

(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2006-255014

(P2006-255014A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-73775 (P2005-73775)

(22) 出願日 平成17年3月15日 (2005.3.15)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者 佐藤 智夫

神奈川県足柄上郡開成町宮台7 9 8 番地

富士写真フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE12 EE14 EE22 FE02 GB02

GB03 GB30 GB31 GB47 HH01

HH04 HH25 HH35 HH36 JB31

JB53

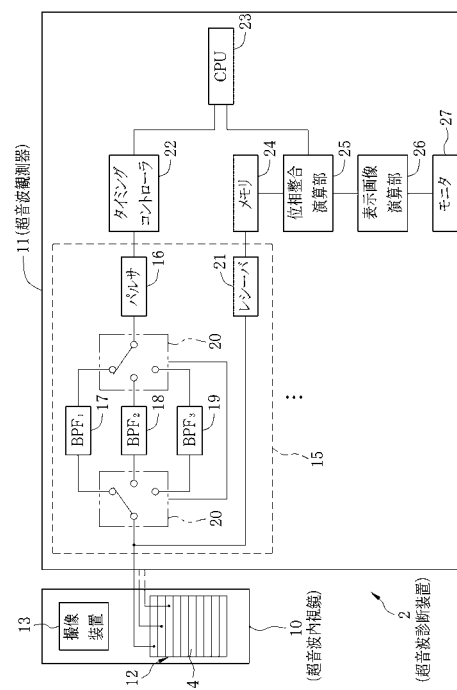
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 簡単且つ安価な構成で、一個の超音波トランスデューサから周波数帯域幅および中心周波数の異なる複数種類の超音波を発生させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置2は、超音波トランスデューサ14を励振させるための駆動パルスを発する単極型のパルサ16と、超音波トランスデューサ14とパルサ16との間に接続され、ある特定の周波数帯域幅の出力のみを通過させる三個のバンドパスフィルタ(BPF₁~BPF₃)17~19と、これらBPF₁~BPF₃17~19を選択的に切り替える切り替えスイッチ20とが設けられた超音波観測器11を備える。切り替えスイッチ20によりBPF₁~BPF₃17~19を選択的に切り替えることで、一個の超音波トランスデューサ14から周波数帯域幅および中心周波数の異なる三種類の超音波が发せられる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の所要部に超音波を照射し、生体からのエコー信号を受信する超音波トランスデューサが先端に配設された超音波プローブと、前記エコー信号に基づいた超音波画像を表示する超音波観測器とから構成される超音波診断装置において、

前記超音波観測器は、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動パルスを発する単極型のパルス発生手段と、

前記超音波の周波数帯域幅およびピーク周波数を多段に変更する周波数特性変更手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記周波数特性変更手段は、前記超音波トランスデューサと前記パルス発生手段との間に接続され、ある特定の周波数帯域幅の出力のみを通過させる複数のバンドパスフィルタと、

これらのバンドパスフィルタを選択的に切り替える切り替えスイッチとからなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記周波数特性変更手段は、前記超音波トランスデューサと前記パルス発生手段との間に接続され、ある特定の周波数帯域以上の出力のみを通過させる複数のハイパスフィルタと、

これらのハイパスフィルタを選択的に切り替える切り替えスイッチと、

20

前記駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路とからなることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波トランスデューサとして、そのピーク周波数が半値幅の中間の周波数よりも大きい周波数特性を有するものを用い、

前記周波数特性変更手段は、前記駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波トランスデューサは、アレイ状に配列されていることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記超音波プローブの先端には、生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系と、

前記像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子とを有する撮像装置が配設されていることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか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、超音波トランスデューサが先端に配設された超音波プローブと、生体からのエコー信号に基づいた超音波画像を表示する超音波観測器とから構成される超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、超音波プローブとコネクタを介して接続された超音波観測器で、生体からのエコー信号を電気的に検出することによって得られる。

【0003】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で

50

、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式の超音波プローブや、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式の超音波プローブも知られている。

【0004】

上記のようにして得られた超音波断層画像を利用して医療診断を行う場合、生体には固体差（例えば、脂肪量の差）や組織によって超音波の伝播特性が異なるため、その深さ方向に応じた周波数の超音波を照射しなければ、的確な診断に供する超音波断層画像を得ることができない。

