

(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2005-296206

(P2005-296206A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-114906 (P2004-114906)

(22) 出願日 平成16年4月9日(2004.4.9)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号

(74) 代理人 100075258

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 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE01 EE04 HH05 JB36 JB37
JB40 JB51

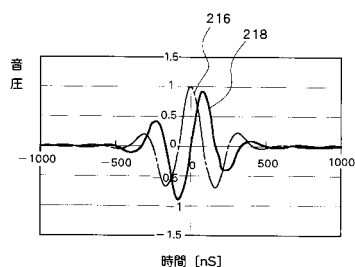
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び送信波形の設計方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、サイドローブを低減する。

【解決手段】 生体に放射される超音波が、線対称波形（符号216参照）となるのではなく、点对称波形条件（符号218参照）を満たすように、各送信器において生成する波形信号の形態を設定する。その波形信号の設計にあたっては、超音波プローブから放射される超音波が実際に観測され、その観測された超音波の波形が点对称波形条件を満たすように、キャリア信号とエンベロープ信号の合成条件が定められる。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の振動素子を備えたプローブと、
前記複数の振動素子に対応して設けられた複数の送信器と、
を含み、
前記各送信器は、
当該送信器に対応する対応振動素子において点対称波形条件を満足する超音波が送波されるように構成された波形信号を生成する波形信号生成器と、
前記波形信号から送信駆動信号を生成して前記対応振動素子へ出力する送信駆動信号生成器と、
を有し、
前記点対称波形条件は、前記対応振動素子から送波される超音波の波形形状が時間軸上の基準点を中心として点対称となる条件であることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記基準点は前記超音波の時間軸上の中心点であり、
前記超音波は、前記中心点を頂点として時間軸上の前後へなだらかに下がったエンベロープを有し、これにより、前記中心点に隣接してその前後に正側第 1 ピーク及び負側第 1 ピークが存在することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、
前記波形信号生成器は、プローブ種別に応じて、前記点対称波形条件を満足する超音波が送波されるように、生成する原波形信号を切り換えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

波形信号を生成する波形信号生成器と、前記波形信号から送信駆動信号を生成して振動素子へ出力する送信駆動信号生成器と、を備えた超音波診断装置における送信波形の設計方法において、
試験用波形信号から生成される試験用送信駆動信号を試験用振動素子に供給し、その試験用振動素子から媒質内へ試験用超音波を送波させ、
前記試験用超音波をマイクロフォンで受波して試験用受信信号の波形を観測し、
前記試験用受信信号の波形が時間軸上で点対称条件を満たすように、前記試験用波形信号の形状を調整し、
前記点対称条件を満たした時点における試験用波形信号が実際の超音波診断で波形信号として生成されるように、前記波形信号生成器に対して波形データを登録し、
前記点対称条件は、前記試験用受信信号の波形形状が時間軸上の基準点を中心として点対称となる条件であることを特徴とする、超音波診断装置における送信波形の設計方法。

30

【請求項 5】

請求項 4 記載の方法において、
前記試験用波形信号は、キャリア信号に対してエンベロープ信号を合成した信号として構成され、
前記試験用波形信号の形状を調整する場合に、少なくとも、前記キャリア信号と前記エンベロープ信号との間の位相関係が調整されることを特徴とする超音波診断装置における送信波形の設計方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置及び送信波形の設計方法に関し、特にサイドローブを低減するための技術に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置には、複数の振動素子に対応した複数の送信器が具備されている。各送信器は、一般に、波形メモリ、D/A変換器、リニアアンプなどを有する。波形メモリから所定タイミングで順次読み出されたデジタル波形信号がアナログ波形信号に変換され、そのアナログ波形信号がリニアアンプによって増幅され、これにより駆動信号が生成される。その駆動信号が振動素子に供給されると、その振動素子から超音波が送波される。そのような送信処理は、各振動素子（送信チャンネル）ごとに実施され、各送信チャンネルごとに所定の遅延量を与えることによって送信ビームが形成される。

