

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5381316号
(P5381316)

(45) 発行日 平成26年1月8日 (2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日 (2013.10.11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

H 0 3 K 17/945 (2006.01)

H 0 3 K 17/945 J

H 0 3 K 17/965 (2006.01)

H 0 3 K 17/965 D

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-119009 (P2009-119009)
 (22) 出願日 平成21年5月15日 (2009.5.15)
 (65) 公開番号 特開2010-264125 (P2010-264125A)
 (43) 公開日 平成22年11月25日 (2010.11.25)
 審査請求日 平成23年11月3日 (2011.11.3)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 100067828
 弁理士 小谷 悦司
 (74) 代理人 100115381
 弁理士 小谷 昌崇
 (74) 代理人 100111453
 弁理士 櫻井 智
 (72) 発明者 奥 俊二
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
 ルタエムジー株式会社内

審査官 樋熊 政一

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】

被検体内へ第1超音波信号を送信するための送信部と、

前記第1超音波信号に基づく前記被検体内から来た第2超音波信号に基づく複数の受信信号を受信するための受信部と、

前記受信部から送信された前記複数の受信信号に対応した数だけ設置され、対応する各受信信号が通過し、当該通過における電流量を記憶することで、前記各受信信号をそれぞれ記憶する複数の通過電流量記憶素子と、

前記通過電流量記憶素子に記憶された信号を読み出す読み出し部と、

前記読み出し部により読み出された信号から、前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備えた超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記複数の通過電流量記憶素子と接続され、当該通過電流量記憶素子を通過した複数の受信信号が入力される単一の加算用通過電流量記憶素子をさらに備えた、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

圧電材料を備え、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第1圧電部および第2圧電部を備えた超音波探触子をさらに備え、

前記第1超音波信号は前記第1圧電部により送信され、前記第2超音波信号は前記第2 20

圧電部により受信される、請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 圧電部は、前記第 1 超音波信号および前記第 2 超音波信号の送受信面と前記第 1 圧電部との間に配置されている、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 圧電部は無機材料を備え、

前記第 2 圧電部は有機材料を備えている、請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検体の内部を診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、非破壊および無害でその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置では、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子が用いられている。この超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波を発生し、被検体内で音響インピーダンスの差によって生じる超音波の反射波等を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に 2 次元配列されて構成されている。

20

【0003】

そして、近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の周波数（基本周波数）成分ではなく、その高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング（Harmonic Imaging）技術が研究、開発されている（例えば、特許文献 1 参照）。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分のレベルに比較してサイドローレベルが小さく、S/N 比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによって波長が短くなるので横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に比べて深速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。そのため、従来の B モード診断では得られない鮮明な診断像を得ることができるという効果を奏する。

30

【0004】

この超音波診断装置において、電子走査では同一反射物により反射された超音波信号が圧電素子の配置により圧電素子ごとに到達時刻が異なることとなるため、この到達時刻のずれを修正するために、圧電素子において受信した超音波信号を電気信号として変換した後、遅延回路を用いて各信号の時間的なずれを調整して各信号を加算することで、画像形成用の信号を生成していた（特許文献 2 参照）。

40

【0005】

この場合に、受信信号をアナログ信号で用いる場合には、例えば CDP（チャージドメインプロセッサ）のようなアナログメモリを用いて整相加算し、受信信号を集積していた。具体的には、各圧電素子で受信され、電気信号に変換された反射受信信号はこの CDP に時系列にすべて記憶される。ここで、CDP に記憶されている受信信号は時間的なずれが含まれているので、これら受信信号を読み出す際には、各受信信号間の時間的なずれをなくすように遅延処理を施して順次読み出し、読み出した各受信信号を加算することで超音波画像を形成することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 7 2 号公報

【特許文献 2】特開平 1 1 - 2 7 6 4 7 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかし、上記 C D P は、画像化する際に蓄積した電荷を用いるのでデータを記憶しておくことができない。そのため、C D P を用いて画像化する際に、複数の処理後の画像を表示したい、たとえば、基本周波数と高調波のコンパウンド画像を得ようとするときには、複数回の画像化のための超音波の送信が必要となり、動くものを捕らえるには不利であったり、フレームレートが落ちるという問題があった。なお、整相加算前の受信信号を記憶しておくような回路を構成することも可能であるが、回路構成が複雑になる上、コストも高くなるという問題があった。

10

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、簡単な構成によりアナログ受信信号を記憶しておくことができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内へ第 1 超音波信号を送信するための送信部と、前記第 1 超音波信号に基づく前記被検体内から来た第 2 超音波信号に基づく複数の受信信号を受信するための受信部と、前記受信部から送信された前記複数の受信信号に対応した数だけ設置され、対応する各受信信号が通過し、当該通過における電流量を記憶することで、前記各受信信号をそれぞれ記憶する複数の通過電流量記憶素子と、前記通過電流量記憶素子に記憶された信号を読み出す読み出し部と、前記読み出し部により読み出された信号から、前記被検体内の画像を形成する画像処理部とを備えている。

