

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受波する超音波振動子と、
前記超音波振動子に駆動信号を送信すると共に前記超音波振動子からのエコー信号を受信する送受信部と、
前記送受信部からの出力信号に基づき B モード像を生成する画像生成部と
を備え、
前記送受信部は、
第 1 の音圧の超音波を発生させる第 1 の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第 1 のモノポーラ型のパルスと、
前記第 1 の音圧と異なる第 2 の音圧の超音波を発生させる第 2 の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第 2 のモノポーラ型のパルスと、
前記第 1 の駆動信号及び前記第 2 の駆動信号による異なる音圧の 2 種類の超音波の前記エコー信号をそれぞれ受信する受信部と、
前記受信部で受信した 2 つの前記エコー信号について送波音圧の相違に応じてゲインを調整するゲイン調整器と、
前記ゲイン調整器により調整済みの 2 つの前記エコー信号の差信号を形成し該差信号を前記出力信号として前記画像生成部に出力する差信号形成部と
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の音圧の超音波は、非線形歪みを有する前記エコー信号を発生させる音圧の超音波であって、
前記第 2 の音圧の超音波は、非線形歪みを有しない前記エコー信号を発生させる音圧の超音波である
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

被検体に対して超音波を送受波する超音波振動子に駆動信号を送信すると共に前記超音波振動子からのエコー信号を受信する超音波送受信回路において
第 1 の音圧の超音波を発生させる第 1 の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第 1 のモノポーラ型のパルスと、
前記第 1 の音圧と異なる第 2 の音圧の超音波を発生させる第 2 の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第 2 のモノポーラ型のパルスと、
前記第 1 の駆動信号及び前記第 2 の駆動信号による異なる音圧の 2 種類の超音波の前記エコー信号をそれぞれ受信する受信部と、
前記受信部で受信した 2 つの前記エコー信号について送波音圧の相違に応じてゲインを調整するゲイン調整器と、
前記ゲイン調整器により調整済みの 2 つの前記エコー信号の差信号を形成する差信号形成部と
を備えたことを特徴とする超音波送受信回路。

30

【請求項 4】

前記第 1 の音圧の超音波は、非線形歪みを有する前記エコー信号を発生させる音圧の超音波であって、
前記第 2 の音圧の超音波は、非線形歪みを有しない前記エコー信号を発生させる音圧の超音波である
ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波送受信回路。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波の伝搬にともなう非線形歪みを利用する超音波診断装置に関する。

【0002】

50

【従来の技術】

近年、ハーモニックイメージング機能を備えた超音波診断装置、すなわち超音波の非線形伝搬歪みにより発生した高調波、特に２次高調波を利用してＢモード像を表示する超音波診断装置が知られている。

【０００３】

２次高調波による超音波画像を得る方法の一つに、パルスインバージョン法と呼ばれる方法（米国特許５７０６８１９）がある。

【０００４】

この方法は位相を反転させた２つの超音波を、時間をずらして生体に向け送信する。そして、それらの反射波の受信信号を加算することで基本波成分を相殺するとともに高調波成分を抽出しＢモード像を得るというものである。 10

【０００５】

この方法を図８および、図９をもとにさらに詳細に説明する。図８に示す超音波診断装置は、パルス発生回路１０１と、制御回路１０２と、探触子１０３と、受信回路１０４と、検波器１０６と、走査変換器１０７と、表示部１０８と、Ａ／Ｄ変換器１０９と、メモリ１１０と、加算器１１１とを備えている。図９は図８のパルス発生回路１０１の内部構成およびその動作を示したもので、パルス発生回路１０１はＦＥＴスイッチ１１２、１１３を備えている。

【０００６】

次に従来例の動作を説明する。制御回路１０２の制御信号に従って、パルス発生回路１０１より、電気パルスが発生し、探触子１０３において超音波パルスに変換され、図示されない体内に送信される。体内においては、非線形伝搬により、エネルギーの一部が高調波に変換される。これら、基本波と高調波の混合したエコー信号を探触子１０３において電気信号に変換し、受信回路１０４で適当な振幅に整える。 20

