを変調すれば、受信工程において受信信号を探触子で復調することが可能となるからである。かかる超音波振動子としては、圧電セラミックスではなく電歪材料を用いたものを使用できる。電歪材料を用いた振動子では、印加したDCバイアス電圧によって生じる電歪効果が、電気-機械変換を呈し、電歪効果の大きさはDCバイアス電圧の大きさで制御できるからである。感度を制御できるさらに好適な超音波振動子として、DCバイアス電圧でその感度が定まるcMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: 容量型マイクロマシン超音波変換器)を用いることも出来る。

【0022】

なお、電歪材料を用いた振動子やcMUTを用いた振動子は、従来から所定の定常的なバイアス電圧が印加されて使用されていて、バイアス電圧そのものを変調するということは従来開示されていない。実際、これらの探触子を使った特許文献1などでは、「DCバイアス電圧」などと記載されている。本発明においては、探触子の感度を定めるバイアス電圧の大きさそのものを変調して、探触子に復調機能を生じさせ、超音波反射信号を探触子の受信工程で復調することが重要であって、探触子が、上記電歪材料の振動子やcMUT

10

20

30

40

50

Tを備えたものに限定されるものではない。

#### 【0023】

つぎに、本実施の形態の超音波診断装置について、具体的に説明する。まず、本発明の要である、バイアス電圧の大きさによってその感度が制御できる配列型探触子10の構造について説明する。ここでは、配列型探触子10は、一例としてcMUTを用いている。図1は、配列型探触子10の模式的な構造を説明する図である。探触子10は、短冊状のm個の振動子11-1から11-m(m:例えば64や192等の自然数)が配列された一次元アレイの構造を有し、振動子11-1~11-mの背面にはバッキング層12が配置されている。また、振動子11-1~11-mの超音波送出側(図1の上方)にはマッチング層13が配置され、更にその上には音響レンズ14が配置されている。振動子11-1~11-mは、送波電気信号を超音波に変換して生体内に超音波を送出するとともに、生体内で反射された超音波を受信して電気信号に変換し、反射信号を形成する。バッキング層12は、振動子11-1~11-mの背面側に送出される不要な超音波を吸収するとともに振動子11-1~11-mの不要な振動を抑制するために配置されている。マッチング層13は、振動子11-1~11-mと生体との音響インピーダンスを整合させることによって超音波の生体内への伝送効率を向上させるものである。図1においては、良く使われる構造としてマッチング層13が2層構造のものを表示してある。音響レンズ14は、振動子11-1~11-mの配列方向と直交するいわゆる短軸方向に超音波ビームを収束するものである。

#### 【0024】

ここで、振動子11-1~11-mは、図2に示すように、そのおのものが多数個の、例えば六角形の微小なドラム18によって構成されている。(なお、図2においては、図示の都合上振動子11-3~11-5の3素子のみを記載している。)個々のドラム18は、図3を用いてこの後説明するように、電気的にはコンデンサとして見なせるが、振動子11-1~11-mをそれぞれ構成するドラム18の群は、上部電極18aが配線18gによって相互に接続され、下部電極18bは共通電極になっているため、多数の並列コンデンサと電気的には同一の働きをする。

#### 【0025】

1つのドラム18の構造を図3を用いて説明する。ドラム18は、半導体プロセスの微細加工技術で形成されたものであり、シリコン等の半導体基板である基板18cと、その上に形成された下部電極18bと、支持部となる絶縁体膜18dと、絶縁体膜18dの上部に配置された半導体薄膜18fと、さらにその上に配置された上部電極18aとを備えている。半導体薄膜18fと下部電極18bとの間には、絶縁体膜18dをエッチングすることによって形成された真空(または所定のガス圧)の空孔18eが設けられている。化合物半導体などで構成される半導体薄膜18fは、絶縁体膜18dにより縁を支持され、ちょうど楽器のドラムのように空間に浮いて張られた形状となっている。上部・下部電極18a、18b間にDCバイアス電圧を印加するとクーロン力が生じ、半導体薄膜18fには適度な張力が発生する。超音波送信時には、DCバイアス電圧に重畳して上・下部電極18a、18b間に駆動交流信号が印加されると、楽器のドラムが連打されて音を発するのと同様、ドラム18から超音波が発生する。また、超音波受信時には、このドラム18に超音波が入射すると、その大きさと波形に比例して電極18a、18b間の距離が変化するから、両電極18a、18bが構成するコンデンサの静電容量が、それに対応して変化する。静電容量の変化を両電極18a、18bの電気信号から検出することにより超音波が受信できる。図2に示すように、振動子11-1~11-mはそれぞれ、多数個のドラム18を並列に配置した構成であるので、多数個のドラム18から同時に超音波信号を発生して生体内に送信し、あるいは同時に多数個のドラム18で同時に受信して反射信号を形成することができる。

#### 【0026】

このようなcMUT構造の探触子10において、一定振幅の駆動交流信号に対して送出される超音波の大きさ(すなわち電気信号から音響信号への変換効率を表す送信感度)、

ならびに、一定振幅の超音波に対して得られる電気信号の大きさ（すなわち音響信号から電気信号への変換効率を表す受信感度）は、いずれもバイアス電圧が直流である場合には、バイアス電圧の大きさの2倍に比例することが知られている（IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectric, And Frequency Control, Vol45 pp.678-690 May 1998におけるp682の右側カラム参照）。よって、送信時のDCバイアス電圧の大きさを $d_c$ 、これに重畳する時間 $t$ で変化する駆動信号波形を $f(t)$ とすると、探触子10から送信される超音波信号の大きさ $T(t)$ は下式(1)で表される。また、受信時のDCバイアス電圧の大きさを $d_c$ 、受信される超音波信号を $g(t)$ とすると、探触子10の出力電圧 $R(t)$ は下式(2)で表される。

$$T(t) = 2 \cdot Kt \cdot d_c \cdot f(t) \quad \dots (1)$$

$$R(t) = 2 \cdot Kr \cdot d_c \cdot g(t) \quad \dots (2)$$

ただし、 $Kt$ 、 $Kr$ は、振動子を構成する材料や幾何学的寸法に依存する常数である。

#### 【0027】

(1)式、(2)式より、送信時にはDCバイアス電圧の大きさ $d_c$ に比例し、かつ送信信号 $f(t)$ に相似した超音波信号 $T(t)$ を送信でき、受信時にはDCバイアス電圧の大きさ $d_c$ に比例し、受信超音波信号 $g(t)$ に相似した電圧信号 $R(t)$ が出力されることがわかる。

