

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5239118号
(P5239118)

(45) 発行日 平成25年7月17日(2013.7.17)

(24) 登録日 平成25年4月12日(2013.4.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-354419 (P2005-354419)
 (22) 出願日 平成17年12月8日(2005.12.8)
 (65) 公開番号 特開2007-151990 (P2007-151990A)
 (43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)
 審査請求日 平成20年11月28日(2008.11.28)

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100109667
 弁理士 内藤 浩樹
 (74) 代理人 100120156
 弁理士 藤井 兼太郎
 (74) 代理人 100137202
 弁理士 寺内 伊久郎
 (72) 発明者 西垣 森緒
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう振動子を含む探触子と、
 前記探触子の振動子を用いて被検体内への前記超音波の送受信を行う送受信部と、
 前記送受信部で得たエコー信号の差分をとるための加算器(減算器)から構成され、
 前記送受信部は、複数の波から構成される第1の送信パルス波形と、前記第1の送信パルス波形の複数の波のうち時間的に最後に相当する波と同一の波形の第2の送信パルス波形とを同一方向に送信し、

前記加算器(減算器)は、前記第1の送信パルス波形に対応するエコー信号のうち、前記時間的に最後に相当する波および前記第1の送信パルス波形送信後の尾引きに対応するエコー信号と、前記第2の送信パルス波形に対応するエコー信号との差分をとった差分信号を取得することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記差分信号に基づき断層画像の処理を行う画像合成部を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信部で得たエコー信号を記憶するメモリを備え、前記加算器(減算器)は、前記メモリおよび送受信部で得たエコー信号の差分をとることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

組織特性を抽出する組織演算部を有し、前記差分信号に基づき前記組織特性の演算を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 および第 2 の送信パルス波形に基づく同一方向へ送受信を行なう際の送信条件を繰返し行ない、その都度前記差分信号を取得するためのメモリおよび切換手段を設けたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

組織特性を抽出する組織演算部を有し、前記第 1 および第 2 の送信パルス波形に基づく同一方向へ送受信を行なう際の送信条件を繰返し行ない、その都度エコー信号の合成を行なうためのメモリおよび切換手段を設けたことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記第 1 および第 2 の送信パルス波形に基づく同一方向への送受信を行ない、前記差分信号を取得する際に、被検体の動きの伴う信号の位相ずれを調整するための遅延手段を設けたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

位相ずれの検出手段に組織演算部を用いたことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

全てのエコー信号を一時的に保持するためのメモリを備え、前記第 1 および第 2 の送信パルス波形に基づく送信条件を変えた同一方向への送受信を複数回行ない、全ての送受信を行なったのちに被検体の動きに伴う位置ずれを補正することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 10】

位相ずれの検出手段に組織演算部を用いたことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、被検体内に超音波を送受信し、信号処理をして表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体内に放射し、受信したエコーから体内の臓器などの形態情報や血液の流れを表示することができるもので、その原理はよく知られている。

【0003】

他の画像診断装置と同様に超音波診断装置においても、細かい部位を描出する性能、分解能が重要なパラメータとなっている。

40

【0004】

分解能には深さ方向の分解能（縦分解能）とそれに直交する方向の分解能（横分解能）があり、縦分解能に関しては送信パルスのパルス長に左右されるところが大きい。パルス長が短いほど縦分解能は向上する。

【0005】

高い縦分解能を必要とする用途に頸部血管の弾性率計測がある。

【0006】

例えば、反射エコー信号の検波出力信号の振幅と位相の両者を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって、高精度に組織の追跡を行ない、拍動による大振幅変位運動上の微小振動を捕らえる方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

50

【 0 0 0 7 】

また、上記の方法をさらに発展させ、心拍による血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密に追跡し、大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差から血管壁の局所弾性率を求める方法や、弾性率の空間分布を断層画像に重畳表示する装置が提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。

