

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 10180

( P2003 - 10180A )

(43)公開日 平成15年1月14日 (2003.1.14)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-ト* ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	502	G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 10 L ( 全 6 数 )

(21)出願番号 特願2001 - 203742(P2001 - 203742)

(22)出願日 平成13年7月4日 (2001.7.4)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 篠村 隆一

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72)発明者 馬場 博隆

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72)発明者 玉野 聡

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

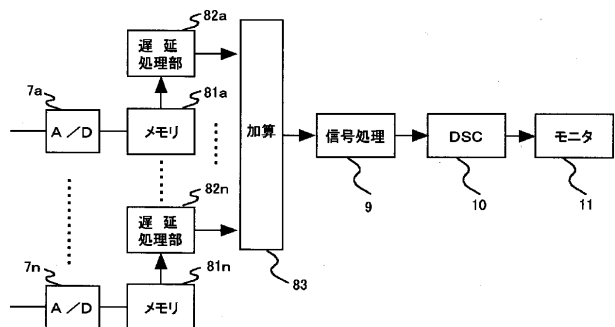
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像装置

(57)【要約】

【課題】 デジタル整相手段を備える超音波信号処理装置において、通常の音速に基いて遅延処理した画像と補正した音速に基いて遅延処理した画像とを同時に比較観察することを可能とする。

【解決手段】 受信信号を増幅し、A / D変換器7によってデジタル信号に変換された受信信号を、順次メモリ82に書き込み、該メモリ82より受信信号を読み出し、遅延処理をする受信整相手段を具備した超音波撮像装置において、前記各A / D変換器7の後段に受信信号を記憶するメモリ82を並列に具備するとともに、一方のメモリの受信信号は生体の平均音速に基づく遅延データにより遅延処理を施され、他方のメモリの受信信号は前記平均音速とは異なる音速に基づく遅延データにより遅延処理を施される。そして、異なる遅延データによって遅延処理された受信信号は別個に画像形成され、モニター11へ同時に表示される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の超音波振動子を有し、該複数の超音波振動子を駆動して超音波を送波し、被検体からの反射エコーを前記複数の超音波振動子で受信し、この受信エコー信号を画像処理して画像化する超音波診断装置において、アナログデジタル変換器によってデジタル信号に変換された超音波振動子の受信信号を個別に保持するメモリと、このメモリより読み出された受信信号に対し生体内の音速の異なった遅延データで遅延処理をする遅延処理部と、前記異なった遅延データで遅延処理された信号をそれぞれ画像化する手段と、前記画像化されたそれぞれの画像を同時に表示する画像表示手段とを備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療画像診断に用いられる超音波診断装置や物体を非破壊検査する非破壊検査装置などの超音波を用いて生体や物体の内部を画像化する超音波撮像装置に係わり、特にデジタル信号処理技術を用いて高画質の断層像を得ることができる超音波撮像装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】超音波撮像装置は、複数の超音波振動子が配列されて成る超音波探触子を有している。前記配列振動子へ超音波送信のためのパルス信号を超音波が送波フォーカス点へ収束させられてビームを形成するように送信整相部を介して供給し、各振動子を励振させることにより、超音波を被検体内へ送信する。被検体内へ送信された超音波は被検体中を伝播し、被検体内の音響インピーダンスが異なる部位の境界でその一部が反射してエコーとなって配列振動子によって受信される電気的なエコー信号となって探触子から出力される。エコー信号は受信回路に導かれ、増幅されて良好なダイナミックレンジを有した信号とされ、A/D変換器でデジタル信号に変換される。デジタル化されたエコー信号は受信整相部によりデジタル的に遅延及び位相制御された後、加算処理されて受信ビームとされる。この受信ビーム信号は信号処理部でlog圧縮や、フィルタリング、補正などを施された後、スキャン変換部において座標変換、画像データの補間処理等を施されてモニタの画面へ画像として表示される。