20

【 0 0 1 0 】

なお、通過電流量記憶素子は、当該素子内を通過した電流量を記憶する特性を有する素子である。通過電流量記憶素子は、具体的には、メモリスタ (memristor) である。通過電流量記憶素子には、当該素子を流れた電流値が、流れた時刻に関係なく積算されて記憶される。そのため、通過電流量記憶素子に記憶されるデータには時間の成分が含まれない。したがって、複数の受信信号において受信タイミングが異なる場合でも、そのタイミングのずれを無視して、あたかも各受信信号を同時に受信したかのように、記憶していく。このように、通過電流量記憶素子は、前記受信信号における時間的ずれを除去した信号を記憶する。

30

【 0 0 1 1 】

ここで、メモリスタとは、1971年にアメリカの「University of California Berkeley」の教授である Leon Chua 氏が、「IEEE Transactions on Circuit Theory」に発表した論文において、その存在を指摘した素子である。Chua 氏はこの論文の中で、抵抗、コンデンサ、インダクタに続く第 4 の回路要素が存在することを数学的に推定し、その素子をメモリスタと呼んだ (「EETIMES JAPAN」抵抗、コンデンサ、インダクタに次ぐ「第 4 の受動素子」を HP 社が実現 (2008/05/02)」、[online]、[平成 21 年 3 月 22 日検索]、インターネット <<http://eetimes.jp/article/20775/>> 参照)。

40

【 0 0 1 2 】

これにより、アナログ受信信号を記憶しておくことができるため、超音波画像を形成した場合であっても、同じ受信信号を用いて再度同じあるいは異なる超音波画像を形成することができる超音波診断装置を実現できる。また、複雑な回路構成でなく、簡単な回路構

50

成で実現できるという効果を奏する。

【0013】

また、上述の超音波診断装置において、前記複数の通過電流量記憶素子と接続され、当該通過電流量記憶素子を通じた複数の受信信号が入力される単一の加算用通過電流量記憶素子をさらに備えたことが好ましい。

【0014】

これにより、加算用通過電流量記憶素子に記憶された、各受信信号を加算した受信信号を読み出すこともでき、かつ通過電流量記憶素子に記憶された各受信信号を読み出すこともできる超音波診断装置を実現できる。

【0015】

また、上述の超音波診断装置において、圧電材料を備え、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第1圧電部および第2圧電部を備えた超音波探触子をさらに備え、前記第1超音波信号は前記第1圧電部により送信され、前記第2超音波信号は前記第2圧電部により受信されることが好ましい。

【0016】

このように、第1超音波を送信する圧電部（第1圧電部）と、第2超音波を受信する圧電部（第2圧電部）とを分けたことにより、第1圧電部を送信用により適したものとすることができると共に、第2圧電部を受信用により適したものとすることができると、より高精度な画像を得ることが可能となる。

【0017】

また、上述の超音波診断装置において、前記第2圧電部は、前記第1超音波信号および前記第2超音波信号の送受信面と前記第1圧電部との間に配置されていることが好ましい。

【0018】

これにより、第1圧電部および第2圧電部は互いに積層されていることとなり、小型化を図ることができる。

【0019】

また、上述の超音波診断装置において、前記第1圧電部は無機材料を備え、前記第2圧電部は有機材料を備えていることが好ましい。

【0020】

これにより、送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電材料を第1圧電部に用いると共に、超音波を比較的広い周波数にわたって、受信可能な特性を有する有機圧電材料を用いる第2圧電部が実現される。そのため、送信パワーが大きく、受信周波数帯の広い超音波診断装置を提供することができる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、簡単な構成によりアナログ受信信号を記憶しておくことができる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】本実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図3】本実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す図である。

【図4】本発明の他の実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0024】

図 1 は、本実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図 2 は、本実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図 3 は、本実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す図である。

【 0 0 2 5 】

超音波診断装置 5 は、図 1 および図 2 に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信すると共に、被検体で反射した超音波の反射波（エコー）を受信する超音波探触子 2 と、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 へケーブル 3 を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して超音波を送信させると共に、超音波探触子 2 で受信された被検体内からの超音波の反射波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する超音波診断装置本体 1 とを備えて構成される。

10

【 0 0 2 6 】

なお、この被検体内から来る超音波は、被検体内における音響インピーダンスの差によって被検体内で超音波信号が反射した反射波だけでなく、例えば微小気泡（マイクロバブル）等の超音波造影剤（コントラスト剤）が用いられている場合には、超音波信号に基づいて超音波造影剤の微小気泡で生成される超音波もある。超音波造影剤では、超音波の照射を受けると、超音波造影剤の微小気泡は、共振もしくは共鳴し、さらに一定の閾値以上の音圧では崩壊、消滅する。超音波造影剤では、微小気泡の共振によって、あるいは微小気泡の崩壊、消失によって超音波が生じており、その超音波も超音波探触子 2 により受信される。

20

【 0 0 2 7 】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、メモリスタ 1 5 と、読み出し / 消去部 1 6 と、画像処理部 1 7 と、表示部 1 8 と、制御部 1 9 とを備えて構成されている。