【 0 0 0 3 】

送信ビームの形成に際して、理論的には、送信フォーカス点においては各振動素子から送波された超音波の位相が一致する。それ以外の地点においては多くの場合に各振動素子から送波された超音波の位相が不一致となるため、波の相殺（正負の打ち消し合い）が生じる。波の相殺が不十分となる地点においてはいわゆるサイドローブが生じ、これは超音波画像の画質を低減させる要因となる。

【 0 0 0 4 】

以下の特許文献1 - 3には、上記で説明したような送信回路を備えた超音波診断装置が記載されている。しかし、遅延制御のための送信波形の位相制御はなされているとしても、サイドローブ低減との関係から、各振動素子から放射される超音波の位相を所定に揃える考え方については記載されていない。

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】米国特許第5675554号明細書

【特許文献2】米国特許第5856955号明細書

【特許文献3】米国特許第6108273号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

送信フォーカス点以外において、複数の超音波間で正の成分と負の成分とが打ち消し合うのが理想である。しかし、本発明者の研究、実験によれば、超音波パルスの波形において正の成分と負の成分が異なる場合、例えば、負側に大きな1つの山を有し、その両側において正側に小さな2つの山を有する線対称の波形（後に詳述）となっている場合には（広帯域送信においてよく見られる標準的な波形）、複数の超音波による打ち消し合いが不十分となり、サイドローブが増加することが判明した。また、送信回路において理想的な波形信号を設定しても、送信回路内の各回路の特性、伝送特性、振動素子の特性などから、波形信号通りの波形をもった超音波が生成されないことも確認されている。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、各振動素子ごとにそこから放射される超音波を適正な波形にしてサイドローブを低減することにある。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的は、送信系が有する特性を考慮し、適正な波形信号を設計できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

（1）本発明に係る装置は、複数の振動素子を備えたプローブと、前記複数の振動素子に対応して設けられた複数の送信器と、を含み、前記各送信器は、当該送信器に対応する対応振動素子において点対称波形条件を満足する超音波が送波されるように構成された波形信号を生成する波形信号生成器と、前記波形信号から送信駆動信号を生成して前記対応振動素子へ出力する送信駆動信号生成器と、を有し、前記点対称波形条件は、前記対応振動素子から送波される超音波の波形形状が時間軸上の基準点を中心として点対称となる条件であることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、各振動素子ごとに、点対称波形条件が満たされる超音波（超音波パルス）が送波されるので、良好な送信音場を形成できる。実験によれば、特に、超音波パルスを構成する波数が少ないような場合においてサイドローブを効果的に低減できることが判明している。

【0011】

ここで、点対称波形条件は線対称波形条件に対比される概念であり、それは幾何学的に厳密な意味で点対称を意味するのではない。つまり、超音波（超音波パルス）が、基準点から時間軸上の前方へ向けて $\sin$ 波（あるいは $-\sin$ 波）のように変動し、且つ、基準点から時間軸上の後方へ向けて $-\sin$ 波（あるいは $\sin$ 波）のように変動し、時間軸上の前方への波形形状と後方への波形形状とが時間軸を中心としておよそ反転していることを意味するものである。基準点は望ましくは超音波のエンベロープ（包絡線）の中心ピーク位置であって、その基準点を中心として超音波のエンベロープは時間軸上の前後方向に概ね対称の形態を有する。

10

【0012】

望ましくは、前記基準点は前記超音波の時間軸上の中心点であり、前記超音波は、前記中心点を頂点として時間軸上の前後へなだらかに下がったエンベロープを有し、これにより、前記中心点に隣接してその前後に正側第1ピーク及び負側第1ピークが存在する。正側第1ピーク（あるいは負側第1ピーク）が基準点を基準として時間軸上の前方に生じていても後方に生じていてもよい。それらのピークは、エンベロープに時間軸方向の対称性があれば、互いにほぼ同一のレベル（振幅）を有する。