【0003】以上で述べた送信整相部、受信整相部における遅延データは、各振動子からフォーカス点までの距離差を媒体中を伝播する超音波の仮定音速で割算をし、時間変換したのとなっている。しかし、媒体である被検体、特に脂肪組織や筋肉組織を有する生体組織においては、伝播音速（以下、音速と記す。）が各組織において均一ではなく、さらに、被検者には肥満体質或いは筋肉体質の個人差があり、この個人差によっても音速が仮定値と大きく異なることがある。その場合、被検体に対

し送受信される超音波の理想的なフォーカス制御が行われず良好な画像が得られないものであった。

【0004】仮定の音速ではフォーカスの合わない領域に対し自動的にフォーカスを合わせることができる超音波撮像装置が提案されており、その例としては、例えば特願平4-252576号公報がある。これは、人体を不均一媒質とみなし、被検体に応じて遅延時間調節を行うものである。この方法によると、自動的に最適なフォーカシングを行なうことができる。

【0005】また、受信整相部において行なわれる遅延時間制御の遅延精度は10ns以下が必要であり、この遅延精度を確保するためにA/D変換器は100MHzのサンプリング周波数が必要である。しかし、40MHz程度のA/D変換器を組み込んだ現実の超音波撮像装置では、40MHzでサンプリングし10nsの遅延精度を得るために補間演算が必要であり、受信整相部は大規模なASICより実現されていた。

## 【0006】

【発明が解決しようとしている課題】しかし、特願平4-252576号公報に開示された方法は、通常の仮定音速値による遅延時間制御による画像と、被検体内の不均一媒質による遅延時間誤差を補正した画像とを瞬時に比較することができない。特に、前記の如く自動的に遅延時間誤差を補正する場合は、計測がうまくいっていない場合、逆に画像を劣化させることが生ずる。

【0007】さらに従来の超音波撮像装置では、探触子の各振動子で受信された信号を専用ASICにより構成された整相部を介して超音波ビーム信号として画像処理して表示するようになっているため、同じ受信信号に対し異なった処理を行なって複数の画像を同時に観察することができなかった。

【0008】そこで、本発明は、画像取得のために超音波ビームの1走査の各素子からの受信信号に対し異なった整相処理を同時に施し、それにより得られた複数の画像を同時に観察することができる超音波撮像装置を提供することを第1の目的とする。

【0009】さらに詳しくは、本発明は、仮定音速値による遅延時間制御で取得された画像と、被検体内の不均一媒質による遅延時間誤差を自動的に補正して得られた画像とを比較観察しながら検査を行なうことができる超音波撮像装置を提供することを第2の目的としている。

## 【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために本発明は、複数の超音波振動子を有し、該複数の超音波振動子を駆動して超音波を送波し、被検体からの反射エコーを前記複数の超音波振動子で受信し、この受信エコー信号を画像処理して画像化する超音波診断装置において、アナログデジタル変換器によってデジタル信号に変換された超音波振動子の受信信号を個別に保持するメ

モリと、このメモリより読み出された受信信号に対し生体内の音速の異なった遅延データで遅延処理をする遅延処理部と、前記異なった遅延データで遅延処理された信号をそれぞれ画像化する手段と、前記画像化されたそれぞれの画像を同時に表示する画像表示手段とを備えたことを特徴としている。

【0011】そして、好ましくは、前記A/D変換器の後段には受信信号を記憶するメモリを並列に具備され、並列に設けられたメモリのうち一方のメモリに記憶された受信信号に対しては、あらかじめ設定された条件で遅延処理されて受信ビーム信号がけいせいされ、他方のメモリに記憶された受信信号に対しては、前記設定条件とは異なった条件で遅延処理がされて受信ビーム信号が形成される。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を、図面を用いて詳細に説明する。図4は超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図4において、1は超音波探触子であり、複数の超音波振動子を備え、送波信号の供給をうけて被検体へ超音波を送信し、その反射波を受信し電気信号に変換して出力するものである。2は送信部であり、前記送波信号を生成する。3は送信整相部で、図示を省略された制御部の指令によって送波信号へ遅延時間を与え、送信される超音波のフォーカス制御を行うものである。4は送受分離回路であり、送信時には送波信号を探触子1へ通過させ、受信時には受信信号を受信処理系へ通過させるものである。5は切替スイッチ回路であり、遅延制御された送波信号をどの振動子へ供給するかを選択するものである。6は受信増幅回路であり、振動子から出力された微弱な受信信号を増幅するものである。7はA/D変換器であり、受信増幅回路7から出力された受信信号をA/D変換するものである。