#### 【0028】

本発明者らは、バイアス電圧の大きさを時間 $t$ について変化させた場合であっても(2)式の関係が成立することを実験により確認した。すなわち、バイアス電圧の大きさを時間 $t$ で変化する $F(t)$ とした場合の受信超音波信号に起因した電圧信号 $R(t)$ は、下式(3)で表すことができる。よって、バイアス電圧の大きさそのものを変調した $F(t)$ を印加することにより、探触子10の受信工程における電圧信号 $R(t)$ を $F(t)$ で変調させることができるため、受信信号を探触子で受信する工程において探触子10によって復調することが可能である。

$$R(t) = 2 \cdot Kr \cdot F(t) \cdot g(t) \quad \dots (3)$$

#### 【0029】

つぎに、探触子10において、振動子11-1～11-mの送信時および受信時にバイアス電圧を印加し、送信および受信動作を実現するための回路構成について図4を用いて説明する。図4においては、図3のドラム18のうち、主要部である上部電極18a、下部電極18b、および、半導体薄膜18fを模式的に示している。送信時には、加算器103と抵抗102とを用い、バイアス電圧発生源104からのDCバイアス電圧と、駆動信号発生源105からの駆動信号波形とを加算器103により重畳し、抵抗102を介して上部電極18aに印加する。

#### 【0030】

一方、受信時には、抵抗102と、容量検出器（例えば増幅部31）とを用い、バイアス電圧発生源104から駆動信号と同帯域の変調バイアス電圧波形を抵抗102を介して上部電極18aに印加するとともに、上下電極18a、18b間の容量を増幅部31により検出する。反射超音波信号がドラム18に入射すると、上部電極18aと下部電極18bの容量は、入射超音波の大きさと波形によって変調され、同時に変調バイアスによっても変調されているため、透過的なインピーダンス111を有する増幅部31によって、容量を検出することにより、超音波信号の受信と復調を同時に行うことができる。なお、増幅部31のインピーダンス111と上部電極18aとの間にはコンデンサ101を挿入し、上部電極18aに印加されるバイアス電圧が増幅部31の過大入力にならないようにする。なお、下部電極18bは、グランド電位にすることができる。

#### 【0031】

したがって、配列型探触子10のうちの1つの振動子は、具体的には図5(a)、(b)、(c)に示したように、3端子あるいは4端子の素子構成にすることができる。すなわち、配列型探触子10を送信用の探触子と受信用の探触子とに分けて用いる場合には、送信用探触子を構成する振動子10aは、図5(a)のようにバイアス電圧入力端子Bと

10

20

30

40

50

、駆動信号を入力する送信端子Tと、グランド端子Gを備える3端子デバイスとなる。送信用振動子10aは、振動子11-L ( $L = 1 \sim m$ のうちのいずれか)の上部電極18aに接続された加算器103および抵抗102aを含み、加算器103が重畳した駆動信号とバイアス電圧を抵抗102aを介して上部電極18aに印加する構成とする。下部電極18bは、グランド端子Gと接続される。一方、受信用探触子を構成する振動子10bは、バイアス電圧入力端子Bと、変換した電圧信号を出力する受信端子Rと、グランド端子Gの3端子デバイスとなる。受信用振動子10bは、振動子11-M ( $M = 1 \sim m$ のうちのいずれか)に接続された、抵抗102bおよびコンデンサ101を含み、変調バイアス電圧を抵抗102bを介して上部電極18aに印加する。また、上部電極18aの電位は、コンデンサ101を介して受信端子Rから出力される。下部電極18bは、グランド端子Gと接続される。

10

#### 【0032】

配列型探触子10を送受信兼用の探触子とする場合には、1つの振動子10cは図5(c)のようにバイアス電圧入力端子Bと、送信端子Tと、受信端子Rと、グランド端子Gの4端子デバイスとなる。各振動子10cは、振動子11-N ( $N = 1 \sim m$ のうちのいずれか)へ印加されるバイアス電圧と駆動信号とを重畳する加算器103と、抵抗102と、コンデンサ101とを含む構成となる。

#### 【0033】

つぎに、上述してきた本発明の配列型探触子10を用いた超音波診断装置1の全体構成と動作について図6を用いて説明する。本実施形態の超音波診断装置1は、連続波ドブラ

20

#### 【0034】

図6に示すように、超音波診断装置1は、配列型探触子10と、連続波送信部20と、送信用位相回転部21と、DCバイアス供給部23と、受信部60と、受信用位相回転部22と、変調バイアス増幅部24と、システム制御部300と、表示部90とを有している。受信部60は、増幅部31と低域濾波部41と加算部51と診断情報算出部80とを備えている。

#### 【0035】

配列型探触子10は、ここではN個の振動子を有し、これらは複数( $N/2$ 個)の送信用振動子10aと複数( $N/2$ 個)の受信用振動子10bに分けられ、それぞれが配列されている場合を例に説明する。例えば、セクタ配列探触子の右側半分( $1 \sim N/2$ )の配列振動子を送信用探触子10Aに、左側半分( $N/2 + 1 \sim N$ )を受信用探触子10Bに用いる場合と同様である。送信用振動子10aと受信用振動子10bの構造は、すでに説明した通りである。なお、図6では図示の都合上、送信用探触子10Aと受信用探触子10Bとを1つの送信用振動子と1つの受信用振動子のみで示している。