【0005】

このため、従来は、周波数帯域幅および中心周波数の異なる超音波トランスデューサを搭載した複数の超音波内視鏡または鉗子チャンネルから挿入される細径の超音波プローブを準備し、これらを観察部位に応じて使い分けていた。しかし、最近になって、複合型圧電素子を使用した広帯域幅の周波数特性をもつ超音波トランスデューサが現れてからは、超音波トランスデューサに与える駆動パルスの幅や波数を変更することで、一つの超音波トランスデューサで周波数帯域幅および中心周波数の異なる複数種類の超音波を発生させることができるようになった（特許文献1～6参照）。

【特許文献1】特開平5 - 56980号公報

【特許文献2】特開2000 - 5169号公報

【特許文献3】特開2001 - 137779号公報

【特許文献4】特開2001 - 340333号公報

【特許文献5】特開2001 - 346798号公報

【特許文献6】特開2002 - 315749号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1～6に記載の技術では、いずれも駆動パルスを発生させる手段として2個のパルスまたはバイポーラパルスをを用いているため、部品コストが嵩むうえに回路構成が複雑であるという問題があった。

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、簡単且つ安価な構成で、一つの超音波トランスデューサから周波数帯域幅および中心周波数の異なる複数種類の超音波を発生させることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、生体の所要部に超音波を照射し、生体からのエコー信号を受信する超音波トランスデューサが先端に配設された超音波プローブと、前記エコー信号に基づいた超音波画像を表示する超音波観測器とから構成される超音波診断装置において、前記超音波観測器は、前記超音波トランスデューサを励振させるための駆動パルスを発する単極型のパルス発生手段と、前記超音波の周波数帯域幅およびピーク周波数を多段に変更する周波数特性変更手段とを備えたことを特徴とする。

【0009】

なお、前記周波数特性変更手段は、前記超音波トランスデューサと前記パルス発生手段との間に接続され、ある特定の周波数帯域幅の出力のみを通過させる複数のバンドパスフィルタと、これらのバンドパスフィルタを選択的に切り替える切り替えスイッチとからなることが好ましい。

【0010】

あるいは、前記周波数特性変更手段は、前記超音波トランスデューサと前記パルス発生手段との間に接続され、ある特定の周波数帯域以上の出力のみを通過させる複数のハイパスフィルタと、これらのハイパスフィルタを選択的に切り替える切り替えスイッチと、前

10

20

30

40

50

記駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路とからなることが好ましい。

【0011】

若しくは、前記超音波トランスデューサとして、そのピーク周波数が半値幅の中間の周波数よりも大きい周波数特性を有するものを用い、前記周波数特性変更手段は、前記駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路であることが好ましい。

【0012】

前記超音波トランスデューサは、アレイ状に配列されていることが好ましい。また、前記超音波プローブの先端には、生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系と、前記像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子とを有する撮像装置が配設されていることが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波トランスデューサを励振させるための駆動パルスを発する単極型のパルス発生手段と、超音波の周波数帯域幅およびピーク周波数を多段に変更する周波数特性変更手段とを超音波観測器に設けたので、簡単且つ安価な構成で、一個の超音波トランスデューサから周波数帯域幅および中心周波数の異なる複数種類の超音波を発生させることができる。これにより、観察部位に適応した超音波断層画像が得られ、的確な超音波診断に供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明の第1の実施形態を示す図1において、超音波診断装置2は、超音波内視鏡10と、この超音波内視鏡10が接続された超音波観測器11とからなる。超音波内視鏡10の先端には、超音波トランスデューサアレイ12および撮像装置13が配設されている。超音波トランスデューサアレイ12には、例えば、蒲鉾状に形成された支持体上に、1次元アレイ状に複数の超音波トランスデューサ14が配列されてなる、いわゆるコンベックス電子走査方式が採用されている。また、超音波トランスデューサ14には、広帯域幅の周波数特性T（図2参照）を持つものが用いられている。

