

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3645347号

(P3645347)

(45) 発行日 平成17年5月11日(2005.5.11)

(24) 登録日 平成17年2月10日(2005.2.10)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願平8-36896	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成8年2月23日(1996.2.23)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開平9-224938		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成9年9月2日(1997.9.2)	(74) 代理人	100078765
審査請求日	平成15年2月21日(2003.2.21)		弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(72) 発明者	高見沢 欣也
			栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
		(56) 参考文献	特開平5-237117 (JP, A)
			特開平6-304172 (JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び遅延時間最適化方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の断面上で走査線毎に超音波信号を走査する走査手段と、前記走査に応じて得られた複数の超音波エコー信号に対して遅延時間を与えて集束された受信信号を生成する生成手段とを備えた超音波診断装置において、

前記受信信号間の相関関係を示す量を複数の走査線上の受信信号に基づいて演算する演算手段と、前記演算された相関量に基づいて前記受信信号の集束度合を制御する集束度合制御手段とを備え、

前記演算手段は、前記受信信号の集束度合を支配する複数のパラメータ値毎に得られた前記複数の走査線上の受信信号に基づいて当該複数のパラメータ値毎の相関量を演算するように構成したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記集束度合制御手段は、前記複数のパラメータ値毎の相関量の内当該相関量が最小になるパラメータ値に基づいて前記複数のエコー信号に与える遅延時間を最適化する遅延時間最適化手段を有した請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記集束度合制御手段は、前記複数のパラメータ値毎の相関量の内当該相関量が最小になるパラメータ値に基づいて、前記受信信号が取得される集束位置を最適化する集束位置最適化手段を有した請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

20

前記パラメータ値は生体内の音速値である請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数の走査線上の受信信号は、互いに相関関係を見込める前記断面上の範囲に入る走査線上の信号である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数の走査線上の受信信号は、隣接する走査線上の受信信号である請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記受信信号に基づいて前記断面の超音波断層像を生成する断層像生成手段と、前記超音波断層像をモニタに表示する表示手段と、前記モニタに表示された超音波断層像上において所望の領域を指定する指定手段とを備え、

10

前記演算手段は、前記受信信号間の相関量を前記指定領域内の複数の走査線上の受信信号に基づいて演算する手段である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記走査手段は、前記超音波信号を同一の走査線に対して複数回繰り返し走査する手段を有し、

前記演算手段は、前記複数回の繰り返し走査毎に得られた前記複数の走査線上の受信信号に基づいて当該複数の繰り返し走査毎の相関量を演算し、演算された複数の繰り返し走査毎の相関量を加算平均する手段であり、

前記集束度合制御手段は、加算平均された相関量に基づいて前記受信信号の集束度合を制御する手段である請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記演算手段は、前記断面上の異なる部位の走査線上の受信信号に基づいて当該異なる部位毎の相関量を演算し、演算された複数の繰り返し走査毎の相関量を加算平均する手段であり、

前記集束度合制御手段は、加算平均された相関量に基づいて前記受信信号の集束度合を制御する手段である請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記演算手段により求められた相関量に基づいて前記超音波信号の走査角度を制御する走査角度制御手段を備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

被検体内の断面上で超音波信号に偏向角を与えて走査する走査手段と、前記走査に応じて得られた複数の超音波エコー信号に対して遅延時間を与えて集束された受信信号を生成する生成手段とを備えた超音波診断装置において、

前記受信信号間の相関関係を示す量を複数の走査線上の受信信号に基づいて演算する演算手段と、

前記演算された相関量に基づいて前記超音波信号の偏向角を制御する偏向角制御手段と

前記受信信号が取得される集束位置を制御する集束位置制御手段とを備え、

前記演算手段は、前記超音波信号の偏向角を支配する複数のパラメータ値毎に得られた前記複数の走査線上の受信信号に基づいて当該複数のパラメータ値毎の相関量を演算する手段であり、

40

前記偏向角制御手段は、前記複数のパラメータ値毎の相関量の内当該相関量が最小になるパラメータ値に基づいて前記偏向角を制御する手段であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

前記偏向角制御手段は、前記相関量に基づいて前記超音波信号に前記偏向角用の遅延時間を与えることにより当該偏向角を制御する手段である請求項 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

50

前記受信信号に基づいて前記断面の超音波断層像を生成する断層像生成手段と、前記超音波断層像をモニタに表示する表示手段とを有し、前記表示手段は、前記超音波信号走査に基づく受信信号が書き込まれるメモリと、このメモリに書き込まれた受信信号を走査変換して画像信号として読み出す書き込み・読み出し制御手段とを有するとともに、前記偏向角制御手段は、前記相関量が最小になるパラメータ値に基づいて当該パラメータ値に対応する偏向角データを求める手段と、求められた偏向角データに応じて前記書き込み・読み出し制御手段による前記メモリへの前記受信信号の書き込みアドレスを補正するアドレス補正手段を備えた請求項 1 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

被検体内の断面上において超音波信号を走査線毎に走査して得られた複数の超音波エコー信号対して遅延時間を与えて集束された受信信号を生成するステップと、生成された受信信号間の相関関係を示す量を複数の走査線上の受信信号に基づいて演算するステップと、前記集束度合を制御するために前記演算された相関量に基づいて前記複数のエコー信号に与える遅延時間を最適化するステップとを備え、

10

前記演算ステップは、前記受信信号の集束度合を支配する複数のパラメータ値毎に得られた前記複数の走査線上の受信信号に基づいて当該複数のパラメータ値毎の相関量を演算するステップであり、

前記遅延時間最適化ステップは、前記複数のパラメータ値毎の相関量の内当該相関量が最小になるパラメータ値に基づいて前記複数のエコー信号に与える遅延時間を最適化するステップであることを特徴とする遅延時間最適化方法。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波信号を用いて体内の断層像を表示する、いわゆる超音波診断装置及び超音波信号に与える遅延時間を最適化する遅延時間最適化方法に係わり、特に、生体内の音速値の不確定さによって生ずる超音波ビームパターン劣化を自動的に補正し、高分解能化を図った超音波診断装置及び遅延時間最適化方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波信号（超音波ビーム、超音波パルスともいう）を被検体の体内に放射し、当該被検体内の各組織からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波断層法と超音波ドップラ法の2つの技術開発により近年急速な進歩を遂げている。今日最も普及している電子走査型の装置は、配列型（アレイ型）の超音波トランスデューサ（超音波振動子）を用い、これを電子的に高速度に制御し走査することによって、リアルタイム表示を可能とした。

30

【0003】

例えばセクタ電子走査型超音波診断装置の従来例をブロック図を用いて図19に示す。超音波プローブにおいて配列されている振動子の素子数をMとする（振動子4(1)～4(M)）。超音波パルスを生体内（あるいは媒質内）へ送信する場合には、まず送信レート信号発生器1から、超音波パルスの繰り返し周波数を決定するレートパルスが出力される。このレートパルスは、Mチャンネルから構成される送信用遅延回路2(1)～2(M)に送られ、送信時の超音波ビームの収束距離( $F_0$ )を決定する遅延時間 $t_f$ と、所定方向( $\theta_0$ )に超音波ビームを偏向するための遅延時間 $t_s$ とが与えられてMチャンネルの振動子駆動回路（パルサ）3(1)～3(M)に供給される。

40

【0004】

すなわち、m番目の遅延回路2(m)において設定される遅延時間 $t(m)$ は、 $t_f(m) + t_s(m)$ であり、 $t_f$ 及び $t_s$ は次のように設定される（ $t_f(m)$ については図3参照）。

【0005】

【数1】

50

$$\tau_f (m) = d^2 \{ (M-1)^2 - (2m-M-1)^2 \} / 8VF_0$$

$$\tau_s (m) = (m-1) d \times \sin \theta_0 / V$$

..... (1)

ただし、 $d$  は、振動子配列間隔、 $V$  は生体内音速、 $F_0$  は焦点距離、 $\theta_0$  は偏向角（セクタ角）である。なお、 $\tau_f (m)$  については、図 20 参照。

【0006】

このパルサ 3 (1) ~ 3 (M) では、前記超音波振動子 4 (1) ~ 4 (M) を駆動し超音波を発生するための駆動パルスが生成され、その駆動パルスの送信タイミングは送信用遅延回路 2 (1) ~ 2 (M) の出力によって決定される。このパルサ（駆動回路）3 (1) ~ 3 (M) の出力は、超音波振動子 4 (1) ~ 4 (M) に供給され、当該超音波振動子 4 (1) ~ 4 (M) を駆動し、超音波を発生する。

10

【0007】

超音波振動子 4 (1) ~ 4 (M) から発生し、生体内に放射された超音波の一部は、生体内の臓器の境界面あるいは生体組織の音響散乱体にて反射され、再び超音波振動子 4 (1) ~ 4 (M) によって受信され、電気信号に変換される。この受信信号は、プリアンプ 5 (1) ~ 5 (M) を介して増幅された後、送信時同様、受信時の超音波ビームの収束距離を決定する遅延時間と超音波ビームの偏向角度を決定するための遅延時間と与えるための M チャンネルの受信用遅延回路 6 (1) ~ 6 (M) を経て加算器 7 に送られる。この加算器 7 で M チャンネルの受信用遅延回路 6 の出力信号は加算合成される。そして、その加算器 7 の出力信号は、対数増幅器 8、包絡線検波回路 9 にて対数圧縮、検波され、A/D 変換器 10 により A/D 変換された後、図示しない書き込み・読み出し制御器により画像メモリ 11 に一旦ストアされる。

20

【0008】

画像メモリ 11 にストアされた信号は、書き込み・読み出し制御器によりテレビフォーマットで読み出されてテレビモニタ 13 に送られ、そのモニタ 13 にて超音波断層像として表示される。