30

#### 【0036】

連続波送信部20は、連続正弦波(周波数 $f_0$ 、例えば2MHz)を生成する。送信用位相回転部21は、送信時のフォーカシングのために、連続波送信部20の連続正弦波を各送信用振動子10aごとに所定の位相量ずつ回転させ、これを駆動信号として送信配列振動子10aの送信端子Tに供給する。一方、DCバイアス供給部23は、送信用振動子10aの感度を規定するために所定の大きさの直流バイアスを送信用振動子10aのバイアス端子Bに供給する。これにより、配列された送信用振動子10aから、生体内の所定フォーカス位置に対して連続波超音波が放射される。

40

#### 【0037】

生体内の血流などの移動物体で反射された超音波は、移動物体の移動速度に応じて、周知のごとく周波数シフトし、周波数 $f_1 (= f_0 t + f_0$ 、例えば2MHz + 1kHz)となって、配列された受信用振動子10bに入射する。入射した超音波信号は、受信用振動子10bにおいて電気信号に変換されるが、本実施の形態では、上述したように電気信号への変換と同時に、復調処理が実施される。

#### 【0038】

50



受信用位相回転部 22 は、受信時のフォーカシングのために、連続波送信部 20 の出力する連続正弦波信号の位相を各受信用振動子 10 b ごとに所定量ずつ回転させて変調バイアス増幅部 24 に供給する。変調バイアス増幅部 24 は、位相回転された連続正弦波信号の振幅を予め定めた振幅（例えば 100 V）まで増幅することにより、駆動信号と同じ周波数で所定振幅の連続波電圧信号を生成し、これを変調バイアス信号として受信用振動子 10 b のバイアス端子 B に供給する。

#### 【0039】

配列された受信用振動子 10 b のうち、k 番目の振動子 10 b の受信工程について数式を用いて具体的に説明する。生体内で反射し、k 番目の振動子で受信される超音波は、生体内の焦点位置と k 番目の振動子 10 b との距離で決まる位相  $\phi(k)$  を用いて、

$$g(t, k) = G \cdot \cos(\omega_0 t + \phi(k)) \quad \dots (4)$$

と表される。受信用位相回転部 22 により位相を  $\phi(k)$  だけ回転させることにより、k 番目の受信用振動子 10 b のバイアス端子 B に供給される変調バイアス信号は、

$$F(t, k) = F \cdot \cos(\omega_0 t - \phi(k)) \quad \dots (5)$$

と表される。このとき k 番目の受信用振動子 10 b の受信端子 R から出力される電圧信号  $R(t)$  は、上述した式 (3) より  $F(t, k) \cdot g(t, k)$  に比例するが、その高調波成分（例えば 4.001 MHz）を除いて、

$$R(t, k) = 2 \cdot Kr \cdot F \cdot G \cdot \cos(\omega_0 t) \quad \dots (6)$$

となり、周波数  $\omega_0$ （例えば 1 KHz）のみが抽出され、ドブラ復調が実現されている。しかも、 $\phi(k)$  の項が含まれておらず、素子番号 k によらず同位相となっており、このことは電子フォーカスの整相処理も同時に実現されていることを示している。

#### 【0040】

すなわち、本実施の形態では受信用振動子 10 b の受信端子 R の出力波形は、ドブラ復調および整相が施された信号と同等の信号になっている。よって、受信部 60 では、振動子 10 b で受信する際に生じる高調波成分（4.001 MHz）を低域濾波部 41 によって取り除くだけで、ドブラ周波数  $\omega_0$ （1 KHz）を求めることが可能となる。また、増幅部 31 は、低域濾波部 41 の前段で信号処理に必要な所定レベルまで増幅する。加算部 51 は、低域濾波部 41 の後段で、配列された各受信用振動子からの信号を加算するが、各受信用振動子からの出力信号は式 (6) のように番号 k によらないから、加算部 51 において従来のような整相処理は不要であり、単なる加算のみを行う。これにより、加算部 51 の出力は、ドブラ周波数、ここでは 1 KHz のオーディオ周波数帯となり、診断情報算出部 80 に入力される。診断情報算出部 80 は、自己相関処理などの周知の演算を行うことにより、被検体の診断情報（例えば移動物体の移動速度や、その 2 次元分布画像）の生成に必要な演算を行う。診断情報は、表示部 90 に表示される。なお、低域濾波部 41 と増幅部 31 の順番は、高調波成分が増幅部 31 の飽和、あるいは加算部 51 の飽和を惹起しない範囲で交換しても、本発明の機能は損なわれない。

#### 【0041】

システム制御部 300 は、連続波送信部 20、送信用位相回転部 21、受信用位相回転部 22、DC バイアス供給部 23、変調バイアス増幅部 24 などの各部に制御指令を出力する。システム制御部 300 は、例えば DSP (Digital Signal Processor) により構成される。具体的には、システム制御部 300 は、位相回転や診断情報の演算などに必要なデータを演算して供給する機能や、バイアス電圧の制御機能を有する。なお、図面上の煩雑さを避けるため、図 6 においてはシステム制御部 300 からの指令の流れを示す線図を省略している。表示部 90 は、受信部 60 がドブラ周波数から求めた被検体に係る診断情報を表示する。

#### 【0042】

本発明者は、上記のバイアス電圧でその感度が定まる探触子 10 を用いて超音波診断装置 1 を作成し、性能を確認した。探触子 10 を構成する振動子 1 個は、ドラム 18 の空孔 18 e の高さを 0.3 ミクロン、1 つのドラム 18 の大きさを 50  $\mu$ m（直径）で、ドラム 18 の配列は図 2 に示す構成で横 4 列、縦 200 列とし、探触子 10 の構造は図 1 のよ