20

【0013】

望ましくは、前記波形信号生成器は、プローブ種別に応じて、前記点対称波形条件を満足する超音波が送波されるように、生成する波形信号を切り換える。プローブの種別が異なると、それに含まれるアレイ振動子の動作特性が異なる。よって、その動作特性の違いを考慮して各プローブ種別ごとに最適な波形信号を用意しておき（メモリ上にデータを格納あるいは波形データの生成条件を設定）、使用するプローブのプローブ種別に応じて波形信号を選択するものである。

【0014】

(2) 本発明に係る方法は、波形信号を生成する波形信号生成器と、前記波形信号から送信駆動信号を生成して振動素子へ出力する送信駆動信号生成器と、を備えた超音波診断装置における波形信号の設計方法において、試験用波形信号から生成される試験用送信駆動信号を試験用振動素子に供給し、その試験用振動素子から媒質内へ試験用超音波を送波させ、前記試験用超音波をマイクロフォンで受波して試験用受信信号の波形を観測し、前記試験用受信信号の波形が時間軸上で点対称条件を満たすように、前記試験用波形信号の形状を調整し、前記点対称条件を満たした時点における試験用波形信号が実際の超音波診断で波形信号として生成されるように、前記波形信号生成器に対して波形データを登録し、前記点対称条件は、前記試験用受信信号の波形形状が時間軸上の基準点を中心として点対称となる条件であることを特徴とする。

30

【0015】

上記構成によれば、実際の超音波の波形を観測しながら、点対称波形条件が満たされるように、試験用波形信号の形状を変化させ、つまり試行錯誤あるいは条件変更を繰り返しながら、最適な信号波形を見出せる。この構成によれば、送信器及び振動素子の特性を考慮できるという利点がある。試験用の波形信号生成器、試験用の送信駆動信号生成器、試験用の振動素子などは、実際に利用されるものをできるだけそのまま利用するのが望ましい。その場合、超音波診断装置に内蔵される電子回路を取り出してあるいはそのままの状態、上記試験を行うことができる。試験用振動素子についても、実際に使用する超音波探触子に内蔵されたアレイ振動子を取り出してあるいはそのままの状態試験に利用することができる。

40

【0016】

望ましくは、前記試験用波形信号は、キャリア信号に対してエンベロープ信号を合成し

50

た信号として構成され、前記試験用波形信号の形態を調整する場合に、少なくとも、前記キャリア信号と前記エンベロープ信号との間の位相関係が調整される。試験時に、少なくとも、キャリア信号とエンベロープ信号との間の位相関係を自在に調整できるように検査装置を構成すれば、最適な信号波形の探索を容易に行える。位相関係の他に、信号レベル、周波数特性などの他のパラメータを調整するようにしてもよい。

【発明の効果】

【0017】

以上説明したように、本発明によれば、各振動素子ごとにそこから放射される超音波を適正な波形にしてサイドローブを低減できる。本発明によれば、送信系が有する特性を考慮し、適正な波形信号を設計できる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0019】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1は特に送信部の構成がブロック図として示されている。

【0020】

図1に示す送信部10は、超音波探触子12内に設けられたアレイ振動子14に対して複数の送信信号を並列的に出力するモジュールである。ここで、超音波探触子12は生体の体表面上に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられるものである。アレイ振動子14は、直線上あるいは円弧状に配列された複数の振動素子16によって構成される。このアレイ振動子14に対しては、上記の送信部10の他に、受信部（図示せず）が接続される。

20

【0021】

送信部10は、送信制御部18と、複数の送信器20とを有している。本実施形態では、各振動素子16ごとに送信器20が設けられている。送信制御部18は、各送信器20の動作を制御しており、例えば、波形生成器22から生成される波形信号の選択、送信トリガの出力、送信遅延量の設定などを行っている。送信制御部18の動作は図示されていないホストCPUによって制御されている。