【0015】

撮像装置13は、生体内の観察部位の像光を取り込むための対物光学系（撮像レンズ、プリズムなど）と、像光を撮像して撮像信号を出力するCCDとを有し、コネクタやケーブルを介して内視鏡用プロセッサ（図示せず）に接続されている。この撮像装置13で取得した生体内の光学画像は、内視鏡用プロセッサのモニタを介して観察することができるようになっている。なお、図示はしていないが、超音波内視鏡10の先端には、生体内の所要部を採取するための穿刺針が挿通される穿刺針用チャンネルが設けられている。

【0016】

超音波観測器11には、超音波トランスデューサアレイ12を構成する超音波トランスデューサ14の各々に接続された送受信部15が設けられている。送受信部15は、単極型（モノポーラ）のパルサ16と、低、中、高、三段の周波数帯域幅の出力のみを通過させる三個のバンドパスフィルタ（ $BPF_1 \sim BPF_3$ ）17～19と、これら $BPF_1 \sim BPF_3$ 17～19を選択的に切り替える切り替えスイッチ20と、超音波トランスデューサ14を介して生体からのエコー信号を受信するレシーバ21とからなる。なお、 $BPF_1 \sim BPF_3$ 17～19および切り替えスイッチ20は、周波数特性変更手段を構成している。また、切り替えスイッチ20は、外部からオペレータが操作可能ようになっている。

【0017】

超音波トランスデューサ14、パルサ16、および $BPF_1 \sim BPF_3$ 17～19の周波数特性T、P、および $F_{B1} \sim F_{B3}$ の関係は、図2に示すようになる。すなわち、超音波トランスデューサ14の広帯域幅の周波数特性Tに対して、パルサ16で発せられる駆動パルスの周波数特性Pが、高周波側が欠けるように重なり合っており、低、中、高周波数帯域幅の出力のみを通過させる $BPF_1 \sim BPF_3$ 17～19の周波数特性 $F_{B1} \sim F_{B3}$ がさら

10

20

30

40

50

に重なっている。

【0018】

図2に示す各々の周波数特性の関係から、最終的に超音波トランスデューサ14から照射される超音波の周波数特性 $U_1 \sim U_3$ は、図3に示すように、超音波トランスデューサ14の周波数特性 T と駆動パルスの周波数特性 P とが重なり合った部分と、 $BPF_1 \sim BPF_3$ 17~19の周波数特性 $F_{B1} \sim F_{B3}$ によって通過を許容された部分とを合成したものとなる。つまり、切り替えスイッチ20により $BPF_1 \sim BPF_3$ 17~19を選択的に切り替えることで、一個の超音波トランスデューサ14から周波数帯域幅および中心周波数の異なる三種類の超音波が発せられることとなる。

【0019】

図1に戻って、パルサ16には、タイミングコントローラ22が接続されている。タイミングコントローラ22は、CPU23の制御の下に、駆動パルスを発生させるための励振信号をパルサ16に出力する。パルサ16は、この励振信号に基づいて、超音波トランスデューサ14に駆動パルスを発する。

【0020】

一方、超音波トランスデューサ14を介してレシーバ21に受信されたエコー信号は、メモリ24に一旦格納された後、各超音波トランスデューサ14に対して一個宛設けられた位相整合演算部25に入力される。位相整合演算部25は、CPU23の制御の下に、各超音波トランスデューサ14からのエコー信号に時間差に応じた遅延を与えた後、各超音波トランスデューサ14からのエコー信号を加算する。

【0021】

位相整合演算部25から出力された信号は、表示画像演算部26に入力される。表示画像演算部26は、位相整合演算部25からの信号に各種画像処理を施した後、テレビ信号の走査方式(NTSC方式)に変換する。モニタ27は、表示画像演算部26によりNTSC方式に変換された信号をアナログ信号に変換し、これを超音波断層画像として表示する。

【0022】

生体内の超音波画像を取得する際には、超音波内視鏡10が生体内に挿入され、撮像装置13で得られる光学画像が内視鏡用プロセッサのモニタで観測されながら、生体内の所要部が探索される。

【0023】

そして、生体内の所要部に超音波内視鏡10の先端が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、CPU23の制御の下に、タイミングコントローラ22からの励振信号によりパルサ16から駆動パルスが発せられ、 $BPF_1 \sim BPF_3$ 17~19のうち、切り替えスイッチ20により選択されたBPFを介して、駆動パルスが各超音波トランスデューサ14に送信される。各超音波トランスデューサ14は、この駆動パルスにより励振され、これにより、超音波トランスデューサアレイ12から生体内の所要部に向けて、所望の周波数帯域幅および中心周波数を有する超音波が発せられる。