【0009】

一方、加算器 7 の出力は、2 つの直交位相検波回路に送られる。すなわち、加算器 7 の出力は、まずミキサ回路 14 - 1, 14 - 2 に送られる。また、基準信号発生器 20 からは、所定の周波数（一般には超音波周波数  $f_0$  に略等しい周波数が用いられる）を有する連続波（基準信号）が出力される。この基準信号発生器 20 の出力は分岐し、その一方は、移相器 15 にて位相が 90 度 SHIFT してミキサ回路 14 - 1 に入力され、他方は、直接ミキサ回路 14 - 2 に入力される。このミキサ回路 14 - 1, 14 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 16 - 1, 16 - 2 に送られ、そのローパスフィルタ 16 - 1, 16 - 2 により和の周波数成分が除去され差の周波数成分のみが抽出される。この差の周波数を有した信号は、A/D 変換器 17 - 1, 17 - 2 にてデジタル信号に変換された後一旦メモリ回路にストアされる。

30

40

【0010】

一方、ドップラ信号を算出するためには、同一部位を連続的に走査し、そのときの複数の信号を用いる必要がある。この複数回走査により得られた複数の信号をメモリ（図示せず）にて一旦記憶し、所定のデータ数が揃った時点で FFT 回路 18 にてドップラ信号の周波数分析が行なわれ、ドップラ周波数（流速）が求められる。FFT 回路 18 で求められた流速は、演算器 19 に送られる。

【0011】

超音波血流イメージング法（超音波ドップラ法）において表示される物理量は、スペクトルの中心（すなわち流速の平均値）とスペクトルの分散値（すなわち流速の乱れの状態）である。これらの計算は演算器 19 にて実施される。演算器 19 にて算出された値は、画

50

像メモリ 11 にて一旦記憶されテレビモニタ 13 にて表示される。ここで前記演算器 19 の出力は前記断層像上にてカラーにて表示される場合が一般的である。

【0012】

以上述べたように、従来の超音波診断装置では、方位分解能を高めるために送信及び受信の少なくとも一方において超音波ビームを集束させる方法がとられている。特に、電子走査型の配列型振動子では、送受信信号の遅延時間制御による電子集束法が用いられるのが一般的である。遅延時間を制御するための制御回路として、超音波診断装置は、遅延制御回路 21 を有している。この遅延制御回路 21 により、前掲式 (1) の如く送受信信号に与える遅延時間を制御している。

【0013】

ただし、超音波ビームを集束させる電子集束法の問題点は、集束点から離れた場所 (深さ) ではビームが拡散し、分解能が低下することである。この問題点を解決する方法として、従来よりダイナミック集束法が用いられている。ダイナミック集束法は、受信時において、時間とともに集束点が連続的に深さ方向に移動するような遅延時間制御を行なう方法であり、反射信号は常に受信超音波ビームが集束された領域から得られる。図 21 にてその原理を説明する。

【0014】

振動子からの距離が 0 から  $r_1$  までの反射信号が得られる範囲では (すなわち時間 0 から  $2r_1/V$  までの範囲)、焦点距離が  $f_1$  になるように受信遅延時間は設定される。次に、振動子からの距離が  $r_1$  から  $r_2$  までの反射信号が得られる範囲では (すなわち時間  $2r_1/V$  から  $2r_2/V$  までの範囲)、焦点距離が  $f_2$  になるように受信遅延時間は設定される。さらに、振動子からの距離が  $r_2$  以上の範囲から反射信号が得られる場合は (すなわち時間  $2r_2/V$  以上の範囲)、焦点距離が  $f_3$  になるように受信遅延時間は設定される。ただし、 $0 < f_1 < r_1$ ,  $r_1 < f_2 < r_2$ ,  $r_2 < f_3$  である。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

上述したダイナミック集束法の説明では、そのダイナミック集束時の集束点が  $f_1 \sim f_3$  の 3 段階に変化する場合について述べたが、最近の装置では、受信遅延回路のデジタル化の実現等の影響もあり、画像メモリの画素単位での連続的な集束点の設定が可能となってきた。

【0016】

ダイナミック集束法を用いて連続的に集束点を設定する際には、上述した (1) 式を用いて受信遅延時間を設定することになるが、その (1) 式に示した遅延時間決定パラメータの中で生体内音速値  $V$  は臓器によって異なることは従来より知られており、例えば筋肉では「 $V = 1560\text{m/sec}$ 」に対して脂肪では「 $V = 1480\text{m/sec}$ 」という報告もあり、また、被検体の間でもかなりの差がある。

【0017】

このように生体内音速値は実際には普遍的に定めることが不可能な量であるため、集束点も確定することができず、ダイナミック集束法を行なう上で支障となっていた。

【0018】

すなわち、与えられた遅延時間  $t$  (m) に対して常に  $F_0 \cdot V = \text{一定}$  であるから、上記の脂肪・筋肉のように音速値に約 5% の差異があると、集束点 100mm における集束点の移動は、5mm となり、無視できない量である。したがって、このような場合には、必ずしも集束点からの受信をとらえ、それを表示しているとは言い難く、その結果画質劣化が生じてしまった。

【0019】

また、装置の設定音速値と実際の音速値が等しい時については、図 22 (B) に示したように、振動子からの距離が 0 から  $r_1$  までの反射信号が得られる範囲 (すなわち時間 0 から  $2r_1/V$  までの範囲)、実際の焦点距離  $f_1'$  は 0 -  $r_1$  の略中点になるように定められる。同様にして距離が  $r_1$  から  $r_2$  までの反射信号が得られる範囲では (すなわち時間

10

20

30

40

50

2 r<sub>1</sub> / V から 2 r<sub>2</sub> / V までの範囲)、実際の焦点距離 f<sub>2</sub>' は r<sub>1</sub> - r<sub>2</sub> の略中点に、また、距離 r<sub>2</sub> 以上の範囲から反射信号が得られる場合は (すなわち時間 2 r<sub>2</sub> / V 以上の範囲)、実際の焦点距離 f<sub>3</sub>' は r<sub>3</sub> 以降になるように定められる。

【 0 0 2 0 】

これに対して、例えば実際の生体内音速値が装置内の設定音速値より大きな場合には、図 2 2 ( A ) に示すように、実際の集束点 f<sub>1</sub>' ~ f<sub>3</sub>' は設定集束点 f<sub>1</sub> ~ f<sub>3</sub> (一般に f<sub>1</sub> = r<sub>1</sub> / 2 , f<sub>2</sub> = ( r<sub>1</sub> + r<sub>2</sub> ) / 2 , f<sub>3</sub> > r<sub>3</sub> ) に対して f<sub>1</sub>' < f<sub>1</sub> , f<sub>2</sub>' < f<sub>2</sub> , f<sub>3</sub>' < f<sub>3</sub> となり、特に各々の音速値の差が大きい場合には f<sub>2</sub>' < r<sub>1</sub> のような場合も発生し、ダイナミック集束法の効果が生かされなかった。

【 0 0 2 1 】

本発明は上述した問題点を解決するためになされたもので、その目的は、設定集束点と実際の集束点を絶えず一致させることにより、ダイナミック集束法の効果を最大限に生かして超音波断層像の画質をさらに向上させることをその目的とする。

【 0 0 2 2 】

【課題を解決するための手段】

上述した問題点を解決するために、本発明では、例えば隣接した走査線上の受信信号の内、例えば断層像上で指定された領域 (任意の深さ) 内の信号間の相関関係を示す量 (相関量) を演算する。そして、演算された相関量に基づいて受信信号の集束度合 (受信フォーカスの深さ位置等) を制御するようになっている。

【 0 0 2 3 】

すなわち、受信信号の集束度合を支配する例えば生体内音速値等のパラメータ値を順次変化させながら、その都度演算された相関量を比較する。そして、相関量が最小になるパラメータ値 (最適値) を探し、そのパラメータ値に基づいて集束度合を決定するパラメータ (例えば遅延時間や受信フォーカスの深さ位置の変化度合等) を最適化するようになっている。

【 0 0 2 4 】

このように構成すれば、診断部位別、あるいは被検体別等、必要に応じて例えば一定周期毎に隣接する走査線上の受信信号間の相関量が最小になるパラメータ値 (生体内音速値) に基づいて集束パラメータ (遅延時間や受信フォーカスの深さ位置の変化度合等) を設定することができるため、超音波ビームの受信フォーカス度合 (深さ位置等) は、生体内音速値の変化等に関係なく常に一定となる。したがって、例えばピクセル単位で行なう高精細な受信ダイナミックフォーカスにおいても常に集束点からの受信信号のみを収集し、それらの受信信号に基づいて、より一層の高分解能、高画質の超音波断層像を得ることができる。

【 0 0 2 5 】

また、本発明では、超音波信号を同一の走査線に対して複数回繰り返し走査し、その複数回の繰り返し走査毎に得られた複数の走査線上の受信信号に基づいて当該繰り返し走査毎の相関量を演算する。そして、演算された繰り返し走査毎の相関量を加算平均することにより、誤差の少ない正確な相関量を求めることができる。

【 0 0 2 6 】

さらに、本発明では、断面上の異なる部位の走査線上の受信信号に基づいて当該異なる部位毎の相関量を演算し、演算された繰り返し走査毎の相関量を加算平均することにより、誤差の少ない正確な相関量を求めることが可能になる。

【 0 0 2 7 】

一方、上述した問題点を解決するために、本発明では、例えばセクタ走査等の超音波信号を偏向させて走査する場合において、隣接した走査線上の受信信号の内、例えば断層像上で指定された領域 (任意の深さ) の信号間の相関関係を示す量 (相関量) を演算する。そして、演算された相関量に基づいて超音波信号の偏向角を制御するようになっている。

【 0 0 2 8 】

すなわち、超音波信号の偏向角を支配する例えば生体内音速値等のパラメータ値を順次変

10

20

30

40

50

化させながら、その都度演算された相関量を比較する。そして、相関量が最小になるパラメータ値（最適値）を探し、そのパラメータ値に基づいて偏向角を決定するパラメータ（例えば遅延時間）や受信フォーカス深さ位置を決定するパラメータ（当該深さ位置の変化度合等）を制御するようになっている。