【 0 0 0 8 】

弾性率の空間分布を断層画像に重畳表示する装置の構成例を図 8 に示す。

【 0 0 0 9 】

装置は大きく分けて、本体部 1 0 0 と組織追跡部 1 0 1 から構成される。本体部に関しては、通常の超音波診断装置と同様な構成を持つ。

10

【 0 0 1 0 】

本体部 1 0 0 の制御を本体部制御器 1 0 2 が、組織追跡部 1 0 1 の制御を組織追跡部制御器 1 0 3 が行なう。本体部 1 0 0 内には送信パルス発生タイミングを制御することで送信フォーカスを制御するフォーカス制御器 1 0 4、波数を制御する波数制御器 1 2 0、フォーカス制御器 1 0 4 で決定されたタイミングおよび波数制御器 1 2 0 で決定された波数で送信波形を生成する送信トリガ生成部 1 0 5、送信トリガ生成部 1 0 5 で発生されたトリガ信号をもとに高圧の送信パルスを生成する送信パルス生成部 1 2 1、生成された送信パルスを探触子 1 0 7 内の複数の振動子のいずれから送信するかを選択する開口選択スイッチ 1 0 6 により選択された振動子から送信パルスを探触子 1 0 7 で超音波に変換し、図示されない被検体に照射する。

20

【 0 0 1 1 】

被検体内で反射した信号は探触子 1 0 7 により再び電気信号に変換し、受信部 1 0 8 により増幅、空間的な信号選択を行なう。受信部 1 0 8 の出力信号は断層画像処理部 1 0 9 により輝度変調され、断層画像メモリ 1 1 0 に一時的に記憶される。

【 0 0 1 2 】

受信部 1 0 8 の出力信号はその一方で組織追跡部 1 0 1 内の直交検波部 1 1 1 に取り込まれ、参照信号発生器 1 1 2 で発生された参照信号を用いて検波される。直交検波部 1 1 1 の出力は組織追跡部 1 1 3 により場所を同定され、組織特性演算処理部 1 1 4 において弾性率を計算され、弾性率画像に変換され、弾性率画像メモリ 1 1 5 に一時的に記憶される。組織追跡部 1 1 3 および組織特性演算処理部 1 1 4 の処理には心電測定部 1 1 6 により図示されない被検体から取り込まれた心電波形が用いられる。心電波形は画像表示のため波形メモリ 1 1 7 にも記憶される。組織特性演算処理部 1 1 4 での弾性率の計算においては、絶対値計算を行なうために絶対値血圧の数値が必要であり、血圧測定部 1 1 8 のデータが取り込まれる。

30

【 0 0 1 3 】

以上のようにして用意された断層画像データ、弾性率画像データ、心電波形データは画像合成部 1 1 9 により合成され、モニタ 1 2 0 に表示される。

【 0 0 1 4 】

被検体組織の追跡を正確に行なうためには、正確な弾性率を測定できる良好なエコー信号を得ることが前提である。

40

【 0 0 1 5 】

血管壁は概略、図 9 のような構造になっている。体表に近い壁は前壁、深い壁を後壁と呼ぶが、それぞれの壁はエコー反射の強い内膜、エコー反射の弱い中膜から構成されている。後壁において、中膜のエコーは内膜のエコーより微小な時間遅れて受信される。

【 0 0 1 6 】

しかし、一般に診断装置においては、「尾引き」と呼ばれる現象が存在する。尾引きの発生要因はいろいろあるが、ここでは尾引きの大きな原因の 1 つである送信時における尾引きについて図 1 0 を用いて説明する。

【 0 0 1 7 】

図 1 0 (a) は送信回路の原理を示している。振動子に接続されている信号線は、スイ

50

ッチ 1 2 2、スイッチ 1 2 3 に接続されている。スイッチ 1 2 2 の他端は正の高電圧 + H V に、スイッチ 1 2 3 の他端は負の高電圧 - H V に接続されている。

【 0 0 1 8 】

送信パルス発生時には、図 1 0 (b) に示したように、スイッチ 1 2 2 , 1 2 3 が ON する。

【 0 0 1 9 】

図においては、t 1 においてスイッチ 1 2 2 が ON し、t 2 においてスイッチ 1 2 2 が OFF されるとともにスイッチ 1 2 3 が ON する。同様に t 3、t 4 においてスイッチが ON、OFF され、t 5 において両方のスイッチが OFF され、送信パルスの発生が終了する。

10

【 0 0 2 0 】

スイッチ 1 2 2 , 1 2 3 の ON 抵抗は、一般には数 Ω 程度であり、送信パルス発生時には、振動子の接続されている電気回路のインピーダンスは数 Ω と低い。しかし、駆動が終わると、スイッチ 1 2 2 , 1 2 3 が OFF されるので、高インピーダンスとなる。受信回路は常にこの回路に接続されているが、受信回路の入力インピーダンスは一般的には数百 Ω 程度であり、送信パルス発生時に比較して、十分に高インピーダンスである。このため、送信パルス発生後に自由振動のようなものが発生する。波形を図 1 0 (b) の最下部に示す。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 2 2 9 0 7 8 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 1 】

