

(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2004-57702

(P2004-57702A)

(43) 公開日 平成16年2月26日(2004.2.26)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 3 O 1

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願2002-223616 (P2002-223616)

(22) 出願日

平成14年7月31日 (2002.7.31)

(71) 出願人

000000376
オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人

100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者

大澤 篤

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内F ターム(参考) 4C301 AA02 CC02 EE11 EE15 HH01
HH02 JB11 JB29 LL03
4C601 EE09 EE12 HH04 HH05 JB11
JB34 JB45 KK12 LL01 LL02
LL04

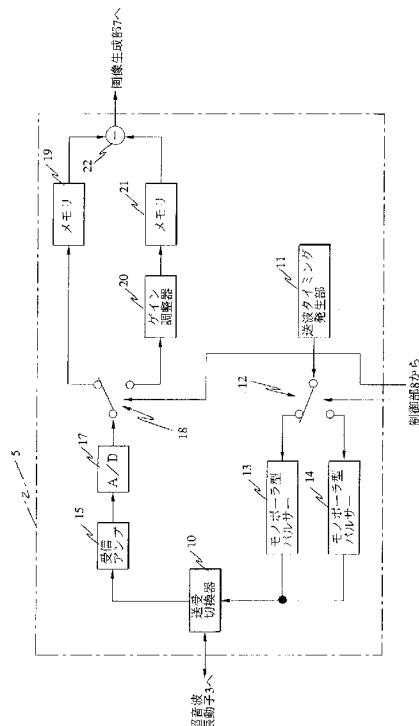
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】駆動信号及びエコー信号を送受する送受切換器10と非線形歪みが発生する音圧の超音波を発生させる第1の駆動信号を送信するモノポーラ型パルサ13と、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の駆動信号を送信するモノポーラ型パルサ14と、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、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及び第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する差信号形成器22をして構成される。

【選択図】 図2



【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】

【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かって送信する。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要となり、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】**

10

20

30

40

50

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、切り替えスイッチ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、切り替えスイッチ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、切り替えスイッチ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、切り替えスイッチ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、切り替えスイッチ

10

20

30

40

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サ13又は第2のモノポーラ型パルサ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サ13側と第2のモノポーラ型パルサ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サ13又は第2のモノポーラ型パルサ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サ13の増幅率は第2のモノポーラ型パルサ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サ13の駆動信号は第2のモノポーラ型パルサ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サ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サ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、それにともなって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サ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サ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 を求めるとき、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周期間に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向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サ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、切り替えスイッチ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。

【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回目で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】

切り替えスイッチ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。

【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ことにより、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。

【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、包絡綿検波器で包絡綿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。

