

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4091302号
(P4091302)

(45) 発行日 平成20年5月28日 (2008. 5. 28)

(24) 登録日 平成20年3月7日 (2008. 3. 7)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006. 01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

G O 1 B 17/00 (2006. 01)

G O 1 B 17/00

C

G O 1 P 5/00 (2006. 01)

G O 1 P 5/00

C

G O 1 S 7/521 (2006. 01)

G O 1 S 7/52

A

請求項の数 8 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-524508 (P2001-524508)

(86) (22) 出願日 平成12年9月25日 (2000. 9. 25)

(86) 国際出願番号 PCT/JP2000/006559

(87) 国際公開番号 W02001/021074

(87) 国際公開日 平成13年3月29日 (2001. 3. 29)

審査請求日 平成16年9月9日 (2004. 9. 9)

(31) 優先権主張番号 特願平11-271454

(32) 優先日 平成11年9月24日 (1999. 9. 24)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 503360115

独立行政法人科学技術振興機構

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(74) 代理人 100105371

弁理士 加古 進

(72) 発明者 守屋 正

神奈川県横浜市青葉区松風台1-8 グラ

ンフォルム青葉台111-106

(72) 発明者 田川 憲男

東京都稲城市坂浜2773-106

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 パルス圧縮による超音波送受信装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送信する超音波信号として時間により周波数に変化する信号を用い、受信した超音波信号に対してパルス圧縮を行う超音波送受信装置であって、
前記超音波信号を送受信する共通のトランスジューサと、
前記超音波信号を伝搬する共通の伝送線路とで構成されており、
前記伝送線路として、可撓性のある石英を用い、前記石英の伝送線路を遅延媒質として用いて送信する超音波信号と受信する超音波信号とを時間的に分離することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波送受信装置において、

前記送信する超音波信号として時間に比例しないで周波数の変化する信号を用い、送信する前記信号は、受信したとき時間に比例して周波数の変化する信号となるような信号であることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波送受信装置において、

受信した超音波信号をパルス圧縮した後、さらにパルス圧縮したときの理想圧縮波形と相関をとることによりサイドローブの抑圧を行うことを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波送受信装置において、

一定時間遅延した複数の超音波信号を、符号系列に従って送信するかしないかにより、超音波信号を符号化して送信し、
受信した信号をパルス圧縮した後、符号化した符号系列により復号することを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波送受信装置において、
前記伝送線路として、中心部が細くなったテーパ状石英棒を用いることを特徴とする超音波送受信装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波送受信装置を用いるとともに、
送信する超音波信号として、時間と共に周波数が増加する信号と時間と共に周波数が減少する信号を用い、
受信した前記それぞれの信号を処理して得られる圧縮パルスの時間差からドップラー効果の測定を行うことを特徴とするドップラー測定装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載のドップラー測定装置において、
送信する超音波信号として、時間と共に周波数が増加する信号と時間と共に周波数が減少する信号を用い、
受信した前記それぞれの信号を処理して得られる圧縮パルスと、標準チャープ信号との畳み込み積分を行って、スペクトル解析を行うことによりドップラー効果の測定を行うことを特徴とするドップラー測定装置

【請求項 8】

請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波送受信装置を用いる管腔内用超音波内視鏡システムにおいて、前記伝送線路の試料側端面に整合層を有することを特徴とする管腔内用超音波内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

技術分野

医用分野及び超音波計測の分野における、超音波測定及び画像化等に用いる超音波送受信に関し、特にパルス圧縮による超音波送受信に関する。

背景技術

超音波の反射波等を用いて計測を行うことや画像を得ることは従来から行われている。例えば、超音波診断装置においては、超音波振動子からインパルス波を送信して体内からの反射エコーを受波して、画像処理することにより生体内の断層像を得ている。このような超音波診断装置には、可能な限り深い深達度と高い分解能が要求されている。

この要求を満たすものとしてパルス圧縮技術がある。これは、送信する超音波信号に FM 変調をかけ（以下、この信号をチャープ信号という）、受信時にチャープ信号に対応したフィルタを通すことで、もとの長いパルスを短く圧縮する。そして、圧縮により分解能を高めると同時に S / N 比の向上を図り、深達度を高めるものである。

このようなパルス圧縮では、送信信号と受信信号を時間的に分離するため、測定対象物とトランスジューサの間を離す必要がある。この間の領域のことをセパレーション領域ということにする。例えば、超音波顕微鏡では波長に比べて十分大きい直径を有する線路を遅延媒体として用いてセパレーション領域としている。この線路は無限大の直径でも良いことから可撓性はなく、導波路とは考えられない。ここで導波路とは、伝搬距離により断面内の振幅分布が変わらないものをいう。この場合、20 MHz 帯において、100 μ 秒以上の継続時間の長いパルスを送受信するのは実際上困難である。また、この線路は可撓性がないので、超音波内視鏡等に適用できない。これに代る方法として送受別の探触子を用いる方法がある。また、25 MHz 帯以上ではサーキュレータが使用される。しかし、この場合にもトランスジューサと伝送媒質との不整合による反射が受信システムに混入する。

パルス圧縮は、レーダーやソナーの分野で送信ピーク・パワーの制限の下に送信エネルギー

10

20

30

40

50

ーを増加し、探査距離の増大又は高分解能化を図る目的で広く用いられている。医用超音波の分野でも同様な目的を達成するためにパルス圧縮技術を導入するための研究が数多く行われてきた。このパルス圧縮技術では、送信信号のスペクトルを時間領域で操作できるように、特定領域の分解能を上げることができるなどの利点があるにも関わらず、医用超音波の分野では未だ実用化には至っていない。

実用化を実現するための最大の課題は、セパレーション領域を必要とすることであり、次の課題はパルス圧縮後のサイドローブの抑圧である。後者の問題は、大きな反射からの信号のサイドローブにより小さな反射体からの信号が埋もれてしまうことである。

セパレーション領域の問題について述べると、パルス圧縮技術では、送信パルス信号のパルス幅が数百 μ 秒と長いために、セパレーション領域が大きくなる。この領域を設けるために、通常柔らかいプラスチックの板を用いている。この方法は実際上非常に取り扱いにくい。また、この方法は超音波内視鏡等には適用できない。この方法を避ける他の方法としては、送受別の探触子が用いられる。しかし送受別の探触子を用いると、送信した超音波ビームと、受信用トランスジューサの受信可能な領域とが交差する範囲からの信号のみが検出可能で、得られる画質も良好ではない。また送信信号と受信信号が混在したままの受信には、ダイナミックレンジの極めて大きい増幅器を必要とするので实际的でない。従って、送受同一の探触子で送信信号と受信信号を分離する方法が望まれる。