【０００７】

従来例のシーケンスは、送受信２回を一組として行なわれる。制御回路１０２は、パルス発生回路１０１に制御信号を送るが、１回目の送信では、図９（ａ）のパルス発生回路１０１のＦＥＴスイッチ１１２がＦＥＴスイッチ１１３よりも先にＯＮし、そのタイミングは図９（ｂ）のようになる。

【０００８】

受信回路１０４の出力信号は、Ａ／Ｄ変換器１０９においてデジタル信号に変換され、メモリ１１０に格納される。次に２回目の送受信が行なわれるが、２回目の送信では、図９（ｃ）のようなタイミングでＦＥＴスイッチ１１３はＦＥＴスイッチ１１２よりも先にＯＮする。この結果、２回目の送信パルスは１回目と逆相になる。 30

【０００９】

以上のような２回の送受信において得られたエコー信号を加算器１１１により加算すると、基本波成分は相殺されて消失し、２次の高調波のみが残る。

【００１０】

本従来例ではこのような方法により高調波を抽出する。この抽出した高調波成分を検波器１０６において検波し、走査変換器１０７を介して表示部１０８に表示する。 40

【００１１】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、パルスインバージョン法においてはバイポーラ型パルサが必須となり、装置構成が複雑となるといった問題がある。

【００１２】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、簡単な構成で２次高調波成分を抽出し、２次高調波成分によるＢモード像を得ることのできる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【００１３】**【課題を解決するための手段】**

本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受波する超音波振動子と、前記超音波振動子に駆動信号を送信すると共に前記超音波振動子からのエコー信号を受信する送受信部と、前記送受信部からの出力信号に基づきBモード像を生成する画像生成部とを備え、前記送受信部は、第1の音圧の超音波を発生させる第1の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第1のモノポーラ型のパルサと、前記第1の音圧と異なる第2の音圧の超音波を発生させる第2の駆動信号を前記超音波振動子に送信する第2のモノポーラ型のパルサと、前記第1の駆動信号及び前記第2の駆動信号による異なる音圧の2種類の超音波の前記エコー信号をそれぞれ受信する受信部と、前記受信部で受信した2つの前記エコー信号について送波音圧の相違に応じてゲインを調整するゲイン調整器と、前記ゲイン調整器により調整済みの2つの前記エコー信号の差信号を形成し該差信号を前記出力信号として前記画像生成部に出力する差信号形成部とを備えて構成される。

10

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0015】

図1ないし図7は本発明の一実施の形態に係わり、図1は超音波診断装置の構成を示す構成図、図2は図1の送受信部の構成を示す構成図、図3は図1の超音波振動子が出射する超音波の音圧とエコー信号の第2高調波の関係を説明するグラフ、図4は図1の送受波方向制御部の作用を説明する図、図5は図2の第1のモノポーラ型パルサの駆動信号による超音波のエコー信号の波形を示す図、図6は図2の第2のモノポーラ型パルサの駆動信号による超音波のエコー信号の波形を示す図、図7は図2の差信号形成器の作用を説明する波形図である。

20

【0016】

図1に示すように、本実施の形態の超音波診断装置1は、体腔内に挿入する内視鏡2と、内視鏡2の先端に設けられ超音波を送受波する超音波振動子3と、超音波振動子3が出射する超音波の送受波の方向を制御する送受波方向制御部4と、超音波振動子3に駆動信号を送信すると共に前記超音波振動子からのエコー信号を受信する送受信部5と、前記送受信部からの出力信号に基づきBモード像を生成し表示部6にBモード像を表示させる画像生成部7と、各部を制御する制御部8とを備えて構成される。

