

(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2005-204761

(P2005-204761A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2004-12473 (P2004-12473)

(22) 出願日 平成16年1月20日 (2004.1.20)

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(74) 代理人 100098671

弁理士 喜多 俊文

(74) 代理人 100102037

弁理士 江口 裕之

(72) 発明者 小藪 一弥

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地株

式会社島津製作所内

Fターム(参考) 4C601 DE03 DE04 EE02 EE14 HH06

JB04 JB19 JB31 JB40 KK12

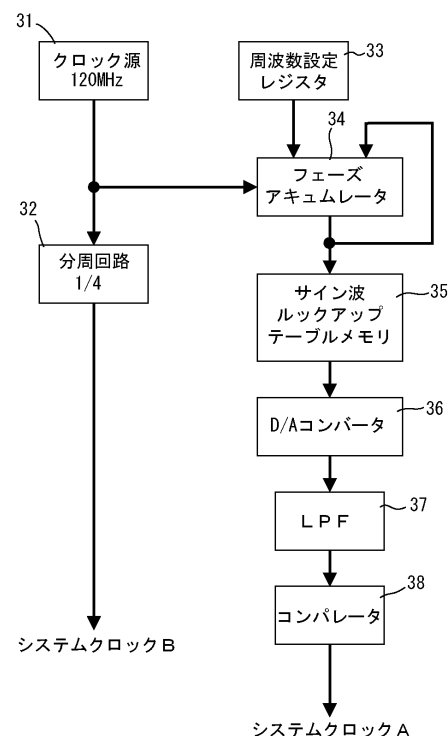
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 ノイズのない優れた画像を得ることができる超音波診断装置を、比較的簡単な構成で安価に製造する。

【解決手段】 一つのクロック源31からのクロック信号を分周回路32で分周することにより周波数固定のシステムクロックBを得るとともに、このクロック源31からのクロック信号をフェーズアキュムレータ34に動作クロックとして与え、周波数設定レジスタ33の設定レジスタ値をその動作クロックごとに順次積算し、その積算出力でサイン波ルックアップテーブルメモリ35のアドレスを指定し、読み出されたデジタルサイン波データをD/Aコンバータ36でアナログ値に変換し、ローパスフィルタ37およびコンパレータ38を経てシステムクロックAを得る。このシステムクロックAは、周波数設定レジスタ33の設定レジスタ値に応じてその周波数を任意に変えることができる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波振動子を駆動して超音波を発生させるとともに該超音波振動子が受波して得た電気信号から受信信号を得るアナログの送受信部と、該アナログ送受信部にアナログーデジタル変換部を介して接続されたデジタル送受信部と、該デジタル送受信部から出力されるデータを処理する受信系データ処理部と、超音波中心周波数およびこれに同期した受信系データ処理部の動作のクロックを定める周波数可変のシステムクロックおよびそれ以外の動作クロックを定める周波数固定のシステムクロックを生成するシステムクロック生成部とを備え、該システムクロック生成部は、単一周波数のクロック源と、該クロック源からのクロック信号より周波数固定のシステムクロックを生成する周波数固定システムクロック生成回路と、該クロック源からのクロック信号を動作クロックとして入力して周波数設定レジスタの設定レジスタ値を順次積算してサイン波ルックアップテーブルメモリのアドレス値を指定し、これにより読み出されたデジタルデータをアナログ値に変換することにより上記の設定レジスタ値に応じた周波数可変のシステムクロックを生成する D D S 回路とを備える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】

この発明は、超音波断層像（Bモード画像）や超音波ドップラ画像などを撮影・表示する超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

最近の超音波診断装置は、超音波ビームを被検体（被診察者の身体）内に間欠的にあるいは連続的に入射し、その反射波を受波することによって身体内の形状を示す断層像（Bモード画像）を得たり、超音波周波数のドップラシフトを検出して血流の流速の分布を時間的に走査しながら表示したり（Dモード）、あるいは流体運動をする血流や体液流などの状態を上記の形状を示す画像に重ね合わせて表示する（CFMモード）などの各種の機能を備えているものが多い。