発明の開示

本発明の課題は、従来の超音波送受信における次の問題を解決することである。

１．パルス圧縮において、単一のトランスジューサを用いて、継続時間の長い送信信号と受信信号を時間的に分離できない。

２．圧縮後のサイドローブレベルの抑圧が未だ不充分である。

これらの方法が開発されると、極めて微弱な信号の検出やドップラー計測など、様々な応用が可能になる。

上記目的を達成するために、本発明は、送信する超音波信号として時間により周波数が増加する信号を用い、受信した超音波信号に対してパルス圧縮を行う超音波送受信装置であって、前記超音波信号を送受信する共通のトランスジューサと、前記超音波信号を伝搬する共通の伝送線路とで構成されており、前記伝送線路として、可撓性のある石英を用い、前記石英の伝送線路を遅延媒質として用いて送信する超音波信号と受信する超音波信号とを時間的に分離することを特徴とする。

また、前記送信する超音波信号として時間に比例しないで周波数の増加する信号を用い、送信する前記信号は、受信したとき時間に比例して周波数の増加する信号となるような信号とすることができる。

受信した超音波信号をパルス圧縮した後、さらにパルス圧縮したときの理想圧縮波形と相関をとることによりサイドローブの抑圧を行うこともできる。

一定時間遅延した複数の超音波信号を、符号系列に従って送信するかしないかにより、超音波信号を符号化して送信し、受信した信号をパルス圧縮した後、符号化した符号系列により復号することもできる。

前記伝送線路としては、中心部が細くなったテーパ状石英棒を用いることもできる。

上述の超音波送受信装置を用いるとともに、送信する超音波信号として、時間と共に周波数が増加する信号と時間と共に周波数が減少する信号を用い、受信した前記それぞれの信号を処理して得られる圧縮パルスの時間差からドップラー効果の測定を行うことを特徴とするドップラー測定装置も本発明である。

このドップラー測定装置において、送信する超音波信号として、時間と共に周波数が増加する信号と時間と共に周波数が減少する信号を用い、受信した前記それぞれの信号を処理して得られる圧縮パルスと、標準チャープ信号との畳み込み積分を行って、スペクトル解析を行うことによりドップラー効果の測定を行うこともできる。

上述の超音波送受信装置を用いる管腔内用超音波内視鏡システムにおいて、前記伝送線路の試料側端面に整合層を有することを特徴とする管腔内用超音波内視鏡システムも本発明である。

10

20

30

40

50

発明を実施するための最良の形態

本発明を実施するための最良の形態を、図面を参照して詳細に説明する。

〔送信信号と受信信号の時間的分離〕

まず、超音波の送信信号と受信信号の時間的分離について説明する。

本発明においては、時間的分離を行うためのセパレーション領域は、可撓性のある導波路型の伝送線路を用いて構成する。

第1図に示す様に、熔融石英棒中を伝搬する弾性波〔ポSSHアマー・クリー波〕の $L(0, 1)$ モード及び $L(0, 2)$ モード又は $L(0, 3)$ モードの伝搬特性が明らかになっている(電子通信学会論文誌、Vol. J69-A, No. 8, pp. 1006-1014, 1986, 電気学会論文誌、Vol. 109-C, No. 8, 1989, pp. 581-586、参照)。なお、 $L(0, 1)$ モード及び $L(0, 2)$ モード又は $L(0, 3)$ モードは、円柱状弾性体の棒中を伝搬する弾性波のうち、縦波で円周方向には変化しない波をいう。最も簡単なモードから順に、 $L(0, 1)$ モード及び $L(0, 2)$ モード又は $L(0, 3)$ モードと呼び、それぞれ伝搬時間が異なるので区別することができる。

しかし、従来は分散〔周波数により伝搬時間が異なること〕の大きい領域〔第1図中のB、またはDの領域〕を用いて、パルス圧縮フィルタを形成することを目的にしていたため、分散の少ない領域を利用してチャープ信号を送信することは考えられていなかった。第1図中のA、CまたはEの領域では分散が少なく、かつ電気信号から超音波信号への変換能率が高いことが分かっている(Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 27, Supplement 27-1, pp. 117-119, 1998参照)。本発明では、溶解石英棒のこの領域の中で、可能な限り広い範囲を用いて、時間と共に周波数が上昇する信号〔アップチャープ信号〕又は時間的に周波数が減少する信号〔ダウンチャープ信号〕を送信することを考える。

ここでは石英棒の $L(0, 3)$ モードのEの領域を用いて、可撓性のある伝送線路を構成する方法について述べる。さて、 $L(0, 3)$ モードのEの領域を用いて周波数20MHzの超音波を励振するためには、直径が0.5mm程度の石英棒を使用する必要がある。さらに測定試料内で超音波ビームが広がらない平面波(望ましくは試料内で収束する超音波)を送信するためには、波長に比べて十分広い断面積を有する伝送線路(20MHzにおいて生体中の超音波の波長が約75 μ mなので、その10倍として直径0.75mm程度の円形端面)を用いなければならない。一方、可撓性を確保するためには可能な限り細い伝送線路を用いなければならない。そこで本発明では、両端が太く、中心に向かってなだらかに細くなったテーパ状石英棒を用いている。

〔テーパ状石英棒〕

テーパ状石英棒を用いた場合、Cの領域の一部とDの領域を用いることになるので、端面と中心部の比がどの程度まで許容されるかは実験的に求めなければならない。各種テーパ状石英棒に対して実験的に検討した結果、第2図(a)に示すように、本発明では、例えば超音波探触子を接着する側の端面の直径が0.58mm、最も細い部分で直径0.3mm、試料側の端面においては直径0.68mmで長さが38cmの石英棒20を用いる。これは、熔融石英棒20の超音波トランスジューサ10を取り付ける側の直径は、 $L(0, 3)$ モードの変換効率の良い範囲にあること、また、試料50に接触する側の石英棒20の直径は、波長に比べて十分大きく、その他の部分は可撓性が得られるように、十分細くなるように定めている。

この場合、18MHzから21MHzの間で他のモードの影響が少なく、波形の歪みの少ない超音波を送信できることが確認できた。第2図(b)に送信波形と受信波形を示す。また、29MHzから33MHzの間でも良好な動作が確認できた。

〔非線形チャープ信号〕

石英棒20の上述したような領域でも分散があるために、セパレーション領域を形成するために必要な伝搬距離が1メートル程度になると波形が歪む。そこで、その補正が必要になる。本発明では、チャープ信号は時間領域で波形を制御することが容易であることを利用し、送信チャープ信号を非線形なチャープ信号〔時間に比例して周波数が変化しない信

10

20

30

40

50

号]とし、その特性を受信後の波形が線形チャープ信号[時間に比例して周波数に変化する信号]となるように構成する。これを第3図で説明する。

第3図(a)において、信号発生器30で発生する送信信号を、上述のように非線形チャープ信号とし、この非線形チャープ信号をトランスジューサ10から溶融石英棒20に送信信号として印加する。非線形チャープ信号は、溶融石英棒20を伝搬して、試料50で反射し、同一の溶融石英棒20を再度伝搬してトランスジューサ10で受信される。この受信信号は線型チャープ信号である。送信信号である非線形チャープ信号と受信信号である線型チャープ信号の波形図は、第3図(b)(1)及び(2)に示す。送信信号である非線形チャープ信号の求め方は後で詳しく説明する。

