

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4976231号

(P4976231)

(45) 発行日 平成24年7月18日 (2012. 7. 18)

(24) 登録日 平成24年4月20日 (2012. 4. 20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 9 頁)

|           |                              |           |                              |
|-----------|------------------------------|-----------|------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2007-212240 (P2007-212240) | (73) 特許権者 | 390029791                    |
| (22) 出願日  | 平成19年8月16日 (2007. 8. 16)     |           | 日立アロカメディカル株式会社               |
| (65) 公開番号 | 特開2009-45149 (P2009-45149A)  |           | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号              |
| (43) 公開日  | 平成21年3月5日 (2009. 3. 5)       | (74) 代理人  | 100075258                    |
| 審査請求日     | 平成22年6月14日 (2010. 6. 14)     |           | 弁理士 吉田 研二                    |
|           |                              | (74) 代理人  | 100096976                    |
|           |                              |           | 弁理士 石田 純                     |
|           |                              | (72) 発明者  | 小菅 正之                        |
|           |                              |           | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ<br>カ株式会社内 |
|           |                              | 審査官       | 宮川 哲伸                        |

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】

複数の超音波振動子が配列された振動子アレイと、  
振動子アレイを駆動して送信ビームを形成する送信制御部と、  
各超音波振動子の受信信号に対する遅延処理により受信ビームを形成する整相加算部を  
有する受信制御部と、

1本の送信ビームに対して形成される受信ビームの本数が異なる複数の送受信モードか  
ら一つの送受信モードを選択する送受信モード選択部と、

診断対象となる深さ範囲を設定する深さ範囲設定手段と、  
を有し、

前記複数の送受信モードは、1本の送信ビームに対して、i本の受信ビームを形成する  
第1送受信モードと、i本より多いj本の受信ビームを形成する第2送受信モードを含み、

前記送受信モード選択部は、設定された診断対象となる深さ範囲の最深位置が所定値に  
比して浅い場合は前記第1送受信モードを選択し、深い場合は前記第2送受信モードを選  
択し、

前記受信制御部は、選択された送受信モードで定められた本数の受信ビームを形成する  
、  
超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、さらに、  
前記整相加算部にて処理された受信信号に基づき超音波画像を生成する画像処理部と、  
を有し、  
画像処理部は、  
診断対象の第 1 の範囲の画像を、前記第 2 送受信モードにより取得した受信信号に基づき生成し、  
前記第 1 の範囲より狭い第 2 の範囲を拡大した拡大画像を、前記第 1 送受信モードにより取得した受信信号に基づき生成する、  
超音波診断装置。

【請求項 3】

10

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置であって、  
前記送信制御部は、送受信モード選択部で選択された送受信モードで動作し、単位時間当たりに送信される送信ビームの本数は、第 1 送信モードと第 2 送信モードとで  $j : i$  である、  
超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置であって、  
前記整相加算部は、1 本の送信ビームに対し複数本の受信ビームを形成する際には、時分割処理にてこれに対応し、  
受信ビームごとの単位時間当たりのサンプリングデータ数は、第 1 送受信モードと第 2 送受信モードで  $j : i$  である、  
超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、特に 1 本の送信ビームに対して形成される受信ビームの本数を変更できる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

1 本の送信ビームに対して、方向の異なる 2 本、4 本等の複数の受信ビームを形成する  
パラレル受信により超音波画像を得る超音波診断装置が知られている（特許文献 1，2 参照）。パラレル受信は、1 フレーム内の走査線数（ビームの本数）、または単位時間当たりに得られるフレーム数（フレームレート）を増加させるのに有効である。特に、超音波振動子から離れた位置（深い位置）を診断する際、超音波の伝播時間の制約により送信ビームの本数を増加できない場合に有効である。1 本の送信ビームに対して 1 本の受信ビームを形成するシングル受信モードであると、超音波を送信してから、この反射波を受信するまでの間、次の送信を行うことができず、この間に 1 本の走査線に関する情報しか得られない。しかし、パラレル受信モードであれば、複数本の走査線に関する情報を得ることができる。したがって、伝播時間が長い、深い位置の観察に特に有利となる。