## 【0003】

このような超音波診断装置は、図2のブロック図で示されるように構成されている。超音波探触子11は被検体表面に密着させられるプローブであり、超音波振動子より構成され、アナログ送受信部12に接続されている。この超音波振動子がアナログ送受信部12からの所定周波数の送信信号によって励振されることにより超音波が発生し、この超音波が被検体内部に入射させられる。被検体の内部で反射して戻ってきた超音波は超音波探触子11の超音波振動子を受波され、電気信号に変換されてアナログ送受信部12に入力され、種々の波形整形などを受けることにより受信信号が得られる。

## 【0004】

アナログ送受信部12はアナログーデジタル変換部13を介してデジタル送受信部14と接続されている。デジタル送受信部14ではBモード、Dモード、CFMモードなどの各モードに対応して送信信号を発生し、この送信信号がアナログーデジタル変換部13のD/A変換器を経てアナログ信号に変換させられ、アナログ送受信部12に与えられる。これによって、アナログ送受信部12において超音波駆動信号が生じる。アナログ送受信部12で得られた受信信号はアナログーデジタル変換部13のA/D変換器を経てデジタル信号に変換された後、デジタル送受信部14に送られてBモード、Dモード、CFMモードなどの各モードに対応した種々の演算処理を受ける。

## 【0005】

こうしてデジタル送受信部14においてBモード、Dモード、CFMモードなどの各モードのデータが得られると、これらのデータは受信系データ処理部に送られる。これら受信系データ処理部は、Bモード処理部15や、Dモード処理部あるいはCFMモード処理部などを含む。Dモード処理部はウォールフィルタ18、周波数解析部19および音声処

理部 20 などからなり、CFMモード処理部はMTIフィルタ 22 およびカラー画像演算部 23 などからなる。

【0006】

Bモード処理部 15 では、デジタル送受信部 14 からのデータを処理して Bモード画像データを生成し、表示回路 16 を経て CRT やフラットパネルディスプレイなどのディスプレイ装置 17 に送って、この画像を表示する。

【0007】

Dモード用のドップラデータは、所定の繰り返し時間ごと（たとえば  $500\mu\text{sec}$  ごと）に取得され、デジタル送受信部 14 において複素検波される。その繰り返し時間ごとの複素データはウォールフィルタ 18 に送られて、データ取得ごとに繰り返されるデータのうち動いている成分（これは主に血流からの信号成分である）のみが抽出される。このフィルタ処理の後、データは周波数解析部 19 に送られ、一定周期（たとえば数  $\text{ms}$ ）で蓄えられた繰り返し時間ごとのデータに対する FFT が行われ、複素スペクトラムを得るとともに、そのデータをパワー演算することによりパワースペクトラムを得る。このパワースペクトラムは表示回路 16 に送られて表示用フォーマットにしたがったものとされ、Bモード画像と合成されてディスプレイ装置 17 によって表示される。また、ウォールフィルタ 18 からの複素データは音声処理部 20 に送られ、ヒルベルト変換され、そのデータと元のデータとの和・差をとり、それぞれ左右の各チャンネルのデータとし、アナログ信号に変換しさらに増幅して左右のスピーカ 21 に出力する。この左右のスピーカ 21 により、超音波探触子 11 に近づく血流であるか遠ざかる血流であるかの区別の可能な、血流を直接表わす音響出力を得ることができる。

【0008】

CFM用のデータはDモード用のドップラデータと同じく、所定の繰り返し時間ごと（たとえば  $500\mu\text{sec}$  ごと）に取得され、デジタル送受信部 14 において複素検波される。その繰り返し時間ごとの数ライン分の複素データがMTIフィルタ 22 に通される。MTIフィルタ 22 では、データ取得ごとに繰り返されるデータのうち動いている成分（これは主に血流からの信号成分である）のみが抽出される。このフィルタ処理によって得られた数ライン分のデータ（MTIフィルタのタップ数によって本数の減少が生じている）はカラー画像演算部 23 に送られる。このカラー画像演算部 23 では、データが数ライン分取得される間にどれくらい血流が動いているかなどを自己相関などの手法を使って演算し、1ライン分のデータを作成する。このデータが表示回路 16 に送られ、Bモード画像データと合成されて、体内の形態を表わすBモード画像と重ね合わされて2次元的に血流が表示された画像がディスプレイ装置 17 において観察することができるようになる。