これにより、同一の伝送線路の中をアップチャープ信号もダウンチャープ信号も伝送することを可能にし、かつ生体組織における周波数依存性減衰の影響除去やドップラー信号の検出などの信号処理を容易にしている。なお、 $L(0, 3)$ モードの伝搬時間は、第1図から分かるように、1メートル当たり180 μ 秒程度になるので、送信信号のパルス幅により前記伝送線路の長さを変える必要がある。

[非線形チャープ信号の求め方]

非線形チャープ信号の求め方の例として、溶融石英棒中を伝搬する弾性波〔ポッシャマー・クリー波〕の $L(0, 3)$ モードのEの領域を利用し、溶融石英棒の一端にトランスジューサを取り付け、他の端を被測定物とのカプラーとして用い、前記弾性波の分散を補正する非線型周波数変調信号を送信信号とし、受信信号を線形チャープ信号とする。

この場合、伝送線路の伝達関数を $H(\quad)$ 、線形チャープ信号のフーリエ変換を $C(\quad)$ とすれば、送信非線型チャープ信号は $C(\quad) / (H(\quad) + k)$ を逆フーリエ変換して求められる。ここで k は理想的なチャープ信号と設計したチャープ信号の二乗誤差が最小になる基準で定める。

[サイドローブ抑圧]

例えば医用超音波画像化装置においては、大きな反射体の近くにある小さな反射体の検出を行う必要がある。そのため、解像度を上げるために、パルス圧縮においては、反射波のサイドローブ抑圧が最大の問題である。本発明ではサイドローブを抑制するために、第4図に示すように、受信したチャープ信号において、パルス圧縮フィルタ41により測定物からの波形を圧縮した後、さらに波形発生器43からの、パルス圧縮フィルタ41の理想圧縮波形と相関をとる。相互相関をとることにより、類似した2つの波形は一致したときに出力が高くなるので、このことを利用して、サイドローブを抑圧する。

第5図(a)は受信したチャープ信号のパルス圧縮フィルタ41からの出力の波形図であり、第5図(b)は相関処理部42の出力の波形図である。これらの波形図から、サイドローブが抑圧されていることが分かる。

この方法は、レーダーやソナー等に適用することができる。

[2段階圧縮方法]

M系列(ランダムなパルスの時系列)に対応して、非線形チャープ信号を送信し、受信してパルス圧縮後にM系列に合致するものが得られるように設定することにより、本方式をM系列などの符号化方式に適用する。この方法によれば、符号化方式における送信信号と受信信号の分離、M系列の多重化が可能になる。また、この方法による全体の圧縮比はチャープ信号による圧縮比とM系列による圧縮比の積になるので大きな圧縮比が得られる。第6図を用いて詳しく説明する。第6図のAの部分に、送信する信号の発生を示している。すなわち、一定時間ずつ遅れた複数のチャープ信号を発生し、M系列のコード、例えば1, 1, 0, ...に対応して、時間的に遅れたチャープ信号を送出する。M系列が「1」の場合チャープ信号を送り、「0」の場合送らないように信号が送出され、これらのM系列に従った複数のチャープ信号が合成器32で合成された後、送信器33から送信される。試料からの信号を受信器46で受信後に、まずチャープ信号のパルス圧縮がパルス圧縮フィルタ47で行われ、M系列のコードに対応したパルス列が発生する。ついで、復号器48で送信のときの同一のM系列と一致する信号が復号され、1個の短パルスが得られる。この様に、チャープ信号による圧縮とM系列による圧縮の2段階の圧縮が行われるので、

10

20

30

40

50

S / N 比の高い測定が可能となる。

なお、上述のサイドローブ抑圧の処理をこの２段階圧縮処理に適用して、パルス圧縮フィルタの処理の後にサイドローブ抑制を行うことも可能である。

上述の２段階圧縮はレーダーやソナー及び拡散スペクトル通信にも適用できる。

〔管腔内用超音波内視鏡システム〕

管腔内用超音波内視鏡に上述の本発明を適用した例を、第７図を用いて説明する。

血管内や尿管内等の管腔を対象とし、機械的に探触子を回転するシステムの超音波内視鏡においては、カテーテル内に超音波トランスジューサ１０を組み込んで使用する。このシステムに、本発明による送信信号と受信信号を分離する方法を用いてパルス圧縮を導入することは容易である。

これを第７図に示す。すなわち、２０ＭＨｚ帯においてＬ（０，３）モードの弾性波は直径約０．３ｍｍから約０．７ｍｍの石英棒中を伝搬するので、中空の金属線の中に絹糸を巻きつける等適当な保護を施して石英棒を入れることができる。この程度の太さの石英棒２０は可撓性があるので、カテーテルの中に入れて使用できる。カプラーの部分は、テーパ状石英棒を用いて測定深度に応じた直径に設定する。さらに音響的整合部分（マッチング層）２２、音響ビームの屈折面並びにレンズ（この例では、集束レンズ付き反射鏡２４）を配置する。このレンズは測定対象の試料の直ぐ近くに置くことができる。超音波トランスジューサ１０により励起された超音波は、溶融石英棒２０及びカプラーを介して目的領域に照射され、反射信号は逆に石英棒２０中を伝搬して、トランスジューサ１０により再び電気信号に変換される。受信した信号が線形チャープ信号になるように送信信号を設定すれば、受信信号は標準的なパルス圧縮フィルタあるいはＡ／Ｄ変換後、信号処理部４４による標準的なデジタル信号処理により圧縮パルスに変換される。これを表示装置４５で観察することができる。

このシステムに、送信信号として非線形のチャープ信号を用いたり、受信信号の処理として、上述のパルス圧縮フィルタの理想出力波形を用いたサイドローブ抑制処理を行ったりすることも可能である。

また、上述の２段階圧縮処理を用いることもできる。

〔ドップラー信号測定〕

線形のチャープ信号がドップラー変移を受けると、圧縮信号波形の形はあまり変わらずにスペクトルが周数変移を起こすことが知られている。ここでは、前記伝送線路の中をアップチャープ信号とダウンチャープ信号を同時に伝送して、同一の領域から反射したそれぞれの信号のスペクトルが逆方向に推移することを利用し、これらのスペクトルを比較してドップラー信号の検出を行うことを説明する。送信チャープ信号の周波数の時間的な変化率を変えることで広い範囲の運動速度を検出できる。