【0017】

送受信部5は、図2に示すように、駆動信号及びエコー信号を送受する送受切換器10と、送波タイミング信号を周期的に発生する送波タイミング発生部11と、切り換えスイッチ12を介して前記送波タイミング信号を入力し非線形歪みが発生する音圧の超音波を発生させる第1の駆動信号を送受切換器10に送信する第1のモノポーラ型パルサ13と、切り換えスイッチ12を介して非線形歪みが発生しない音圧の超音波を発生させる第2の駆動信号を送受切換器10に送信する第2のモノポーラ型パルサ14と、送受切換器10が受信した第1の駆動信号及び第2の駆動信号による異なる音圧の2種類の超音波のエコー信号を増幅する受信アンプ16と、受信アンプ16を介したエコー信号をデジタル信号に変換するA/D変換器17と、切り換えスイッチ18を介してA/D変換器17によりデジタル化された第1の駆動信号によるエコー信号を記憶する第1のメモリ19と、切り換えスイッチ18を介してA/D変換器17によりデジタル化された第2の駆動信号によるエコー信号のゲインを調整するゲイン調整器20と、ゲイン調整器20でゲイン調整されたエコー信号を記憶する第2のメモリ21と、第1のメモリ19に記憶されたエコー信号と第2のメモリ21に記憶されたエコー信号との差信号を形成し出力信号として画像生成部7に出力する差信号形成器22を有して構成される。

30

40

【0018】

次に、このように構成された本実施の形態の超音波診断装置1の作用について説明する。

【0019】

(送波時)

送波タイミング発生部11は、送波タイミング信号を周期的に発生し、切り換えスイッチ

50

12に送る。送波タイミング信号は切り換えスイッチ12によって第1のモノポーラ型パルス13又は第2のモノポーラ型パルス14に入力される。

【0020】

切り換えスイッチ12は制御部8によって制御され、送波タイミング信号の1周期ごとに、第1のモノポーラ型パルス13側と第2のモノポーラ型パルス14側に交互に切り替わる。

【0021】

送波タイミング信号が入力された第1のモノポーラ型パルス13又は第2のモノポーラ型パルス14は、入力信号を増幅して送受切換器10に出力する。

【0022】

第1のモノポーラ型パルス13の増幅率は第2のモノポーラ型パルス14の増幅率より大きくなっている。よって、第1のモノポーラ型パルス13の駆動信号は第2のモノポーラ型パルス14の駆動信号よりも大きい。

【0023】

送受切換器10は、超音波振動子を駆動する駆動信号を超音波振動子3に出力するが、超音波振動子3が発生する超音波の音圧は、第1のモノポーラ型パルス13の駆動信号で駆動されたときのほうが、第2のモノポーラ型パルス14の駆動信号で駆動されたときよりも高くなる。

【0024】

生体の内部における超音波伝搬の非線形性により、超音波の音圧がある値を超えると、超音波の伝搬の過程で波形に歪みを生じ、それとともに2次高調波成分が発生する。

【0025】

音圧と2次高調波含有率の間には、図3に概念的に示すような関係があり、音圧が所定値 P_x を超えると2次高調波含有率が急増し、所定値 P_x を超えない範囲においては2次高調波成分は無視できる程度となる。図3において、横軸は音圧を、そして縦軸は2次高調波の割合を示す。

【0026】

そこで、第1のモノポーラ型パルス13の駆動信号は音圧 P_x を超える超音波を発生させる振幅 P_a を有する駆動信号とし、第2のモノポーラ型パルス14の出力信号は音圧 P_x を超えない超音波を発生させる振幅 P_b を有する駆動信号とする。

【0027】

ここで、一般的にKZK方程式と呼ばれる、媒質の非線形性を考慮した波動方程式を解くことで振動子の焦点近傍における所定値 P_x を求めると、例えば $P_x = 10^4$ （パスカル）となる。

【0028】

そして、例えば超音波振動子3を直径：6mm、曲率半径：30mm、周波数：7.5MHzとしたとき、例えば振幅 P_a は 8×10^4 （パスカル）程度の音圧を発生させる振幅を、そして例えば振幅 P_b は 8×10^3 （パスカル）程度の音圧を発生させる振幅とする。