【0024】

上記のように生体に超音波が照射されるとともに、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサアレイ12で受信される。生体からのエコー信号は、レシーバ21に入力され、メモリ24に一旦格納される。メモリ24に格納されたエコー信号は、CPU23の制御の下に、位相整合演算部25で時間差に応じた遅延がかけられて加算される。

【0025】

位相整合演算部25から出力されたエコー信号は、表示画像演算部26によりNTSC方式に変換され、アナログ信号に変換されてモニタ27に超音波断層画像として表示される。また、光学画像または超音波画像が観測されながら、必要に応じて穿刺針が操作され、生体内の所要部が採取される。

【0026】

以上説明したように、超音波診断装置2は、超音波トランスデューサ14を励振させる

10

20

30

40

50

ための駆動パルスを発する単極型のパルサ 16 と、超音波トランスデューサ 14 とパルサ 16 との間に接続され、ある特定の周波数帯域幅の出力のみを通過させる三個の $BPF_1 \sim BPF_3$ 17 ~ 19 と、これら $BPF_1 \sim BPF_3$ 17 ~ 19 を選択的に切り替える切り替えスイッチ 20 とが設けられた超音波観測器 11 を備えたので、簡単且つ安価な構成で、一個の超音波トランスデューサから周波数帯域幅および中心周波数の異なる超音波を発生させることができる。

【0027】

本発明の第 2 の実施形態を示す図 4 において、超音波診断装置 30 の超音波観測器 31 は、周波数特性変更手段として、低、中、高、三段の周波数帯域以上の出力のみを通過させる三個のハイパスフィルタ ($HPF_1 \sim HPF_3$) 32 ~ 34 と、これら $HPF_1 \sim HPF_3$ 32 ~ 34 を選択的に切り替える切り替えスイッチ 35 と、駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路 36 とが設けられた送受信部 37 を備えている。

10

【0028】

超音波トランスデューサ 14、パルサ 16、および $HPF_1 \sim HPF_3$ 32 ~ 34 の周波数特性 T 、 $P_1 \sim P_3$ 、および $F_{H1} \sim F_{H3}$ の関係は、図 5 に示すようになる。すなわち、超音波トランスデューサ 14 の広帯域幅の周波数特性 T に対して、パルサ 16 で発生され、パルス幅制御回路 36 によりパルス幅が変更された三種の駆動パルスの周波数特性 $P_1 \sim P_3$ が、高周波側が欠けるように重なり合っており、低、中、高、三段の周波数帯域以上の出力のみを通過させる $HPF_1 \sim HPF_3$ 32 ~ 34 の周波数特性 $F_{H1} \sim F_{H3}$ がさらに重なっている。

20

【0029】

図 5 に示す各々の周波数特性の関係から、最終的に超音波トランスデューサ 14 から照射される超音波の周波数特性 $U_1 \sim U_3$ は、 T 、 $P_1 \sim P_3$ 、 $F_{H1} \sim F_{H3}$ の重なった部分がそれぞれ $U_1 \sim U_3$ となって、第 1 の実施形態と同様に、図 3 に示すようになる。つまり、この場合も第 1 の実施形態と同様に、切り替えスイッチ 35 により $HPF_1 \sim HPF_3$ 32 ~ 34 を選択的に切り替えることで、一個の超音波トランスデューサ 14 から周波数帯域幅および中心周波数の異なる三種の超音波を発生させることができる。

【0030】

本発明の第 3 の実施形態を示す図 6 において、超音波診断装置 40 の超音波観測器 41 は、周波数特性変更手段として、パルサ 16 で発せられる駆動パルスのパルス幅を制御するパルス幅制御回路 42 が設けられた送受信部 43 を備えている。また、超音波診断装置 40 では、図 7 に示すように、そのピーク周波数 f_p が半値幅 ($f_H - f_L$) の中間の周波数 f_c よりも大きい周波数特性 T' を有する超音波トランスデューサ 44 が用いられている。