まず、アップチャープ信号及びダウンチャープ信号のドップラー変移について、第８図～第１３図を用いて詳しく説明する。

第８図～第１０図はアップチャープ信号の場合にドップラー効果の有無により圧縮後の波形が時間的にずれることを説明したものである。

まずドップラー効果がない場合を考える。第８図（ａ）は線形ＦＭチャープ信号を模式的に示したもので、周波数が f_1 から $f_2 = f_1 + f$ まで線形に増加するパルス幅 T のチャープ信号である。この波形を第９図（ａ）の特性を有するパルス圧縮フィルタに入力する。このフィルタでは周波数が低い領域では遅延時間が大きく、周波数が高くなるに従って線形に遅延時間が小さくなる。周波数が f_1 のとき遅延時間が t_2 で、周波数が f_2 のとき遅延時間が $t_1 = t_2 - T$ とする。アップチャープ信号をこのフィルタに入力すると、時間的に早く入力した信号はゆっくり進み、高い信号は早く進むので、フィルタ透過後にはチャープ信号は圧縮されて第１０図（ａ）に示すような波形になる。このとき任意の基準時からの時間遅れを T_0 とする。

次にドップラー効果のある場合を考える。第８図（ａ）に示すチャープ信号が、第８図（ｂ）に示すようにドップラー効果によりチャープ信号が周波数の変移（ドップラーシフト）を受けて、 $f_1 + f_d$ から $f_2 + f_d$ まで変化するチャープ信号になったとする。こ

10

20

30

40

50

で f_d はドップラー効果による周波数変化でドップラー周波数と呼び、ここでは正と仮定する。この周波数変移を受けたチャープ信号が、第 9 図 (a) に示した特性とおなじパルス圧縮フィルタに入力した場合を示したのが、第 9 図 (b) である。この図で示すように、周波数 $f_1 + f_d$ に対応する遅延時間は $t_2 - \tau_d$ と小さくなる。ここで $\tau_d = T \cdot f_d / f$ である。従って、圧縮波形の遅れも小さくなり、フィルタ透過後にはチャープ信号は第 10 図 (b) に示すような波形になり、基準時からの遅れは $T_0 - \tau_d$ となる。

次にダウンチャープ信号の場合を考える。第 11 図 ~ 第 13 図はダウンチャープ信号の場合に、ドップラー効果の有無により圧縮後の波形がずれることを説明したものである。

まずドップラー効果が無い場合を考える。第 11 図 (a) は周波数が f_2 から $f_1 = f_2 - f$ まで線形に減少するチャープ信号を模式的に示したものである。この信号が、第 12 図 (a) に示すような特性のパルス圧縮フィルタに入力すると、このフィルタでは f_2 に対する遅延時間が大きく、 $f_1 = f_2 - f$ に対する遅延時間が小さいので、最初にフィルタに入力した周波数の高い成分はゆっくり進み、遅く入力した周波数の低い成分は早く進むので、第 13 図 (a) に示すような圧縮波形が得られる。このときの基準時からの時間遅れを T_0 とする。

次にドップラー効果のある場合を考える。第 11 図 (a) に示したチャープ信号が、ドップラー効果により周波数変移を受けて、第 11 図 (b) に示すように周波数が $f_2 + f_d$ から $f_1 + f_d = f_2 - f + f_d$ まで変化するチャープ信号に変化したとする。この信号を第 12 図 (a) と同じ特性のパルス圧縮フィルタに入力すると、周波数が全体として増加しているので、第 12 図 (b) に示すように圧縮波形の基準時からの遅れは $T_0 + \tau_d$ になる。フィルタ透過後には、チャープ信号は第 12 図 (b) に示すような波形になり、基準時からの遅れは $T_0 + \tau_d$ となる。

第 10 図及び第 12 図で示すように、アップチャープ信号とダウンチャープ信号の圧縮後の信号は、ドップラー効果により逆方向にずれるので、これを検出することによりドップラー信号の検出が可能になる。

次に、どの様にして、ドップラー信号を検出しているかについて説明する。第 10 図 (a) に示すアップチャープ信号の圧縮波形のフーリエ変換を $F_u(\omega)$ とする。第 10 図 (b) のドップラー効果がある信号では、波形は変わらず時間的に

ずれているので、この波形のフーリエ変換は $F_u(\omega) e^{j\omega \tau_d}$ になる。同様に、ダウンチャープ信号である第 13 図 (a) の波形のフーリエ変換を $F_D(\omega)$ とすると、第 13 図 (b) に示すドップラー効果のある信号波形のフーリエ変換は $F_D(\omega) e^{-j\omega \tau_d}$ になる。

従って、ドップラー効果が無い場合に、例えば $F_u(\omega) = F_D(\omega)$ となるよう

にシステムを調整すれば、 $F_u(\omega) e^{j\omega \tau_d}$ と $F_D(\omega) e^{-j\omega \tau_d}$ の測定値から

$\tau_d = T \cdot f_d \cdot T$ つまりドップラー周波数 f_d が求められる。

なお、この説明ではドップラー信号が増加する場合を考えたが、減少する場合には変化する方向が反対になるだけで原理は変わらない。

この原理を用いて、ドップラー周波数を検出する装置を第 14 図に示す。

第 14 図において、アップチャープ信号 1 とダウンチャープ信号 2 が、合成器 61 で合成されて送信される。本発明による伝送線路等を介して試料に送出された信号は受信後、信号 1 はアップチャープ用パルス圧縮システム 64 により圧縮され、ゲート回路 166 で目標位置の信号が取り出される。ダウンチャープ信号 2 もダウンチャープ用パルス圧縮システム 65 により圧縮され、ゲート回路 267 で前記目標位置の信号が取り出される。圧縮パルスの目標位置検出と共に、ドップラー計測を行う場合には、ゲート回路 166 およびゲート回路 267 からそれぞれの目標位置の信号が、時間比較回路 (図示せず) に送出される。時間比較回路により、アップチャープ信号 1 およびダウンチャープ信号 2 にそれぞれに対する時間差により、目標位置におけるドップラ効果の測定を行う。これについては、後で詳しく説明する。

スペクトルによるドップラー周波数検出の場合には、ゲート回路 166 及びゲート回路 267 の出力であるパルスはそれぞれ、標準チャープ信号発生器 70 からの標準チャー

10

20

30

40

50

プ信号（アップチャープ信号１またはアップチャープ信号２）と、畳み込み積分器１　６
８および畳み込み積分器２　６　９において畳み込み積分される。この結果、時間差を有す
るチャープ信号が得られるので、これを混合器７　１に入力して掛け合わせた後、スペクト
ル解析を行う。これにより低周波成分を取り出せば、２つの時間差を有するチャープ信号
のビートを求めることになる。これから目標位置におけるドップラー周波数を求めること
ができる。なお、ゲート回路１　６　６とゲート回路２　６　７の特性を同一にすることによ
り窓関数の影響を最小にできる。