【0022】

送信器20は、図1に示す構成例において、波形生成器22、D/A変換器24、アンプ26を有している。波形生成器22は、図1に示す例においてRAMなどのメモリによって構成され、所定のタイミングで送信トリガが入力されると、波形生成器22はそこに格納されたデジタル波形データとしての波形信号を順次出力する。ちなみに、波形生成器22には複数のデジタル波形データが格納されており、送信制御部18によって選択されたデータが出力される。後に説明するように、超音波探触子12の種別、すなわちアレイ振動子14のタイプに応じて、後述する点対称波形条件を満足するような適正なデータが選択される。図1に示す構成例では、波形生成器22から出力される波形信号は、既に窓関数がかけられた信号として構成されているが、波形生成器22からキャリア信号を出力させ、そのキャリア信号に対して窓関数を表すエンベロープ信号を乗算し、その結果として波形信号が生成されるように構成してもよい。その場合においては、波形生成器22の内部あるいはその出力側にエンベロープ信号を乗算する乗算器が設けられる。

30

40

【0023】

いずれの場合においても、後に説明するように、その送信器20に対応する振動素子16において、実際に送波される超音波が点対称波形条件を満足するように、波形生成器22からデジタル波形データとしての波形信号が生成されることになる。その波形信号の生成方法あるいは決め方については後に図6などを用いて詳述する。なお、送信信号に関するディレイ量は送信制御部18によって設定されており、具体的には、波形生成器22に対する読み出しタイミングを制御することによってディレイ量が設定されているが、更に細かいディレイ時間を設定するために波形生成器22の後段に補間回路などを設けるよう

50

にしてもよい。

【0024】

D/A変換器24は波形信号として出力されたデジタルデータをアナログ信号に変換する。これによりアナログ信号としての波形信号が生成される。その波形信号はアンプ26に入力され、それによって波形信号が増幅されて送信駆動信号に変換される。アンプ26は本実施形態においてリニアアンプとして構成されており、つまり、入力される信号は線形増幅されて振動素子16へ出力される。

【0025】

以上のような動作をもった送信器、すなわち点対称波形条件を満足する送信器20が各送信チャンネルごとに設けられ、これによって各振動素子16において超音波が送波されると、その超音波については点対称波形条件を満足した良好なあるいは理想的な波形を有することになる。その結果、送信フォーカス点において良好な位相加算が成立し、その一方において、送信フォーカス点以外においては有効に各超音波の波が互いに相殺されてその結果としてサイドローブが低減される。ちなみに、生体内からの反射波は各振動素子16にて受波され、各振動素子16から出力される受信信号は図示されていない受信部において整相加算処理される。

【0026】

図2には、比較例としての波形信号が示されている。なお、図2乃至図5における横軸は時間軸であり、縦軸はレベルを表しており、具体的には図2及び図4において縦軸は電圧を表しており、図3及び図5において縦軸は音圧を表している。

【0027】

図2に示される波形信号200に着目した場合、すなわち超音波パルスを生成するための電気的パルスに着目した場合、そのパルスの中心線100を基準として、時間軸上の前後方向に対称の形状をもった波形となっている。すなわち中心線100に対してパルスのピーク200Aが一致しており、その結果として中心線100に対して線対称の波形形態が成立している。このような波形信号に基づいて送信駆動信号を生成し、その送信駆動信号によって振動素子を駆動して超音波を放射すると、生体に放射された超音波は図3の比較例で示すような波形形態を有することになる。つまり、この例に示されるように、時間軸上における中心線102を中心として時間軸上の前後方向にほぼ対称の波形形態となる。具体的には、音圧波形202に着目すると、そのピーク202Aが中心線102に一致しており、そこから時間軸上の前後方向に同じような波が存在している。