10

20

30

40

50

うに振動子 11 - 1 ~ 11 - m が一配列された構造とした。送信用配列振動子に印加する DC バイアス電圧の大きさは 100 ボルト、受信用振動子に印加する変調バイアス電圧の振幅は 100 ボルト（ピーク対ピーク）とした。この構造および条件により、超音波周波数 2 - 5 MHz で良好なドブラ復調感度を得ることができた。

#### 【0043】

つぎに、比較例として、従来の連続波ドブラ機能を提供する超音波診断装置の構成を図 8 を用いて説明する。図 8 の超音波診断装置は、N 個の配列振動子を有する探触子 170 が各々 N/2 個の振動子から成る送信用探触子 170 A と受信用振動子 170 B に分けられている。探触子 170 A と 170 B は、一般的な圧電素子型振動子を用いて構成されている。信号処理部には、整相機能とドブラ復調機能とを有する復調部 140 が配置されている。比較例の図 8 の装置では、復調部 140 に受信用位相回転部 22 の出力信号が入力される。その他、本実施の形態の超音波診断装置と同じ構成部分には同じ符号を付し、説明を省略する。送信用探触子 170 A から生体内へ送波された連続波超音波は、生体内の血流などの移動物体で反射され、周波数  $f_1$  ( $= f_0 + f_D$ 、例えば 2 MHz + 1 KHz) となって、受信用探触子 170 B に入射する。受信用探触子 170 B には本実施の形態のように復調機能はないため、その出力電圧波形は、周波数  $f_1$  である。復調部 140 は、受信信号の周波数成分  $f_1$  と、受信用位相回転部 22 の出力  $f_0$  とを乗算し、 $f_0$  と  $2 f_0 + f_D$  を形成する。同時に、受信信号に含まれる  $f_D$  (k) を整相する。低域濾波部 41 は、 $f_0$  と  $2 f_0 + f_D$  のうち  $f_0$  成分（例えば 1 KHz）、すなわちドブラ周波数のみを取り出す。システム制御部 1300 は、これらの処理を制御する。

#### 【0044】

図 8 の比較例の構成では、復調部 140 が処理可能なレベルまで前置増幅部 131 により超音波探触子 170 B の受信信号を増幅するため、熱雑音の大きな前置増幅部 131 の性能によって復調部 140 の性能が事実上制限される。その結果、図 8 の比較例の超音波診断装置では、診断情報となる生体内の熱雑音（血流の走行状態等）が、前置増幅部 131 の雑音に埋もれる場合があった。

#### 【0045】

これに対し、本発明の超音波診断装置 1 は、その感度がバイアス電圧で定められる超音波探触子 10 を用い、バイアス電圧を変調することにより、探触子 10 において受信と同時に復調することができるため、復調処理は、増幅部 31 の熱雑音の影響を受けない。よって、増幅部 31 の後段で復調したならば熱雑音に埋もれたであろう微弱な信号であっても、大幅に改善された信号対雑音比で検出できる。また、復調処理を探触子 10で行うため、信号処理を行う受信部 60 には、従来の電子回路の復調部 140 は不要であり、装置の大幅な小型化と低価格化を図ることができる。

#### 【0046】

また、従来は、配列された探触子の隣接探触子間のクロストークにより、前置増幅部 131 の飽和現象が生じていたが、本発明の超音波診断装置では、増幅部の飽和現象が発生しないため、配列された送信探触子 10 A と配列された受信配列探触子 10 B との間にいわゆるギャップ素子を配置する必要がない。よって、配列探触子の全素子をドブラ検出に使用できる他、送信用振動子と受信用振動子とを交互に配列したいいわゆるインターリーブ方式のドブラ診断装置の形成が可能である。これにより、左右に送信用探触子および受信用探触子を分割配置した場合よりも優れたビームを利用することが併せて可能である。なお、送信用探触子 10 A および受信用探触子 10 B は、図 5 (c) のように送受信を兼用する配列振動子 10 c の構成とすると、連続波ドブラの他に B モード撮像、M モード、パルスドブラやドブラ断層撮像 (CFM) へ対応することも可能である。ここまでは連続波ドブラとして知られるモードについて説明してきたが、超音波診断装置の他のモード、B モード撮像、M モード撮像、パルスドブラ、ドブラ断層撮像 (CFM) においても本発明の骨子は損なわれない。実際、B モード撮像においては、例えば、中心周波数 3 MHz のパルス波形が超音波の送受信に用いられるが、受信された中心周波数 3 MHz のパルスは、3 MHz で変調されたバイアス電圧により、そのキャリア周波数 3 MHz が復調され、

包絡線信号となるのである。周知のようにBモード撮像においては、検波回路などにより包絡線信号を抽出してその強度情報を輝度情報に対応させて画像表示するのであるが、ここでも探触子の受信工程において包絡線信号の抽出が行われ、後続する増幅器の雑音に埋もれることなく微弱な信号を映像化することができる。

【0047】

つぎに、上述の図6の超音波診断装置1の超音波送信および受信時の動作について、図7(a)、(b)を用いて補足説明する。図7(a)は、超音波の送波処理のフローを示すダイアグラムであり、図7(b)は、超音波の受波処理のフローを示すダイアグラムである。

【0048】

10

まず、送波処理について図7(a)を用いて説明する。

<直流バイアスの印加(S700)>

操作者は、超音波探触子10を被検体の体表に接触させる。システム制御部300の制御下で、DCバイアス供給部23により、所定の大きさの直流バイアス $d_c$ が送信用探触子10Aの振動子のそれぞれに供給される。

【0049】

<駆動信号の生成(S702)>

システム制御部300の制御下で、連続波送信部20により駆動信号 $f(t)$ が送信用位相回転部21に供給される。駆動信号 $f(t)$ は連続正弦波(例えば、周波数 $f_0 = 2\text{MHz}$ )であり、式(7)のように表される。なお、式(7)の $F_0$ は常数である。