30

【0031】

図 8 に示すように、超音波トランスデューサ 44 は、バッキング材 50 と、電極 (図示せず) に挟まれた圧電素子 51 と、第 1 ~ 第 3 音響整合層 52 ~ 54 とからなる。バッキング材 50 は、エポキシ樹脂に金属微粒子を混入してなり、圧電素子 51 から生体と反対側に発せられる超音波を吸収する。第 1 ~ 第 3 音響整合層 52 ~ 54 は、それぞれ、珪酸ガラス、ガラス微粒子が混入されたエポキシ樹脂、ウレタン樹脂からなり、生体と圧電素子 51 との間の音響インピーダンスの整合をとる。

40

【0032】

バッキング材 50 の圧電素子 51 から 0.4λ の深さまでの部分は、 0.4λ の位置で反射率が 0.6 となるように、他の部分と組成が異なっている。このため、図 9 に示すように、超音波トランスデューサ 44 から発せられる超音波の実際の波形は、(A) に示す本来の超音波の波形 (バッキング材 50 を改質する前の波形) に、(B) に示すバッキング材 50 の 0.4λ の位置からの反射波が重なり、(C) に示すようになる。これにより、図 7 に示す周波数特性 T' を有する超音波トランスデューサ 44 が実現される。なお、上記で挙げた 0.4λ および反射率 0.6 という値は、バッキング材 50 の厚さを十分大きくし、バッキング材 50 を改質する前の出力が、例えば中心周波数 8MHz で周波数帯

50

域幅が $4.8 \sim 11.2 \text{ MHz}$ (比帯域 80%) であったと仮定したときの値である。

【0033】

超音波トランスデューサ 44、およびパルサ 16 の周波数特性 T' 、および $P_1 \sim P_4$ の関係は、図 10 に示すようになる。すなわち、超音波トランスデューサ 44 の右肩上がり
の広帯域幅の周波数特性 T' に対して、パルサ 16 で発生され、パルス幅制御回路 42 に
よりパルス幅が変更された四種の駆動パルスの周波数特性 $P_1 \sim P_4$ が、周波数特性 T' の
ピーク部分が欠けるように重なり合っている。

【0034】

図 10 に示す各々の周波数特性の関係から、最終的に超音波トランスデューサ 44 から
照射される超音波の周波数特性 $U'_1 \sim U'_4$ は、 T' と $P_1 \sim P_4$ の重なった部分が U'_1
 $\sim U'_4$ となって、図 11 に示すようになる。つまり、この場合も第 1、第 2 の実施形態
と同様に、パルス幅制御回路 42 により駆動パルスのパルス幅を変更することで、一個の
超音波トランスデューサ 14 から周波数帯域幅および中心周波数の異なる四種の超音波を
発生させることができる。この場合、バンドパスフィルタやハイパスフィルタ、切り替え
スイッチなどを用いる必要がないので、第 1、第 2 の実施形態と比べて、部品コストを低
減させることができる。なお、パルス幅制御回路 42 によるパルス幅の変更は、外部から
オペレータが操作可能となっている。

10

【0035】

なお、バンドパスフィルタやハイパスフィルタの個数、パルス幅制御回路で変更する駆
動パルスの個数は、上記実施形態で例示されている個数に特に限定されるものではなく、
超音波診断装置の仕様に応じて適宜変更可能である。

20

【0036】

上記実施形態では、コンベックス電子走査方式の 1 次元アレイ型超音波トランスデュー
サアレイ 12、46 を例示して説明したが、1.5 次元、2 次元アレイ型の超音波トラン
スデューサアレイは勿論のこと、複数の超音波トランスデューサを同心円上に配置した、
いわゆるラジアル電子走査式の超音波トランスデューサアレイを採用した場合についても
、本発明は有効である。また、電子走査方式に限らず、超音波トランスデューサを機械的
に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式を採用した場
合も、本発明は有効である。

【図面の簡単な説明】

30

【0037】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】超音波トランスデューサ、パルサ、およびバンドパスフィルタの周波数特性の関
係を示すグラフである。

【図 3】超音波の周波数特性を示すグラフである。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 5】超音波トランスデューサ、パルサ、およびハイパスフィルタの周波数特性の関
係を示すグラフである。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】超音波トランスデューサの周波数特性を示すグラフである。