しかしながら、前記従来の構成では、振動子は、この自由振動部分の電圧もかかるため、超音波に変換され、被検体内に放射される。すなわち、送信で用いている波数に対し、振動子が振動している時間が長くなり、深さ方向の分解能が劣化する原因となる。受信回路の入力インピーダンスを下げることにより、インピーダンス整合の問題は解決するが、しかし、この方法においては、送信時の電力が受信回路に流入するために送信パルスの電力ロスが大きくなること、また、受信回路に電力が流入するために受信回路が発熱するという課題がある。

30

【 0 0 2 2 】

また、振動子と駆動する電気回路の整合の問題もある。一般に振動子はケーブルを介して送信回路に接続されるが、ケーブルと振動子間の整合がとれず、尾引きが発生することよく知られている。解決策としてはインダクタンスを振動子に対して並列もしくは直列に挿入する手段が用いられるが（例えば特開平 8 - 2 8 0 6 8 1）、この方法は例えば特開 2 0 0 1 - 1 1 9 7 8 6 に指摘されているように、すべての周波数帯域で整合を取るものではないので、尾引きを完全に抑えることは不可能である。

【 0 0 2 3 】

血管の後壁においては、内膜の強いエコーの尾引きが中膜の弱いエコーと重なるために、中膜の動きを捉えることが困難になる。

40

【 0 0 2 4 】

本発明は前記従来の課題を解決するもので、複数の送受信より良好な受信信号を得、分解能のよい信号により、正確な弾性率情報を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 5 】

本発明は、送信ビームのパターンを変えて異なる受信信号を得、信号処理により分解能の向上を得ることで、課題を解決するものである。

【 0 0 2 6 】

請求項 1 の発明においては、被検体に対して超音波の送受信を行なう振動子を含む探触子と、探触子の振動子を用いて被検体内への送受信を行なう送受信部と、画像合成部と、

50

表示部と、受信した信号を一時的に記憶するメモリと、メモリおよび送受信部で得たエコー信号の差分をとるための加算器（減算器）とから構成され、同一方向に条件を変えた送信パルス波形を用いて得たエコー信号を合成することで分解能を向上させるものである。

【0027】

請求項2の発明においては、請求項1の発明において、組織特性を抽出する組織演算部を有し、同一方向に条件を変えた送信パルス波形を用いて得たエコー信号の差分信号を用いて組織特性の演算を行なうことで組織性状解析に分解能の高い信号を提供するものである。

【0028】

請求項3の発明においては、請求項1の発明において、同一方向へ送受信を行なう際の送信条件を繰返し行ない、その都度エコー信号の合成を行なうためのメモリおよび切換手段を設けることで分解能の向上に加えて、フレームレートの向上を行なうものである。

10

【0029】

請求項4の発明においては、請求項3の発明において、組織特性を抽出する組織演算部を有し、同一方向へ送受信を行なう際の送信条件を繰返し行ない、その都度エコー信号の合成を行なうためのメモリおよび切換手段を設けることで組織性状解析に分解能の高い信号を提供するものである。

【0030】

請求項5の発明においては、請求項1の発明において、同一方向への送受信を行ない、エコー信号の合成を行なう際に、被検体の動きの伴う信号の位相ずれを調整するための遅延手段を設けることで動きのある被検体に対しても有用にしたものである。

20

【0031】

請求項6の発明においては、請求項5の発明において、位相ずれの検出手段に組織演算部を用いることで、組織性状解析に分解能の高い信号を提供するものである。

【0032】

請求項7の発明においては、請求項5の発明において、全てのエコー信号を一時的に保持するためのメモリを備え、送信条件を変えた同一方向への送受信を複数回行ない、全ての送受信を行なったのちに被検体の動きに伴う位置ずれを補正することで、被検体の移動の影響をより小さくしたものである。

【0033】

30

請求項8の発明においては、請求項7の発明において、位相ずれの検出手段に組織演算部を用いることで、組織性状解析に分解能の高い信号を提供するものである。

【発明の効果】

【0034】

本発明の超音波診断装置によれば、深さ方向の分解能を向上させることができ、微細な構造、例えばごく薄い中膜部分の弾性率を精度良く計測することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