【 0 0 2 8 】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【 0 0 2 9 】

送信部 1 2 は、制御部 1 9 の制御に従って、超音波探触子 2 へケーブル 3 を介して電気信号を供給して超音波探触子 2 に超音波を発生させる回路である。送信部 1 2 は、例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。そして、超音波探触子 2 が複数の圧電素子を備えて構成されている場合には、送信部 1 2 は前記複数の圧電素子によって所定方向（所定方位）にメインビーム（主ビーム）を形成した送信ビームの第 1 超音波信号を被検体内へ送信すべく、例えば、高圧パルス発生器で生成されるパルスに遅延回路で遅延時間を付与することによって駆動信号を生成する送信ビームフォーマ等を備える。この送信部 1 2 で生成された駆動信号は、複数の圧電素子のそれぞれに対し適宜に遅延時間を個別に設定した、パルス状の複数の信号であり、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 における前記複数の圧電素子から放射された超音波の位相が特定方向（特定方位）あるいは特定の送信フォーカス点において一致し、その特定方向にメインビームを形成した送信ビームの第 1 超音波信号を発生する。前記所定方向は前記複数の圧電素子によって形成される超音波信号の送受信面における法線方向は、前記複数の圧電素子によって形成される超音波信号の送受信面における法線方向を基準（0 度）とした角度によって表される。このような電子走査方式には、リニア走査方式、セクタ走査方式、コンベックス走査方式およびラジアル走査方式等がある。

30

40

【 0 0 3 0 】

受信部 1 3 は、制御部 1 9 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部 1 3 は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器や、この受信信号のうち所定の周波数帯の受信信号を

50

選択するためのフィルタを備えている。なお、フィルタとしては、第1超音波信号に対応する受信信号のみを選択することとしたフィルタであってもよい。それにより、ノイズを減少させることができ高品質の受信信号を得ることができる。このように、フィルタを備えたことにより、例えば基本波または各高調波による受信信号を選択してメモリスタ15に送信することができる。また、フィルタによりノイズを除去することで受信信号を高品質に保つこともできる。

【0031】

メモリスタ15は、それぞれ、受信部13を介して各圧電素子からの信号を受信するように設置されている。メモリスタ15とは、流れた電流の量を記憶することができる素子である。具体的には、流れた電流に応じて抵抗値が変化し、その抵抗値を保持することができる。つまり、メモリスタ15は、自己に流れた電流量を記憶することができる。そして、その抵抗値を読み取ることで、流れた電流の積算量を求めることができる。

10

【0032】

例えば、メモリスタ15は、2つの端子を備えた半導体素子であり、2層の TiO_2 （二酸化チタン）薄膜を上下2列の金属電極で挟み込んだ構造になっている。二酸化チタン薄膜のうち、一方は酸素欠損によってドーピングされており、半導体として機能する。もう一方の層はドーピングされておらず、絶縁体として機能する。そして、クロスバー構造の接合部分で、1本のバーの上下両方の金属電極に同時に電圧をかけると、酸素欠損が二酸化チタン薄膜のドーピング層から非ドーピング層に向かってドリフトする。これによって通電が始まり、メモリー・スイッチが「オン」状態に遷移する。電流の方向を変えれば酸素欠損が再びドーピング層に戻ってくるため、メモリー・スイッチが「オフ」状態に戻る仕組みである。そして、2つの電極の間の抵抗値をセンシングすれば、「オン」状態と「オフ」状態を判別できる。そして、メモリスタ15の最大の利点は、抵抗値の変化に不揮発性があり、反転したバイアス電圧が印加されるまでその状態を保持することである。なお、メモリスタについては、例えば、“EETIMES JAPAN「抵抗、コンデンサ、インダクタに次ぐ「第4の受動素子」をHP社（ヒューレットパカード社：Hewlett-Packard Company）が実現（2008/05/02）」”、[online]、[平成21年3月22日検索]、インターネット<<http://eetimes.jp/article/20775/>>、“EETIMES JAPAN「メモリスタの実用化は2009年」、HP社が抵抗変化型RAMに適用へ（2008/07/10）」”、[online]、[平成21年3月22日検索]、インターネット<<http://eetimes.jp/article/20320/>>および“EETIMES JAPAN「HP社、3次元構造のメモリスタ・チップを発表（2008/11/28）」”、[online]、[平成21年3月22日検索]、インターネット<<http://eetimes.jp/article/22593/>>、に詳しい説明が記載されている。

20

30

【0033】

このようなメモリスタ15に受信部13から送信された受信信号が入力されると、その受信信号に応じてメモリスタ15の抵抗値が増加することで、メモリスタ15は受信信号を記憶する。ここで、受信信号は、電子走査では圧電素子の配置により、各圧電素子によりその受信タイミングが異なる。すなわち、各受信信号の位相がずれている。しかし、メモリスタ15は流れた電流量を積算して記憶するため、記憶された信号には時間の成分が含まれない。したがって、受信タイミングが異なる場合でも、そのタイミングのずれを無視して受信信号を記憶していく。言い換えれば、受信信号は、メモリスタ15により遅延処理を施されながら記憶されていく。したがって、メモリスタ15に記憶されている各受信信号を読み出し、加算することで、受信信号の位相が特定方向（特定方位）あるいは特定の受信フォーカス点において一致し、その特定方向にメインビームが形成される。