【0013】8は受信整相部であり、A/D変換器7から出力された受信信号に対し遅延処理と加算処理を行い受信ビーム信号を作成するものである。9は信号処理部であり、log圧縮、フィルタリング処理、補正等の各種処理を受信ビーム信号へ施す、すなわち画像データの前処理を受信ビーム信号へ施すものである。10は画像データを作成すると共に、この画像データを表示装置の表示動作に同期して読み出すデジタルスキャンコンバータ(DSC)である。11は画像や各種データを表示するモニタである。

【0014】次に、本発明の要部について図面を用いて説明する。図1は、本発明の超音波診断装置における受信信号処理部の構成としての第1の実施例を示すブロック図である。図1において、7a, ..., 7nは超音波探触子1において1回の送受信において駆動される超音波振動子毎に設けられ、各振動子から出力された受信信号をデジタル化するA/D変換器である。各振動子で受信された受信信号はA/D変換7a, ..., 7nでデジタル

化され、メモリ81a, ..., 81nに順次記憶される。これらのメモリのそれぞれは、1本のラスト(超音波ビーム)の最大受信深度までを超音波が伝播する時間をA/D変換器7のサンプル時間間隔で割ったワード数以上を有するようにするか、あるいは、最大遅延時間をサンプル時間間隔で割った値のワード数以上にしてもよい。さらには、1画面を形成するサイズであってもよい。たとえば、A/Dが8ビットで20MHz(50ns)サンプルの場合、1ラストの最大表示深度までの超音波伝播時間が200μsとすると、最低限4kワードのメモリを採用する。

【0015】これらのメモリに記憶された受信データは順次遅延処理部82a, ..., 82nに読み出され、予め設定された遅延処理方法(補間)で遅延処理され出力される。同様な遅延処理をされ、位相を揃えられた複数の素子からの各受信信号は加算部83で加算され、S/Nの良好な受信ビーム信号とされ、信号処理部9へ出力され、信号処理部9で画像信号とするための処理をされ、画像データ化される。

【0016】この遅延処理は、遅延データを変更して複数回実行される。例えば、最初の遅延処理は生体の平均音速に基づいて計算された遅延データにより受信ダイナミックフォーカスが行われ、その結果は信号処理部9へ出力され、画像化前処理をされて、DSC10内へ画像データとして書き込まれる。この処理に引き続いて、メモリ81a, ..., 81nから遅延処理部82a, ..., 82nへ受信信号が読み出され、遅延処理部82a, ..., 82nにおいて図示を省略された遅延制御部またはCPUから供給された前記平均音速とは異なる音速に基づいて計算された遅延データにより受信ダイナミックフォーカスが行われる。その結果は信号処理部9へ出力され、画像化前処理を施されてDSC10内へ画像データとして書き込まれる。そして、DSC10へ書き込まれた2つの画像データは読み出されてモニタ11の画面へ同時に表示される。

【0017】この遅延処理部82a, ..., 82nは、専用ASICで実現してもよいし、汎用FPGA(Field Programmable Gate Array)で実現してもよい。また、DSP(Digital Signal Processor)を用いてソフト処理することも可能である。例えば、遅延処理部82a, ..., 82nがFPGAであれば、FPGAを実現する回路ファームデータを複数用意し、被検体に応じて回路ファームデータを選択し、FPGAを書き換えることで整相方式を変更できる。また、DSPの場合は、整相アルゴリズムをソフト記述し、それを複数持たせ前記ソフトを選択することで、容易に整相方式を変更できる。例えば、周波数シフトの激しい患者に対しては、周波数に応じた補間方法は整合が複雑になるため、波面同期サンプル方式として、FPGAにはA/D変換のサンプリングクロックを微小遅延できる回路を組み込むことで実現す