以下、本発明の実施について、図面とともに説明する。なお、超音波診断装置の一般的な構成の説明は省略し、本願に関する動作を中心に述べる。

40

【0036】

（実施の形態1）

図1に本実施の形態の超音波診断装置のブロック図を示す。図1では、従来例の図8と比較して、送信トリガ発生部105の後に遅延器124が、受信部108の後にメモリ125と加算器126が付加されている点が異なる。

【0037】

図2に本実施の形態の原理を示す。本実施の形態では、同一方向に2回、送受信を行なう。1回目の送信における波数を例えば2波とし、2回目の送信における波数を1波となるよう、波数制御器120は制御される。また、2回目の送信パルスの発生タイミングが1回目の送信パルス発生のタイミングより、1波分遅れるように遅延器126が設定され

50

る。

【 0 0 3 8 】

自由振動を含んだ送信波形は図 2 に示したようになり、この 2 つの波形の差分を取ると、図 2 の下のような波形となる。この波形は尾引きが少なく、分解能に優れている。

【 0 0 3 9 】

受信信号は送信パルス波形と、反射物の反射特性の重ね合わせであり、送信パルスで差分を取ると同じように、受信でも差分を取ることができる。

【 0 0 4 0 】

1 回目の受信信号はメモリ 1 2 5 に記憶され、2 回目の受信信号と加算器 1 2 6 で差分が取られる。差分により得た信号をもとに、断層画像の処理および、組織性状の演算がなされる。

10

【 0 0 4 1 】

(実施の形態 2)

図 4 に本実施の形態における超音波診断装置のブロック図を示す。図 4 は図 1 の第 1 の実施の形態と比較して、メモリ 1 2 7 およびスイッチ 1 2 8、1 2 9 が設けられている点異なる。

【 0 0 4 2 】

本実施の形態の動作について図 5 を用いて説明する。図 5 は送信波形、受信信号、メモリ 1 2 5、1 2 7 の動作、加算器 1 2 6 の出力を示したものである。

【 0 0 4 3 】

20

送信パルスは、TX 1、3、5 が波数が 1、TX 2、4、6 は波数が 2 となっている。

【 0 0 4 4 】

TX 2、4、6 においては、遅延器 1 2 4 により送信パルスの発生タイミングが 1 波分遅らせている。TX 1 により得られた受信信号 RX 1 はメモリ 1 2 5 に取り込まれる。

【 0 0 4 5 】

次に TX 2 により得られた受信信号 RX 2 はメモリ 1 2 7 に記憶されつつ、スイッチ 1 2 9 が a に設定され、加算器 1 2 6 に入力される。それと同時にメモリ 1 2 5 に記憶された RX 1 の信号が b 側に接続されたスイッチ 1 2 8 を介して加算器 1 2 6 の他端に入力する。加算器 1 2 6 ではこれらの信号の差分が取られ、出力される。

【 0 0 4 6 】

30

さらに TX 3 により得られた受信信号 RX 3 はメモリ 1 2 5 に記憶されつつ、スイッチ 1 2 8 が a 側に接続され、加算器 1 2 6 に入力される。このとき同時にメモリ 1 2 7 に記憶された RX 2 の信号が、b 側に切換えられたスイッチ 1 2 9 を経由して加算器 1 2 6 の他端に入力され、RX 3 と RX 2 の差分が取られる。

【 0 0 4 7 】

このようにして、毎回の TX について差分出力を得ることができ、フレームレートを落とすことなく、分解能の良い信号を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

(実施の形態 3)

図 6 に本発明の第 3 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図を示す。図 6 は第 1 の実施の形態と比較して、遅延器 1 3 1、1 3 2 および遅延器 1 3 1、1 3 2 の遅延量を計算する遅延量計算器 1 3 3 が付加されている点異なる。

40

【 0 0 4 9 】

被検体内の同一部位に向けて複数回の送受信を行なう際に、被検体が動いた場合、被検体内の反射物と探触子の距離が変化し、正しい演算が行なわれない。そこで、本実施の形態においては、1 回目の受信信号を遅延させる遅延器 1 3 2、2 回目の受信信号を遅延させる遅延器 1 3 3 を設けた。これらの遅延器で遅延される時間は、遅延時間計算器 1 3 3 で計算される。本発明はもともと組織追跡部 1 1 3 を備えており、組織の移動を検出することが可能であり、この情報を用いて遅延時間を計算すればよい。