40

【0034】

読み出し/消去部16は、制御部19の制御に従って、メモリスタ15を制御するものである。読み出し/消去部16は、メモリスタ15内に記憶された信号の読み出しあるいは信号の消去を行う。メモリスタ15に記憶された積算電流量を読み出すためには、具体的には読み出し/消去部16が抵抗を測定するセンサを有し、メモリスタ15の抵抗値を

50

測定すればよい。それにより、メモリスタ 15 に記憶された受信信号を読み出すことができる。したがって、読み出し/消去部 16 は、メモリスタ 15 の抵抗値を測定して読み出すことで、その値から記憶されている受信信号を読み出す。そして、読み出し/消去部 16 は、読み出した各受信信号を加算して画像処理部 17 に送信する。また、メモリスタ 15 に記憶された積算電流量を消去するためには、逆方向の電流をメモリスタ 15 に流せばよい。したがって、読み出し/消去部 16 は電源回路等を有し、メモリスタ 15 に所定の電流を逆方向に流すことでメモリスタ 15 に記憶された信号を消去し、リセットする。なお、図示は省略しているが、メモリスタ 15 に記憶された信号を消去するためにメモリスタ 15 に逆電流を流す際に、受信部 13 にも電流が流れないように、受信部 13 とメモリスタ 15 との電氣的接続を切断するスイッチ等を備えておくことが好ましい。

10

【0035】

画像処理部 17 は、制御部 19 の制御に従って、被検体から来た第 2 超音波信号に基づいて、例えばハーモニクイメーシング技術等を用いて被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路である。画像処理部 17 においては、表示部 18 において、A モード画像、B モード画像、M モード画像、ドブラ画像およびカラーモード画像を表示すべく、画像を生成する。

【0036】

表示部 18 は、制御部 19 の制御に従って、画像処理部 17 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する装置である。表示部 18 は、例えば、CRT ディスプレイ、LCD、有機 EL ディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

20

【0037】

制御部 19 は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部 11、送信回路 12、受信回路 13、メモリスタ 15、読み出し/消去部 16、画像処理部 17 および表示部 18 を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置 S の全体制御を行う回路である。

【0038】

超音波探触子（超音波プローブ）2 は、例えば、図 3 に示すように、音響制動部材 21 と、圧電部 22 と、音響整合層 23 と、音響レンズ 24 とを備えている。

【0039】

音響制動部材 21 は、圧電部 22 を機械的に支持し、また、圧電部 22 の音響特性を良好に保つべく音響的に制動をかけるものであり、超音波を吸収する材料（超音波吸収材）から構成された平板状の部材であり、主に圧電部 22 から音響制動部材 21 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

30

【0040】

圧電部 22 は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換する圧電素子を備えている。圧電部 22 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して入力された電気信号を第 1 超音波信号へ変換してこの第 1 超音波信号を送信すると共に、受信した第 2 超音波信号を電気信号へ変換してこの電気信号（受信信号）を、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。超音波探触子 2 が被検体に当てられることによって圧電部 22 で生成された第 1 超音波信号が被検体内へ送信され、それにより被検体内から来た第 2 超音波信号が圧電部 22 で受信される。

40

【0041】

圧電部 22 は、例えば、本実施形態では、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第 1 および第 2 圧電部 221、223 を備え、第 1 および第 2 圧電部 221、223 は、互いに積層されている。本実施形態では、第 1 および第 2 圧電部 221、223 は、中間層 222 を介して互いに積層されている。この中間層 222 は、第 1 圧電部 221 と第 2 圧電部 223 とを積層するための部材であり、第 1 圧電部 221 と第 2 圧電部 223 との音響イン

50

10

20

30

50

また、本実施形態では、圧電部 22 の第 1 圧電部 221 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して電気信号が入力され、この電気信号を超音波信号へ変換し、この変換した超音波信号を中間層 222、第 2 圧電部 223、音響整合層 23 および音響レンズ 24 を介して被検体へ送信する。そして、圧電部 22 の第 2 圧電部 223 は、超音波信号が音響レンズ 24 および音響整合層 23 を介して被検体から受信され、この受信された超音波信号を電気信号へ変換し、この変換した電気信号を受信信号としてケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。本実施形態では、上述したように第 1 圧電部 221 が無機圧電素子であり、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となるため、このような圧電部 22 を備えた超音波探触子 2 は、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。そして、本実施形態では、上述したように第 2 圧電部 223 が有機圧電素子であり、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となるため、このような圧電部 22 を備えた超音波探触子 2 は、高調波の超音波信号を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

10

【0045】

そして、本実施形態では、圧電部 22 における第 1 および第 2 圧電部 221、223 は、第 1 圧電部 221 上に第 2 圧電部 223 が積層され、第 2 圧電部 223 の前方に超音波信号の送受信面が在る。より具体的には、第 1 圧電部 221 上に中間層 222 を介して第 2 圧電部 223 が積層されている。