【0029】

このように構成すれば、例えばセクタ走査を行なう場合、診断部位別、あるいは被検体別等、必要に応じて例えば一定周期毎に隣接する走査線上の受信信号間の相関量が最小になるパラメータ値（生体内音速値）に基づいてパラメータ（遅延時間や深さ位置の変化度合等）を設定することができるため、超音波ビームの偏向角は、生体内音速値の変化等に関係なく常に一定となり、また、受信フォーカス深さ位置を最適化できる。したがって、高分解能、高画質の超音波断層像を得ることができる。

10

【0030】

さらに、偏向角制御手段として、走査変換用のメモリへの当該超音波走査信号の書き込みを制御することもできる。すなわち、相関量が最小になるパラメータ値に基づいて当該パラメータ値に対応する偏向角データを求めて、その偏向角データに応じてメモリへの受信信号の書き込みアドレスを変更することにより、生体内音速値の変化に起因した偏向角の誤差を補正することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】

最初に本発明の共通の概念を図1乃至図4を用いて説明する。なお、図1及び図2は、セクタ電子走査を行なう超音波診断装置の超音波送受信部分を示す概略図（一部断面図）であり、送信器50、受信器51、表示器52、遅延回路53...53、振動子54...54、遅延時間制御回路55がそれぞれ示されている。

20

【0032】

今、セクタ電子走査を行なう超音波診断装置において、その超音波ビーム送受信方向（走査方向、走査角度ともいう）が及び $\theta$ の略隣接する走査において得られた受信信号（それぞれ $e_1(t)$ 、 $e_2(t)$ とする）の内、「A」集束点付近のビーム幅が広い場合（集束が予定通りに行なわれていない場合；図1（A）及び（B）参照）、「B」当該ビーム幅が狭い場合（集束がより正確に行なわれている場合；図2（A）及び（B）参照）について、ビーム幅と相関関数の関係を述べる。

30

【0033】

一般に超音波ビーム幅に対して隣接する走査線の間隔（走査間隔；ここでは $\Delta$ ）は小さく設定されている。このため、隣接する2つの超音波ビーム $B_a$ 、 $B_b$ は、図1に示すように一部の領域を共通に有しており、この共通部分は集束が不十分でビーム幅が広いほど大きい。すなわち、ビーム幅が広い（ビームの広がり状態が大きい、ビームのサイドロープレベルの広がりが大きい）ほど、それぞれの走査によって得られた受信信号内には、同一散乱体からの情報が共通に多く含まれているため、各々の受信信号間の相関強度（相関係数）はより大きくなる。

【0034】

これに対して、集束が完全に行なわれている場合ほど、図2に示すように、隣接する超音波ビーム $B_{a'}$ 、 $B_{b'}$ の共通部分は狭くなり、それぞれの走査により得られた各信号間の相関係数は小さくなる。すなわち、ビーム幅と相関強度 $C(0)$ は定性的には図3に示したようになる。

40

【0035】

なお、 $\theta_1$ 方向の受信信号 $e_1(t)$ と $\theta_2$ 方向からの受信信号 $e_2(t)$ （両者の波形は図4（a）及び図4（b）参照）の相関係数 $C(0)$ は次式で示される（図4（c）参照）。

【0036】

【数2】

$$C(0) = \frac{\int e_1(t) \cdot e_2(t)^* dt}{\{\int |e_1(t)|^2 dt\}^{1/2} \cdot \{\int |e_2(t)|^2 dt\}^{1/2}} \dots (2)$$

ここで、 $e_2(t)^*$  は  $e_2(t)$  の複素共役関数である。

【0037】

すなわち、隣接した2つ以上の超音波ビームの相関係数  $C(0)$  を制御することにより、集束点付近のビーム幅を制御することが可能なことが分かる。

【0038】

本発明は、上述した性質を利用して、例えばダイナミックフォーカスにおける各集束点を得る遅延時間を、その集束点のビーム幅が最小になるように制御して、上述した集束点の誤差を低減するように構成されている。

【0039】

次に、相関処理に基づくオートフォーカス法の処理手順の概要を端的に説明する第1実施形態を図5に示す。

【0040】

この超音波診断装置は、例えばセクタ走査を行なう診断装置であり、 $M$ 個の振動子を直線状に並べた電気-音響トランスデューサである配列型超音波振動子60(1)~60(M)を有している。この配列型振動子60には、その各振動子60(1)~60(M)を駆動させて超音波信号を例えば生体内に放射するための送信系と、生体内から反射され、各振動子60(1)~60(M)により受信されたエコー信号を処理するための受信系とがそれぞれ接続されている。

【0041】

送信系は、各配列型振動子60(1)~60(M)をそれぞれ駆動させる駆動パルスを出力する $M$ チャンネルのパルサ(振動子駆動回路)61(1)~61(M)と、各パルサ61(1)~61(M)に接続され、当該パルサ61(1)~61(M)の駆動パルス出力タイミングを遅延制御する送信遅延回路62(1)~62(M)と、各送信遅延回路62(1)~62(M)に遅延制御用のレートパルスを送る送信レート信号発生器63と、各送信遅延回路62(1)~62(M)が与える遅延時間を個別に制御する遅延時間制御回路64とを備えている。

【0042】

送信遅延回路62(1)~62(M)は、送信レート信号発生器63から送られたレートパルスに対し、遅延時間制御回路64により制御された送信時の超音波ビームの集束距離( $F_0$ )を決定する遅延時間 $\tau_f$ と、所定方向( $\theta_0$ )に超音波ビームを偏向するための遅延時間 $\tau_s$ とを与えて各パルサ61(1)~61(M)に出力し、当該パルサ61(1)~61(M)は、送られたレートパルスに応じてそれぞれ個別に駆動し、各振動子60(1)~60(M)を駆動するようになっている。

【0043】

すなわち、 $m$ ( $m < M$ )番目の遅延回路62(m)において設定される遅延時間 $\tau_f(m)$ は、 $\tau_f(m) + \tau_s(m)$ であり、 $\tau_f(m)$ 及び $\tau_s(m)$ は次のように設定される( $\tau_f(m)$ については図20参照)。

【0044】

【数3】

$$\tau_f(m) = d^2 \{ (M-1)^2 - (2m-M-1)^2 \} / 8VF_0$$

$$\tau_s(m) = (m-1) d \cdot \sin \theta_0 / V$$

..... (3)

10

20

30

40

50

ただし、 $d$ は、振動子配列間隔、 $V$ は生体内音速、 $F_0$ は焦点距離、 $\theta_0$ は偏向角（セクタ角）である。

【0045】

受信系は、各配列型振動子60(1)～60(M)により受信され電気信号に変換された受信信号をそれぞれ増幅するプリアンプ65(1)～65(M)と、各プリアンプ65(1)～65(M)により増幅された受信信号に対し、異なる遅延時間を与えながら受信処理する受信するMチャンネルの受信遅延回路66(1)～66(M)と、各受信遅延回路66(1)～66(M)が与える遅延時間を個別に制御する遅延時間制御回路64とを備えている。

【0046】

受信遅延回路66(1)～66(M)は、遅延時間制御回路64の制御に応じて、送信時同様、受信時の超音波ビームの集束距離を決定する遅延時間 $\tau_f$ と超音波ビームの偏向角度を決定する遅延時間 $\tau_\theta$ とを受信信号に与えるようになっている。このとき、遅延時間制御回路64は、異なる深さ（焦点距離 $F_0, F_1, F_2, F_3, \dots$ ）に応じてほぼ連続的に集束された受信信号が生成されるように、遅延時間 $\tau_f$ を変化させることもできる（受信ダイナミックフォーカス）。

【0047】

また、受信系は、受信遅延回路66(1)～66(M)からそれぞれ出力された受信信号を加算合成する加算器70と、この加算器70により加算合成された受信信号を対数増幅（圧縮）する対数増幅器71と、対数圧縮された受信信号を包絡線検波して検波信号（Aモード信号）を生成する検波回路72と、この検波信号をデジタル信号に変換するA/D変換器73と、このA/D変換器73によりA/D変換されたデジタル画像信号をストアする画像メモリ74と、この画像メモリ74に対するデジタル画像信号の書き込み/読み出し制御を行なう書き込み・読み出し制御器75と、画像メモリ74から読み出されたデジタル画像信号をアナログ画像信号に変換するD/A変換器76と、D/A変換器76により変換されたアナログ画像信号を超音波断層像として表示するテレビモニタ77とを備えている。

【0048】

一方、超音波診断装置は、送信遅延時間及び受信遅延時間の少なくとも一方を隣接受信信号間の相関強度に応じて制御するユニットを備えている。すなわち、この遅延時間制御ユニットは、上述した遅延時間制御回路64と、加算器70の分岐出力側に接続され、受信信号の一部をサンプリングするゲート回路80と、このゲート回路80のサンプリング領域をモニタ77上で指定可能なトラックボールあるいはジョイスティック等を有し診断装置のパネル上等に設置された指定器81と、ゲート回路80の出力側に接続されたA/D変換器82と、このA/D変換器82からの分岐出力にそれぞれ接続されたバッファメモリ83, 83と、各バッファメモリ83, 83の読み出し側に接続された相関処理回路84と、この相関処理回路84の出力側に接続された最適音速値検出回路85とを有している。相関処理回路84は、バッファメモリ83, 83から出力された信号を相関演算して相関係数を求める演算回路と、この演算回路で求められた相関係数を記憶するメモリとを備えている。最適音速値検出回路85は、相関処理回路84のメモリに記憶された複数の相関係数の中から最小の相関係数及びその相関係数に対応する設定音速値を求めるようになっている。この最適音速値検出回路85の出力側は、遅延時間制御回路64に接続されている。