ることができる。

【0018】次に、本発明の第2の実施形態を、図2を参照して説明する。これは、メモリと遅延処理部を並列に持った例であり、図2に示すように、前記A/D変換器7a, ..., 7nの各々の後段には、メモリと遅延処理部からなる系が複数並列に設けられている。この構成では、各A/D変換器の後段に設けられたメモリと遅延処理部からなる系の各遅延処理部には制御部より異なった遅延データが供給される。すなわち、全体として複数系統の遅延処理部が備えられることとなり、それぞれの系は異なる音速により受信フォーカスを行うこととなる。例えば、ある系統の遅延処理部へは生体の平均音速で計算された遅延データを供給し、他の系統の遅延処理部へは前記平均音速とは異なる音速で計算された遅延データが供給される。そして、各系統毎に遅延処理された信号は、加算回路83a, 83bへ入力され、それぞれ受信ビーム信号とされ、それぞれ信号処理部9a, 9bへ入力されて画像化の前処理が行われる。そして、画像化前処理をされた各信号は信号処理部9a内の後段に設けられたメモリを有するDSC10を介してモニタ11の表示画面へ並べて表示される。これにより第1の実施形態と同様に、異なる整相手段によって処理された画像を同時に観察することができる。なお、この例では、加算部及び信号処理部はそれぞれの遅延処理部に対応して備える例を説明したが、加算部と信号処理部を1系統にして時分割処理するようにしても良い。

【0019】図3はこの第2の実施形態の変形例である第3の実施形態を示す。この図3に示す構成は、図2に示す構成において、各A/D変換器7a, ..., 7nの後段に並列にもうけられたメモリ、例えばメモリ81a-1, 81a-2において、メモリ81a-1のみへ遅延処理部82a-1を設け、メモリ81a-2へは遅延処理部を設けずに、メモリ81a-2に記憶された内容を別のメモリ処理手段100へ入力して処理するようにしたものである。メモリ処理手段100は、メモリ81a-1, ..., 81n-1よりも大きなメモリ空間を有し、このメモリ空間へ送られてきたデータをCPUの制御の下で処理するものである。この場合、高速転送、高速演算処理ができればこのメモリ処理手段による信号もリアルタイムで表示できる。しかしそれらが不可能な場合には、遅延処理部82a-1, ..., 82n-1の系統により処理された信号に基づく画像を先にDSC10のメモリへ記憶し、メモリ処理手段100で遅延処理部82a-1, ..., 82n-1とは異なる遅延処理によって生成された受信ビーム信号を画像化し、DSC10において両者の画像を合成し、その合成画像をモニタ11へ表示することができる。例えば、本来の構成の遅延処理部82a-1, ..., 82n-1には生体の平均音速による遅延データを用いて受信信号の遅延処理を行い、遅延処理部82a-1, ..., 82n-1の遅延処理によって得ら

\*れた信号を遅延誤差検出回路（例えば、隣接素子の相互相関により検出する公知の遅延誤差検出回路）110へ入力し、それにより得られた遅延誤差を修正して得られた修正遅延データをメモリ処理部100のデータに対し適用し、画像化する。

【0020】このことにより、同一の受信データに対し、遅延データの補正前後の画像が同時に観察でき、補正による効果の確認、あるいは補正の妥当性を判定することができる。判定は、ユーザーの主観でも良いが、画像のヒストグラムによる比較、スペックルパターンとの空間周波数の分析により自動判定（いずれも閾値をもうけて判定する）することでも可能である。なお画像の表示の態様としては、通常は遅延データの補正前の画像は表示せずに補正後の画像のみを表示し、装置の操作者が希望するとき、例えば補正後の画像のS/Nが悪く計測値に信頼性ない場合に本動作を行い、音速を種々変更して画像のS/Nが良くなったら、補正遅延データを固定して検査ができるようにしても良い。

【0021】尚、本発明は、上記で説明した実施例に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能である。