20

$$f(t) = F_0 \cdot \cos(f_0 t) \quad \dots (7)$$

【0050】

<駆動信号の位相回転(S704)>

システム制御部300の制御下で、送信用位相回転部21は、駆動信号 $f(t)$ の位相を所定の位相量 $\theta'$ だけ回転させ、送信用探触子10Aのそれぞれの振動子に受け渡す。位相回転量 $\theta'$ は、送信時フォーカシングを実現するためにフォーカス位置に応じて振動子ごとに予め決められたものである。具体的には、配列探触子10A内の基準振動子から $k$ 番目( $k = \text{自然数}$ )の振動子に供給される駆動信号 $f(t, k)$ は、位相 $\theta(k)$ だけ回転される。駆動信号 $f(t, k)$ は、直流バイアス $d_c$ に重畳して送信用振動子に供給される。送信用探触子10Aに供給される駆動信号 $f(t, k)$ は、式(8)のように表される。

30

$$f(t, k) = F_0 \cdot \cos(f_0 t - \theta'(k)) \quad \dots (8)$$

【0051】

<超音波送波信号の射出(S706)>

送信用探触子10Aは、駆動信号 $f(t, k)$ に対応した超音波送波信号 $T(t, k)$ を被検体(例えば血球などの移動物体)に向けて射出する。具体的には、被検体に向けて射出される超音波送波信号 $T(t, k)$ は、式(9)のように表される。式(9)の $K_t$ は、送信用振動子を構成する材料や幾何学的寸法に基づき定められる常数である。

$$T(t, k) = (2 \cdot K_t \cdot d_c \cdot f(t, k)) + (\text{高調波成分}) \quad \dots (9)$$

【0052】

超音波信号 $T(t, k)$ は、被検体により反射され、受信用探触子10Bにより受波される(S806)。受波時の各部の動作について図7(b)を用いて説明する。

40

【0053】

<駆動信号の供給(S800)>

システム制御部300の制御下で、連続波送信部20により生成された駆動信号 $f(t)$ が受信用位相回転部22に供給される。この信号 $f(t)$ に基づいて、駆動信号と同じ周波数 $f_0$ の変調バイアス信号が生成される。以下、受信処理において、駆動信号 $f(t)$ を変調信号 $f(t)$ と称する。

【0054】

<変調バイアス信号の位相回転(S802)>

受信用位相回転部22は、受信時フォーカシングを実現するために、変調信号 $f(t)$ の

50

位相を所定の位相量 だけ回転させる。回転位相量 は、受信時フォーカス位置に応じて予め定められている。受信用探触子 10 B の基準振動子から k 番目 ( k = 自然数 ) の振動子に供給される変調信号  $f(t, k)$  は、位相 (k) だけ回転される。位相回転された変調信号  $f'(t, k)$  は、式 (10) のように表される。変調信号  $f'(t, k)$  は、変調バイアス増幅部 24 に供給される。

$$f'(t, k) = F_0 \cdot \cos(\omega_0 t - \phi(k)) \quad \dots (10)$$

【0055】

< 変調バイアス信号の印加 (S804) >

変調バイアス増幅部 24 は、変調信号  $f'(t, k)$  を増幅することにより、周波数が駆動信号と同じ周波数  $\omega_0$  の変調バイアス信号  $F(t, k)$  を生成し、受信用探触子 10 B に供給する。例えば、変調信号  $f'(t, k)$  の振幅が 10 V の場合には、変調バイアス信号  $F(t, k)$  の振幅が 100 V 程度になるように増幅する。増幅後の変調バイアス信号  $F(t, k)$  は、式 (11) のように表される。ただし、F は常数である。なお、式 (11) のように変調バイアス信号  $F(t, k)$  の周波数は、駆動信号  $f(t)$  と同一周波数  $\omega_0$  としているが、駆動信号の周波数が帯域を持つ場合には、帯域内の周波数であればそのような周波数に設定することもできる。

$$F(t, k) = F \cdot \cos(\omega_0 t - \phi(k)) \quad \dots (11)$$

【0056】

変調バイアス信号  $F(t, k)$  は、受信用回路 13 を介して、探触子 10 B を構成する c M u t 18 の上部電極 18 a に印加される。

【0057】

< 超音波反射信号の受波と復調 (S806) >

上記 S706 の工程で送波された超音波送波信号は、被検体で反射され、超音波反射信号  $g(t, k)$  となって、各受信用振動子に到達する。超音波反射信号  $g(t, k)$  の周波数  $\omega_1$  は、被検体の血球等の反射源の移動速度に応じたドブラシフト周波数  $\omega_0$  を含んでおり ( $\omega_1 = \omega_0 + \Delta\omega$ )、式 (12) のように表される。

$$g(t, k) = G \cdot \cos(\omega_1 t + \phi(k)) \quad \dots (12)$$

【0058】

超音波反射信号  $g(t, k)$  は、変調バイアス信号  $F(t, k)$  によって感度が変調された受信用探触子 10 B によって受信される。これによって、受信用探触子 10 B から出力される復調信号  $R(t, k)$  は、式 (13) のようにドブラ復調処理が施された信号となる。また、式 (13) からわかるように、ドブラシフト成分は、番号 k の値にかかわらず同位相となり、整相処理 (ビームフォーミング) も施されている。

$$R(t, k) = (K_r \cdot F \cdot G \cdot \cos(\omega_0 t)) + (\text{高調波成分}) \quad \dots (13)$$

【0059】

< 復調信号の処理 >

受信用探触子 10 B から出力される復調信号  $R(t, k)$  は、受信部 60 に受け渡され、増幅部 31 によって増幅された後、低域濾波部 28 で高調波成分が除去される。これにより、ドブラシフト周波数成分が抽出される。ドブラシフト周波数成分として抽出された信号は、受信口径に対応した受信用振動子のものについて加算部 51 により加算される。加算部 51 から出力された信号は、診断情報算出部 80 において、自己相関処理などが施されることにより、被検体の診断情報 (例えば、血流速度や二次元速度分布画像) が求められる。求められた診断情報は、表示部 90 に表示される。