20

【0046】

また、第 1 圧電部 221 は、単一の圧電素子から構成されてもよいが、本実施形態では、複数の圧電素子を備えて構成されている。これら複数の圧電素子は、ライン上に一列に配列されて構成されてもよいが、互いに所定の間隔を空けて平面視にて線形独立な 2 方向に、例えば、互いに直交する 2 方向に m 行 $\times$ n 列で配列する 2 次元アレイ状に音響制動部材 21 上に配列されて構成されている (m 、 n は、正の整数である)。なお、これら複数の圧電素子の相互干渉を低減するために、これら複数の圧電素子間に、超音波を吸収する音響吸収材が充填されてもよい。この音響吸収材によって各圧電素子間におけるクロストークの低減が可能となる。

【0047】

30

また、第 2 圧電部 223 は、単一の圧電素子から構成されてもよいが、本実施形態では、複数の圧電素子を備えて構成されている。これら複数の圧電素子は、ライン上に一列に配列されて構成されてもよいが、互いに所定の間隔を空けて平面視にて線形独立な 2 方向に、例えば、互いに直交する 2 方向に p 行 $\times$ q 列で配列する 2 次元アレイ状に中間層 222 上に配列されて構成されている (p 、 q は、正の整数である)。

【0048】

このような第 2 圧電部 223 は、例えば、所定の厚さを持った平板状の有機圧電材料から成る圧電体と、この圧電体の一方主面に形成された互いに分離した複数の電極 (素電極) と、この圧電体の他方主面に略全面に亘って一様に形成された電極層とを備えて構成されたシート状の有機圧電素子であってもよい。このように複数の素電極が圧電体の一方主面に形成されることによって、この有機圧電素子は、1 個の素電極と圧電体と電極層とから成る圧電素子を複数備えることができ、これら各圧電素子が個別に動作することができる。このような有機圧電素子における複数の圧電素子は、個別に機能させるために無機の圧電素子のように個々に分離する必要がなく、一体的なシート状で構成することが可能である。したがって、この有機圧電素子の製造工程において、有機圧電材料から成るシート状の板状体に溝 (間隙、隙間、ギャップ、スリット) を形成する工程が必要なく、有機圧電素子の製造工程がより単純化され、より少ない工数で有機圧電素子を形成することが可能となる。また、このような有機圧電素子は、一体的なシート状で構成されているので、その複数の圧電素子の各特性は、略均一となり、素子ピッチを含めてばらつきが少なくなり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

40

50

【 0 0 4 9 】

また、第 1 圧電部 2 2 1 の圧電素子の個数と第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の個数とは、同一でもよいが、異なってもよい。例えば、第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の個数が第 1 圧電部 2 2 1 の圧電素子の個数より多くてもよい。このように構成されることにより、第 1 圧電部 2 2 1 における 1 個の圧電素子のサイズ（大きさ）を大きくすることが可能となり、その送信パワーを大きくすることができると共に、第 2 圧電部 2 2 3 の圧電素子の個数を多くすることが可能となり、その受信分解能を向上することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

そして、音響整合層 2 3 は、圧電部 2 2 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。より具体的には、本実施形態では、音響整合層 2 3 は、第 1 圧電部 2 2 1 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとると共に、第 2 圧電部 2 2 3 の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。音響レンズ 2 4 は、圧電部 2 2 から被検体に向けて送信される第 1 超音波信号を収束する部材であり、例えば、図 3 に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。なお、音響整合層 2 3 と音響レンズ 2 4 は一体で構成されてもよい。

【 0 0 5 1 】

このような構成の超音波診断装置 5 では、例えば、操作入力部 1 1 から診断開始の指示が入力されると、制御部 1 9 は、第 1 超音波信号を送信し、第 1 超音波信号により生じる被検体から来た第 2 超音波信号を受信し、その受信信号を得て超音波画像を得るべく各部を制御する。まず、制御部 1 9 の制御によって送信部 1 2 で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 へ供給される。より具体的には、この電気信号の送信信号は、超音波探触子 2 における圧電部 2 2 の第 1 圧電部 2 2 1 へ供給される。この電気信号の送信信号は、例えば、所定の周期で繰り返される電圧パルスである。第 1 圧電部 2 2 1 は、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚み方向に伸縮し、この電気信号の送信信号に応じて超音波振動する。

【 0 0 5 2 】

この超音波振動によって、第 1 圧電部 2 2 1 は、第 1 超音波信号を放射する。なお、第 1 圧電部 2 2 1 から音響制動部材 2 1 方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材 2 1 によって吸収される。そして、第 1 圧電部 2 2 1 から中間層 2 2 2 方向へ交互に放射される異なる超音波信号は、中間層 2 2 2、第 2 圧電部 2 2 3、音響整合層 2 3 および音響レンズ 2 4 を介して放射される。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して第 1 超音波信号が送信される。なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。この被検体に対して送信された第 1 超音波信号は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波（エコー）となる。この反射波には、送信された超音波信号の周波数（基本波の基本周波数）成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍および 4 倍等の第 2 高調波成分、第 3 高調波成分および第 4 高調波成分等も含まれる。また、超音波造影剤が被検体内に注入されている場合には、第 1 超音波信号に起因して超音波造影剤によって超音波が生成される。これら、被検体からの反射波および超音波造影剤による超音波である第 2 超音波信号は、音響レンズ 2 4 および音響整合層 2 3 を介して第 2 圧電部 2 2 3 で受信される。そして第 2 圧電部 2 2 3 において、その機械的振動が電気信号に変換されて、受信信号として取り出される。