【0022】

【発明の効果】本発明によれば、アナログデジタル変換器によってデジタル信号に変換された受信信号を、順次メモリに書き込み、該メモリより受信信号を読み出し、遅延処理をする受信整相手段を備えた超音波診断装置において、探触子の各振動子によって受信された信号を記憶するメモリを並列に具備し、並列にあるメモリのうちの一方の受信信号に対しては、あらかじめ設定された条件で遅延処理された画像作成に使用し、他のメモリの受信信号に対しては前記設定条件とは異なった条件で遅延処理できるので、通常の整相処理をした画像と、同じ受信信号に対し他の条件の整相処理をした画像とを比較観察できるので、遅延誤差補正の良否判定や、効果確認が容易にできる。

【0023】また、遅延処理部を汎用演算器（たとえばDSP, FPGA）で実現することでソフト変更、ファームウェア変更により条件に応じて最適な遅延処理法を選択でき、高画質化が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の超音波診断装置の本発明に係わる要部構成の第1の実施形態を示すブロック図である。

【図2】本発明の超音波診断装置の本発明に係わる要部構成の第2の実施形態を示すブロック図である。

【図3】本発明の超音波診断装置の本発明に係わる要部構成の第3の実施形態を示すブロック図である。

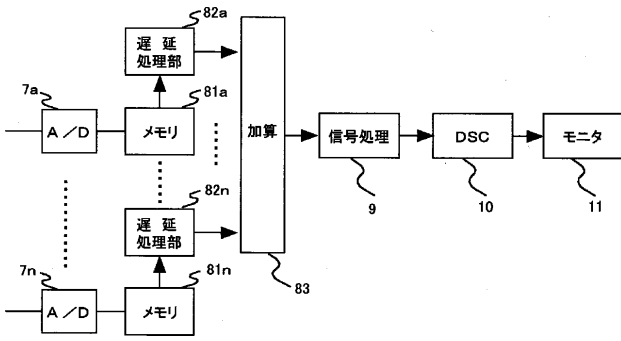
【図4】超音波撮像装置の概略構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