【 0 0 5 0 】

50

(実施の形態 4)

図 7 に本発明の第 4 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図を示す。本実施の形態においては第 3 の実施の形態に較べ複数のメモリ 1 3 4、1 3 5 が設けてある点が異なる。

【0051】

本実施の形態では、同一方向に送受信する回数分のメモリを設けておく。例えば波数 1 の送信と波数 2 の送信をそれぞれ 4 回行なうならば、メモリ 1 3 4、1 3 5 はそれぞれ 4 回分の受信信号を取りこめるように設けておく。

【0052】

同一方向の送受信を全て終えてから、組織追跡部 1 1 3 で得た被検体の移動情報をもとに遅延時間を遅延器 1 3 1、1 3 2 に設定し、メモリ 1 3 4、1 3 5 から記憶させた受信信号を取り出して、加算器 1 2 6 で差分を取る。組織追跡部 1 1 3 で行なう演算については、送受信を行なうと同時に計算してもよいし、あとからメモリ 1 3 4、1 3 5 のデータを読み出して行なっても良い。

【0053】

以上の実施の形態においては、血管壁の分解能の向上を例として説明したが、深さ方向に高い分解能が要求される用途、たとえば皮下組織の構造観察などにおいても同様に用いることができる。

【産業上の利用可能性】

【0054】

本発明は上記実施の形態より明らかなように、同一方向に送信条件を変えて複数回送受信を行ない、受信信号の差分を取ることで、深さ方向に高い分解能を持つ、質の高い超音波画像を得る超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図 2】本発明の原理を示す説明図

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置の動作の説明図

【図 4】本発明の第 2 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図 5】本発明の第 2 の実施の形態における超音波診断装置の動作の説明図

【図 6】本発明の第 3 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図 7】本発明の第 4 の実施の形態における超音波診断装置のブロック図

【図 8】本発明の従来例における超音波診断装置のブロック図

【図 9】頸部血管の構造を表す説明図

【図 10】本発明の従来例における送信回路とその問題点を示す説明図

【符号の説明】

【0056】

- 1 0 0 本体部
- 1 0 1 組織追跡部
- 1 0 2 本体制御器
- 1 0 3 組織追跡部制御器
- 1 0 4 フォーカス制御器
- 1 0 5 送信トリガ発生部
- 1 0 7 探触子
- 1 0 8 受信部
- 1 0 9 断層画像処理部
- 1 1 0 断層画像メモリ
- 1 1 1 直交検波部
- 1 1 2 参照信号発生器
- 1 1 3 組織追跡部