【0009】

このような超音波診断装置のシステムでは、各部を動作させるためのシステムクロックが必要である。これらのクロックは、たとえば、発生する超音波の中心周波数を定めるためデジタル送受信部 14 で用いられるクロックや、アナログ→デジタル変換部 14 において A/D 変換器を動作させるための用いられるクロック、デジタル送受信部 14 あるいは Bモード処理部 15、ウォールフィルタ 18、周波数解析部 19、音声処理部 20、MTIフィルタ 22、カラー画像演算部 23 などの種々の演算回路を動作させるためのクロックである。また、全体の動作をコントロールする CPU のためのクロックも必要である。なお、上記の各種の演算回路は実際には CPU や DSP（デジタルシグナルプロセッサ）で構成されているため、これらを動作させるためのクロックであるともいえる。このうち、超音波の中心周波数を定めるためのクロックと、A/D 変換器を含めた受信系の演算用動作クロックは、通常同期させられており、撮像動作の設定値の変更に応じて、変化させられる。たとえば、体内の深部のデータを取得する場合は、超音波が透過し易い低周波の超音波を用いる必要があり、それに応じた中心周波数が選択される。これに対して、CPU で用いる動作コントロール用クロックなど、他のクロックは通常一定周波数のものが用いられる。

【0010】

ここで、種々の周波数が選択されるクロックをシステムクロックA、一定の周波数のクロックをシステムクロックBと呼ぶことにする。受信系の演算用動作動作クロックとしては、中心周波数の4倍程度とする必要があるため、システムクロックAには、中心周波数の4倍ないし8倍の周波数が選択される。中心周波数は検査領域の深さなどに応じて種々に選択する必要がある。たとえば2.0、2.5、3.0、3.75、4.0、5.0、6.0、7.5、8.0、10.0、12.0、15.0 (MHz)などの周波数列を持たせるには、クロック源を480 MHzとし、その後段にプログラマブルな分周回路を用いる構成などが考えられる。この場合、システムクロックAとシステムクロックBとは同じ480 MHzのクロック源から分周によって得ることができるが、かなり大規模、高価格な回路となってしまう。

#### 【0011】

10

そこで、安価な超音波診断装置を実現するため、実際には周波数が比較的低い複数のクロック源を用いてそれぞれ分周する構成としている。上記の周波数系列の中心周波数を得るためには、60、48、40、32 (MHz)の4つのクロック源を具備させ、設定によってどれかを選択した上で、後段に置いた低周波のプログラマブルな分周回路によって、必要な周波数のクロックを得る。また、この場合、システムクロックBはこうしたシステムクロックAとは別に生成する構成をとらざるを得ず、システムクロックB専用の30 MHz程度のクロック源を別途設けることになる。

#### 【0012】

ところが、このようにシステムクロックAとシステムクロックBとを別個のクロック源から作成する場合、ノイズが問題となる。これは、システムクロックBの成分がアナログ送受信部12までのアナログ部分に、グランド経由や輻射によって混入してくるからであるが、その際、システムクロックAとシステムクロックBの周波数が少しでもずれていると、ノイズとして表示され易い。

20

#### 【0013】

一般に、Dモード(ドップラ)の画像データや音声データあるいはCFM画像データを得るための原理は、基本的に、被検体内に入射する超音波信号の駆動周波数(中心周波数)から、反射して戻ってきた受信信号がどれくらいずれているかを検知したうえで、その駆動周波数からの周波数差を画像や音声として表現することである。そのため、このような原理で得る画像には、アナログ部分に混入したシステムクロックBの成分とシステムクロックAとの周波数差がノイズとなって現れる。A/D変換時に高い周波数帯の信号が、DCから変換周波数の半分の周波数の間の帯域幅に折り返されてしまうからである。そのため、このノイズは、撮像条件によっては非常に抑制しにくい。