【0060】

つぎに、先に述べた式 (3) について補足説明をする。式 (3) は、受信時の探触子の出力電圧が変調バイアスに比例することを示す式である。c M U T による受信時出力電圧は、直流バイアスに比例するという式 (2) が周知であるが、これが、バイアスを変調させた場合についても成立することを発明者が実験により確認し、式 (3) を得て、本実施の形態の説明に用いている。しかしながら、受信用探触子において受信と同時に復調するという本発明には、その受信感度がバイアス電圧の大きさに応じて変化する超音波探触子

10

20

30

40

50

であれば、必ずしも式(3)の特性でなくても用いることができる。よって、超音波反射信号や変調バイアス信号についての2次以上の項を有する特性の超音波探触子を用いて実現することが可能である。

#### 【0061】

なお、(3)式が成立することは、本発明者が実験により確認しているが、数式上では次のように考えることができる。cMUT探触子の受信時の出力電圧信号 $R(t)$ は、周知の二乗モデルを用いて式(14)のように表すことができる。

$$R(t) = K_r \cdot (d_c + g(t))^2 \\ = K_r \cdot (d_c^2 + 2d_c \cdot g(t) + g(t)^2) \quad \dots (14)$$

ただし、 $K_r$ は常数、 $d_c$ は直流バイアス電圧、 $g(t)$ は超音波反射信号である。

10

#### 【0062】

式(14)においてバイアス電圧を $F(t)$ で変調すると、式(15)のように表すことができる。

$$R(t) = K_r \cdot (F(t)^2 + 2F(t) \cdot g(t) + g(t)^2) \quad \dots (15)$$

#### 【0063】

式(15)のように、出力信号 $R(t)$ は、超音波反射信号 $g(t)$ の一次の項と二次の項とを含んでいる。生体にダメージを与えないために、超音波送信信号は微弱に設定されるため、超音波反射信号 $g(t)$ も微弱(例えば1V)であるから、変調バイアス信号 $F(t)$ の振幅を、超音波反射信号 $g(t)$ (例えば1V程度)よりも大きく、例えば100Vに設定することにより、 $g(t)$ の二次の項を無視することができる。また、 $F(t)$ の二次の項は、 $f_0$ の2倍の周波数の高調波成分であるため、低域濾波部41で容易に取り除くことができる。よって、式(3)のように表すことができる。

20

$$R(t) = 2 \cdot K_r \cdot F(t) \cdot g(t) \quad \dots (3)$$

#### 【0064】

これを周波数 $f_0$ 、ドブラ周波数 $f_0$ を用いて表すと以下ようになる。変調信号を $F(t) = F \cdot \cos(f_0 t)$ とし、ドブラ効果により周波数シフトした超音波受信信号を $g(t) = G \cdot \cos(f_1 t + \phi)$ とする( $f_1 = f_0 t + \phi$ 、 $\phi$ : 反射体と受信用振動子との距離で決まる位相回転量)と、式(15)は、以下の式(16)のように表される。

$$R(t) = K_r \cdot (F^2 \cdot \cos^2(f_0 t) + FG(\cos(f_0 t + \phi) + \cos(2f_0 t + \phi)) + G^2 \cdot \cos^2(f_1 t + \phi)) \quad \dots (16)$$

30

#### 【0065】

式(16)において、直流成分も周波数 $f_0$ の2倍高調波成分を濾波器で取り去ると、式(17)のようになり、探触子の出力電圧 $R(t)$ として、ドブラシフト成分のみを抽出することができる。

$$R(t) = K_r \cdot F \cdot G \cdot \cos(f_0 t) \quad \dots (17)$$

#### 【0066】

よって、本実施の形態においては、受信用探触子10bの出力が式(15)で表される場合には、変調バイアス信号 $F(t)$ の振幅は、超音波反射信号 $g(t)$ よりも大きく、例えば2倍以上に設定することが望ましい。さらには10倍以上に設定することがより好適である。

40

#### 【0067】

ただし、cMUT探触子の出力特性は、ドラムを構成する材料や形状、ドラムの配列、ならびに、使用条件によって変化するため、これらを設計・設定することにより出力特性を制御し、受信感度がバイアス電圧の大きさに応じて変化する範囲で使用することももちろん可能である。

#### 【0068】

なお、受信用探触子は、受信感度がバイアス電圧の大きさに応じて変化するものであればcMUT探触子に限られず他の構成のものを用いることができる。例えば、電歪材料(例えば、 $Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O_3 - PbTiO_3$ 系固溶体セラミックス)から

50

形成されたものを用いることができる。

【 0 0 6 9 】

なお、本実施の形態では送信用探触子と受信用探触子を別々に配設した例を説明したが、図 5 ( c ) に示す構造の送受信兼用振動子 1 0 c を配列して、同一の振動子により超音波信号を送受する形態としてもよい。また、本実施の形態では送信用振動子の数 ( N / 2 個 ) と受信用振動子の数 ( N / 2 個 ) を同じとしたが、必ずしも同数でなくてもよい。

【 0 0 7 0 】

探触子 1 0 を構成する振動子 1 1 - 1 ~ 1 1 - m のドラム 1 8 の形状は、ここでは六角形の場合について説明したが、多角形あるいは円形等の他の形状にすることも可能である。

10

【 0 0 7 1 】

上述してきた超音波診断装置は、連続波ドブラ法を用いる装置であるが、パルスドブラ法や組織断層像法にも通用できる。その場合、診断情報算出部 3 2 または加算部 3 0 の後段に、受信信号に基づき超音波像 (例えば、カラードブラ断層像や組織濃淡断層像) を構成する画像処理部を配置する。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 2 】