このスペクトル解析についても後で詳しく説明する。

このドップラー効果の測定の信号の伝達には、第２図に示した石英棒を用いることができ
るが、これに限るものではない。

10

これらの信号の送受信には、上述の非線形チャープ信号等を用いたり、サイドローブ抑制
に、上述のパルス圧縮の理想出力波形を用いたサイドローブ抑制処理を行ったりすること
もできる。

この方法を例えば生体の血流の速度検出に対して用いるとき、低濃度の超音波用造影剤（
トレーサ）と併用することにより正確に血流検出ができ、また、位置測定と同時にその位
置における血流が測定できるので、血流の速度分布が求められる。

第１５図において、第１４図におけるゲート回路１とゲート回路２の出力パルスの時間間
隔を比較することによるドップラー周波数測定例を示す。ここでは、あらかじめ送信チャ
ープ信号の中心周波数をずらしておき、ドップラー効果がないときの間隔を基準として、
ドップラー効果の増減とパルス間隔の増減を対応させる。すなわち、第１５図（ｂ）に示
すドップラー効果のない場合の間隔に比べて、ドップラーシフトが正であれば、第１５図
（ａ）に示すように、パルスの間隔が広がり、ドップラーシフトが負であれば、第１５図
（ｂ）に示すように、パルスの間隔が狭くなる。これを検出することにより、目標位置に
おけるドップラー効果を測定することができる。

20

第１６図においてはスペクトル解析によるドップラー周波数測定例を示す。ここでは、あ
らかじめ送信チャープ信号の中心周波数をずらしておき、ドップラー効果がないときのス
ペクトルを基準として、ドップラー効果の増減とスペクトルの推移を対応させた。すなわ
ち、ドップラーシフトがゼロのとき、第１６図（ｂ）に示すように、スペクトルの中心が
１０ＫＨｚとする。ドップラーシフトが正であれば、第１６図（ａ）に示すように、ス
ペクトルの中心が低周波数側にシフトし、ドップラーシフトが負であれば、第１６図（ｃ）
に示すように、スペクトルの中心が高周波数側にシフトする。これを検出することで、ド
ップラー効果による周波数シフト（ドップラー周波数）を検出することができる。

30

〔他の管腔内用システム〕

管腔内用システムに本発明を適用した他の例を、第１７図を用いて説明する。

血管内や尿管内等の管腔を対象とし、機械的に探触子を回転するシステムの超音波内視鏡
においては、カテーテル内に超音波トランスジューサ１０を組み込んで使用する。これは
、第７図に用いたシステムと同様である。このシステムには、伝送線路が一層の可撓性を
有することが望ましいので、Ｌ（０，１）モードを用いて構成する。

これを第１７図に示す。すなわち、２０ＭＨｚ帯においてＬ（０，１）モードは直径１２
５μｍ程度の石英棒の中を伝送する。本実験では直径が１２５μｍで、長さが約６０ｃｍ
の溶融石英棒２０の先端にマッチング層２２（整合用伝送線路）として直径が１５０μｍ
、長さが３７μｍの誘電体線路（Ｓｔｙｃａｓｔ　２６５１ｍｍ）を接着したものをを用い
た。整合層は伝送線路と水とのカップラとしての役割を持つ。この整合層付き伝送線路を
金属管の中に入れて防水処理した。収束レンズ２４として回転楕円対の一部を用いて、そ
の焦点の位置に伝送線路の先端部がくるように配慮した。また、この場合、細い線路に大
振幅の超音波を励起するために、超音波トランスジューサ１０により励起された超音波放
物面ミラー１１を介して溶融石英棒に超音波を送受信した。このレンズは測定対象の試料
の直ぐ近くに置くことができる。超音波トランスジューサ１０により励起された超音波は
、溶融石英棒２０及びカプラーを介して目的領域５５に照射され、反射信号は逆に石英棒
２０中を伝搬して、トランスジューサ１０により再び電気信号に変換される。受信した信

40

50

号が線形チャープ信号になるように送信信号を設定すれば、受信信号は標準的なパルス圧縮フィルタあるいはA/D変換後、信号処理部44による標準的なデジタル信号処理により圧縮パルスに変換される。これを表示装置45で観察することができる。観測した波形の1例を第18図に示す。

第18図(a)は、水中のアルミ板からの反射を観察した例である。伝送端面からの反射Aのあとに、水中のアルミ板からの反射の波形Bがはっきりと観察できる。第18図(b)は、水中のアクリル板からの反射を観察した例であり、第18図(c)は、水中にある $125\mu\text{m}$ の光ファイバを観察した例である。双方とも、伝送端面からの反射波形Aの後に、目的物からの反射の波形C、Dを観察することができる。

このシステムに、送信信号として非線形のチャープ信号を用いたり、受信信号の処理として、上述のパルス圧縮フィルタの理想出力波形を用いたサイドローブ抑制処理を行ったりすることも可能である。

また、上述の2段階圧縮処理を用いることもできる。

産業上の利用可能性

本発明では、チャープ信号を用いる超音波送受信において、伝送線路として可撓性のある導波路型の伝送線路を用い、前記伝送線路を遅延媒質として用いることにより、ある継続時間の長い送信信号と受信信号を時間的に分離することができる。この伝送線路として、両端にテーパのある石英棒を用いるとよい。

伝送線路が長いとチャープ信号が歪むが、非線形のチャープ信号を用いることにより、受信信号における歪みを抑えることが可能である。

また、パルス圧縮の理想出力波形を用いることにより、受信信号のサイドローブ抑制を行うことができる。

複数のチャープ信号を符号化列に従って送信することにより、2段階の圧縮処理が可能となり、よりS/N比の高い受信信号を得ることができる。

その上、アップチャープ信号及びダウンチャープ信号を用いることにより、ドップラー効果を正確に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