【0028】

上述したように、このような超音波を各振動子から放射すると、あるいは超音波の位相状態を何ら考慮せずに、超音波の放射を行うと、各超音波における正側の波形形状と負側の波形形状とがアンバランスとなっていることから、例えば送信フォーカス点以外において、本来であれば良好に打ち消し合いが生じているはずであるにもかかわらず、そのような打ち消し合いが不十分となってサイドローブが増加してしまうという問題が生じる。つまり、図2あるいは図3に示したような線対称の信号の場合、正側成分及び負側の成分に着目すると、正側と負側との関係において各山の対称性が大きく崩れるため上記の問題が引き起こされているものと考えられる。そこで、本実施形態においては図4及び図5に示されるように、線対称波形条件ではなく、点対称波形条件をもって各振動素子から超音波を送波させることにより、上記の問題を解消あるいは軽減するようにしている。

【0029】

すなわち、図4には波形信号204が示されており、そこにおいては超音波パルスの中心軸106を基準として時間軸方向の前後方向に線対称関係は成立しておらず、その一方において、点対称関係が成立している。つまり、基準点である中心点106Aから見て、時間軸方向の正方向について見た場合、第1の正ピーク204Cが存在し、また、中心点から時間軸上の後方について見た場合、中心点106Aに隣接して第1の負ピーク204Aが存在している。これと同様に、第1の正ピーク204Cの更に時間軸上の前方には第2の負ピーク204Dが存在し、その一方において、第1の負ピーク204Aの時間軸上

の後方には第2の正ピーク204Bが存在している。そして、第3番目以降の各ピークについても同様となっている。

【0030】

図5には、図4に示した波形信号204に基づいて送信駆動信号を生成し、それによって振動素子を駆動して放射される超音波の波形が示されている。すなわち、その音圧波形206に着目すると、中心線108上の中心点108Aを基準として時間軸上の前後方向に点対称の関係をもって波形が形成されている。送信器における回路特性から、波形信号204と音圧波形206とを対比した場合、位相が正負で逆転しているが、これは送信回路の特性によるものである。図5において、中心点108Aに隣接して時間軸上の前後方向に第1の正ピーク206A及び第1の負ピーク206Cが存在しており、またその両側に第2の負ピーク206B及び第2の正ピーク206Dが存在している。三番目以降のピークについても同様である。

【0031】

以上のように、本実施形態においては図5に示されるような点対称波形条件をもった超音波が送波されるように、各振動素子ごとに生成される波形信号が生成されており、具体的には図4に示したような波形信号が生成される。その結果、各超音波が点対称波形条件を満たすため、図5から理解されるように、中心線108を基準として時間軸上の前方及び後方において波形部分に対称性をもたせて上述したような送信フォーカス点以外の位置における波と波の打ち消し合い効果を良好に達成することが可能となる。上述したように、特に波の数が少ない広帯域送信の場合、サイドローブの問題が顕著となるが、そのような場合に図5に示されるような点対称波形条件を満足する超音波を送波させれば、サイドローブの影響を低減して、超音波画像の画質を著しく高めることが可能となる。

【0032】

次に、図6を用いて点対称波形条件を満足する波形信号の設計方法について説明する。

【0033】

図6において、テスト用送信器30は、実際の超音波診断装置において用いられる送信器を取り出したものである。もちろん、超音波診断装置に送信器が内蔵されている状態で、当該送信器をテスト用送信器30として利用することも可能である。このテスト用送信器30は超音波診断装置に設けられる実際の送信器と同一の構成をもっているのが望ましく、図6に示す例では波形生成器32、D/A変換器30及びアンプ36によってテスト用送信器30が構成されている。波形生成器32は上記で説明したように例えばメモリによって構成され、そこには原波形信号生成部54によって生成されたデジタル波形データとしての波形信号が格納される。