【0029】

また、送受波方向制御部4は、送波タイミング信号の2周期ごとに送波方向を変更する。すなわち、引き続く2周期間は同一の送波方向を保つ。

【0030】

超音波の送波は、送波タイミング発生部11が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。送波タイミングの2周期ごとに、送受波方向制御部によって音線の方法が所定量ずつ変更される。本実施の形態での所定量は図4に示すように角度である。

【0031】

上記により、同一の音線につき2回ずつ超音波の送受信を行う。すなわち、1回目は第1のモノポーラ型パルス13の駆動信号によって高い音圧の超音波の送波とそのエコー受信

10

20

30

40

50

を行い、２回目は第２のモノポーラ型パルサ１４の駆動信号による低い音圧の超音波の送波とそのエコー受信を行う。

【００３２】

（受波時）

送受切換器１０は、超音波振動子３が受波したエコー信号を受信アンプ１６に出力する。受信アンプ１６の出力信号すなわち１音線分のエコー信号はＡ／Ｄ変換器１７でデジタル化され、切り換えスイッチ１８を通じて第１のメモリ１９側または第２のメモリ２１側に入力される。

【００３３】

第１のモノポーラ型パルサ１３の駆動信号による１回目の超音波の送受信で得たエコー信号は、図５に示すように基本波成分と２次高調波成分を含み、第２のモノポーラ型パルサ１４の駆動信号による２回目の超音波の送受信で得たエコー信号は、図５に示すように基本波成分のみであり２次高調波成分を含まない。 10

【００３４】

本実施の形態においては、第２のメモリ２１の前段にゲイン調整器２０を設けられており、基本波エコー信号のレベルを１回目と２回目と同じになるように調整している。この場合、ゲイン調整器２０のゲインは、例えば第１のモノポーラ型パルサ１３、第２のモノポーラ型パルサ１４の駆動信号の振幅比相当にしている。

【００３５】

切り換えスイッチ１８は制御部８によって制御され、送波タイミングの１周期ごとに、第１のメモリ１９側と第２のメモリ２１側に交互に切り替わる。これによって１音線分のエコー信号が交互に記憶される。 20

【００３６】

第１のメモリ１９、第２のメモリ２１に記憶されたエコー信号は、制御部８による制御下で読み出され、差信号形成器２２で両者の差が求められる。

【００３７】

すなわち、第１のメモリ１９、第２のメモリ２１にそれぞれ記憶したこれらのエコー信号について、差信号形成器２２で両者の差を求めることにより、図７に示すように、両者に共通に含まれる基本波成分を相殺して２次高調波成分を得ることができる。

【００３８】

差信号形成器２２は画像生成部７に接続され、差信号形成器２２から出力される音線ごとの２次高調波受信信号は、画像生成部７に出力される。画像生成部７では入力された２次高調波受信信号によりＢモード画像データを形成し、表示部６にＢモード画像データを出力することで、Ｂモード画像を表示部５に表示させる。 30

【００３９】

なお、画像生成部７は、図示しない対数増幅器と包絡線検波器を備えており、対数増幅器でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波器で包絡線検波して音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号を得て、この信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値としてＢモード画像信号を形成する。

【００４０】

このように本実施の形態の超音波診断装置１では、非線形歪みを発生する音圧の超音波に対するエコー信号と、非線形歪みを起こさない音圧の超音波に対するエコー信号との差を求めるので、両者に共通に含まれる基本波成分を相殺して２次高調波成分のみを抽出できる。そして抽出した２次高調波成分によるＢモード像を得ることができる。 40

【００４１】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【００４２】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、簡単な構成で２次高調波成分を抽出し、２次高調波 50