30

【0003】

40

パラレル受信モードにおいては、形成される受信ビームごとに整相加算器を設けるものが知られている。つまり、受信ビームが 2 本の場合には、整相加算器を 2 個設け、受信ビームごとに別個に処理を行う。この場合、各受信ビームごとのサンプリング周波数、すなわち、単位時間当たりのデータ数はシングル受信の場合と同じにでき、受信周波数帯域は変わらない。しかし、整相加算器を受信ビームの本数に対応させて複数系統を備える必要がある。

【0004】

また、複数本の受信ビームに対し、一つの整相加算器にて時分割で対応して処理するものも知られている。つまり受信ビームが 2 本の場合には、整相加算器はサンプリング周期ごとに、交互に、第 1 の受信ビームに関する整相加算と、第 2 の受信ビームに関する整相

50

加算とを実行する。この場合、回路規模を抑制することができるが、一つの受信ビームに関しては、サンプリング周波数が低下し、受信周波数帯域が低下する。

【0005】

【特許文献1】特開平7-8492号公報

【特許文献2】特開平10-328185号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断装置において、深い位置まで対象として診断しているときに、より詳細な観察を行うために対象範囲を切り換えて浅くする操作を行う場合がある。前述の整相加算器にて時分割処理を行いパラレル受信モードとしている装置において、パラレル受信モードを設定して診断対象範囲を深い位置までとしているときに、対象範囲を浅くすると、シングル受信モードで得られる受信周波数帯域を得ることができない。これは、受信ビームの本数の異なるパラレル受信モードの間でも同様である。

10

【0007】

特に、超音波断層画像を、診断中に診断対象範囲を浅くし、狭くなった対象範囲を表示画面上で拡大して表示すると、表示上、解像度が低下したように見える。このため、上記の拡大表示の際には、より高い分解能となるような送受信制御が望まれる。

【0008】

本発明は、診断対象範囲の深さを変更したとき、その深さに応じた能力を発揮できる、超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、診断対象となる深さの範囲に応じて受信モードを切り換える。言い換えれば、深さの範囲に応じて送信ビーム1本に対する受信ビームの本数を変更する。浅い位置までを診断対象とする場合には、 $i$ 本の受信ビームを形成する第1送受信モードで動作し、深い位置まで診断対象とする場合には、 $i$ 本より多い $j$ 本の受信ビームを形成する第2送受信モードで動作する。

【0010】

さらに、前記整相加算部にて処理された受信信号に基づき超音波画像を生成する画像処理部において、診断対象の第1の範囲の画像を、前記第2送受信モードにより取得した受信信号に基づき生成し、前記第1の範囲より狭い第2の範囲を拡大した拡大画像を、前記第1送受信モードにより取得した受信信号に基づき生成するようにできる。

30

【0011】

さらに、送受信モードに対応して、単位時間当たりに送信する送信ビームの本数を変更するようにできる。第1送受信モードにおける送信ビームの本数を $j$ 本、第2送受信モードにおける送信ビームの本数を $i$ 本とすることにより、両モードの走査線数を一致させることができる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、観察対象範囲の深さに応じた能力を発揮することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態を、図面に従って説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置10の概略構成を示すブロック図である。超音波診断装置10は、被検体に接触し、これに対して超音波の送受を行う探触子12を有する。探触子12は、複数の超音波振動子が配列された振動子アレイを含み、これら超音波振動子は送信制御部14および受信制御部16に接続されている。送信制御部14は超音波振動子を駆動し、送信ビームを形成する。より詳細には、振動子アレイを構成する個々の超音波振動子に対し、振動子ごとに定められた遅延量を設定し、送信される超音波の方向、焦点距離などを制御する。遅延

50

量の設定を変更することにより超音波の方向を変え、送信ビームの走査を行うことができる。

#### 【0014】

受信制御部16は、超音波振動子が受信した信号を増幅する受信増幅器18と、個々の超音波振動子の受信した信号に対して所定の遅延量を設定し、遅延された信号を加算する整相加算器20を含む。遅延量を変更することで、受信ビームの方向が決定される。整相加算された信号は信号処理回路22に送られ、所定の信号処理が行われる。信号処理の例としては、Bモード用圧縮検波処理や自己相関式ドプラ処理などが挙げられる。Bモード用圧縮検波処理は整相加算された受信信号に基づき被検体の形状を表す情報を取り出す処理である。また、自己相関式ドプラ処理は、整相加算された受信信号に直交検波処理や自己相関処理等を施して、被検体各部の組織や血流の方向や速度の情報を取り出す処理である。信号処理回路22は、上記二つの処理を行うために、それぞれに処理回路を備えることができる。しかし、いずれか一方の処理回路のみ備えるものであってもよく、また他の信号処理を実行する回路を含んでもよい。