【 0 0 5 3 】

この取り出された電気信号の受信信号は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。受信部 1 3 は、制御部 1 9 の制御によって、この入力された受信信号を受信処理し、より具体的には、受信信号を増幅した後に所定の周波数帯の受信信号のみを取り出し、各圧電素子に対応するメモリスタ 1 5 に出力する。受信信号がメモリ

10

20

30

40

50

スタ１５に入力されることで、メモリスタ１５の抵抗値が変化し、それによりメモリスタ１５は受信信号を記憶する。そして、読み出し／消去部１６が、制御部１９の制御によって、メモリスタ１５の抵抗値を測定し、その抵抗値をもとに記憶されている受信信号を読み出し、各受信信号を遅延処理等することなく加算し、画像処理部１７に送信する。

【００５４】

画像処理部１７は、制御部１９の制御によって、読み出し／消去部１６からの受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成し、表示部１８は、制御部１９の制御によって、画像処理部１７で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。

【００５５】

ここで、表示部１８において、例えばＢモード画像を表示した場合、この画像の元となった受信信号はメモリスタ１５に記憶されている。そこで、例えば、操作者がＢモード画像を表示した後に、同一の受信信号を元に血流の流れについて診断したい場合には操作入力部１１により操作することで、制御部１９の制御により、読み出し／消去部１６がメモリスタ１５の抵抗値を測定し、その抵抗値をもとに記憶されている受信信号を再度読み出し加算して、画像処理部１７に送信する。そして、画像処理部１７は読み出し／消去部１６から送信された信号をもとに血液の流れを示すドプラ画像（超音波画像）を生成し、表示部１８は制御部１９の制御によって、画像処理部１７で生成された超音波画像を表示する。このように、メモリスタ１５に記憶された受信信号は加算して画像処理部１７に送信されればよく、遅延処理を施す必要がない。そして、メモリスタ１５は、記憶していた受信信号を読み出しても、受信信号は記憶されたままであり、消去されることがない。したがって、画像処理部１７では、何度でも、超音波信号を新たに受信することなく、同じあるいは異なる画像を生成することができる。

【００５６】

また、メモリスタ１５により、受信信号を記憶していることから、例えば、操作者は、超音波画像を表示部１８に表示して被検体内部を観察しながら、メモリスタ１５に記憶されている受信信号を読み出して所望とする画像処理を行うということも可能である。

【００５７】

また、例えば、第１超音波信号を送信することで生じる第２超音波信号から、基本波および各高調波による各受信信号を同時に受信し、それぞれの受信信号をメモリスタ１５に記憶し、それら記憶している基本波および各高調波による受信信号を用いて、超音波画像を形成してもよい。そして、記憶している基本波および各高調波を用いて、超音波画像を形成することで、高画質の画像を形成することができる。

【００５８】

また、メモリスタ１５において受信信号を記憶していることから、記憶している受信信号を用いてフレーム間において補間処理等を行うことで、よりフレームレートの高い高画質の動画を表示できる。

【００５９】

なお、メモリスタ１５に記憶されている受信信号を消去したい場合は、操作者が操作入力部１１を操作することで、制御部１９の制御により、読み出し／消去部１６はメモリスタ１５に所定の方法に、所定の電流を流す。それにより、メモリスタ１５内に記憶されていた信号は消去される。

【００６０】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置においては、複雑な構成を用いることなく、アナログ受信信号を記憶しておくことができる。そのため、超音波画像を形成した、同じ受信信号を用いて再度同じあるいは異なる超音波画像を形成することができる。

【００６１】

次に、本発明の他の実施形態について説明する。図４は、本発明の他の実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図４に示すように、本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置Ｓ１は、図２に示した超音波診断装置Ｓにおいて、メ

10

20

30

40

50

モリスタ 15 および読み出し / 消去部 16 の代わりに、受信部 13 に接続され、各圧電素子に対応する第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 と、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 に接続された第 2 メモリスタ (加算用通過電流量記憶素子) 15 a と、それら第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 および第 2 メモリスタ 15 にそれぞれ記憶されたデータの読み出しおよび消去を行う第 1 読み出し / 消去部 16 - 1、16 - 2 および第 2 読み出し / 消去部 16 a とを備えている。これ以外については、図 2 に示した超音波診断装置 S とほぼ同様の構成であることから、同様の箇所については説明を省略する。

【0062】

第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 は受信部 13 に接続されていて、各圧電素子に対応し、それら圧電素子からの受信信号が入力される。なお、図 4 においては、説明を簡単にするため、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 は 2 つとしたが実際には圧電素子に対応する数だけ設置されている。そして、第 1 読み出し / 消去部 16 - 1、16 - 2 は制御部 19 の制御に従って、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 を制御するものであり、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 内に記憶された信号の読み出しあるいは信号の消去を行う。なお、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 は、上述のメモリスタ 15 と同様の構成であり、通過した電流量を記憶することができる。