30

#### 【0014】

もちろん、グランド周りや筐体などのシステム設計を注意深く行うことによって、システムクロックBの成分の混入自体をなくすようにすることも考えられるが、完全に混入しないようにシステム構成することは不可能に近い。

#### 【0015】

さらに、一つのクロック源から種々の周波数のクロックを得る構成としては、プログラマブルな分周回路を用いるほかに、PLL(Phase Locked Loop)を用いることも考えられるが、システムクロックAとしては非常に純度の高い、いわゆるC/N比( )の高い信号が必要であるため、原理的にC/N比の低いPLL回路を使用することは難しい。

40

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0016】

この発明は、上記に鑑み、比較的安価な構成でありながら、一つのクロック源から、超音波中心周波数の設定に対応して変更可能な周波数のクロックと一定周波数のクロックとを得ることができ、それによってノイズの問題を解決した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】

50

## 【0017】

上記の目的を達成するため、この発明による超音波診断装置においては、超音波振動子を駆動して超音波を発生させるとともに該超音波振動子が受波して得た電気信号から受信信号を得るアナログの送受信部と、該アナログ送受信部にアナログ-デジタル変換部を介して接続されたデジタル送受信部と、該デジタル送受信部から出力されるデータを処理する受信系データ処理部と、超音波中心周波数およびこれに同期した受信系データ処理部の動作のクロックを定める周波数可変のシステムクロックおよびそれ以外の動作クロックを定める周波数固定のシステムクロックを生成するシステムクロック生成部とを備え、該システムクロック生成部は、単一周波数のクロック源と、該クロック源からのクロック信号より周波数固定のシステムクロックを生成する周波数固定システムクロック生成回路と、  
10 該クロック源からのクロック信号を動作クロックとして入力して周波数設定レジスタの設定レジスタ値を順次積算してサイン波ルックアップテーブルメモリのアドレス値を指定し、これにより読み出されたデジタルデータをアナログ値に変換することにより上記の設定レジスタ値に応じた周波数可変のシステムクロックを生成するD D S回路とを備えることが特徴となっている。

## 【発明の効果】

## 【0018】

単一周波数のクロック源からのクロック信号より周波数固定のシステムクロックと周波数可変のシステムクロックとを得るようにしているため、周波数固定のシステムクロックがアナログ送受信系に混入しても周波数可変のシステムクロックとの同期が完全に取れて  
20 いるので、それが画像に与える悪影響をなくすることができる。D D S回路を用いることにより、周波数を任意に可変することのできるシステムクロックを比較的簡単な構成で安価に得ることができるとともに、その周波数精度およびC/N比を高いものとすることができる。システムクロックの周波数を任意に可変できるため、撮像条件に応じて超音波中心周波数を任意に定めることができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0019】

つぎに、この発明を実施した超音波診断装置について図面を参照して説明する。

## 【実施例1】

## 【0020】

図1はこの発明の実施例にかかるシステムクロック生成部を示す。この図1に示すように、比較的低い周波数（120MHz）の唯一のクロック源31を用い、一定周波数（30MHz）のシステムクロックBと、周波数設定レジスタ33によって可変することのできるシステムクロックAとを得ている。このクロック源31としては水晶発振器を使用することができる。まず、30MHzのシステムクロックBは、クロック源31からの120MHzのクロックを分周回路32で1/4分周することによって得る。  
30

## 【0021】

システムクロックAについては、周波数設定レジスタ33と、フェーズアキュムレータ34と、サイン波ルックアップテーブルメモリ35と、D/Aコンバータ36と、ローパスフィルタ37と、コンパレータ38とによって得る。まず、クロック源31からの120MHzのクロックをフェーズアキュムレータ34の動作クロックとして入力する。このフェーズアキュムレータ34はデジタル積算器であり、それ自身の出力値に、周波数設定レジスタ33で設定されたレジスタ値を、入力クロックごとに積算していく。出力値が出力ビット長をオーバーフローしてもそのまま積算を続け、出力ビット長を超えたデータビットは捨てる。したがって、このフェーズアキュムレータ34の出力は、レジスタ値を動作クロックごとに加算した値を出力することを、出力ビット長ごとに繰り返すことになる。  
40