10

20

30

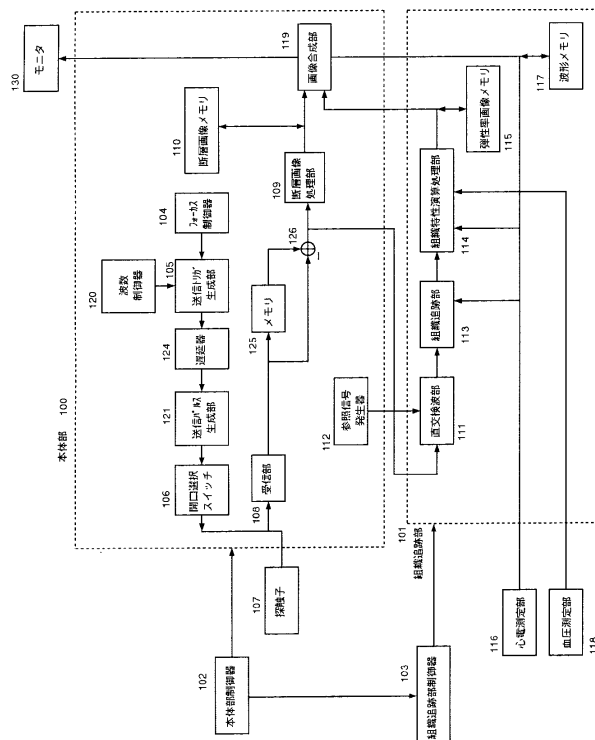
40

50

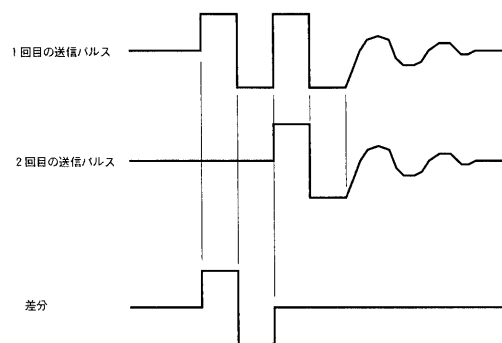
- | | |
|---------------|-----------|
| 1 1 4 | 組織特性演算処置部 |
| 1 1 5 | 弾性率メモリ |
| 1 1 6 | 心電測定部 |
| 1 1 7 | 波形メモリ |
| 1 1 8 | 血圧測定部 |
| 1 1 9 | 画像合成部 |
| 1 2 0 | 波数制御器 |
| 1 2 1 | 送信パルス発生部 |
| 1 2 2 , 1 2 3 | スイッチ |
| 1 2 4 | 遅延器 |
| 1 2 5 , 1 2 7 | メモリ |
| 1 2 6 | 加算器 |
| 1 2 8 , 1 2 9 | スイッチ |
| 1 3 0 | モニタ |
| 1 3 1 , 1 3 2 | 遅延器 |
| 1 3 3 | 遅延時間計算器 |