【0049】

次に、本実施形態の超音波診断装置の全体動作について、特に隣接受信信号間の相関強度に応じた遅延時間制御によるオートフォーカスの処理動作を中心に説明する。

【0050】

超音波パルスを生体内へ送信する場合において、送信レート信号発生器63から出力されたレートパルスは、送信遅延回路62(1)～62(M)に送られる。そして、レートパルスは、送信遅延回路62(1)～62(M)において、予め設定された暫定値としての

10

20

30

40

50

音速値  $V_{x1}$  (例えば1530m/sec) に基づいて遅延時間制御回路64により算出、決定された遅延時間  $\tau_f$  及び遅延時間  $\tau_s$  が与えられてMチャンネルの振動子駆動回路(パルサ)61(1)~61(M)に供給される。

【0051】

各パルサ61(1)~61(M)は、送信遅延回路62(1)~62(M)の出力に応じて決定された送信タイミングにより駆動パルスを各超音波振動子60(1)~60(M)に供給し、その結果、各超音波振動子60(1)~60(M)が駆動されて超音波ビームが生体内に放射される。

【0052】

生体内に放射された超音波ビームの一部は、生体内の臓器の境界面あるいは生体組織の音響散乱体にて反射され、再び超音波振動子60(1)~60(M)によって受信され、電気信号に変換される。この受信信号は、プリアンプ65(1)~65(M)を介して増幅された後、送信時同様、設定音速値  $V_{x1}$  に基づいて決定された受信時の遅延時間  $\tau_f$  及び遅延時間  $\tau_s$  が受信遅延回路66(1)~66(M)により与えられて加算器70に送られる(図6、ステップS1)。

10

【0053】

加算器70の出力は、対数増幅器71、検波回路72を介して対数圧縮、検波され、A/D変換器73を介してデジタル画像信号として書き込み・読み出し制御器75の制御により画像メモリ74にストアされる。そして、書き込み・読み出し制御器75によりテレビフォーマットで読み出され、D/A変換器76を介してモニタ77に送られ、超音波断層像として表示される。

20

【0054】

続いて、暫定的な遅延時間  $V_{x1}$  に基づいて得られた超音波断層像(図7参照)上において、おおよその測定する深度及び関心領域(以下、測定領域という)を設定する。この場合、トラックボールあるいはジョイスティック等の指定器81によって測定領域を設定することができる(ステップS2)。

【0055】

加算器70の出力の内、上記測定領域内からのエコー信号の一部がゲート回路80に抽出される。本実施形態では、図7に示すように、測定領域内の例えば中央付近の隣接する2つの走査(走査方向(走査角度)  $\theta$  及び  $\theta + \Delta\theta$  (  $\Delta\theta$  は走査間隔))で得られたエコー信号の内の前記深度及び関心領域の部分)が、ゲート回路80により抽出(サンプリング)されてA/D変換器82に送られる。なお、走査方向(走査角度)とは、走査線の振動子60の配列方向に直交する方向からの偏向角度をいう(図7参照)。

30

【0056】

A/D変換器82によりA/D変換された走査方向  $\theta$  の受信信号  $e_1(t)$  及び走査方向  $\theta + \Delta\theta$  の受信信号  $e_2(t)$  は、それぞれバッファメモリ83, 83に記憶される(ステップS3)。

【0057】

そして、バッファメモリ83, 83に記憶された受信信号  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  は、それぞれ相関処理回路84の演算回路に入力され、その演算回路にて上記(2)式に基づく演算が実行され、相関係数  $C(0)$  が算出される(ステップS4)。この受信信号に関する設定音速値(暫定値)  $V_{x1}$  と算出された相関係数  $C_1(0)$  は、相関処理回路84のメモリに一旦記憶される(ステップS5)。

40

【0058】

次に、前記設定音速値  $V_{x1}$  に対して所定分増加(あるいは減少)させた新たな設定音速値  $V_{x2}$  に対して、遅延時間制御回路64により上記(3)式に基づいて遅延時間が算出される。そして、上述した最初の設定音速値  $V_{x1}$  の場合と同様に算出された遅延時間が各受信遅延回路66(1)~66(M)にて受信信号に与えられ(ステップS6)、以下、最初の設定音速値  $V_{x1}$  の場合と同様の処理(ステップS3~ステップS5)が行なわれる。

【0059】

50

すなわち、上記指定領域と略同一の領域からのエコー信号のうち隣接する2つの走査（走査方向（ $\theta$ ）、（ $\theta + \Delta\theta$ ））によって得られた受信信号  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  は、バッファメモリ 83、83 に記憶された後、相関処理回路 84 の演算回路に入力されて相関係数  $C_2(0)$  が算出される。この受信信号に関する設定音速値  $V_{x_2}$  と算出された相関係数  $C_2(0)$  は、最初の設定音速値  $V_{x_1}$  と相関係数  $C_1(0)$  と同様に、メモリに記憶される。

#### 【0060】

この様に、設定音速値  $V_{x_1}$ 、 $V_{x_2}$ 、...、 $V_{x_n}$  を予め定められた範囲で順次変化させて上述した処理（ステップ S3 ~ ステップ S5）が行なわれることにより、その音速値  $V_{x_1}$ 、 $V_{x_2}$ 、...、 $V_{x_n}$  に対応した相関係数  $C_1(0)$ 、 $C_2(0)$ 、...、 $C_n(0)$  が相関処理回路 84 の演算回路により算出され、メモリに記憶される。

10

#### 【0061】

そして、最適設定音速検出回路 85 により、メモリに記憶された相関係数  $C_1(0)$ 、 $C_2(0)$ 、...、 $C_n(0)$  の中で最も小さな相関係数  $C_{\min}(0)$  及びその最小相関係数  $C_{\min}(0)$  に対応する最適設定音速値  $V_{x_s}$  が求められる（ステップ S7；図8参照）。

#### 【0062】

求められた最適設定音速値  $V_{x_s}$  に基づいて遅延時間制御回路 64 により最適な集束用遅延時間  $t_r$  が求められ、最終的な最適遅延時間（ $= t_r + t_s$ ）が設定され、その最適遅延時間は、受信遅延回路 66（1）~ 66M にて、新しい受信信号に与えられる（ステップ S8）。この結果、最適遅延時間に基づいて、深さ方向全領域での集束用遅延時間の最適化を行なうことができ、音速値に依存せずに最適に受信フォーカスされた超音波画像を表示することができる。

20

#### 【0063】

以上述べたように、本実施形態によれば、生体内の音速が変化しても、常に受信信号の相関係数が最小になる最適な音速値を設定することができ、この最適音速値に基づいて受信信号の集束遅延時間を定めることができるため、生体内の音速の変化に係わらず常に所定の焦点に超音波ビームを集束することができる。この結果、超音波断層像の画質、分解能が向上する。

#### 【0064】

特に、異なる深さに応じて連続的に（特にピクセル単位で）遅延時間を制御する高精細なダイナミック集束法を用いた場合に、その各集束点は生体内音速値に係わらずデータ取得部位と一致するため、非常に高分解能高画質の超音波断層像を得ることができる。

30

#### 【0065】

なお、上述した実施形態では、最適設定音速値に応じた遅延時間を受信信号に与える場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、送信信号にも同様な遅延時間を与えることができる。

#### 【0066】

また、各設定音速値において1回のみ相関係数演算では値が不安定である場合は、ステップ S5 の処理後、同一測定領域においてステップ S3 ~ ステップ S5 の処理を所定数繰返し行なって所定数の相関係数を算出し（図9；ステップ S10）、所定数の相関係数が算出された時点でステップ S11 の処理において算出された所定数の相関係数の加算平均を求め、ステップ S6 以下の処理を行なうこともできる。

40

#### 【0067】

さらに、同一の測定領域で複数の相関係数を算出するのではなく、ある測定領域において相関係数を求めたら、複数の部位へ測定領域を順次移動させ、その部位の測定領域においてステップ S3 ~ ステップ S5 の処理をそれぞれ行なって当該複数の部位の相関係数を算出し（ステップ S15）、複数の部位の相関係数が全て算出された時点で、ステップ S16 の処理において算出された複数の部位の相関係数の加算平均値を求めて、ステップ S6 以下の処理を行なうこともできる。

#### 【0068】

このように、同一の測定領域あるいは複数の部位からそれぞれ求められた相関係数を加算

50

平均することにより、より正確な相関係数を求めることが可能になる。

【0069】

また、ステップS2において測定する深度及び測定する関心領域（測定領域）を設定したが、この測定領域を予め所定の領域に設定しておいてもよい（図11、ステップS2A）。

【0070】

さらに、本実施形態では、設定音速の変化に伴って遅延時間を変え、隣接走査による信号から相関係数を算出する方法について述べたが、この時新たに設定された遅延時間にて超音波画像を同時に表示してもよい。このようにすれば、超音波画像の画質（分解能）が改善されていく様子をモニタリングすることが可能になる。

10

【0071】

なお、上述した第1実施形態では、ゲート回路80及び指定器81を用いて所定の測定領域の受信信号のみを抽出したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、図12に第1実施形態の変形例を示す。

【0072】

この変形例は、加算器70から出力された隣接する2つ以上の受信信号を直接遅延時間制御ユニットのA/D変換器82に送り、相関強度C(0)を求めるようになっている。

【0073】

すなわち、本変形例の遅延時間制御ユニットにおいては、加算器70の分岐出力側にA/D変換器82が接続されている。A/D変換器82の出力側は、第1実施形態と略同等の構成であり、また、その他の構成要素も第1実施形態と略同等であるため、その説明は省略する。

20

【0074】

本実施形態では、第1実施形態の図6におけるステップS1の終了後、すなわち、加算器70から出力された、隣接する2つの走査による反射信号（受信信号） $e_1(t)$ 及び $e_2(t)$ は、直接A/D変換器82に送られ、そのA/D変換器82によりA/D変換された後、それぞれバッファメモリ83、83に記憶される（図13；ステップS3A）。以下、ステップS4～ステップS8の処理が第1実施形態と同様に行なわれ、最小の相関係数 $C_{min}(0)$ 及びその最小相関係数 $C_{min}(0)$ に対応する最適設定音速値 $V_{xs}$ が求められる。そして、その最適設定音速値 $V_{xs}$ に基づいて最適な集束用遅延時間 $\tau_r$ 及び最終的な最適遅延時間が受信遅延回路66(1)～66(M)にて新しい受信信号に与えられる。