10

#### 【0015】

画像処理回路24は、信号処理回路22からの情報に基づき画像形成を行う。例えば、Bモード用圧縮検波処理により得られた情報に基づきBモード断層画像を形成し、自己相関式ドプラ処理により得られた情報に基づき、Bモード断層画像上に、その部分の血流や組織の平均速度に対応した色付けを行う。画像処理回路24にて形成された画像が表示部26に表示される。

20

#### 【0016】

本実施形態の超音波診断装置10は、1本の送信ビームに対して1本の受信ビームを形成するいわゆるシングル送受信モードと、2本(2方向)の受信ビームを形成する第1の平行送受信モード、4本の受信ビームを形成する第2の平行送受信モードのいずれかにて動作する。平行送受信モードについては、1種類の送受信モード、例えば2本の受信ビームを形成するモードのみを備えた装置でもよく、また3種類以上の受信ビームの本数のモードを備えることも可能である。受信ビームは、送信ビームに対し対称に形成することが好ましく、この超音波診断装置10においては、第1の平行送受信モードでは、送信ビームの左右に1本ずつ、計2本の受信ビームを形成し、第2の平行送受信モードでは左右に2本ずつ、計4本の受信ビームを形成する。

30

#### 【0017】

超音波診断装置10は、平行送受信モードにおいて、複数本の受信ビームを形成するため、それぞれの受信ビームに対するA/D変換、整相加算処理を時分割にて行う。例えば、2本の受信ビームを形成するモードにおいては、第1の受信ビームに関するサンプリングと、第2の受信ビームに関するサンプリングを交互に行う。この場合、1本の受信ビームに関する単位時間当たりのサンプリングデータ数は、シングル送受信モードにおけるデータ数の半分となる。つまり、2本の受信ビームを形成する平行送受信モードにおいては、シングル送受信モードに比して受信周波数帯域の上限周波数が半分となる。一般化すれば、 $i$ 本の受信ビームを形成する第1送受信モードと、 $j$ 本( $j > i$ )の第2送受信モードにおける単位時間当たりのサンプリングデータ数および受信周波数帯域の上限周波数は $j : i$ となる。

40

#### 【0018】

送信制御部14においては、上記のそれぞれの送受信モードにおいて、単位時間当たりの送信ビームの送信数を変更することができる。具体的には、第1の平行送受信モードにおける単位時間当たりの送信ビームの本数が $S$ 本のとき、シングル送受信モードにおける送信ビームの本数は $2S$ 本となり、第2の平行送受信モードにおいては $S/2$ 本となる。一般化すれば、 $i$ 本の受信ビームを形成する第1送受信モードと、 $j$ 本( $j > i$ )の第2送受信モードにおける単位時間当たりの送信ビームの本数は、 $j : i$ とすることができる。これにより、両モードの1フレーム当たりの走査線数は同じになる。

#### 【0019】

50

送受信モードの選択は、超音波診断装置 10 に備えられた操作部 28 からの指示に従い送受信モード選択部 30 にて行われる。操作部 28 においては、直接、送受信モードを選択する入力手段を設けてよい。また、関連する他の操作を、送受信モード選択部 30 により判断し、送受信モードを選択するようにしてもよい。例えば、被検体の深い部分、つまり探触子 12 より離れた部分まで診断対象の範囲としているとき、より浅い部分までの範囲にズームして、これを拡大して表示させる操作が操作者によりなされたときに、より受信ビームの本数の少ないモードを選択するようにできる。ズーム前において、第 1 パラレル送受信モードが選択されていた場合、ズーム後においてはシングル送受信モードを選択する。