第1図は、熔融石英棒中を伝搬する弾性波の分散特性を示すグラフである。

第2図は、石英棒を用いた送信信号と受信信号の分離を説明するための図である。

第3図は、非線形チャープ信号を用いることを説明する図である。

第4図は、サイドローブ抑制を説明するための図である。

第5図は、サイドローブ抑制のシミュレーションを説明する図である。

第6図は、2段階圧縮を説明する図である。

第7図は、管腔内用システムの構成を説明する図である。

第8図は、アップチャープ信号におけるドップラー効果を説明する図である。

第9図は、アップチャープ信号におけるパルス圧縮処理を説明する図である。

第10図は、パルス圧縮の処理結果を説明する図である。

第11図は、ダウンチャープ信号におけるドップラー効果を説明する図である。

第12図は、ダウンチャープ信号におけるパルス圧縮処理を説明する図である。

第13図は、パルス圧縮の処理結果を説明する図である。

第14図は、ドップラー効果の測定を説明する図である。

第15図は、圧縮パルスの時間間隔によるドップラー周波数の測定例である。

第16図は、スペクトルの比較によるドップラー周波数の測定例である。

第17図は、管腔内用システムの他の構成を説明する図である。

第18図は、管腔内用システムの他の構成による波形観察結果の図である。

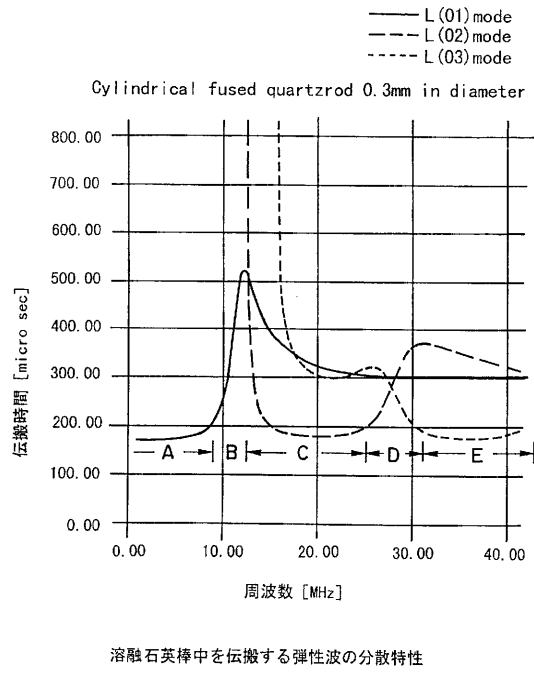
10

20

30

40

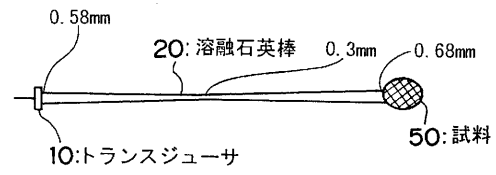
【図 1】



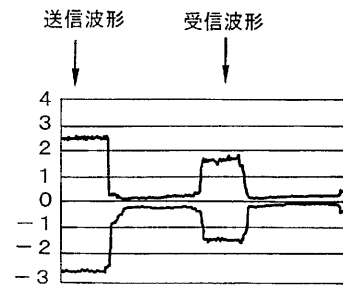
第 1 図

【図 2】

(a) トランスジューサと石英棒の構成

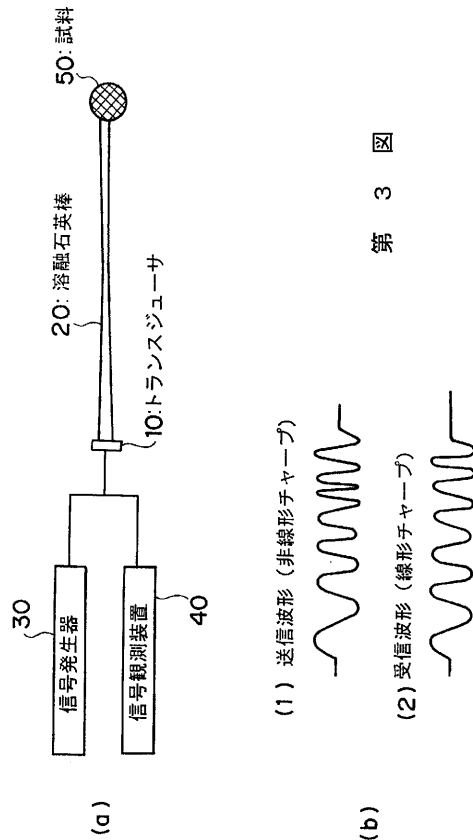


(b) 送信波形と受信波形の分離



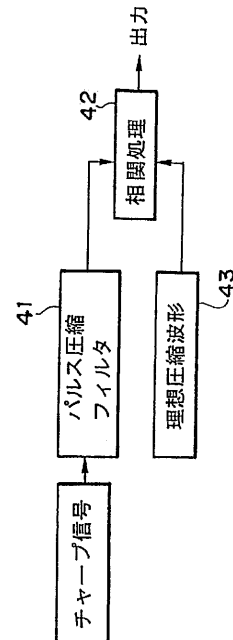
第 2 図

【図 3】



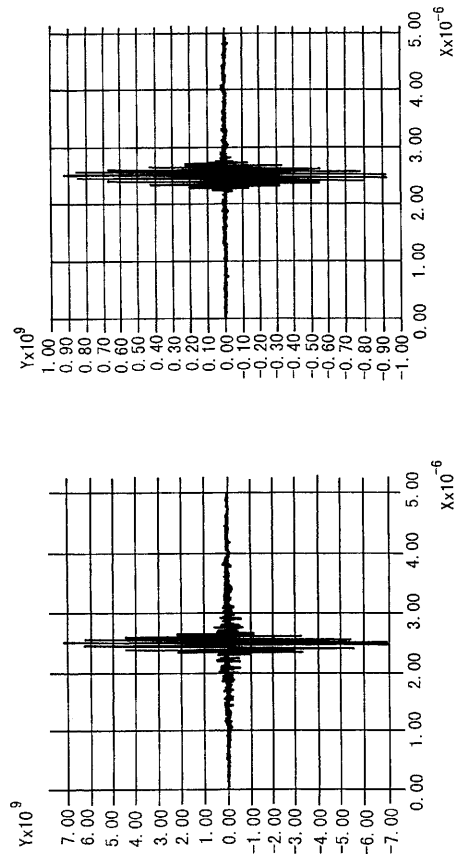
第 3 図

【図 4】



第 4 図

【図 5】

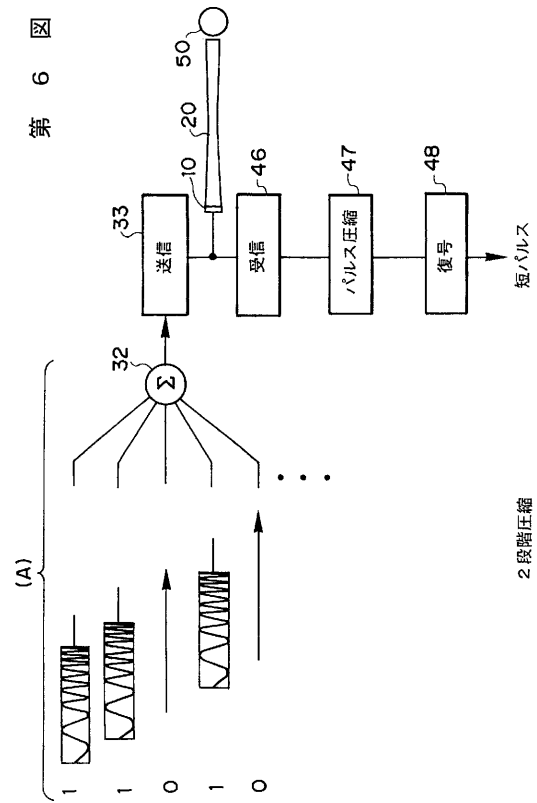


(b)