30

【0075】

この変形例においても、上述した第1実施形態と同様に、生体内の音速の変化に係わらず、所定の焦点に超音波ビームを集束することができるため、超音波断層像の画質、分解能が向上する。

【0076】

（第2実施形態）

本発明の隣接する2方向からの受信信号に対して相関処理を行ない最適な遅延時間を求める遅延時間制御ユニットのその他の構成（より具体的な構成）を第2実施形態として図14に示す。

40

【0077】

本実施形態の遅延時間制御ユニットは、加算器70の出力側が分岐し、その分岐出力それぞれに接続されたミキサ90a、90bと、このミキサ90a、90bの出力側にそれぞれ接続されたローパスフィルタ91a、91bと、このローパスフィルタ91a、91bの出力側にそれぞれ接続されたA/D変換器92a、92bと、各A/D変換器92a、92bに2個2個ずつ接続されたバッファメモリ93...93と、各バッファメモリ93の読み出し側に接続された相関処理回路94と、相関処理回路94の出力側に接続された最適音速値検出回路95と、この最適音速値検出回路95の出力側に接続された遅延時間制御回路64とを備えている。また、遅延時間制御ユニットは、基準信号発生器96と、この基準信号発生器96の分岐出力の一方に接続された1/2移相器97とを有し、この

50

/ 2 移相器 9 7 の出力は一方のミキサ 9 0 a に接続され、また、基準信号発生器 9 6 の他方の出力は直接ミキサ 9 0 b に接続されている。なお、その他の構成は、第 1 実施形態の構成 ( 図 5 ) と同等であるため、その説明は省略する。

【 0 0 7 8 】

次に、本実施形態の超音波診断装置の全体動作について、特に隣接受信信号間の相関強度に応じた遅延時間制御によるオートフォーカスの処理動作を中心に説明する。なお、第 1 実施形態と略同等の動作については、一部その説明を省略又は簡略化している。

【 0 0 7 9 】

最初に、走査方向 からの受信信号 e 1 ( t ) 、及び走査方向 + からの受信信号 e 2 ( t ) は、それぞれ次式により近似的に数式化できる。

【 0 0 8 0 】

【 数 4 】

$$\left\{ \begin{array}{l} e_1(t) = \sum_{N1}^{N2} Y_n \cdot f(t - t_n) \cdot \sin\{\omega_0 (t - t_n)\} \\ e_2(t) = \sum_{N1'}^{N2'} Y_n \cdot f(t - t_n) \cdot \sin\{\omega_0 (t - t_n)\} \end{array} \right\} \dots\dots (4)$$

10

20

ただし、 $Y_n$  は n 番目の散乱体の超音波反射係数、 $t_n$  は n 番目の反射体から音波が戻ってくるまでの時間、 $\omega_0$  ( $= 2\pi f_0$ ) は超音波角周波数である。また、 $e_1(t)$  は、N 1 番目から N 2 番目までの散乱体からの受信信号である。一方、 $e_2(t)$  は、N 1 番目から N 2 番目までの散乱体からの受信信号であり、両者の受信信号には共通の散乱体からのものが含まれていることは既に述べた通りである。

【 0 0 8 1 】

図 1 4 において、第 1 実施形態と同様に、図 6 におけるステップ S 1 の終了後、すなわち、加算器 7 0 からの出力 ( 隣接する 2 つの走査による受信信号 ) は、上式 ( 4 ) に示した  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  で表され、これらの受信信号  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  は、それぞれミキサ 9 0 a 及びミキサ 9 0 b に送られる。一方、基準信号発生器 9 6 から出力された超音波 ( 角 ) 周波数と略等しい周波数を有する基準信号  $\sin(\omega_0 t)$  の内一方は、そのままミキサ 9 0 b の一方の入力端子を介して入力され、前記加算器出力  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  と乗算される。

30

【 0 0 8 2 】

ミキサ 9 0 b からは直流成分と  $2\omega_0$  成分が出力されるが、ローパスフィルタ 9 1 b にて  $2\omega_0$  成分は除去され、下式で示される信号が得られる。

【 0 0 8 3 】

【 数 5 】

$$\left\{ \begin{array}{l} [e_1(t)]_i = \sum_{N1}^{N2} Y_n \cdot f(t - t_n) \cdot \cos\{\omega_0 (t - t_n)\} \\ [e_2(t)]_i = \sum_{N1'}^{N2'} Y_n \cdot f(t - t_n) \cdot \cos\{\omega_0 (t - t_n)\} \end{array} \right\} \dots\dots (5)$$

40

ただし、 $[e_1(t)]_i$  及び  $[e_2(t)]_i$  は、 $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  の「cos 成分」 ( 虚数成分 ; イマジナリーパート ) を表す。

【 0 0 8 4 】

50

一方、基準信号発生器 9 6 から出力された基準信号  $\sin(\omega_0 t)$  の内、他方は、  $\pi/2$  移相器 9 7 にて  $90$  度 ( $\pi/2$ ) 位相がずれ、  $\cos(\omega_0 t)$  としてミキサ 9 0 a の一方の入力端子を介して入力され、前記加算器出力  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  と乗算される。さらに、ミキサ 9 0 a からの出力は、上述したミキサ 9 0 b からの出力と同様に、ローパスフィルタ 9 1 a にて高周波数成分が除去され、下式で示される信号が得られる。

【 0 0 8 5 】

【 数 6 】

$$\left\{ \begin{array}{l} [e_1(t)]_r = \sum_{N1}^{N2} Y_n \cdot f(t-t_n) \cdot \sin\{\omega_0(t-t_n)\} \\ [e_2(t)]_r = \sum_{N1'}^{N2'} Y_n \cdot f(t-t_n) \cdot \sin\{\omega_0(t-t_n)\} \end{array} \right\} \dots\dots (6)$$

ただし、 $[e_1(t)]_r$  及び  $[e_2(t)]_r$  は、 $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  の「sin 成分」(実成分；リアルパート)を表す。すなわち、加算器 7 0 から出力された信号  $e_1(t)$  及び  $e_2(t)$  は、ミキサ 9 0 a 及び 9 0 b、ローパスフィルタ 9 1 a 及び 9 1 b 等の作用により、当該信号の cos 成分、sin 成分に直交位相検波される(図 1 5、ステップ S 2 0)。

【 0 0 8 6 】

直交位相検波された信号は、A/D変換器 9 2 a、9 2 b にてデジタル信号に変換された後バッファメモリ 9 3 ... 9 3 に一旦記憶される。そして、バッファメモリ 9 3 ... 9 3 に記憶された信号は、相関処理回路 9 4 の演算回路により、下式に示すように複素数として合成される(ステップ S 2 1)。

【 0 0 8 7 】

【 数 7 】

$$\left\{ \begin{array}{l} E_1(t) = [e_1(t)]_r + j[e_1(t)]_i = \sum_{N1}^{N2} Y_n \cdot f(t-t_n) \exp(j\omega_0 t_n) \\ E_2(t) = [e_2(t)]_r + j[e_2(t)]_i = \sum_{N1'}^{N2'} Y_n \cdot f(t-t_n) \exp(j\omega_0 t_n) \end{array} \right\} \dots\dots (7)$$

【 0 0 8 8 】

合成された複素信号  $E_1(t)$  及び  $E_2(t)$  は、演算回路により下式に従って相関処理が行なわれる。

【 0 0 8 9 】

【 数 8 】

$$C_1(0) = \frac{\int E_1(t) \cdot E_2(t)^* dt}{\{\int |E_1(t)|^2 dt\}^{1/2} \cdot \{\int |E_2(t)|^2 dt\}^{1/2}} \dots\dots (8)$$

ここで、 $E_2(t)^*$  は  $E_2(t)$  の複素共役関数、すなわち、

【 数 9 】

$$E_2(t)^* = [e_2(t)]_r - j[e_2(t)]_i$$

10

20

30

40

50

である（ステップ S 2 2）。この受信信号に関する設定音速値  $V_{x1}$  と算出された相関係数  $C1(0)$  は、相関処理回路 9 4 のメモリに一旦記憶される（ステップ S 2 3）。

【 0 0 9 0 】

以下、第 1 実施形態と同様に、ステップ S 6 以下の処理が行なわれる。すなわち、設定音速値を変えながら相関係数が順次求められ、最適設定音速値検出回路 9 5 により最小の相関係数  $C_{min}(0)$  及び最適設定音速値  $V_{xs}$  が求められる。そして、求められた最適設定音速値  $V_{xs}$  に基づいて遅延時間制御回路 6 4 により最適な集束用遅延時間  $\tau_f$  及び最終的な最適遅延時間  $\tau_s$  が設定され、その最適遅延時間  $\tau_f$  が受信遅延回路 6 6 ( 1 ) ~ 6 6 ( M ) にて新しい受信信号に与えられることにより、音速値に依存せずに最適に受信フォーカスされた超音波画像を表示することができる。

10

【 0 0 9 1 】

以上述べたように、本実施形態によれば、第 1 実施形態と同様に、生体内の音速の変化に係わらず、所定の焦点に超音波ビームを集束することができるため、特に、ピクセル単位に近い高精細なダイナミック集束法を用いた場合に、非常に高分解能画質の超音波断層像を得ることができる。

【 0 0 9 2 】

特に、本実施形態によれば、加算器から出力された受信信号をミキサ、ローパスフィルタを介して複素信号に変換してから A / D 変換し、メモリに記憶しているため、信号のサンプリングやメモリへの記憶が第 1 実施形態の構成と比べて容易になる。