#### 【0020】

送受信モードの切り換えについて、具体例の一つを挙げて説明する。図 2 は、被検体内の診断範囲を概念的に示す図であり、(a) は探触子から距離 D までの深さ範囲を診断対象としている状態を示す図、(b) が距離  $D/2$  までの深さ範囲を診断対象としている状態を示す図である。この診断深さの範囲を以降、診断レンジと記し、診断レンジの最深位置の深さを診断レンジの深さと記す。また、深さ D の診断レンジを診断レンジ D と記す。

#### 【0021】

図 3 は、表示部 26 に表示される超音波断層画像 (B モード) であり、(a) は図 2 (a) に示す診断対象の範囲を表示した状態を示す図、(b) は図 2 (b) に示す半分の深さの診断レンジの左右方向の中央部分 (一点鎖線の範囲) を、図 3 (a) とほぼ同じ表示の大きさに拡大して表示した状態を示す図である。図 3 (a) と (b) の比較においては、(a) に示された一点鎖線領域が、(b) において拡大して表示されている。以降、図 3 (a) のように表示するモードを通常表示モード、図 3 (b) の表示モードを拡大表示モードと記す。通常表示モードにおける縦方向の表示範囲 H は診断レンジ D に対応し、拡大表示モードの表示範囲 H は診断レンジ  $D/2$  に対応する。

#### 【0022】

超音波診断装置 10 は、診断レンジ D のとき、第 1 パラレル送受信モードにより動作する。1 本の送信ビーム 40 に対して、その左右に 1 本ずつの受信ビーム 42 a, 42 b が時分割処理にて形成される。受信ビーム 42 a, 42 b の形成は、前述のように整相加算器 20 の遅延処理により達成される。動作クロックごとに、2 本の受信ビーム 42 a, 42 b に対応する遅延量が交互に設定され、ビームの形成が行われる。したがって、1 本の受信ビーム 42 a または 42 b に関して、サンプリング周波数が動作クロックの周波数の半分になる。すなわち 1 本の受信ビームにより得られた受信データの、単位時間当たりのデータ数がシングル送受信モードに対して半分になる。診断レンジ D が深い場合、送信された超音波が被検体内で反射して戻ってくるまで、次の送信が行なえず、送信ビームの送信周期が制限される。これにより、1 フレームを構成する走査線の数、または 1 フレームを形成に要する時間が制限される。パラレル送受信モードを採用することにより、これらの制限を克服することができる。すなわち、1 本の送信ビームに対して複数の受信ビームを形成することにより、送信ビームの送信周期の制限を超えて走査線の数 (受信ビームの数) を増やすことができる。

#### 【0023】

第 1 パラレル送受信モードのままで、診断レンジの浅い部分を拡大表示する場合、受信データのサンプリング周期は変化せず、深さ方向の分解能は変わらない。しかし、拡大表示されるために、表示画面上においては、画像が粗く見えてしまう。この点を図 3 を用いて説明する。図 3 に概念的に示すように、通常表示モード (a) における、1 本の受信ビームに対応した表示線 48 のサンプリング点 50 が白丸で示されている。これをそのまま拡大表示すると、拡大表示モード (b) の一点鎖線で示す表示線 52 上のサンプリング点 54 のように、表示画面上の間隔が広がる。拡大表示モードにおいて、画像が粗く見えることを防止するために、超音波診断装置 10 においては、送受信モードをシングル送受信モードとする。なお、図 3 中に白丸で示すサンプリング点は、送受信モードおよび表示モードの違いによるサンプリング点の密度の差異を示すために、概念的に示したものであ