## 【0022】

このフェーズアキュムレータ34の出力データは、サイン波ルックアップテーブルメモリ35にアドレス値として入力される。このサイン波ルックアップテーブルメモリ35に  
50

は1波長分のサイン波形のサンプリングデータが格納されており、そのアドレス値がフェーズアキュムレータ34の出力データによって指定されることにより、各サンプリングデータが順次出力される。そのため、このサイン波ルックアップテーブルメモリ35のデジタル出力をD/Aコンバータ36によってアナログ化し、ローパスフィルタ37を通すことによって不要な高調波やスプリアス成分を取り除くと、アナログのサイン波形が整形されることになる。このサイン波形をコンパレータ38で一定電圧値と比較することにより矩形波のシステムクロックAを得ることができる。

#### 【0023】

この矩形波のシステムクロックAの周波数とアナログのサイン波の周波数とは同じであり、その波長はサイン波ルックアップテーブルメモリ35の出力周期に対応している。したがって、この周波数Fは、フェーズアキュムレータ34へ入力されるクロックの周波数をFclock(in)、周波数設定レジスタ33で設定されるレジスタ値をN、フェーズアキュムレータ34の出力バス幅をW(ビット)とするとつぎの式で表わされるものとなる。

$$F = F_{\text{clock(in)}} \times (N / 2^W)$$

なお、「 $2^X$ 」のXは2の累乗の指数を表わし、ここの「 $2^W$ 」は2のW乗を示す。

#### 【0024】

この実施例では、Fclock(in)=120MHz、フェーズアキュムレータ34の出力バス幅は32ビットであるため、周波数最小分解能は0.02Hzとなる。たとえばレジスタ値Nを2の29乗に設定すれば15MHzのシステムクロックAが得られ、Nを2の28乗に設定すれば7.5MHz、2の27乗に設定すれば3.75MHzとなるというように、周波数設定レジスタ33の設定レジスタ値に応じて任意の周波数のシステムクロックAを得ることができる。

#### 【0025】

この構成において、フェーズアキュムレータ34からD/Aコンバータ36までが通常DDS(Direct Digital Synthesizer)回路と呼ばれており、このDDS回路のC/N比は、理論的に入力クロックのC/N比以上になるため、超音波診断装置に必要なC/N比を十分に満たすシステムクロックAを得ることができる。

#### 【0026】

上記の構成により、一つのクロック源31からのクロックを用いてシステムクロックA、Bを生成しているため、これらシステムクロックA、Bを完全に同期させることができ、システムクロックBが超音波送受信系のアナログ部に混入しても出力画像のノイズとして現れないようにできるとともに、システムクロックAの周波数設定はほぼ任意に行えるため、超音波の中心周波数を任意に設定することができる。

#### 【0027】

なお、上記の構成ではシステムクロックBは1/4分周回路32で120MHzのクロックを分周することによって作成しているが、このシステムクロックBについても別途実装したDDS回路を用いて生成するようにすることもできるし、また、C/N比が問題にならない場合はPLL回路を使用して生成してもよい。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0028】

この発明によれば、ノイズのない優れた画像を得ることができる超音波診断装置を、比較的簡単な構成で安価に製造することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0029】