成分によるBモード像を得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図

【図2】図1の送受信部の構成を示す構成図

【図3】図1の超音波振動子が出射する超音波の音圧とエコー信号の第2高調波の関係を説明するグラフ

【図4】図1の送受波方向制御部の作用を説明する図

【図5】図2の第1のモノポーラ型パルサの駆動信号による超音波のエコー信号の波形を示す図

【図6】図2の第2のモノポーラ型パルサの駆動信号による超音波のエコー信号の波形を示す図 10

【図7】図2の差信号形成器の作用を説明する波形図

【図8】従来の超音波診断装置の構成を示す構成図

【図9】図8のパルス発生回路の動作を説明する説明図

【符号の説明】

1 ... 超音波診断装置

2 ... 内視鏡

3 ... 超音波振動子

4 ... 送受波方向制御部

5 ... 送受信部

6 ... 表示部

7 ... 画像生成部

8 ... 制御部

10 ... 送受切換器

11 ... 送波タイミング発生部

12, 18 ... 切り換えスイッチ

13 ... 第1のモノポーラ型パルサ

14 ... 第2のモノポーラ型パルサ

16 ... 受信アンプ

17 ... A/D変換器

19 ... 第1のメモリ

20 ... ゲイン調整器

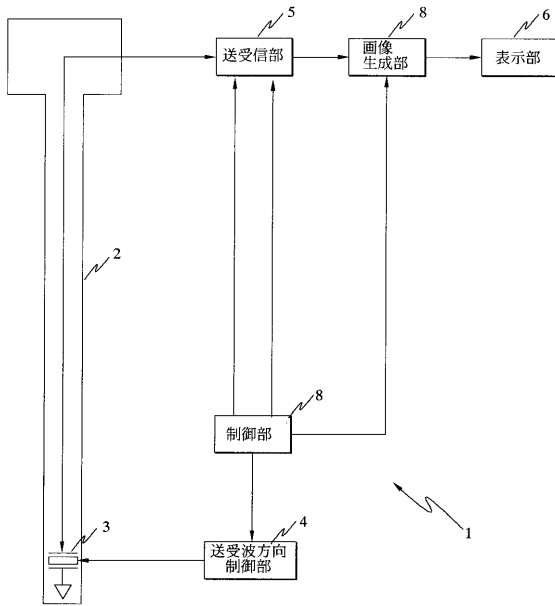
21 ... 第2のメモリ

22 ... 差信号形成器

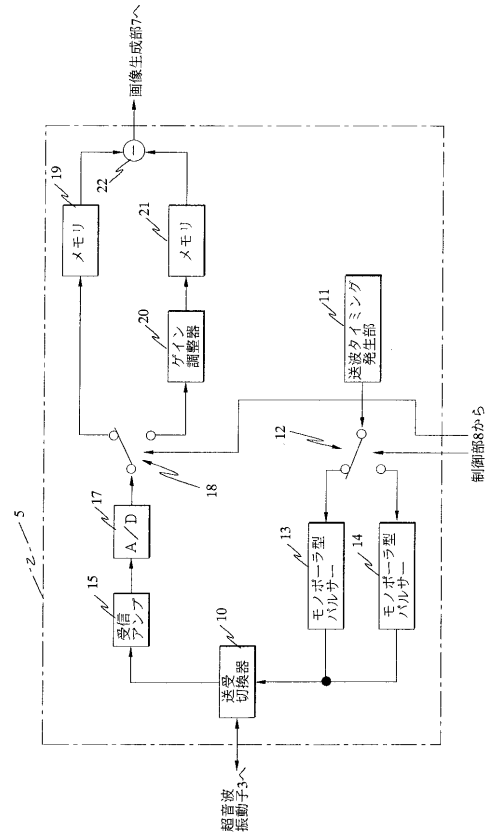
20

30

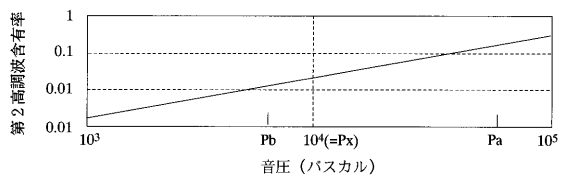
【 図 1 】



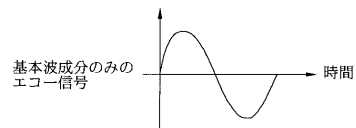
【 図 2 】



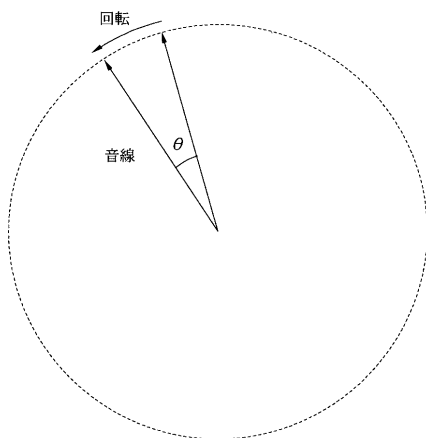
【 図 3 】



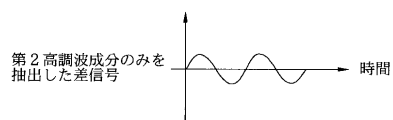
【 図 6 】



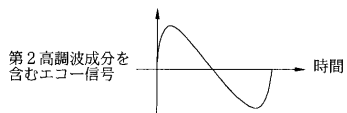