10

20

30

40

50

り、現実のサンプリング点は図示するような粗いものではない。

#### 【0024】

第1パラレル送受信モードによる通常表示モードから、拡大表示モードへの切り換えが指示されると、受信制御部16はシングル送受信モードによる動作に切り替わる。シングル送受信モードにおいては、整相加算器20は、1本の送信ビーム44に対して1本の受信ビーム46を形成すればよく、時分割処理が不要となる。このため、1本の受信ビームのサンプリング周波数が動作クロックの周波数と同じとなり、第1パラレル受信モードに対して、サンプリング周波数が2倍となり、単位時間当たりのデータ数が2倍になる。また、第1パラレル送受信モードと比較して、サンプリング定理に起因して受信信号帯域は2倍となり、受信信号自体も高分解能となる。この状態が、図3(b)の表示線56上のサンプリング点58で表されている。第1パラレル送受信モードによるサンプリング点54の間隔よりも、シングル送受信モードのサンプリング点58の間隔が狭くなっている。また、通常表示モード(a)のサンプリング点50の間隔と等しい間隔が得られる。これにより、深さ方向の分解能が向上し、拡大表示した場合に、画像が粗く見えることを防止することができる。また、診断深さが浅い場合にはビーム幅も細くなるため、ビームと直交する方向の分解能(方位分解能)も向上する。

10

#### 【0025】

さらに、送信制御部14は、送信ビームの送信周期を短くしてもよい。2分の1にすれば、1本の送信ビームに対する受信ビームを2本から1本に減少したことを補って、受信ビームの本数を維持できる。また、診断レンジが浅くなっているので、送信周期を短くすることが可能となっている。

20

#### 【0026】

図4は、送受信モードによる制御パラメータの設定条件をまとめたものである。前述のシングル送受信モード、第1パラレル送受信モードに加え、第2パラレル送受信モードについても合わせて示す。なお、第1パラレル送受信モードの設定条件を基準として、送受信モードの設定条件が示されている。動作クロック周波数Fは一定である。受信データレートDR、すなわち1本の受信ビームに関して得られた単位時間当たりのデータ数は、第1パラレル送受信モードに対してシングル送受信モードでは2倍、第2パラレル送受信モードでは2分の1となっている。これは、1本の受信ビームに関する受信信号のナイキスト周波数Nの関係でもある。これにより、診断レンジがより浅い部分を拡大表示しようとする際に、画像が粗く見えることが防止される。1フレーム当たりの走査回数、すなわち送信ビームの送信回数Sは、シングル送受信モードで2倍、第2パラレル送受信モードで2分の1とされる。これにより、受信ライン数Lが維持される。フレームレートに関してほぼ、一定に維持される。

30

#### 【0027】

フレームレートがほぼ維持される点について説明する。図5は、診断レンジと送受信モードの対応関係を示す図である。ある探触子のもつ最大の診断レンジがMaxレンジとして示されている。診断レンジが深さD1の場合にはシングル送受信モードで対応し、D1を超えD2までの範囲において第1パラレル送受信モード、D2を超え最大の診断レンジまでは第2パラレル送受信モードで対応する。

40

#### 【0028】

超音波診断装置の受信時には、表示レンジ外の深部からの反射波が、次のラインに混入するのを防ぐために、捨てる時間がある。この時間に対応する深さを、シングル送受信モードにおいて $\alpha 1$ 、第1パラレル送受信モードにおいて $\alpha 2$ とする。近距離の診断レンジでは、受信周波数が高く、整相加算後、バンドパスフィルタ等で低周波成分をカットすることにより、一つ前の送信による深部からの受信信号を低減でき、捨てる時間も短い。診断レンジR1がD1未満の時、R1を6cm、 $\alpha 1$ を4cmとすると、10cm分の超音波の往復時間は130.7 $\mu$ 秒となる。つまり送信ビームは、この時間以上の間隔で送信される。表示レンジR2が、D1以上D2未満の時、R2を12cm、 $\alpha 1$ を8cmとすると、20cm分の超音波の往復時間は261.4 $\mu$ 秒となる。このように、送信ビーム

50

の送信間隔がシングル送受信モードで短くでき、これによりフレームレートの維持が可能となる。

#### 【0029】

図6は、受信制御部16のより詳しい構成を示すブロック図である。図6においては、振動子アレイを構成する超音波振動子60の一つ、すなわち1チャンネル分の回路構成が主に示されている。受信制御部16において、エイリアシングの発生を防ぐために、ローパスフィルタ62を通過させた後、A/D変換器64、遅延回路66を通過させ、さらに各チャンネルの信号を加算器68にて加算する。各チャンネルごとの遅延回路66の遅延量は、受信ビームの形成方向により決定される。その後、バンドパスフィルタ70を通して、深い位置からの信号等を除去する。ローパスフィルタ62は、送受信モードに対応して、異なるカットオフ周波数のものを切り換えて使用する。前述のように一本の受信ビームに関するサンプリング周波数は、送受信モードごとに異なるので、アンチエイリアシングに必要なカットオフ周波数が異なる。これに対応して、図6の構成では、カットオフ周波数の異なるアナログのローパスフィルタ62を設け、送受信モードに応じて、これを選択して使用する。