10

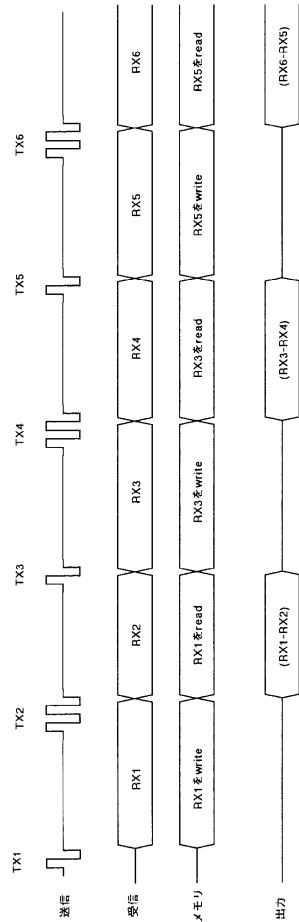
【 図 1 】



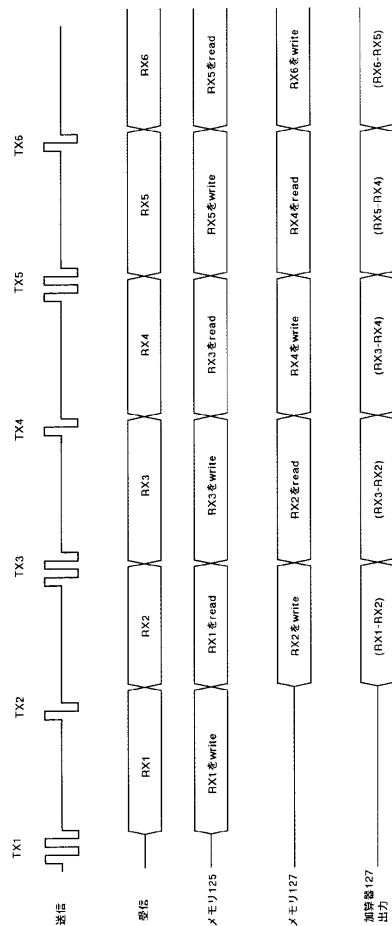
【圖 2】



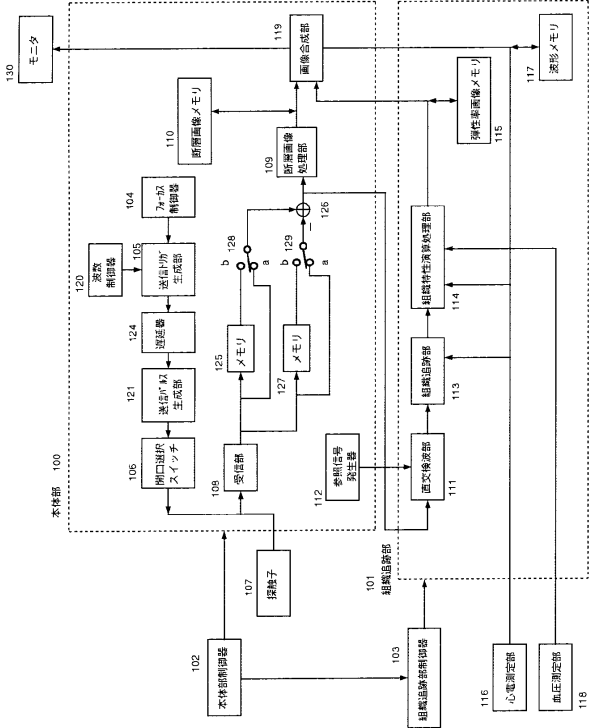
【図 3】



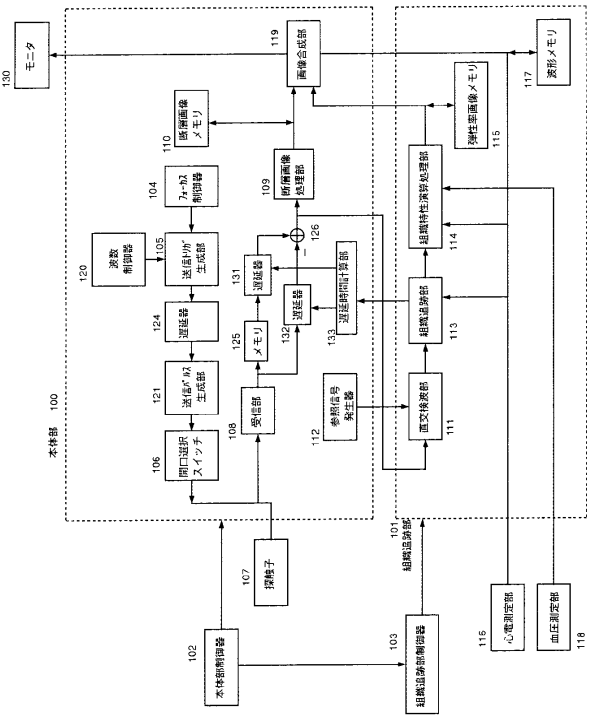
【図 5】



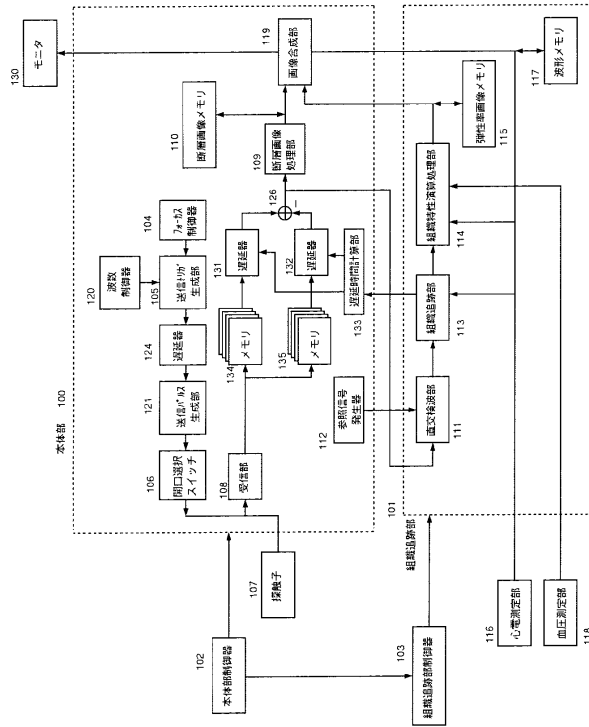
【図 4】



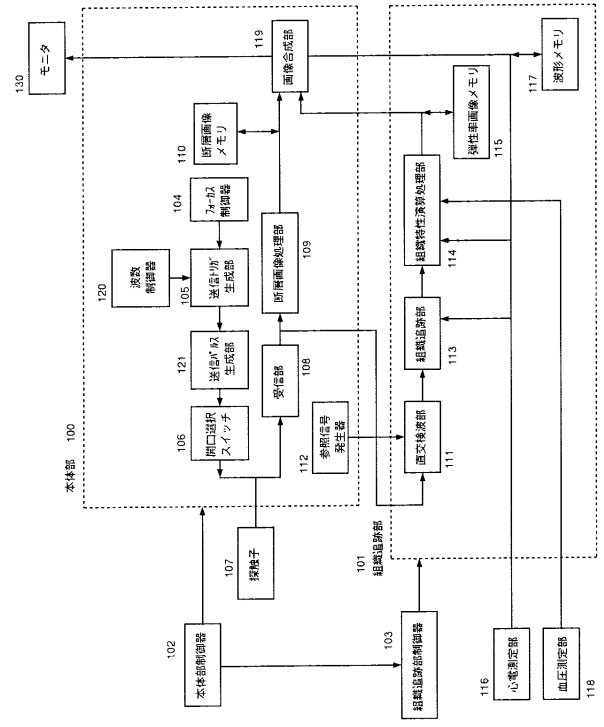
【図 6】



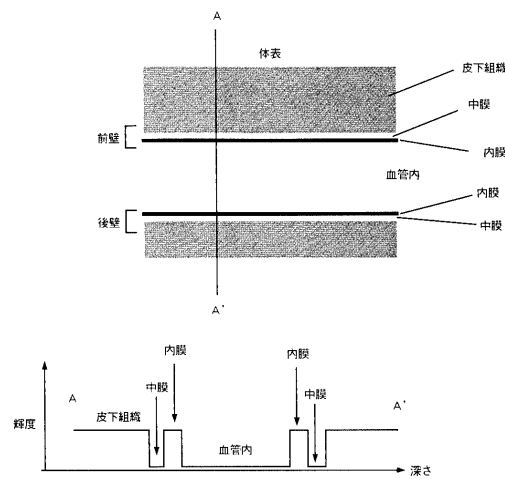
【図 7】



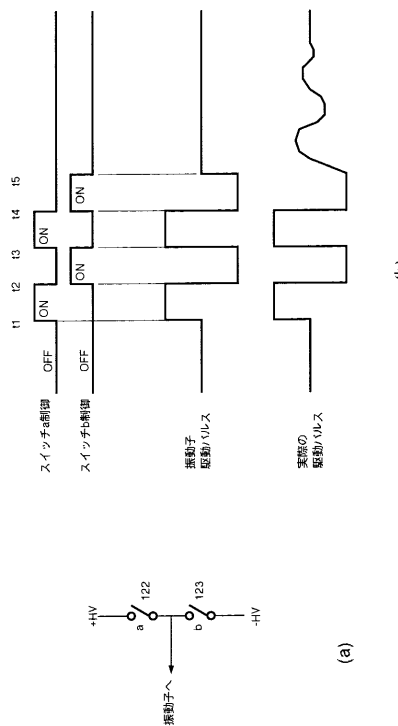
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭58 - 103440 (J P , A)
特開昭60 - 114244 (J P , A)
特開平1 - 242042 (J P , A)
特開平9 - 131344 (J P , A)
特開平10 - 295694 (J P , A)
特開2000 - 93430 (J P , A)