(a)

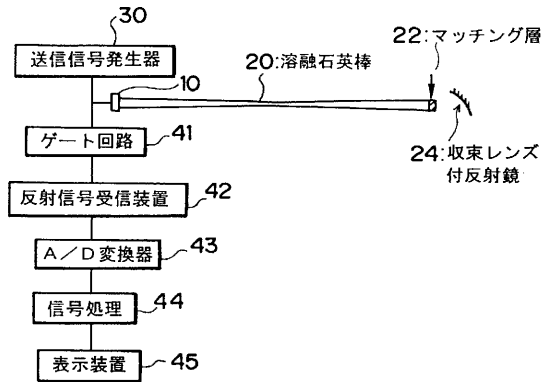
第 5 図

【図 6】



2段階圧縮

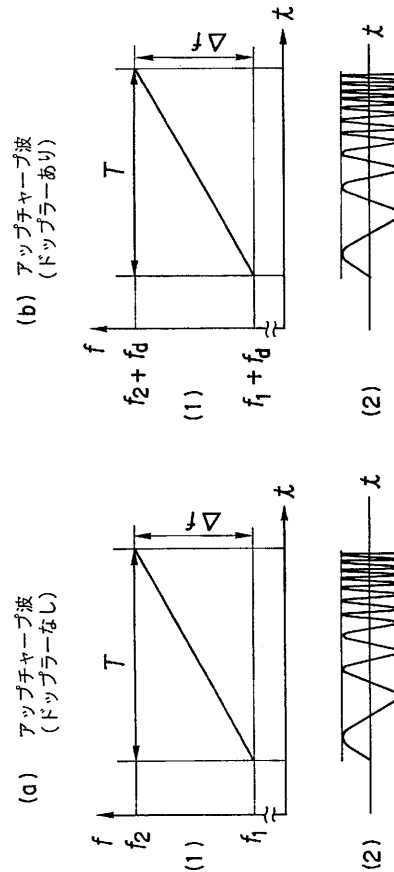
【図 7】



管腔内用システム

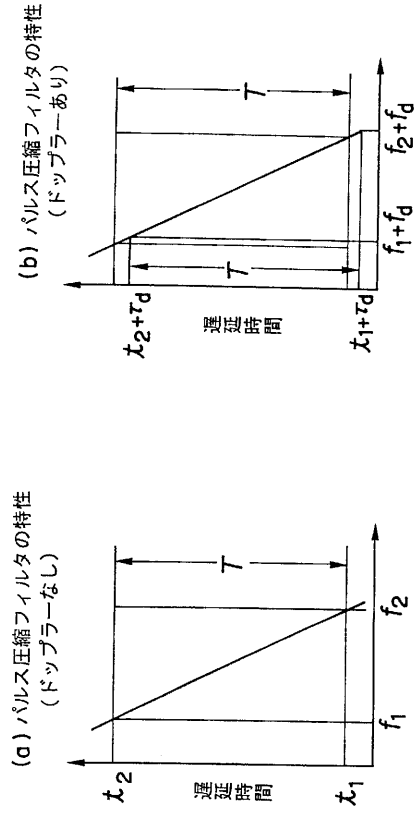
第 7 図

【図 8】



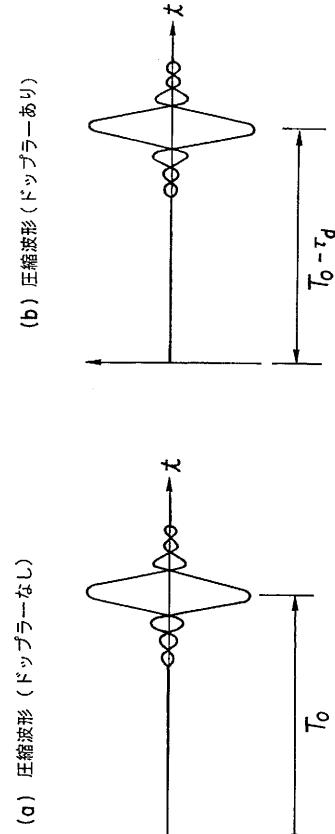
第 8 図

【図 9】



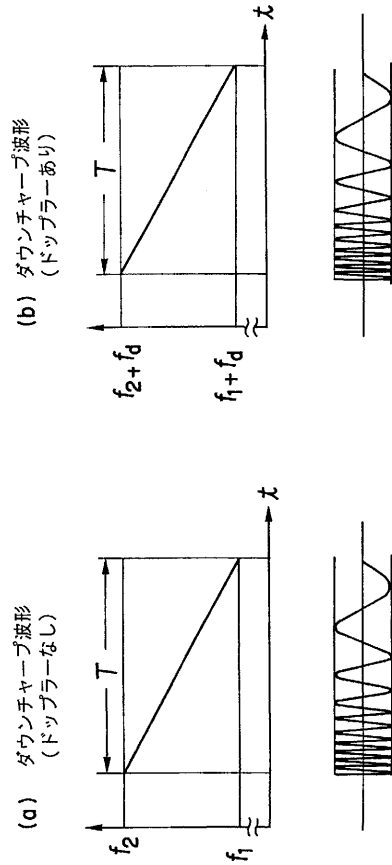
第 9 図

【図 10】



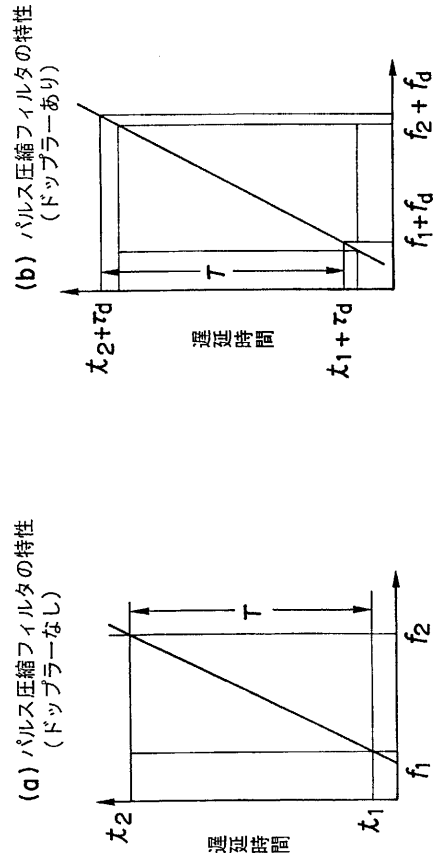
第 10 図

【図 11】



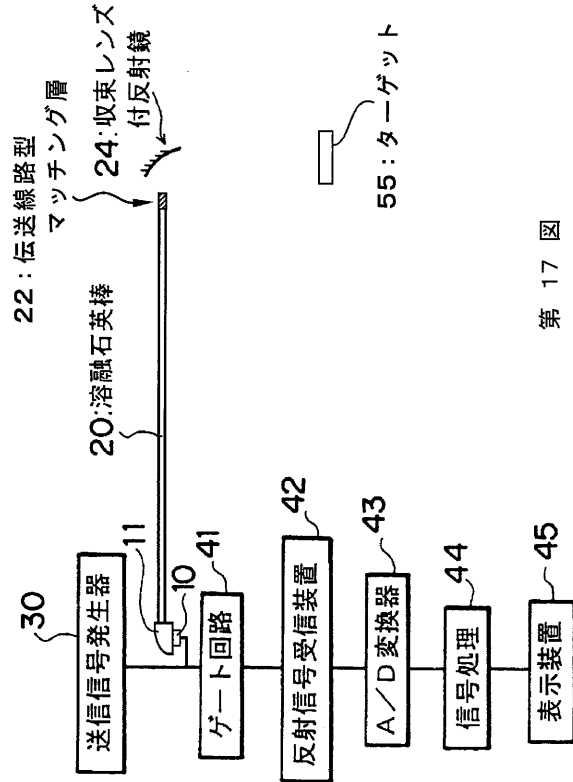
第 11 図

【図 12】



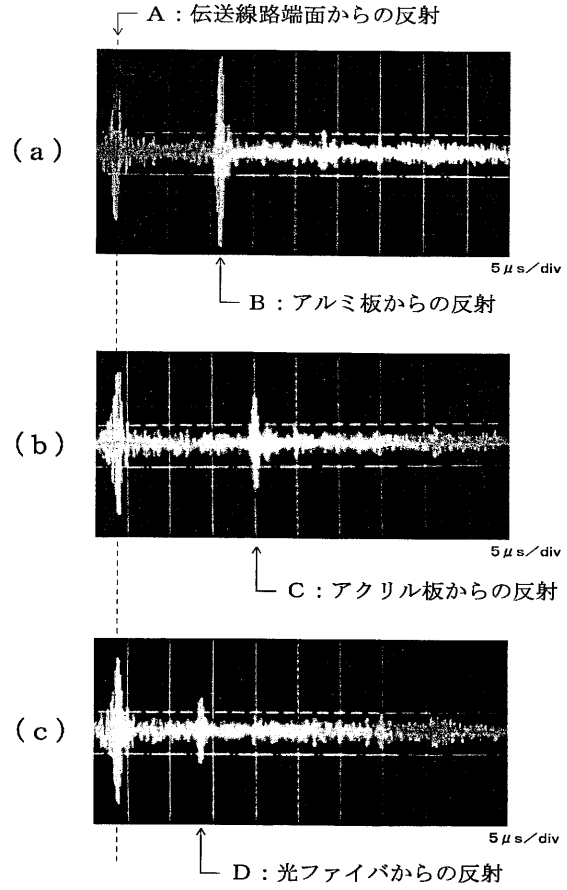
第 12 図

【図 17】



第 17 図

【図 18】



第 18 図

 フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I
G 0 1 S 15/10 (2006.01)		G 0 1 S 15/10
G 0 1 S 15/50 (2006.01)		G 0 1 S 15/50

(56)参考文献 特開昭59 - 225375 (J P , A)

実開平1 - 147806 (J P , U)

特開平3 - 143432 (J P , A)

特開平3 - 162837 (J P , A)

特開平5 - 149963 (J P , A)

Masasumi YOSHIKAWA et al , High Signal-to-Noise Ratio Ultrasonic Point Detection Method using a Fused Quartz Rod as a Pulse Compression Filter and a Sensor , Jpn. J. Appl. P hys. , 1 9 9 7 年 5 月 , vol.36, part 1, no.5B , 3157-3159

吉沢 昌純 他 , 熔融石英棒をパルス圧縮フィルタおよび超音波センサーとして用いる高 S / N 点検出計測法 , 第17回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集 , 1 9 9 7 年 9 月 , 107-108

Tadashi MORIYA et al , A Simple Method for Measuring Complex Acoustic Impedance of Biological Tissues Using a Fused Quartz Rod as a Transmission Line , 1998 IEEE ULTRASONIC S YMPOSIUM , 1 9 9 8 年 1 0 月 , vol.2 , 1389-1392