【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

10

20

30

40

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

1 0 ... 送受切換器

1 1 ... 送波タイミング発生部

1 2 , 1 8 ... 切り替えスイッチ

1 3 ... 第1のモノポーラ型パルサ

1 4 ... 第2のモノポーラ型パルサ

1 6 ... 受信アンプ

1 7 ... A / D 変換器

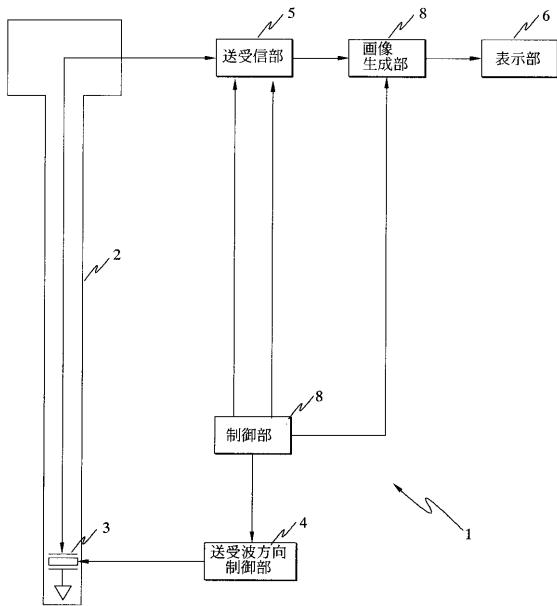
1 9 ... 第1のメモリ

2 0 ... ゲイン調整器

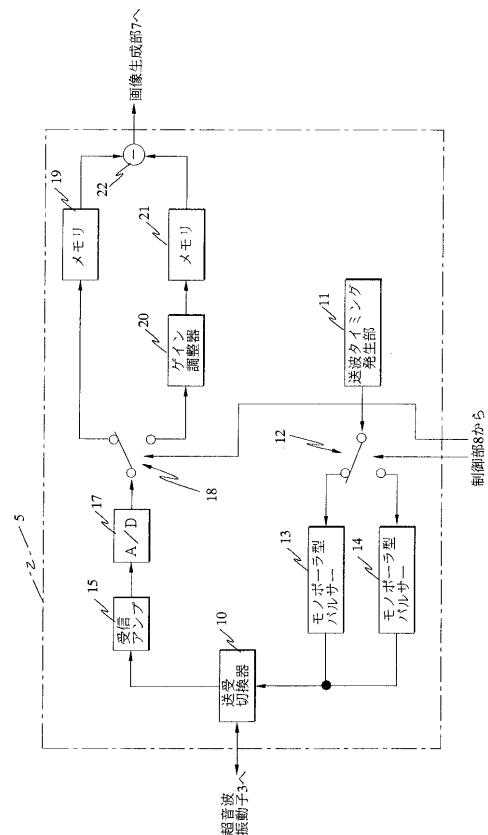
2 1 ... 第2のメモリ

2 2 ... 差信号形成器 20

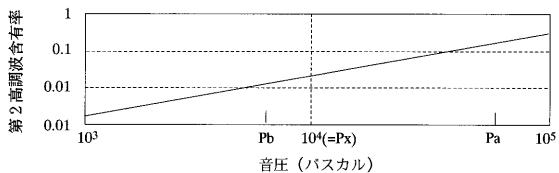
【図1】



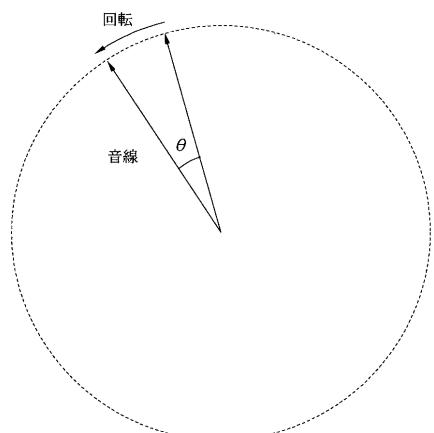
【図2】



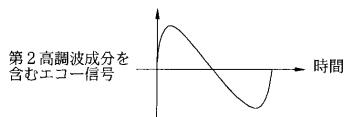
【図3】



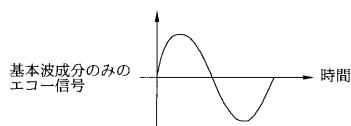
【図4】



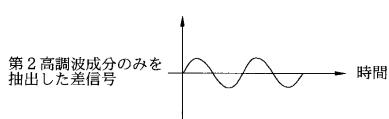
【図5】



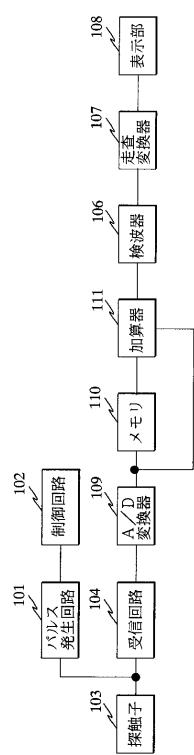
【図6】



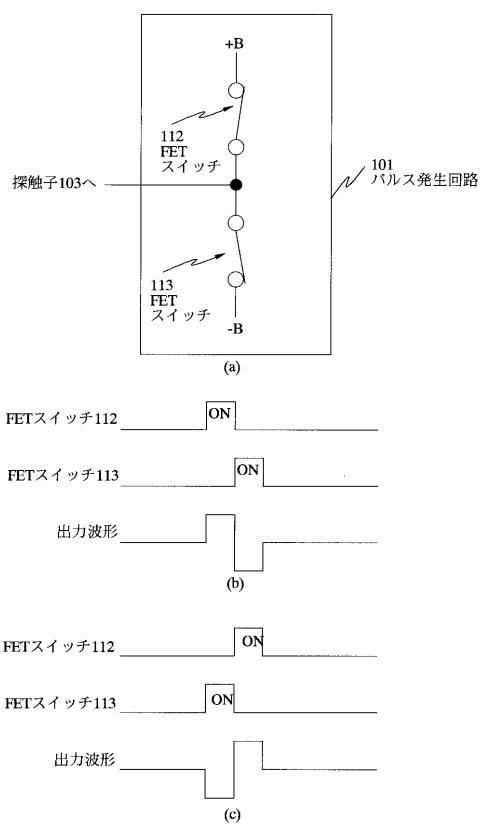
【図7】



【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