10

#### 【0030】

図7は、受信制御部16の他の構成例を示すブロック図である。図6の構成と同様の構成については同一符号を付し、その説明を省略する。この例は、整相加算器72におけるエイリアシングを防止するフィルタの構成が異なる。A/D変換器74は、遅延回路60等の動作クロック1よりも高い動作クロック2で動作し、オーバーサンプリングでA/D変換を行う。ローパスフィルタ76は、A/D変換器74によるエイリアシングを防止するためのアナログフィルタであり、このカットオフ周波数は動作クロック2により定められる。A/D変換された後、デジタルフィルタ78で、遅延回路60等におけるエイリアシング防止のためのフィルタリングを行う。デジタルフィルタ78は、係数を変更するのみで、カットオフ周波数等の周波数特性を変更できるため、送受信モードごとに異なるサンプリング周波数に応じて特性が切り換えられる。図7のデジタルフィルタを用いた構成においては、図6のようにアナログフィルタを送受信モードに対応して複数用意する必要がない。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0031】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】被検体内の診断範囲を概念的に示す図である。

【図3】表示画面の表示の様子を示し、またサンプリング点を概念的に示す図である。

【図4】送受信モードごとの各パラメータの設定条件の一例を示す図である。

【図5】診断レンジと送受信モードの関係を示す図である。

【図6】受信制御部の構成例を示す図である。

【図7】受信制御部の他の構成例を示す図である。

#### 【符号の説明】

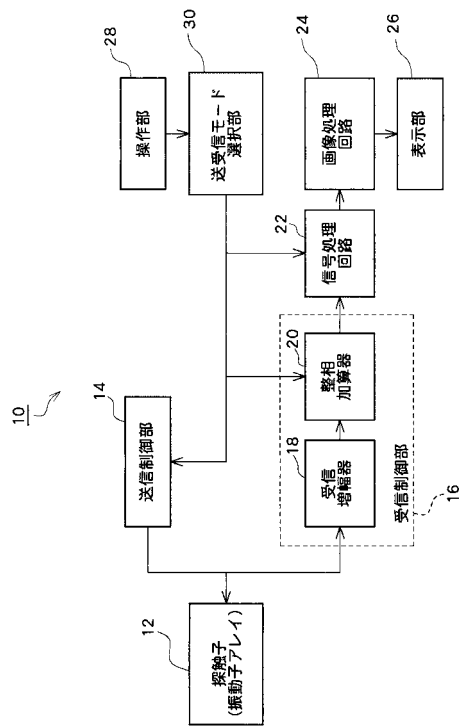
#### 【0032】

10 超音波診断装置、14 送信制御部、16 受信制御部、20 整相加算器、26 表示部、28 操作部、30 送受信モード選択部、40, 44 送信ビーム、42 a, 42 b, 46 受信ビーム。