【0034】

テスト用プローブ38は、波形信号の設計時において用いられる超音波探触子あるいは超音波発生器であるが、これは実際の超音波探触子をそのまま利用してもよい。テスト用プローブ38には少なくとも実際の超音波診断装置において用いられるアレイ振動子と同様のアレイ振動子40あるいはそれを構成する振動素子が設けられる。すなわち実際の超音波診断と同じような条件でテストが行われる。テスト用プローブ38の送受波面は容器42内に収容された媒体44内に臨んでおり、すなわち媒体44は生体を模したファントムなどとして構成される。媒体44は例えばあるいはオイルなどであってもよい。その内部にはマイクロフォン46が配置されており、テスト用プローブ38におけるアレイ振動子40にて生じた超音波は媒体44内に放射されるが、その超音波はマイクロフォン46によって受波される。これによって観測信号が波形観測器48へ出力される。

【0035】

波形観測器48は波形解析を行う波形解析器やオシロスコープなどによって構成される。そして、その波形観測器48によって観測された波形が評価されるが、この場合においてその評価は、PC52によってソフトウェア的あるいは電気的に行うようにしてもよいし、ユーザーによって行ってもよい。ユーザーによる目視観察の場合が符号50によって示されている。すなわち、波形評価及び後述する位相関係の調整を人的に行うものであ

10

20

30

40

50

る。P C 5 2 は点対称波形条件を満たしているか否かを評価するものであり、テスト用の波形信号の形態を順次変更させつつ、それに対応して観測された超音波の波形を個別評価し、その結果として上記の点対称波形条件が満たされるように、P C 5 2 が評価及び制御を行っている。最終的に点対称波形条件が満たされたと判断された場合、P C 5 2 はその時点における波形信号のパラメータ例えばキャリア信号とエンベロープ信号の位相関係の情報を外部に出力する。そのような情報は送信波形の設計時におけるパラメータとして利用されることになる。そして、設計された送信波形データが実際の装置における波形生成器に登録される。

【 0 0 3 6 】

原波形信号生成部 5 4 は、P C 5 2 によって動作制御されるものであり、あるいは符号 5 0 で示されるようにユーザーによって設定される位相条件などにしたがって送信波形を生成するものである。原波形信号生成部 5 4 において、キャリア信号発生器 5 6 は、キャリア信号を発生するものであり、エンベロープ信号発生器 5 8 は窓関数としてのエンベロープ信号を発生する。エンベロープ信号は例えば時間軸の前後方向に対称なガウシアン波形あるいはその他の波形形態をもっており、超音波パルスを中心点から時間軸上の前後方向にかけて徐々にレベルが下がった形態をもっている。このような窓関数の乗算により単なる矩形の超音波パルスを送信する場合に生ずる、パルスエッジによるサイドローブの発生を効果的に抑制できる。キャリア信号とエンベロープ信号は乗算器 6 2 において乗算され、振幅について重み付けがなされたすなわち窓関数が乗算された波形信号が生成される。その波形信号はデジタル波形データとして波形生成器 3 2 に格納されることになる。P C 5 2 は、テスト時において、波形生成器 3 2 に対して読み出し信号を与えており、これによって波形生成器 3 2 から上述したようにデジタル波形データとして波形信号が生成され、アレイ振動子が駆動されることになる。