40

【図 8】超音波トランスデューサの構成を示す断面図である。

【図 9】超音波トランスデューサから発せられる超音波の波形の成り立ちを説明する
図であり、(A) は、バックグ材を改質する前の波形、(B) は、バックグ材の改質
した部分からの反射波、(C) は、超音波トランスデューサから発せられる実際の超音波
の波形をそれぞれ示す。

【図 10】超音波トランスデューサ、およびパルサの周波数特性の関係を示すグラフであ
る。

【図 11】最終的に出力される超音波の周波数特性を示すグラフである。

【符号の説明】

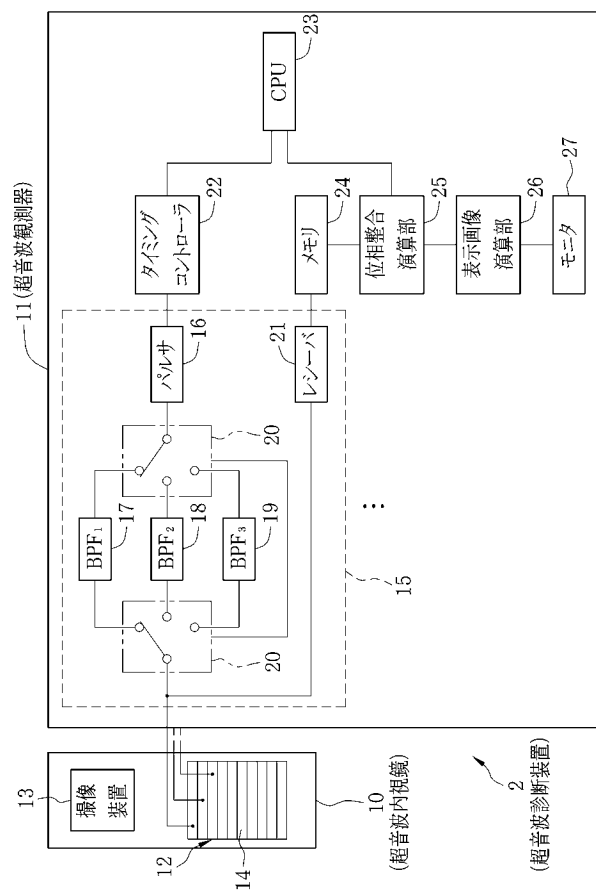
【0038】

50

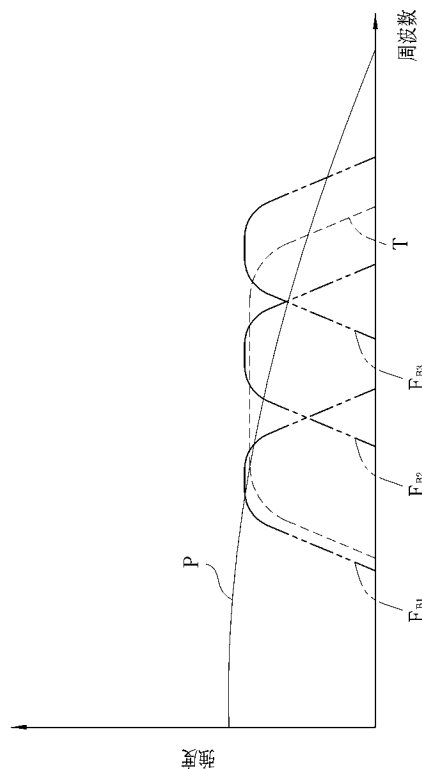
- 2、30、40 超音波診断装置
 10、45 超音波内視鏡
 11、31、41 超音波観測器
 12、46 超音波トランスデューサアレイ
 13 撮像装置
 14、44 超音波トランスデューサ
 16 パルサ
 17～19 バンドパスフィルタ ($BPF_1 \sim BPF_3$)
 20、35 切り替えスイッチ
 23 CPU
 27 モニタ
 32～34 ハイパスフィルタ ($HPF_1 \sim HPF_3$)
 36、42 パルス幅制御回路
 T、T' 超音波トランスデューサの周波数特性
 P、 $P_1 \sim P_4$ パルサの周波数特性
 $F_{B1} \sim F_{B3}$ バンドパスフィルタの周波数特性
 $F_{H1} \sim F_{H3}$ ハイパスフィルタの周波数特性
 $U_1 \sim U_3$ 、 $U'_1 \sim U'_4$ 超音波の周波数特性