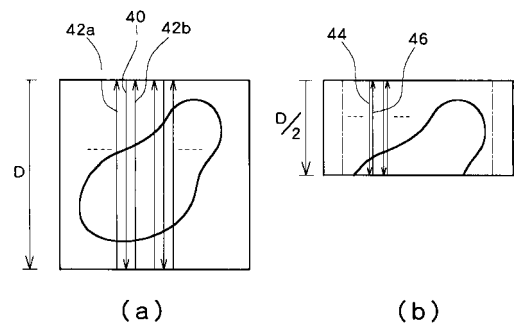
30

40

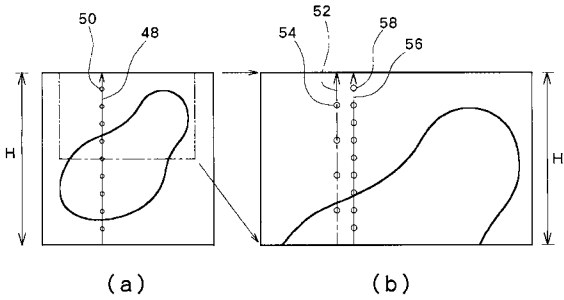
【図 1】



【図 2】



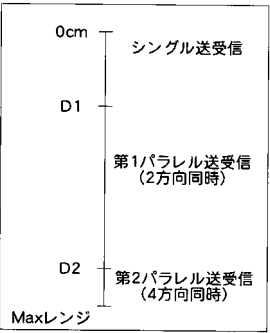
【図 3】



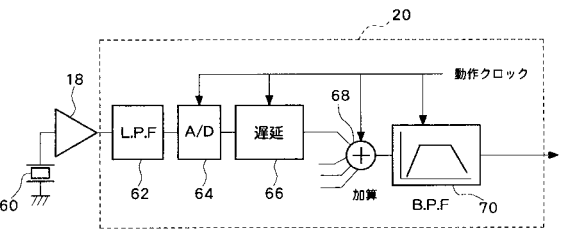
【図 4】

| 送受信モード        | 走査回数(送信回数) | 受信ライン数 | フレームレート | 動作クロック周波数 | 受信データレート | ナイキスト周波数 |
|---------------|------------|--------|---------|-----------|----------|----------|
| シングル          | 2S         | L      | ほぼFR    | F         | 2DR      | 2N       |
| 第1パラレル(2方向同時) | S          | L      | FR      | F         | DR       | N        |
| 第2パラレル(4方向同時) | S/2        | L      | ほぼFR    | F         | DR/2     | N/2      |

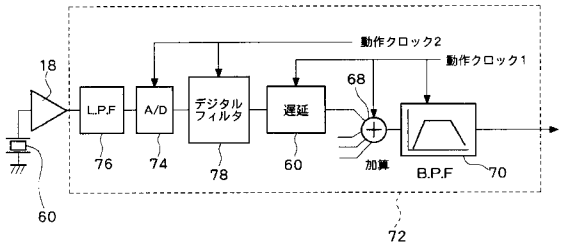
【図 5】



【図 6】



【図 7】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-326084 (JP, A)  
特開平1-185250 (JP, A)  
国際公開第2006/134686 (WO, A1)  
特開2000-116651 (JP, A)  
特開平7-148167 (JP, A)  
特開平2-4354 (JP, A)  
特表2007-508043 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

|                |                                  |         |            |
|----------------|----------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                           |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4976231B2</a>      | 公开(公告)日 | 2012-07-18 |
| 申请号            | JP2007212240                     | 申请日     | 2007-08-16 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 阿洛卡有限公司                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 日立アロカメディカル株式会社                   |         |            |
| [标]发明人         | 小菅正之                             |         |            |
| 发明人            | 小菅 正之                            |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                         |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                         |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH28 |         |            |
| 代理人(译)         | 吉田健治<br>石田 纯                     |         |            |
| 其他公开文献         | JP2009045149A                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>        |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了在通过使诊断范围变浅而显示放大的超声波图像时提高分辨率和图像质量，在超声诊断设备中，该超声诊断设备可以用于具有分别为发射波束形成的不同数量的接收波束的多个换能模式。  
**SOLUTION**：根据诊断范围改变传感模式。当诊断范围较深时，它作用于第一平行换能模式，其形成两个用于发射光束40的接收光束42a和42b。当显示器被放大时，换能模式切换到单个换能模式，其形成用于接收光束46的接收光束46。发射光束44.接收信号的采样频率增加，分辨率提高，因此显示器上的粗糙度降低。**Σ**

| 送受信<br>モード        | 走査回数<br>(送信回数) | 受信<br>ライン数 | フレーム<br>レート | 動作クロック<br>周波数 | 受信データ<br>レート | サイキスト<br>周波数 |
|-------------------|----------------|------------|-------------|---------------|--------------|--------------|
| シングル              | 2S             | L          | ほぼFR        | F             | 2DR          | 2N           |
| 第1パラレル<br>(2方向同時) | S              | L          | FR          | F             | DR           | N            |
| 第2パラレル<br>(4方向同時) | S/2            | L          | ほぼFR        | F             | DR/2         | N/2          |