【0063】

そして、第 2 メモリスタ 15 a は第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 に接続され、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 を通過した受信信号が入力される。なお、受信部 13 からの受信信号は第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 を通過するだけであり、減衰や歪むことなくそのまま第 2 メモリスタ 15 a に入力される。そして、第 2 読み出し / 消去部 16 a は制御部 19 の制御に従って、第 2 メモリスタ 15 a を制御するものであり、第 2 メモリスタ 15 a 内に記憶された信号の読み出しあるいは信号の消去を行う。なお、第 2 メモリスタ 15 a は、上述のメモリスタ 15 と同様の構成であり、通過した電流量を記憶することができる。

【0064】

このような構成である超音波診断装置 S 1 は、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 において、各圧電素子からの受信信号を記憶する。そして、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 を通過した各受信信号は第 2 メモリスタ 15 a に減衰することなく入力されることから、第 2 メモリスタ 15 a には、圧電素子ごとの受信信号が加算された受信信号が記憶される。また、第 2 メモリスタ 15 a は通過した電流量を積算して記憶することから、各圧電素子における受信タイミングが異なる場合でも、そのタイミングのずれを無視して、あたかも各受信信号を同時に受信したかのように、各受信信号を加算しながら記憶していく。そして、第 2 読み出し / 消去部 16 a が制御部 19 の制御により、第 2 メモリスタ 15 a の抵抗値を測定し、その抵抗値をもとに記憶されている受信信号を読み出し、画像処理部 17 に送信する。画像処理部 17 は、制御部 19 の制御によって、読み出し / 消去部 16 からの受信信号に基づいて、送信から受信までの時間や受信強度等から被検体内の内部状態の画像 (超音波画像) を生成し、表示部 18 は、制御部 19 の制御によって、画像処理部 17 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。このように、本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置 S 1 によれば、遅延処理等が不要で、第 2 メモリスタ 15 a に記憶された受信信号を読み出すだけで、整相加算された受信信号を読み出すこととなる。また、第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 には、圧電素子ごとの受信信号が記憶されていることから、画像処理において、各圧電素子の受信信号を用いる必要がある場合は、制御部 19 の制御により、第 1 読み出し / 消去部 16 - 1、16 - 2 は、各第 1 メモリスタ 15 - 1、15 - 2 から各圧電素子の受信信号を読み出し、画像処理部 17 に送信すればよい。なお、上述のように、画像処理において、各圧電素子の受信信号を用いる構成とすることで、各圧電素子からの出力に重み付けを行うことができる。具体的には、各圧電素子からの出力をそれぞれ異なった増幅率とすることが可能であるという効果を奏する。それにより、受信アポダイゼーション (apodization) を行うことができ、サイドローブ、グレーディングの低減を図ることができる。また、各圧電素子の受信信号を用いることと

10

20

30

40

50

することで、例えば、圧電素子ごとに A / D 変換素子を接続せずに、複数の圧電素子からの各受信信号を一つの A / D 変換素子により時系列的に処理することが可能である。これにより、A / D 変換素子の数を減少させることができ、コストダウンが可能であるという効果も奏する。

【 0 0 6 5 】

これら、第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 および第 2 メモリスタ 1 5 a が記憶している受信信号を消去する場合は、制御部 1 9 の制御により、第 1 読み出し / 消去部 1 6 - 1、1 6 - 2 および第 2 読み出し / 消去部 1 6 a が、第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 および第 2 メモリスタ 1 5 a に逆電流を流せばよい。なお、第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 の受信信号を消去するための逆電流が受信部 1 3 に流れること、および第 2 メモリスタ 1 5 a の受信信号を消去するための逆電流が第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 に流れることを防ぐことが好ましい。例えば、受信部 1 3 と第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 との間および第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 と第 2 メモリスタ 1 5 a との間にスイッチを設け、逆電流を流す場合にはスイッチにより、受信部 1 3 と第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 との間および第 1 メモリスタ 1 5 - 1、1 5 - 2 と第 2 メモリスタ 1 5 a との間を、電氣的に切断するようにすればよい。

【 0 0 6 6 】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および / または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

1	超音波診断装置本体
2	超音波探触子
3	ケーブル
1 1	操作入力部
1 2	送信部
1 3	受信部
1 5	メモリスタ
1 6	読み出し / 消去部
1 5 - 1、1 5 - 2	第 1 メモリスタ
1 6 - 1、1 6 - 2	第 1 読み出し / 消去部
1 5 a	第 2 メモリスタ
1 6 a	第 2 読み出し / 消去部
1 7	画像処理部
1 8	表示部
1 9	制御部
2 1	音響制動部材
2 2	圧電部
2 3	音響整合層
2 4	音響レンズ
2 2 1	第 1 圧電部
2 2 2	中間層
2 2 3	第 2 圧電部
S、S 1	超音波診断装置