【 0 0 9 3 】

なお、第 1 ~ 2 実施形態では、各々の設定音速値に対して前掲式 ( 3 ) を用い、m 番目振動子の送信あるいは受信信号に与える遅延時間をそれぞれ算出する場合について述べたが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば遅延時間設定回路が ROM ( リードオンリーメモリ ) 等の記憶部を有し、この記憶部に予め遅延時間データを記憶させておく。そして、遅延時間制御回路の CPU は、記憶部に記憶された遅延時間データを読み出し制御して当該送信あるいは受信信号に与えることもできる。

20

【 0 0 9 4 】

一般に、記憶部には焦点距離  $F_0$  ( あるいは受信時間 ) に対して M 本 ( M 個 ) の振動子に与えられる遅延時間が記憶されている。すなわち、暫定的な生体内音速を  $V_{x1}$  とすれば、焦点距離  $F_0$  に超音波を集束する場合に、m 番目の振動子の送信あるいは受信信号に与えられる集束用遅延時間  $\tau_f ( m )$  は、

30

【 数 1 0 】

$$\begin{aligned} \tau_f ( m ) &= d^2 \{ ( M - 1 )^2 - ( 2 m - M - 1 )^2 \} / 8 V_{x1} F_0 \\ &= K / V_{x1} F_0 \quad \dots ( 9 ) \end{aligned}$$

となる。ただし、K は比例定数である。記憶部 ( 以下、ROM ( テーブル ) として説明する ) には  $F_0$  に対して  $\tau_f ( m )$  が記憶されている。ここで、集束点を  $F_0$  とし、設定音速値  $V_{x1}$  を (  $V_{x1}$  ) だけ大きくするためには、遅延時間制御回路 6 4 の CPU は、集束点  $F_0$  用に ROM 内に記憶されている集束用遅延時間データ  $\tau_f ( m )$  を、 $F_0 + \Delta F$  (  $\Delta F$  は焦点距離の変化度合 ) からの受信信号に対して用いる ( もちろん、最終的に与えられる遅延時間は、 $\tau_f + \tau_s$  ) である ) ように読み出し制御すればよい。ただし、 $\Delta F = ( V_{x1} / V_{x1} )$  である。

40

【 0 0 9 5 】

すなわち、設定音速値の順次変化に応じて遅延時間 ( 集束用遅延時間 ) を制御することは、予め ROM 内に記憶された遅延時間データの読み出しアドレスの変更に基づく焦点距離の変化によって極めて簡単に実施可能である。

【 0 0 9 6 】

また、集束用遅延時間  $\tau_f$  と偏向用遅延時間  $\tau_s$  は、それぞれに独立な ROM ( 記憶部 )

50

を用いて記憶していることは少なく、合成遅延時間（すなわち、 $\tau_f + \tau_s$ ）としてROMに記憶されていることが多いが、この場合でも、 $\tau_f$ の変化に応じて全体の遅延時間の読み出しアドレスを制御することにより、全体遅延時間の制御が可能になる。

【0097】

さらに、本実施形態においても、第1実施形態と同様に、ゲート回路を用いてある測定領域の信号のみを抽出して上述した相関処理が可能であり、また、第1実施形態で述べた各種の変形（図9～図11）を行なうことも可能である。

【0098】

（第3実施形態）

上述した第1及び第2実施形態では、設定音速が実際の生体内音速と異なった場合に発生する集束点移動とこの移動に伴う画質劣化の改善策について説明したが、セクタ走査方式の場合には、設定音速と実際の生体内音速の際はセクタ偏向角の誤差となって現れる。すなわち、差異が $V_{x1}$ ある場合は、実際の偏向角は増大あるいは減少する。

【0099】

本実施形態における超音波診断装置は、上述した偏向角の増大あるいは減少を補正する手段を有している。

【0100】

この補正手段として、本実施形態における超音波診断装置は、図14に示す構成において、遅延時間制御回路64がROMテーブル等の記憶部を有し、この記憶部には、 $\theta_0$ に対する走査角用遅延時間データ $\tau_s(m)$ が記憶されている。セクタ偏向角 $\theta_0$ と設定音速は既に示したように下式

【数11】

$$\begin{aligned} \tau_s(m) &= (m-1) d \cdot \sin \theta_0 / V_{x1} \\ &= K' \sin \theta_0 / V_{x1} \end{aligned} \quad \dots\dots (10)$$

のように表される。ただし、 $K'$ は比例定数である。

【0101】

例えば遅延時間制御回路64のROMテーブル等の記憶部には、 $\theta_0$ に対する遅延時間データ $\tau_s(m)$ が記憶されている。ここで、偏向角を $\theta_0$ とし、設定音速値 $V_{x1}$ を（ $V_{x1}$ ）だけ大きくするためには、遅延時間制御回路64のCPUは、偏向角用にROM内に記憶されている走査角用遅延時間データ $\tau_s(m)$ を「 $\theta_0 + \theta_{x1}$ 」の偏向角に対して用いなければならない。ただし、「 $\theta_{x1} = - (V_{x1} / V_{x1}) \tan \theta_0$ 」である。

【0102】

すなわち、設定音速値の順次変化に応じて遅延時間を制御することは、予めROM内に記憶された遅延時間データの読み出しアドレスの変更によって極めて簡単に実施可能である。ただし、偏向角については、他の方法も考えられる。一般に集束用遅延時間 $\tau_f$ と偏向用遅延時間 $\tau_s$ は、それぞれに独立なROM（記憶部）を用いて記憶していることは少なく、合成遅延時間（すなわち、 $\tau_f + \tau_s$ ）としてROMに記憶されていることが多い。このような場合、変更角の補正は以下に示すように表示系にて行なうことも可能であり、ROMからの読み出し制御処理に比べて、容易に遅延時間を制御することが可能である。

【0103】

すなわち、遅延時間 $\tau_s$ を用いた場合、設定音速値が $V_{x1} + \Delta V_{x1}$ であれば、上述したように、

【数12】

$$\Delta \theta_{x1} = - (\Delta V_{x1} / V_{x1}) \tan \theta_0 \quad \dots\dots (11)$$

だけ増減するため、この増減に伴って、表示モニタの表示範囲（表示セクタ角度）を調節

10

20

30

40

50

すればよい。

【0104】

このような表示系による遅延時間制御手段を備えた超音波診断装置の構成を図16に示す。この超音波診断装置は、書き込み・読み出し制御器75aを制御するコンピュータ回路を搭載した画像メモリ制御回路100を備えている。この画像メモリ制御回路100は、最適設定音速値検出回路95に接続されている。本実施形態の最適設定音速値検出回路95は、相関処理回路94から送られた相関係数データに基づいて最小の相関係数及びその最小相関関数に対応する最適設定音速値を求め、さらに最適設定音速値に基づいて最適な偏向角度データ（セクタ走査角度データ）を求めて、その最適偏向角度データを画像メモリ制御回路100に送るようになっている。画像メモリ制御回路100は、送られた最適偏向角度データに基づいて、書き込み・読み出し制御器75aを制御して画像メモリ74内に書き込まれる画像信号の書き込みアドレスを制御するようになっている。なお、その他の構成は、第2実施形態の図14に示した構成と略同様であるため、その説明は省略する。

10

【0105】

本実施形態において、超音波パルスを生体内へ送信する場合には、まず送信レート信号発生器63から出力されたレートパルスは、送信遅延回路62(1)～62(M)に送られ、予め設定された暫定値としての音速値 $V_{x1}$ に基づいて遅延時間制御回路64により算出、決定された遅延時間 $\tau_f$ 及び遅延時間 $\tau_s$ が与えられてMチャンネルの振動子駆動回路（パルサ）61(1)～61(M)に供給される。すなわち、m番目の送信遅延回路62(m)において設定される遅延時間 $\tau(m)$ は、「 $\tau_f(m) + \tau_s(m)$ 」であり、 $\tau_f(m)$ 及び $\tau_s(m)$ は、下式のように設定される。

20

【0106】

【数13】

$$\tau_f(m) = d^2 \{ (M-1)^2 - (2m-M-1)^2 \} / 8V_{x1}F_0$$

$$\tau_s(m) = (m-1)d \cdot \sin \theta_0 / V_{x1}$$

…… (12)

30

ただし、dは、振動子配列間隔、 $V_{x1}$ は生体内音速、 $F_0$ は焦点距離、 $\theta_0$ は偏向角（セクタ角）である。

【0107】

このパルサ61(1)～61(M)は、送信遅延回路62(1)～62(M)の出力に応じて決定された送信タイミングにより駆動パルスを超音波振動子60(1)～60(M)に供給し、その結果、超音波振動子60(1)～60(M)が駆動され、超音波が生体内に放射される。

【0108】

生体内に放射された超音波の一部は、生体内の臓器の境界面あるいは生体組織の音響散乱体にて反射され、再び超音波振動子60(1)～60(M)によって受信され、電気信号に変換される。この受信信号は、プリアンプ65(1)～65(M)を介して増幅された後、送信時同様、設定音速値 $V_{x1}$ に基づいて決定された受信時の遅延時間 $\tau_f$ 及び遅延時間 $\tau_s$ が受信遅延回路66(1)～66(M)により与えられて加算器70に送られる。

40

【0109】

加算器70からの出力（2つの走査（走査方向 $\theta_1$ 及び $\theta_2$ で得られた反射信号））は、前掲式(4)に示した $e_1(t)$ 及び $e_2(t)$ で表され、これらの受信信号 $e_1(t)$ 及び $e_2(t)$ は、それぞれミキサ90a及びミキサ90b及びローパスフィルタ91a, 91bを介して前掲式(5)及び式(6)に示す信号が得られる（第2実施形態、図15、ステップS20参照）。これらの信号は、A/D変換器92a, 92bを介してデジタル信号としてバッファメモリ93...93に記憶された後、相関処理回路94の演算回路により、前掲

50

式(7)に示す複素数として合成され(図15、ステップS21参照)、さらに演算回路により前掲式(8)に従って相関処理が行なわれる(図15、ステップS22~S23参照)。