本発明は、超音波探触子を介し被検体との間で超音波を送受し、超音波探触子から出力される信号に基づき被検体の診断情報 (例えば、血球などの反射源の移動速度や速度分布、又は組織断層像) を取得する超音波診断装置に適用することができ、特に、受信系の信号対雑音比が高く、高感度の超音波診断装置を提供する。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 3 】

【図 1】本実施の形態の超音波診断装置の超音波探触子 1 0 の一部の構成を示す切り欠き斜視図である。

【図 2】図 1 の超音波探触子の振動子 1 1 - 1 ~ 1 1 - m の上面図である。

【図 3】図 1 の振動子 1 1 - 1 等を構成するドラム 1 8 の断面図である。

【図 4】図 3 のドラムから超音波を発信および受信するために必要な電気回路を示す回路図である。

【図 5】( a ) 送信用振動子の構成を示すブロック図である。( b ) 受信用探触子の構成を示すブロック図である。( c ) 送受信兼用振動子の構成を示すブロック図である。

30

【図 6】一実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】( a ) 図 6 の超音波診断装置の超音波の送波処理を示すダイアグラムである。( b ) 図 6 の超音波診断装置の超音波の受波処理のフローを示すダイアグラムである。

【図 8】比較例の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

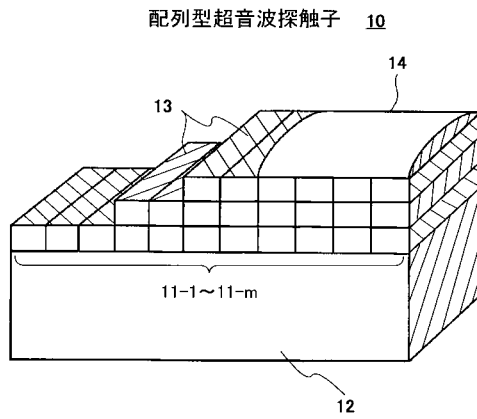
【符号の説明】

【 0 0 7 4 】

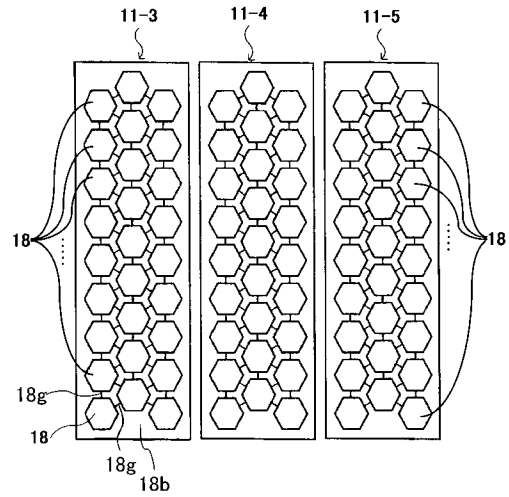
1 0 ... 超音波探触子、1 0 A ... 送信用探触子、1 0 B ... 受信用探触子、1 0 a ... 送信用振動子、1 0 b ... 受信用振動子、1 0 c ... 送受信兼用振動子、1 1 - 1 ~ 1 1 - m ... 振動子、1 2 ... バッキング層、1 3 ... マッチング層、1 4 ... 音響レンズ、1 8 ... ドラム、1 8 a ... 上部電極、1 8 b ... 下部電極、1 8 c ... 基板、1 8 d ... 絶縁体膜、1 8 e ... 空孔、1 8 f ... 半導体薄膜、1 8 g ... 配線、2 0 ... 連続波送信部、2 1 ... 送信用位相回転部、2 2 ... 受信用位相回転部、2 3 ... D C バイアス供給部、2 4 ... 変調バイアス増幅部、3 1 ... 増幅部、4 1 ... 低域濾波部、5 1 ... 加算部、6 0 ... 受信部、8 0 ... 診断情報算出部、9 0 ... 表示部、1 0 1 ... コンデンサ、1 0 2、1 0 2 a、1 0 2 b ... 抵抗、1 0 3 ... 加算器、1 0 4 ... バイアス電圧発生源、1 0 5 ... 駆動信号発生源、1 1 1 ... インピーダンス、3 0 0 ... システム制御部。