10

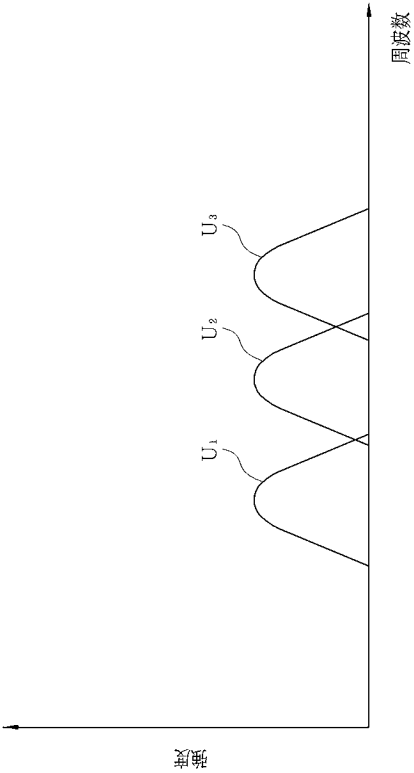
【図1】



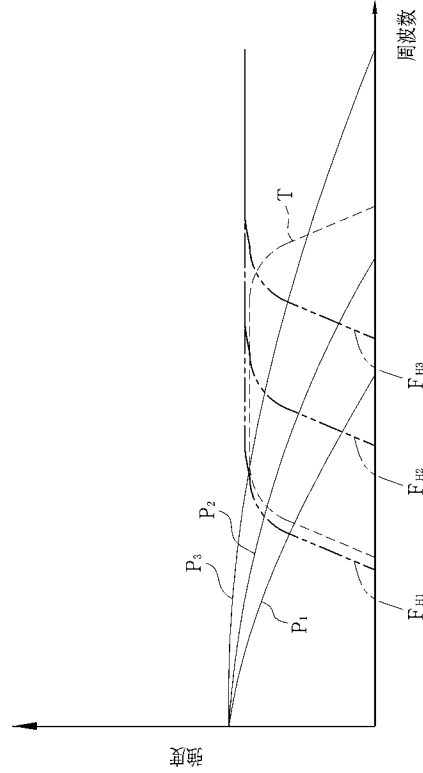
【図2】



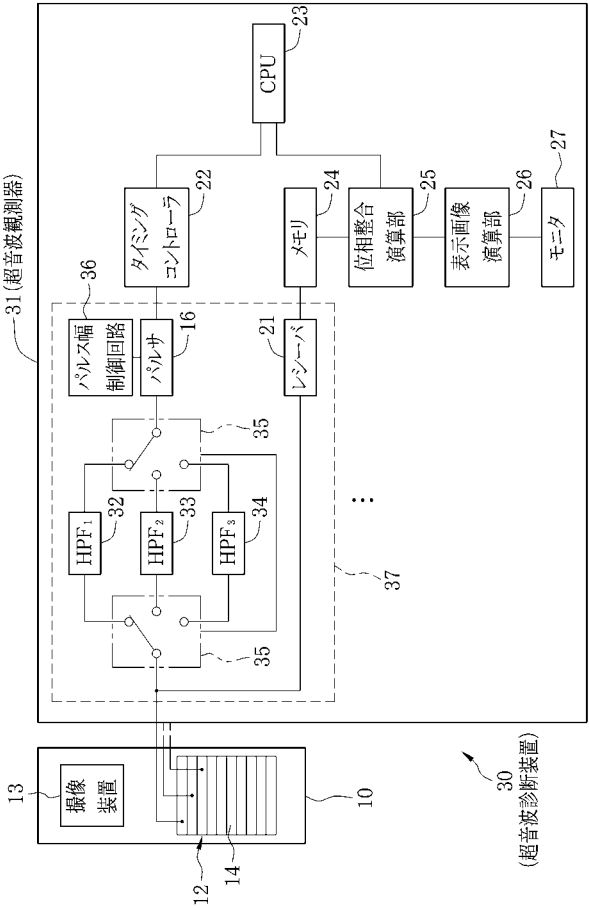
【 図 3 】



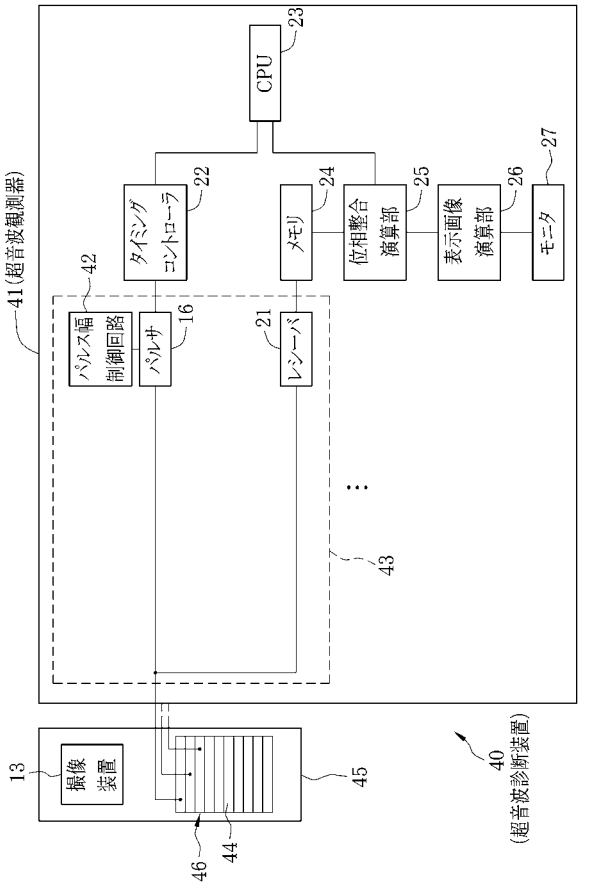
【 図 5 】



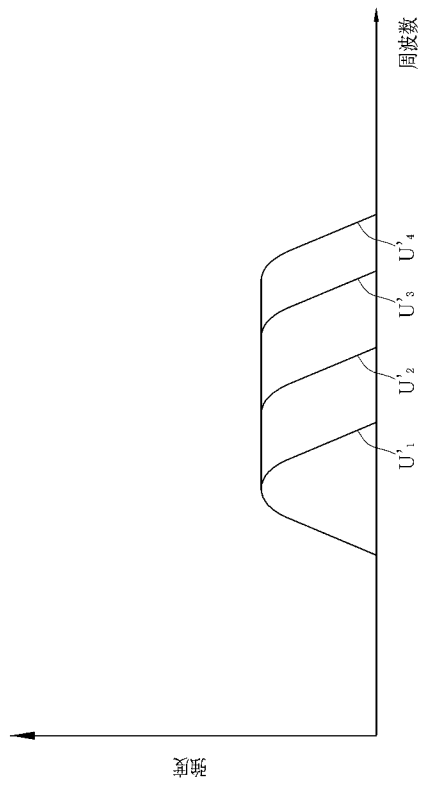
【 図 4 】



【 図 6 】



【図 1 1】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006255014A	公开(公告)日	2006-09-28
申请号	JP2005073775	申请日	2005-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/EE22 4C601/FE02 4C601/GB02 4C601/GB03 4C601/GB30 4C601/GB31 4C601/GB47 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH25 4C601/HH35 4C601/HH36 4C601/JB31 4C601/JB53		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够以简单且廉价的结构从一个超声波换能器产生具有不同的带宽和中心频率的多种超声波。超声波诊断装置（2）连接在发出用于激励超声波换能器（14）的驱动脉冲的单极型脉冲发生器（16）之间，以及超声波转换器（14）和脉冲发生器（16）之间并且具有特定的频率。三个仅通过带宽输出的带通滤波器（BPF1至BPF3）17至19，以及将这些BPF1选择性切换至BPF317至19的转换开关 设有20的超声波观察装置11。通过利用转换开关20选择性地将BPF1切换为BPF317～19，一个超声波换能器14发出频率带宽和中心频率不同的三种超声波。[选型图]图1