【0110】

以下、第1及び第2実施形態と同様に、設定音速値を変えながら相関係数が順次求められ、最適設定音速値検出回路95により最小の相関係数 $C_{\min}(0)$ 及び最適設定音速値 $V_{xs}$ が求められる(図17、ステップS30)。

【0111】

そして、最適設定音速値検出回路95は、図17に示すように、求められた最適設定音速値 $V_{xs}$ に基づいて、当該最適設定音速値 $V_{xs}$ に対応する最適偏向角度(セクタ走査角度)データを上式(12)を用いて求め(ステップS31)、その最適偏向角度データを画像メモリ制御回路100に送る(ステップS32)。また同様に、最適集束点(データ取得深さ)についても、前掲式(12)によって求め、画像メモリ制御回路100に送る。

10

【0112】

画像メモリ制御回路100は、送られた最適偏向角度データ及び最適データ取得(サンプリング)深さデータに基づいて書き込み・読み出し制御器75aを制御して、A/D変換器73を介して送られるデジタル画像信号の画像メモリ74への書き込みアドレスを制御する(ステップS33)。すなわち、画像メモリ74へ書き込まれる(ストアされる)超音波走査信号(デジタル画像信号)は、最適音速値での最適な走査角度及びデータサンプリング深さに対応した書き込み位置になるため、D/A変換器76を介してモニター77に表示される超音波断層像の画質が向上する。

20

【0113】

以上偏向角の増減に伴う補正は、第1及び第2実施形態で説明した集束点の移動に伴う補正と同時に用いることも可能なことは言うまでもない。また、集束点の移動に伴う補正と偏向角増減に伴う補正は必ずしも同時に行なう必要はなく、特に、超音波断層像の分解能改善を目的とするならば、集束点の補正のみを行なってもよい。

【0114】

また、本実施形態においても、第1実施形態と同様に、ゲート回路を用いてある測定領域の信号のみを抽出して上述した相関処理が可能であり、また、第1実施形態で述べた各種の変形(図9~図11)を行なうことも可能である。

30

【0115】

さらに、上述した実施形態では、本発明の遅延時間制御を電子セクタ走査型の超音波診断装置を用いて説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、電子リニア走査、電子コンベックス走査型の超音波診断装置等はいずれでもなく、アニュラアレイプローブを用いた機械走査型の超音波診断装置においても適用可能である。

【0116】

さらにまた、上述した実施形態では、遅延時間制御を受信信号に対して行なう例を示したが、送信信号と受信信号の何れにおいて行なってもよい。

【0117】

一方、本発明は隣接する2つ以上の走査に基づく受信信号間での相関処理によって超音波ビームの形状を評価するものであるが、本明細書で言う隣接とは、厳密な意味での隣接走査である必要はなく、図18に示すように、例えば順次10回の走査(走査番号1~走査番号10)が行なわれるセクタ走査において、走査線1と走査線2の選択のみならず、走査線1と走査線3あるいは走査線1と走査線4のように、数走査線分飛び越して選択してもよい。この飛び越しが可能な範囲は、少なくとも走査線1上の受信信号と相関関係が見込める受信信号が得られた走査線までである。

40

【0118】

上述した走査線の最適な選択法は、ビーム幅と走査密度によって決定されるものである。さらに、複数箇所においてそれぞれ相関係数を算出し、加算平均にてより正確な値を得よ

50

うとする場合には、例えば走査 1 と走査 4、走査 2 と走査 5、走査 3 と走査 6、... のような選択方法が考えられる。

【0119】

さらに、上述した実施形態では、隣接する 2 つの走査による 2 つの受信信号について相関処理が行なわれたが本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、隣接する複数走査による複数の受信信号間で相関処理を行なうこともできる。

【0120】

なお、本発明の実施形態において、ドプラ信号の血流ユニット部分の構成については、記載を省略したが、第 1 ~ 第 3 実施形態の各診断装置において、従来例の図 19 に示した血流ユニット部分を構成要素として加えてもよく、この血流ユニット部分の動作は、従来例と同等である。

10

【0121】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、例えば生体内音速値が変化しても、常に所定の深さ位置に超音波ビームを集束させることができるため、その生体内音速値の変化に起因して従来の超音波断層像上に発生していた設定集束点と実際の集束点の誤差から生ずる分解能劣化が大幅に低減し、被検体の体格や検査部位等によらず常に最適な条件での診断が可能になる。また特に、本発明は、超音波ビームを所定の深さに誤差なく集束させることが可能になるため、ピクセル単位に近い高精細なダイナミック集束法を行なった場合に特に威力を発揮し、高分解能高画質の超音波断層像を得ることができ、診断精度をさらに向上させることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】(A) は、本発明の共通の概念を説明するための超音波診断装置の超音波送受信部分及びビーム幅の広い超音波ビームを概略的に示す図、(B) は、(A) におけるビーム幅の広い超音波ビームをライン L1 で切断した場合の断面ビーム形状を示す図。

【図 2】(A) は、本発明の共通の概念を説明するための超音波診断装置の超音波送受信部分及びビーム幅の狭い超音波ビームを概略的に示す図、(B) は、(A) におけるビーム幅の狭い超音波ビームをライン L2 で切断した場合の断面ビーム形状を示す図。

【図 3】ビーム幅と相関強度の関係を示すグラフ。

【図 4】(a) は、走査方向 からの受信信号  $e_1(t)$  の信号波形を示す図、(b) は、走査方向 ( + ) からの受信信号  $e_2(t)$  の信号波形を示す図、(c) は、相関係数を示す式を表す図。

30

【図 5】第 1 実施形態に係わる超音波診断装置の全体構成を概略的に示すブロック図。

【図 6】第 1 実施形態における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

【図 7】超音波断層像上で指定される測定領域の一例を示す図。

【図 8】設定音速と相関強度との関係の一例を示すグラフ。

【図 9】第 1 実施形態における超音波診断装置の相関強度に応じた遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

【図 10】第 1 実施形態における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

40

【図 11】第 1 実施形態における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

【図 12】第 1 実施形態の変形例における超音波診断装置の全体構成を概略的に示すブロック図。

【図 13】第 1 実施形態の変形例における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

【図 14】第 2 実施形態の変形例における超音波診断装置の全体構成を概略的に示すブロック図。

【図 15】第 2 実施形態における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フ

50

ローチャート。

【図16】第3実施形態の変形例における超音波診断装置の全体構成を概略的に示すブロック図。

【図17】第3実施形態における超音波診断装置の遅延時間制御処理の一例を示す概略フローチャート。

【図18】隣接走査における走査線の選択例を説明するための図。

【図19】従来の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図20】電子集束法の原理を説明するための図。

【図21】ダイナミック集束法の原理を説明するための図。

【図22】従来のダイナミック集束法の問題点を説明するための図。

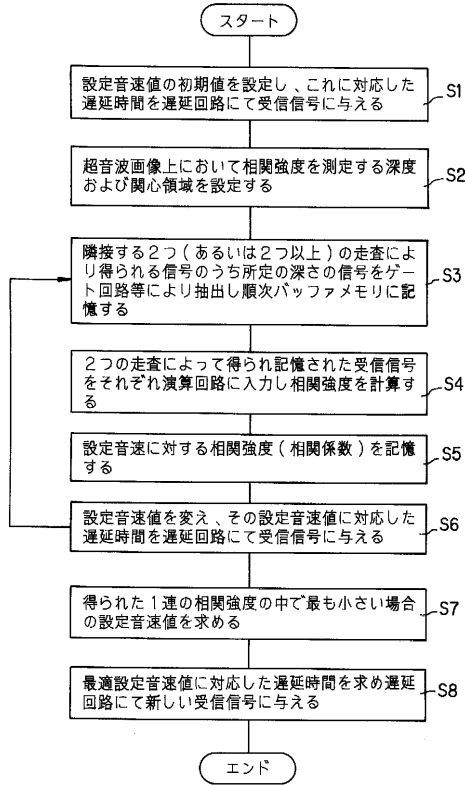
10

【符号の説明】

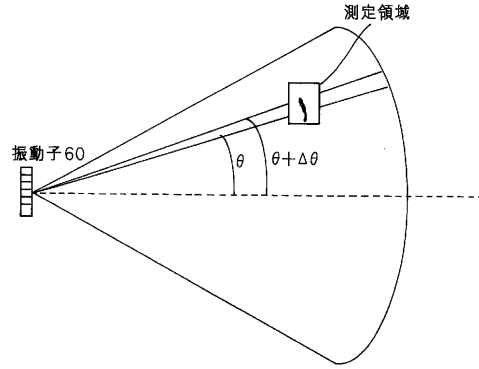
50	送信器	
51	受信機	
52	表示器	
53	遅延回路	
54	振動子	
55	遅延時間制御回路	
60(1)~60(M)	超音波振動子	
61(1)~61(M)	振動子駆動回路(パルサ)	
62(1)~62(M)	送信遅延回路	20
63	送信レート信号発生器	
64	遅延時間制御回路	
65(1)~65(M)	プリアンプ	
66(1)~66(M)	受信遅延回路	
70	加算器	
71	対数増幅器	
72	検波回路	
73	A/D変換器	
74	画像メモリ	
75、75a	書き込み・読み出し制御回路	30
76	D/A変換器	
77	テレビモニタ	
82	A/D変換器	
83、83	バッファメモリ	
84、94	相関処理回路	
85、95	最適設定音速値検出回路	
90a、90b	ミキサ	
91a、91b	ローパスフィルタ	
92a、92b	A/D変換器	
93	バッファメモリ	40
96	基準信号発生器	
97	/2移相器	
100	画像メモリ制御回路	