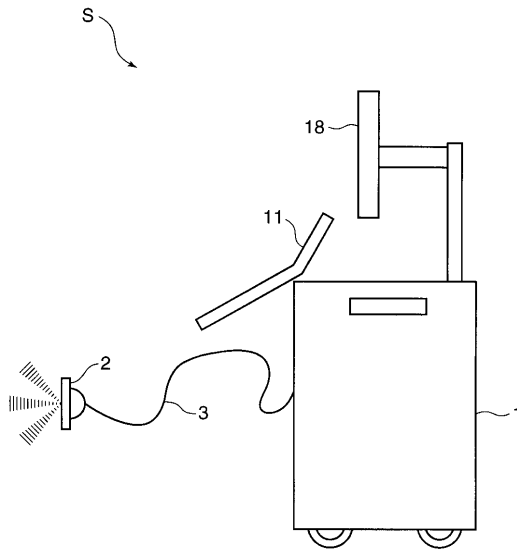
10

20

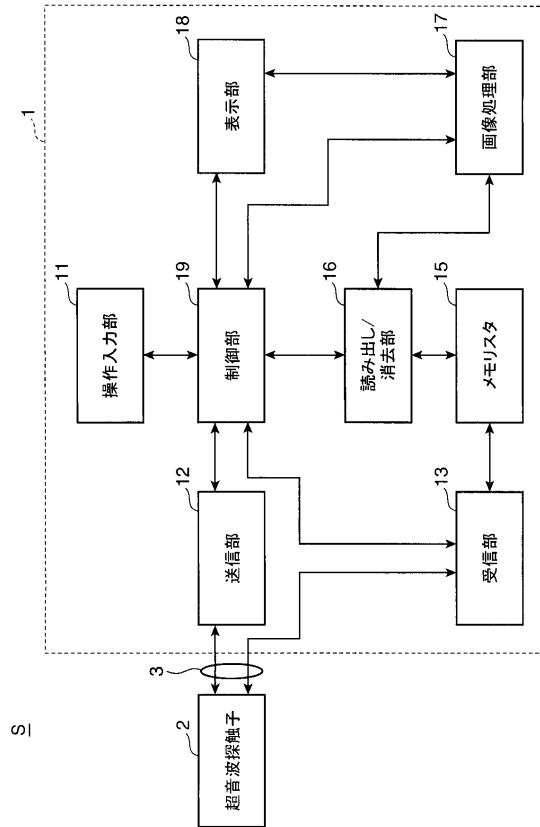
30

40

【図 1】

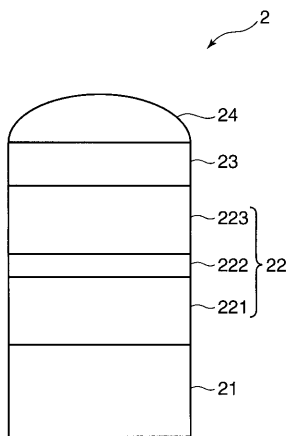


【図 2】

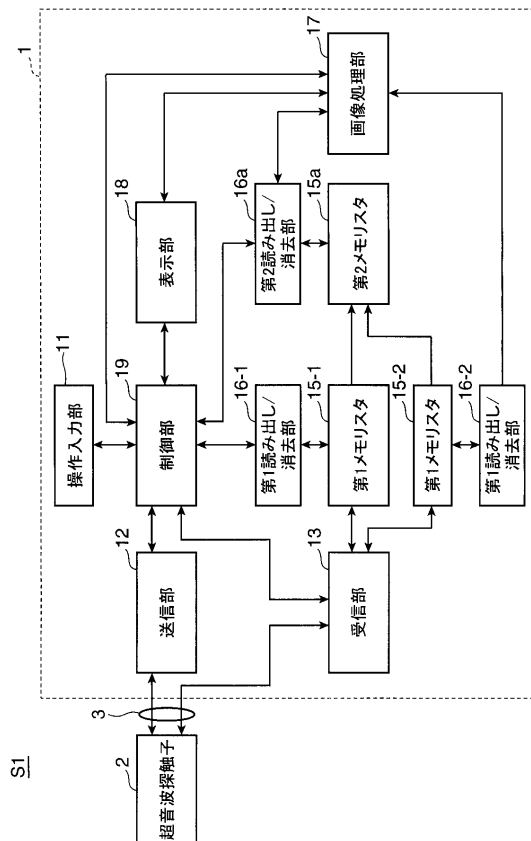


S1

【図 3】



【図 4】



S1

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-313509(JP,A)
特開2008-042611(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5381316B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2009119009	申请日	2009-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	奥俊二		
发明人	奥 俊二		
IPC分类号	A61B8/00 H03K17/945 H03K17/965		
FI分类号	A61B8/00 H03K17/945.J H03K17/965.D		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/DE08 4C601/EE12 4C601/GB15 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/JB02 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL12 5J050/AA00 5J050/AA49 5J050/BB22 5J050/CC17 5J050/DD00 5J050/EE02 5J050/EE27 5J050/EE31 5J050/FF33		
代理人(译)	樱井 智		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2010264125A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过简单结构保持模拟接收信号的超声诊断设备。ZSOLUTION：超声波诊断装置包括：发送部分12，用于将第一超声波信号发送到对象中；接收部分13，用于根据来自对象内的第二超声波信号接收接收信号；通过电流量存储元件15，用于通过在从发送部分13发送的接收信号通过时将当前量存储在通道中来存储接收信号；读取部分16，用于读取存储在通过电流量存储元件15中的信号；图像处理部分17用于根据读取部分16读取的信号在对象内形成图像

【图 1】