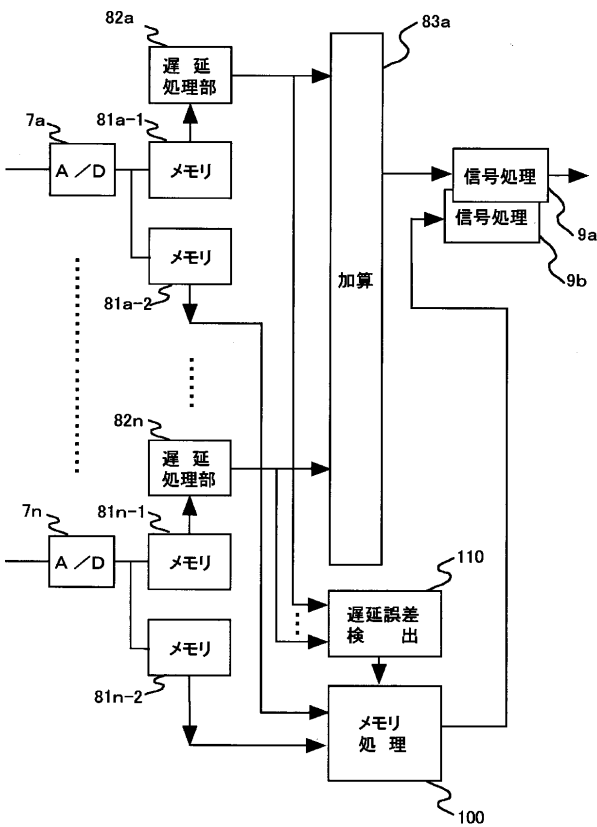
1...超音波探触子

- 7...A/D変換器
- 8...受信整相部
- 9...信号処理部
- 10...DSC
- 11...モニタ

【図1】

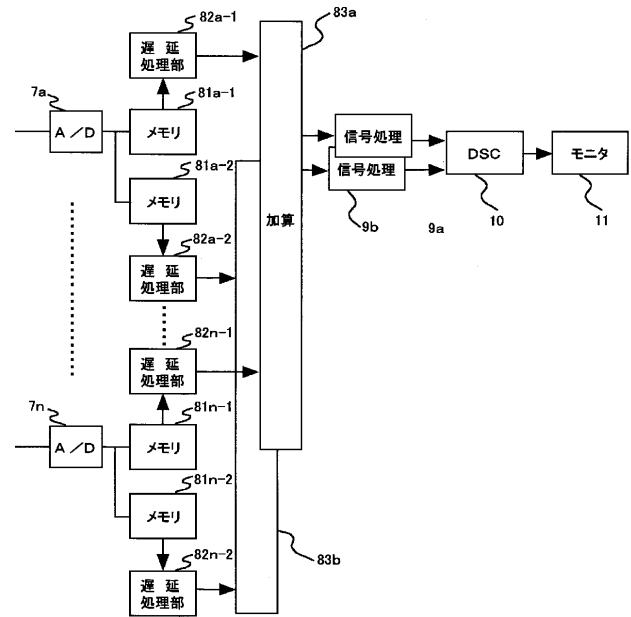


【図3】

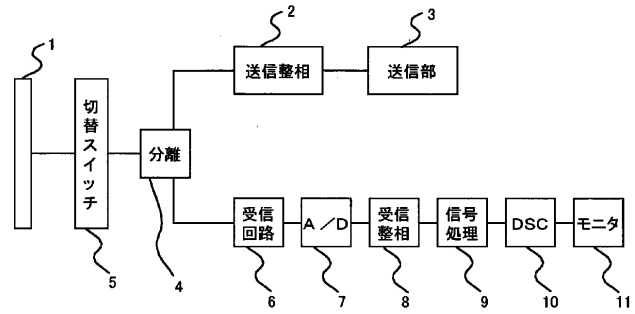


- \* 81...メモリ
- 82...遅延処理部
- 83...加算回路
- 100...メモリ処理手段
- \* 110...遅延誤差検出回路

【図2】



【図4】



## フロントページの続き

Fターム(参考) 2G047 AC13 BC02 BC07 GB02 GF18  
GF22 GG09 GG19 GG21 GG30  
GH06  
4C301 AA02 EE20 GB02 HH24 HH25  
HH33 HH37 JB19 JB28 JB29  
JB35 JB50 KK03 KK13 LL04  
LL05  
5J083 AA02 AB17 AC08 AC29 AD13  
BB15 BC13 BC19 BE08 BE50  
BE53 BE57 CA12 DC05 EB02

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003010180A</a>	公开(公告)日	2003-01-14
申请号	JP2001203742	申请日	2001-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	篠村隆一 馬場博隆 玉野聡		
发明人	篠村 隆一 馬場 博隆 玉野 聡		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/22 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52049 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.502 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC02 2G047/BC07 2G047/GB02 2G047/GF18 2G047/GF22 2G047/GG09 2G047/GG19 2G047/GG21 2G047/GG30 2G047/GH06 4C301/AA02 4C301/EE20 4C301/GB02 4C301/HH24 4C301/HH25 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/JB19 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB35 4C301/JB50 4C301/KK03 4C301/KK13 4C301/LL04 4C301/LL05 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC08 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/BB15 5J083/BC13 5J083/BC19 5J083/BE08 5J083/BE50 5J083/BE53 5J083/BE57 5J083/CA12 5J083/DC05 5J083/EB02 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH30 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/KK03 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在配备有数字定相装置的超声信号处理设备中，同时比较并观察以正常声速延迟的图像和以校正后的声速延迟的图像。接收定相装置，用于放大接收信号并将由A/D转换器7转换为数字信号的接收信号顺序地写入存储器82，从存储器82读取接收信号，并进行延迟处理。在超声成像设备中，与用于在每个A/D转换器7的后级中存储接收信号的存储器82并行地，基于生物体的平均声速通过延迟数据对存储器之一的接收信号进行存储。对延迟信号进行延迟处理，并且根据与平均声速不同的声速，通过延迟数据对另一个存储器的接收信号进行延迟处理。然后，被不同延迟数据延迟的接收信号被分别成像并且同时显示在监视器11上。