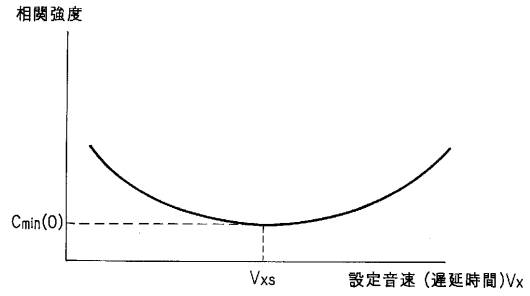
【図6】



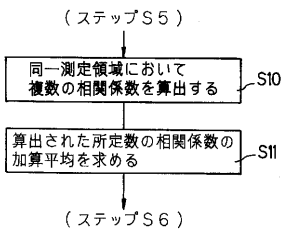
【図7】



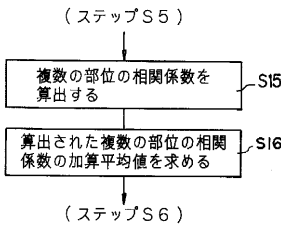
【図8】



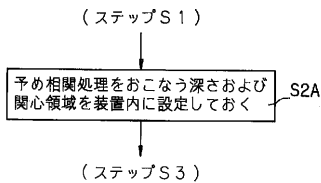
【図9】



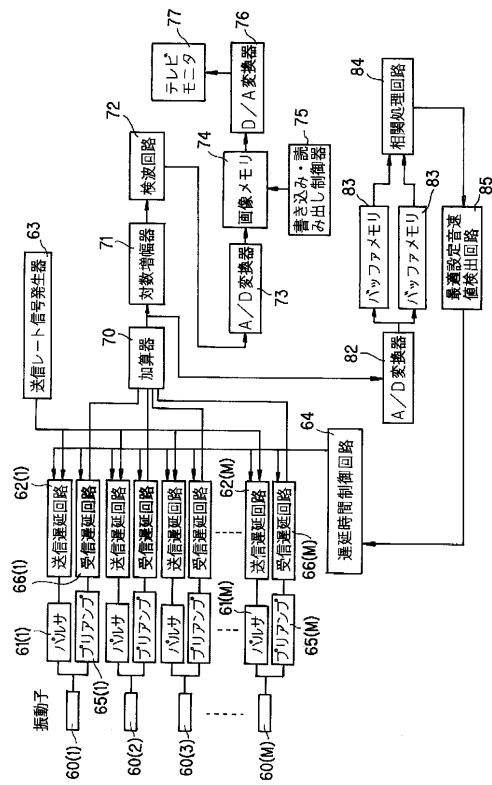
【図10】



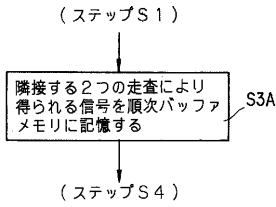
【図11】



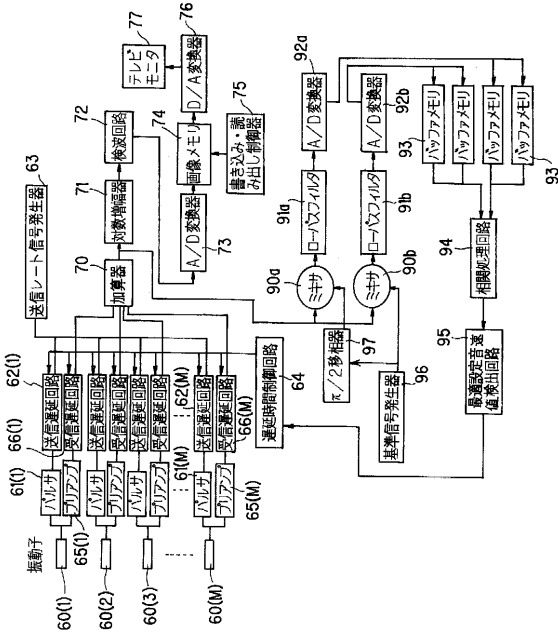
【図12】



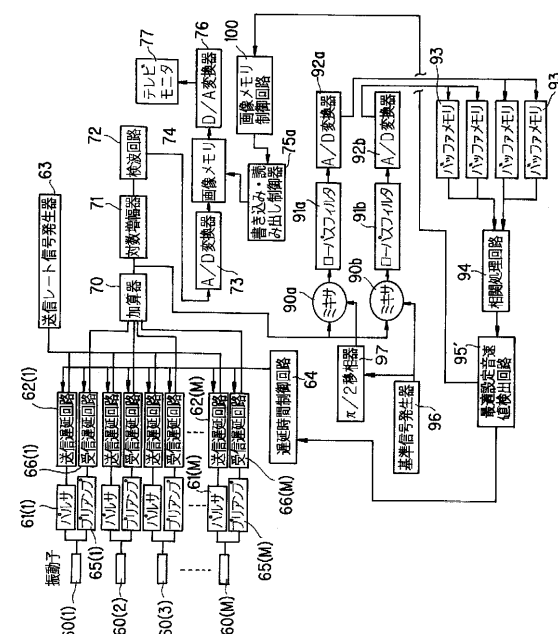
【図13】



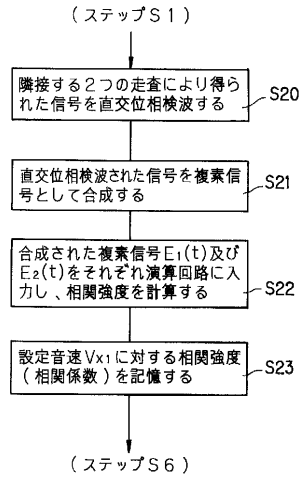
【図14】



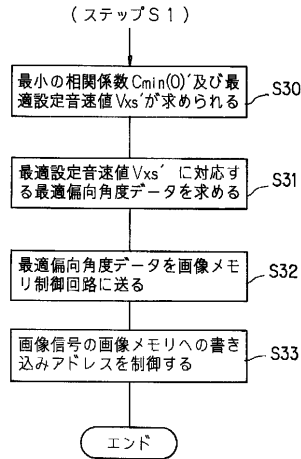
【図16】



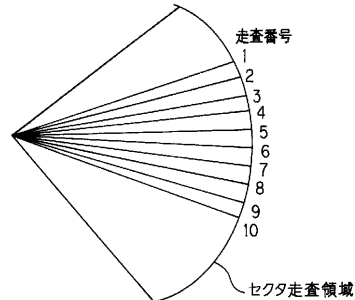
【図15】



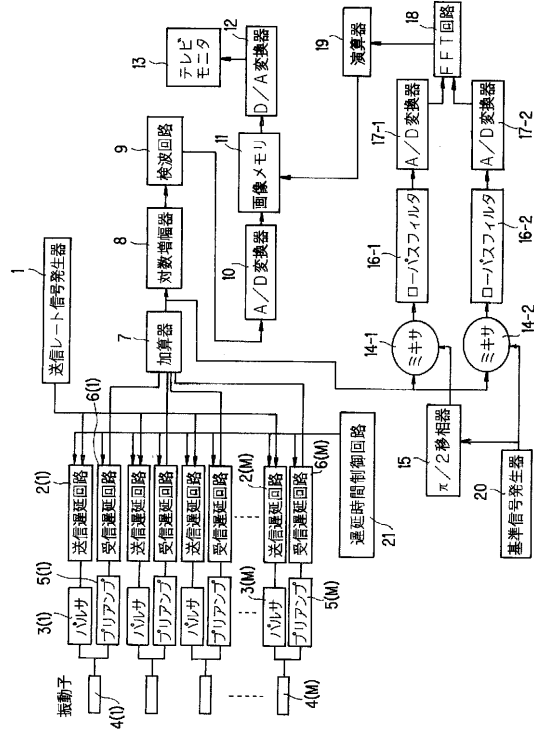
【図17】



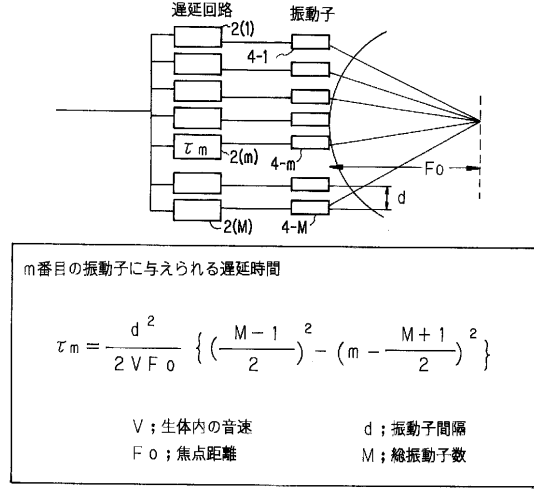
【図18】



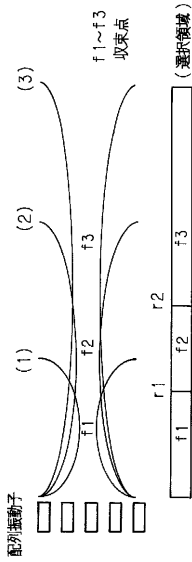
【図19】



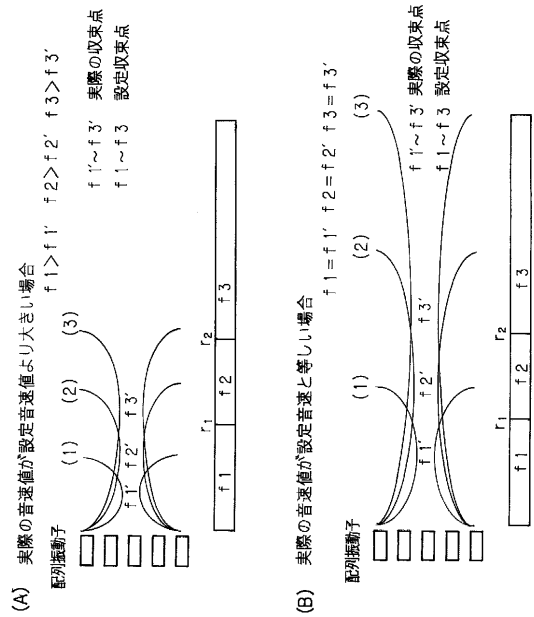
【図20】



【図21】



【図22】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)

A61B 8/00