40

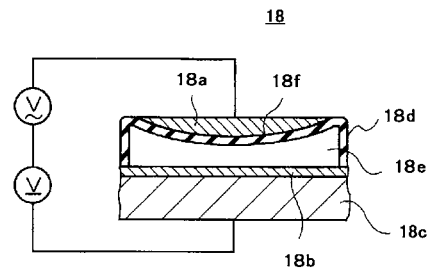
【図 1】



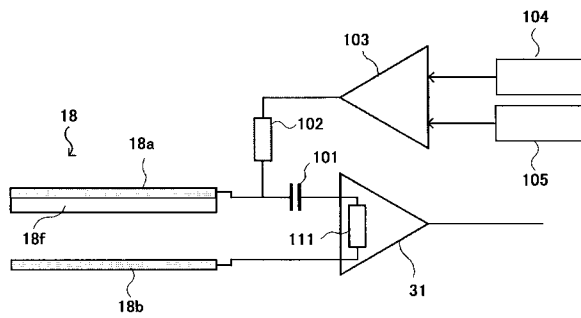
【図 2】



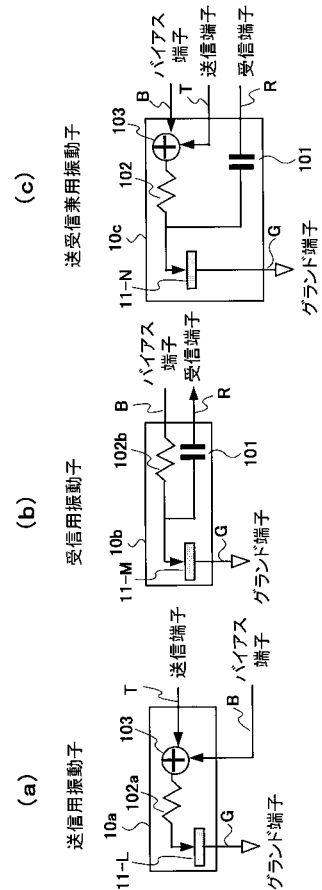
【図 3】



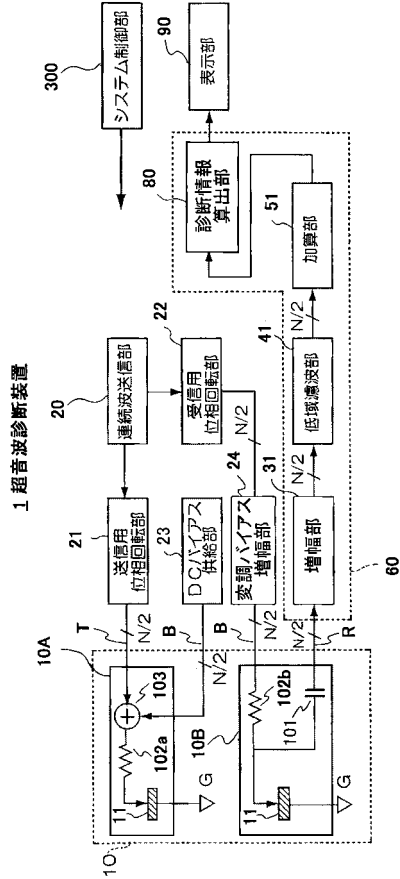
【図 4】



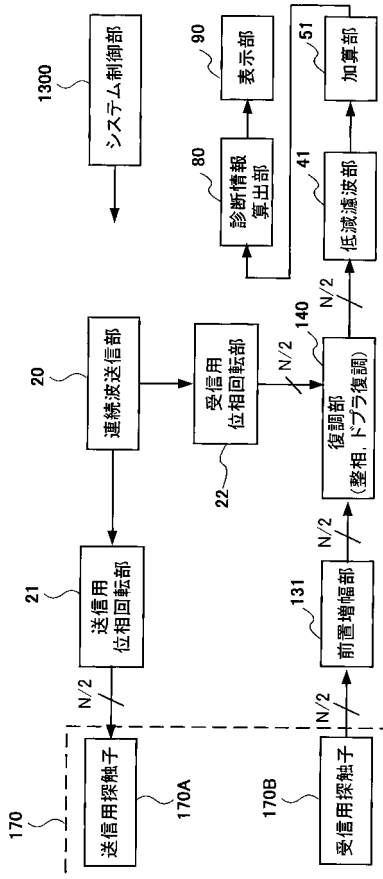
【図 5】



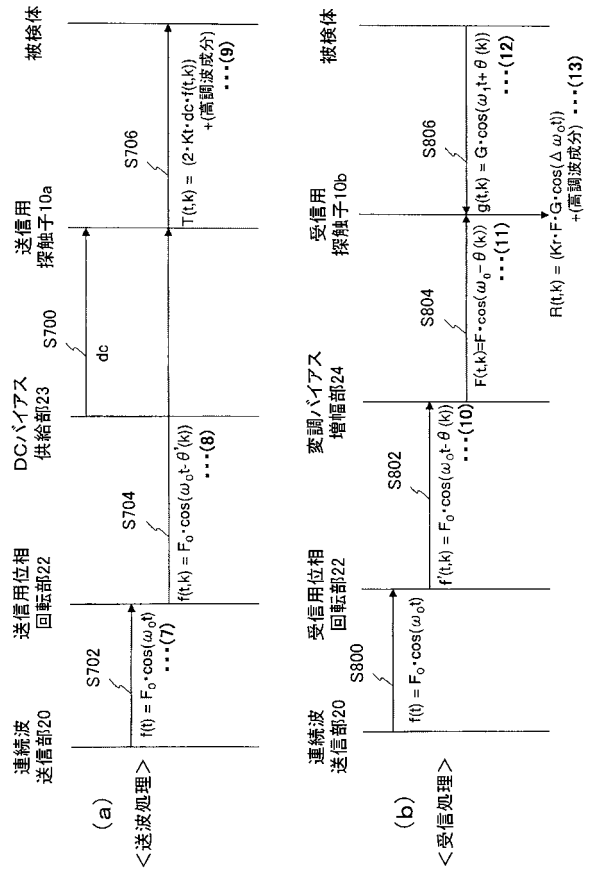
【図6】



【図8】



【図7】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2003/011481(WO, A1)  
特表2002-530145(JP, A)  
国際公開第2004/075165(WO, A1)  
特開平02-094579(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

G01N 29/24

H04R 3/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5179058B2</a>	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	JP2006540933	申请日	2005-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	神田浩 押木光博 篠村隆一		
发明人	神田 浩 押木 光博 篠村 隆一		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 H04R3/00		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52023		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 H04R3/00.330		
代理人(译)	伊达公子田田		
优先权	2004300939 2004-10-15 JP		
其他公开文献	JPWO2006041058A1 JPWO2006041058A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

通过改善接收系统的信噪比来提供高灵敏度的超声诊断设备。超声波诊断装置包括：超声波探头10，其向对象发送超声波和从对象接收超声波；发送单元20，其向超声波探头提供驱动信号；以及接收单元60，其处理从超声波输出的信号。探针10并计算关于受试者的诊断信息。超声波探头10配备有接收探头（换能器）10B，其接收灵敏度根据要施加的偏置电压的电平而变化。接收单元60配备有调制偏置放大单元24，其将具有调制幅度的偏置电压的信号施加到接收探头（换能器）10B。由此，可以在接收换能器的接收过程中将某种解调处理（例如定相处理或多普勒解调）应用于超声反射信号。