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

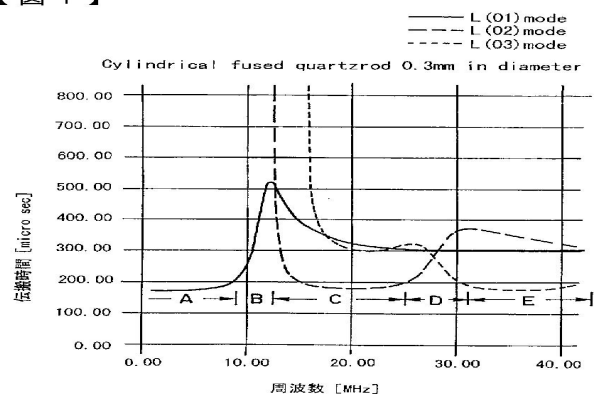
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波发射/接收装置通过脉冲压缩		
公开(公告)号	JP4091302B2	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	JP2001524508	申请日	2000-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
申请(专利权)人(译)	科学技术振兴事业团		
当前申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构		
[标]发明人	守屋正 田川憲男		
发明人	守屋 正 田川 憲男		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06 G01B17/00 G01P5/00 G01S7/521 G01S15/10 G01S15/50 A61B8/00 G01N29/24 G01N29/28 G01N29/34 G01N29/44 G01P5/24 G01S7/52 G01S13/28 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/12 A61B8/4281 G01B17/00 G01N29/2462 G01N29/2468 G01N29/28 G01N29/348 G01N29/4436 G01N2291/017 G01N2291/101 G01P5/24 G01S7/52047 G01S13/28 G01S15/8959 G01S15/8961 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/06 G01B17/00.C G01P5/00.C G01S7/52.A G01S15/10 G01S15/50		
优先权	1999271454 1999-09-24 JP		
其他公开文献	JPWO2001021074A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

如图2 (a) 所示, 根据本发明, 使用石英棒, 其中, 例如, 超声波探头所连接的一侧的端部的直径为0.58mm, 最窄处的直径为0.5mm。长度为0.3毫米, 试样侧末端的直径为0.68毫米, 长度为38厘米。结果, 熔融石英棒20的侧面的直径允许超声换能器10到达L (0 , 3) 模式转换效率的有利范围; 因此, 在该范围内, 直径L可以减小。另外, 石英棒20的与试样50接触的一侧的直径与波长相比足够大, 在其他部分为了获得柔软性而被设定得足够窄。图2 (b) 示出了发送和接收波形。

【 图 1 】



熔融石英棒中を伝搬する弾性波の分散特性

第 1 図