【 0 0 3 7 】

位相調整器 6 0 は、キャリア信号とエンベロープ信号の位相関係を調整しており、すなわち上記の点対称波形条件が満足されるように、両信号の位相を適宜設定している。一般的には、図 4 で示したように波形信号自体を点対称波形条件が満たされるように構成することによって、実際の超音波においても点対称波形条件が満足される場合が多いが、送信器の動作特性あるいは信号伝搬特性によっては位相ずれや位相反転などが生ずるため、図 6 に示す構成では実際に超音波を観測して、それが点対称波形条件を満たすように適正な波形信号の探索を試行錯誤的にあるいはフィードバック方式を利用して行うようにしている。その結果、実際の超音波を観測して送信波形を設定できるので、理想に近い送信条件を見出すことが可能となる。したがって、超音波プローブが異なればあるいはアレイ振動子のタイプが異なれば同じ波形信号であっても実際に送波される超音波の波形が異なることが考えられ、その場合を考慮して各プローブごとにあるいは各アレイ振動子ごとに最も望ましい波形信号を求めておいて、そのような複数の波形信号を実際の超音波診断装置における波形生成器に格納しておくのが望ましい。そして、プローブの種別を認識して、その認識結果に基づいて自動的に最適な波形信号を選択し、それが出力されるように制御するのが望ましい。

【 0 0 3 8 】

図 7 の (A) には、キャリア信号発生器 5 6 によって生成されるキャリア信号 2 1 0 が示されている。このキャリア信号は振幅が一定でかつ一定の周波数をもった信号である。ちなみに、周波数変調がなされるチャープ信号に対して上記の点対称波形条件が満たされるように、その波形の設計を行うようにしてもよい。

【 0 0 3 9 】

(B) にはエンベロープ信号発生器 5 8 によって生成されるエンベロープ信号 2 1 2 が示されている。このエンベロープ信号はガウシアン形態をもっており、すなわち中心線 1 1 0 に対して時間軸上における前後方向に対称の形態をもっている。

【 0 0 4 0 】

(C) にはキャリア信号に対してエンベロープ信号を乗算した合成信号が示されており

、この場合において適切な位相関係を設定することにより、符号 2 1 4 で示されるように点対称波形条件を満足する合成波形を作成することが可能となる。すなわち中心線 1 1 0 における中心点 1 1 0 A に対して合成波形 2 1 4 は点対称の波形形態をもっている。もちろん、図 6 を用いて説明したように、(C) に示すような合成波形 2 1 4 を波形信号として出力しても、実際の超音波の波形はその通りに再現できるとは限らないため、実際の超音波の波形を観測しながら、キャリア信号とエンベロープ信号の位相関係を調整し、更に必要に応じて波形の形態をより具体的に修正するようにしてもよい。例えば超音波パルスを構成する各波のレベルや形状を調整するようにしてもよい。

【0041】

次に、図 8 及び図 9 を用いて本実施形態に係る装置の効果について説明する。図 8 には、線対称波形となっている超音波の音圧波形 2 1 6 が示されており、また点対称波形条件が満たされた超音波の音圧波形 2 1 8 が示されている。図 9 に示されるように、符号 2 1 6 で示したような超音波を放射すると、図 9 において符号 2 2 0 A で示されるようなビームプロファイルが得られる。ちなみに、図 9 において横軸はビーム角度を表しており、縦軸は相対的なレベルを表している。図 8 に示した点対称条件を満たす音圧波形 2 1 8 をもって超音波が送波された場合、図 9 において符号 2 2 0 B で示されるようなビームプロファイルが得られる。ビームプロファイル 2 2 0 A とビームプロファイル 2 2 0 B との対比から明かなように、特にメインローブのサイド(すなわち両側)においてサイドローブの大きさに相違が認められる。すなわち線対称の場合よりも点対称の場合の方がサイドローブが低減している。その結果、超音波画像の画質を高めることが可能となる。

【0042】

本実施形態においては各振動素子において送波される超音波について上記の点対称波形条件が満足されているため、アレイ振動子全体としても良好な送信音場を形成できる。

【0043】

ちなみに、実際の超音波診断装置において、各送信器内に設けられるメモリに対してデジタル波形データを格納する際には、そのメモリに対して直接的に外部の PC からアクセスしてデータの書き込みを行ってもよいし、超音波診断装置に搭載されているホスト CPU を経由して各メモリに対してデータの格納を行ってもよい。いずれにしても、図 6 に示したテスト装置を用いて実際の波形が最も良好になるように送信波形を定めれば、実際の超音波診断において超音波の画質を著しく高められるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図 2】比較例としての波形信号を示す図である。