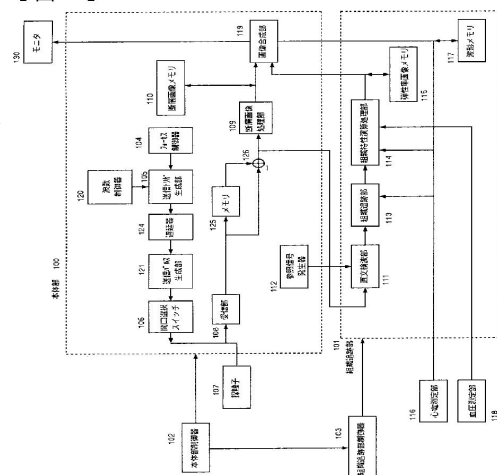
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5239118B2	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	JP2005354419	申请日	2005-12-08
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/HH04 4C601/HH08 4C601/HH12 4C601/JB45 4C601/LL05		
代理人(译)	内藤裕树 藤井 兼太郎 寺内 伊久郎		
其他公开文献	JP2007151990A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查仪，可以防止传输波形因传输拖尾而变长，提高深度方向分辨率，并通过提高分辨率准确显示弹性模量。
ΣSOLUTION：超声波检查仪在改变传输条件的同时，在同一方向上多次进行发送和接收。通过对获得的接收信号进行差分，超声波检查器取消了尾部，并实现了等效的短传输脉冲。超声波检查仪通过对象的移动来计算探头和反射物体之间的距离的变化，并通过延迟接收信号来调整定时，并提高算术精度。Σ

【 図 1 】



【 図 2 】

1 眼目の送信パルス
 2 眼目の送信パルス
 差分