【図1】この発明の一実施例にかかるシステムクロック生成部を示すブロック図。

【図2】超音波診断装置の全体の構成を概略的に示すブロック図。

#### 【符号の説明】

#### 【0030】

- 11 超音波探触子
- 12 アナログ送受信部

10

20

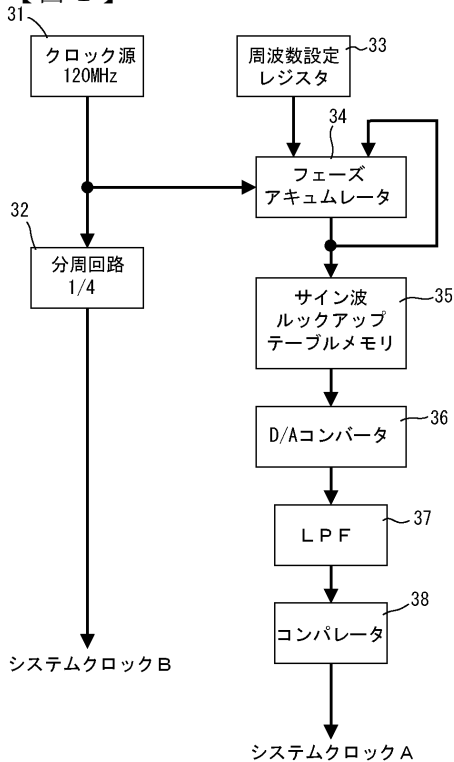
30

40

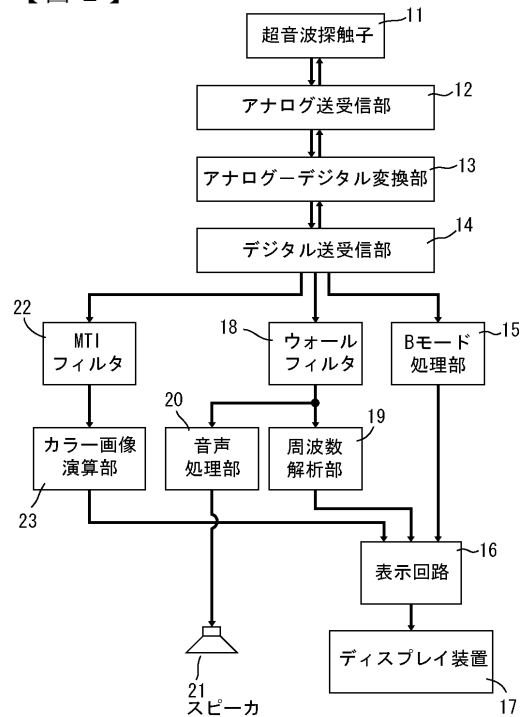
50

- 1 3 アナログーデジタル変換部
- 1 4 デジタル送受信部
- 1 5 Bモード処理部
- 1 6 表示回路
- 1 7 ディスプレイ装置
- 1 8 ウォールフィルタ
- 1 9 周波数解析部
- 2 0 音声処理部
- 2 1 スピーカ
- 2 2 MTIフィルタ
- 2 3 カラー画像演算部
- 3 1 クロック源
- 3 2 分周回路
- 3 3 周波数設定レジスタ
- 3 4 フェーズアキュムレータ
- 3 5 サイン波ルックアップテーブルメモリ
- 3 6 D/Aコンバータ
- 3 7 ローパスフィルタ
- 3 8 コンパレータ

【図 1】



【図 2】



|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2005204761A</a>                                                                                 | 公开(公告)日 | 2005-08-04 |
| 申请号            | JP2004012473                                                                                                  | 申请日     | 2004-01-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社岛津制作所                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社岛津制作所                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 小藪 一弥                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 小藪 一弥                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                                      |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14                                                                                             |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE02 4C601/EE14 4C601/HH06 4C601/JB04 4C601/JB19 4C601/JB31 4C601/JB40 4C601/KK12 |         |            |
| 代理人(译)         | 北敏文<br>江口浩之                                                                                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

#### 摘要(译)

以相对简单的构造以低成本制造能够获得没有噪声的优良图像的超声诊断设备。通过用分频器电路32对来自一个时钟源31的时钟信号进行分频来获得具有固定频率的系统时钟B，并且将来自时钟源31的时钟信号用作相位累加器34中的工作时钟。然后，频率设定寄存器33的设定寄存器值对于每个操作时钟被顺序地积分，正弦波查找表存储器35的地址由积分输出指定，并且所读取的数字正弦波数据是D/A转换器。在36处将其转换为模拟值，并且通过低通滤波器37和比较器38获得系统时钟A。可以根据频率设置寄存器33的设置寄存器值来任意改变系统时钟A的频率。

[选型图]图1