【図 3】比較例としての音圧波形を示す図である。

【図 4】本実施形態に係る波形信号を示す図である。

【図 5】本実施形態に係る音圧波形を示す図である。

【図 6】送信波形の設計方法を説明するための図である。

【図 7】キャリア信号、エンベロープ信号及び合成信号を示す図である。

【図 8】線対称波形条件と点対称波形条件とを信号波形上において対比させるための図である。

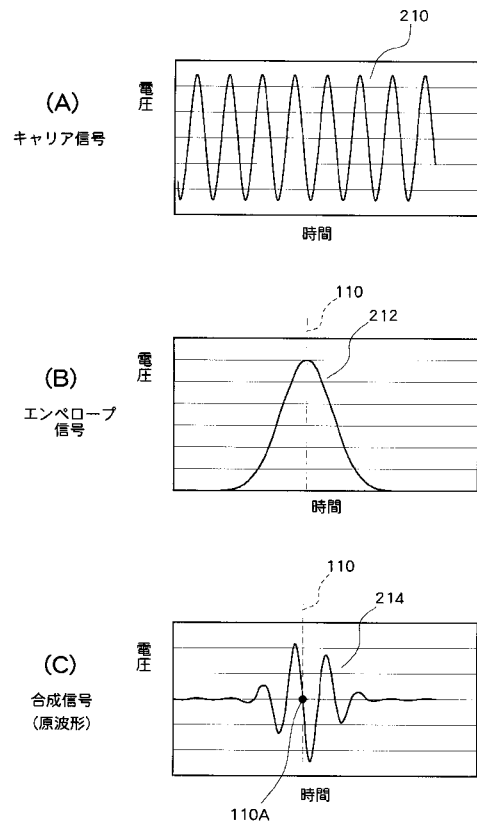
【図 9】本実施形態による効果を説明するための図である。

【符号の説明】

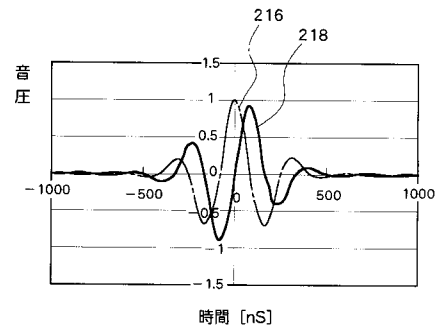
【0045】

10 送信部、12 超音波探触子、14 アレイ振動子、16 振動素子、18 送信制御部、20 送信器、22 波形生成器、24 D/A変換器、26 アンプ。

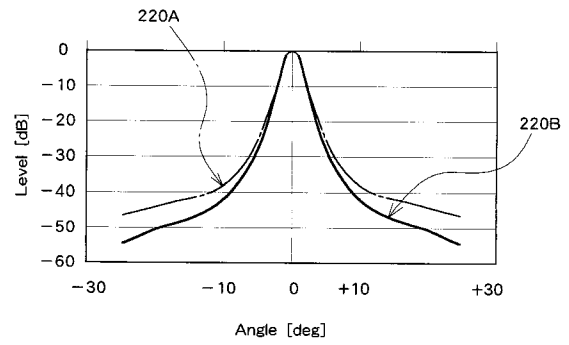
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备和传输波形的设计方法		
公开(公告)号	JP2005296206A	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2004114906	申请日	2004-04-09
[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		
[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/HH05 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB51		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少超声波检查中的旁瓣。解决方案：在每个发射器处产生的波形信号的模式被设置为发射到生物体的超声满足关于不是轴对称的点对称的波形的条件（参考218）（参见216）。当计划波形信号时，实际观察从超声波探头发射的超声波，并且确定用于合成载波信号和包络信号的条件，使得观察到的超声波形满足关于点对称的波形的条件。Z