【 図 4 】



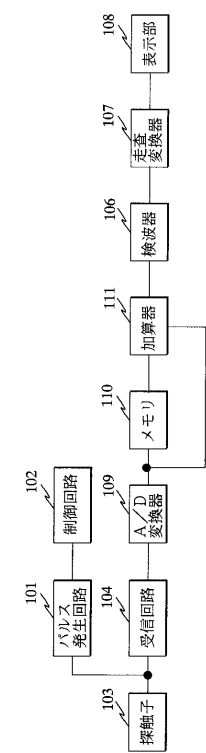
【 圖 7 】



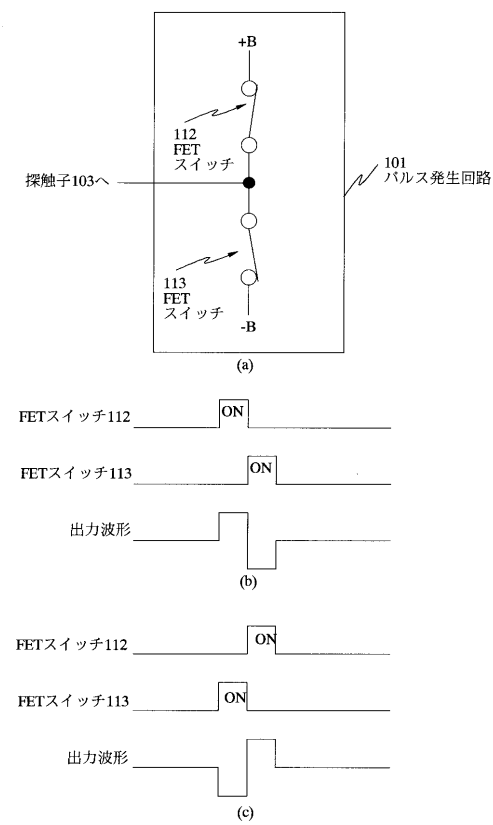
【 図 5 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004057702A	公开(公告)日	2004-02-26
申请号	JP2002223616	申请日	2002-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大澤 篤		
发明人	大澤 篤		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/EE15 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/JB11 4C301/JB29 4C301/LL03 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/JB11 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/KK12 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/HH01		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提取具有简单配置的二次谐波分量并通过二次谐波分量获得B模式图像。 解决方案：用于发送/接收驱动信号和回波信号的发送/接收开关10，用于发送第一驱动信号以产生具有引起非线性失真的声压的超声波的单极脉冲发生器13和不会发生非线性失真的声音。 单极脉冲发生器14，其发射产生压力超声波的第二驱动信号；第一存储器19，其存储由第一驱动信号产生的回波信号；以及由第二驱动信号产生的回波信号的增益。 用于调节的增益调节器20，用于存储由增益调节器20进行增益调节的回声信号的第二存储器21，以及存储在第一存储器19和第二存储器21中的回声信号之间的差信号。 形成的差分信号形成器22 [选择图] 图2

