

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/121842

発行日 平成27年5月11日 (2015. 5. 11)

(43) 国際公開日 平成25年8月22日 (2013. 8. 22)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 55 頁)

出願番号	特願2014-500136 (P2014-500136)	(71) 出願人	000005108
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/051305		株式会社日立製作所
(22) 国際出願日	平成25年1月23日 (2013. 1. 23)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(31) 優先権主張番号	特願2012-30991 (P2012-30991)	(74) 代理人	110000888
(32) 優先日	平成24年2月15日 (2012. 2. 15)		特許業務法人 山王坂特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	池田 貞一郎
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	鱒沢 裕
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	田原 麻梨江
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

超音波撮像装置の波面歪みによる画質劣化の補償を、適応信号処理の手法でありながら、少ない演算量で精度よく行う。

被検体からの超音波信号を素子106により受信し、所定の受信焦点の位置に応じて複数の素子が受信した受信信号を遅延回路204によりそれぞれ遅延させる。周辺情報演算部205は、受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を遅延後受信信号からそれぞれ取得する。例えば、複数のステアリング角度に対応した適応重みを求める。周辺情報合成部206は、複数の情報（適応重み）を合成し、合成した情報を用いて整相出力を生成する。もしくは、複数の適応重みと受信信号とを用いて整相出力を生成後、合成する。

図2

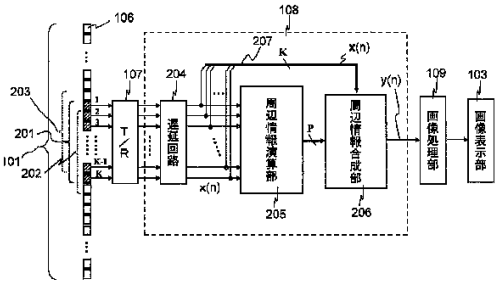


FIG. 2:
103 Image display unit
109 Image processing unit
204 Delay circuit
205 Peripheral information calculation unit
206 Peripheral information composing unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体からの超音波信号を受信する複数の素子と、所定の受信焦点の位置に応じて前記複数の素子が受信した受信信号をそれぞれ遅延させ遅延後受信信号を生成する遅延部と、前記受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を前記遅延後受信信号からそれぞれ取得する周辺情報演算部と、前記複数の点についてそれぞれ取得された前記情報を合成し、合成した前記情報を用いて整相出力を生成する周辺情報合成部と、前記整相出力を用いて画像データを生成する画像処理部とを有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記遅延部は、異なる複数の受信焦点について、それぞれ前記遅延後受信信号を生成し、

前記周辺情報演算部および前記周辺情報合成部は、複数の前記受信焦点ごとに、前記受信焦点およびその受信焦点の周辺領域のうちの前記複数の点について前記情報を取得し、前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

ある時点の前記アクティブチャンネルの前記受信信号についての複数の前記受信焦点の一部は、異なる時点の前記アクティブチャンネルについて複数の前記受信焦点の一部と、位置が重なっていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報演算部は、適応ビームフォーミングを行うことにより、前記情報として適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、

前記周辺情報演算部は、前記複数の素子のうちの所定の素子と前記複数の点とを結ぶ方向ベクトルであるステアリングベクトルを用いて前記複数の点についての前記適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての適応重みを加算して合成重みを生成する重み合成部と、前記合成重みと前記遅延後受信信号を内積演算して前記整相出力を生成する内積演算部を含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 4 または 5 に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての前記適応重みをそれぞれ前記遅延後受信信号と内積演算し、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成する複数の内積演算部と、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算して合成し、前記画像データの生成に用いる前記整相出力を生成する出力合成部とを含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た前記情報を合成して前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算し、前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を前記アクティブチャンネルごとに生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記整相部と前記加算部との間には、前記整相部で生成された、前記複数の適応重みごとの前記合成前整相出力を格納する格納部が配置されていることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記整相部は、それぞれの前記アクティブチャンネルについて、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成し、

前記加算部は、前記格納部および前記整相部から、異なる前記アクティブチャンネルについて生成された前記合成前整相出力を取得して加算し、前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 12】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子は、2 次元に配列された 2 次元アレイであり、前記周辺情報演算部は、前記 2 次元方向に設定された前記複数の点についての前記合成前整相出力を生成し、前記格納部は、前記合成前整相出力を格納することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置において、前記ステアリングベクトルの本数および方向のうちの少なくとも一方を調整する調整部を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波撮像装置において、前記画像処理部で生成される画像内の前記受信焦点の位置に応じて、前記複数の点へのステアリングベクトルの拡がり角の分布を予め記憶するメモリ部をさらに有し、

30

前記調整部は、前記受信焦点の位置に応じて前記メモリ部から読み出した拡がり角のステアリングベクトルを用いて、前記適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 15】

請求項 13 に記載の超音波撮像装置において、前記画像を表示する画像表示部および操作部をさらに有し、

前記画像表示部および操作部の少なくとも一方に、前記調整部へのステアリングベクトルの設定を操作者から受け付ける受け付け部が配置されていることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検体内の画像を撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像技術とは、超音波（聞くことを意図しない音波、一般的には 20 kHz 以上の高周波数の音波）を用いて人体をはじめとする被検体の内部を非侵襲的に画像化する技術である。一つの例として、医用超音波撮像装置について簡単に説明する。超音波探触子

50

は、超音波を患者の体内に向けて送信し、患者体内から反射されるエコー信号を受信する。受信信号は、超音波探触子および超音波撮像装置本体の一方またはその双方において信号処理を施された後、画像表示部に受け渡され、超音波画像が表示される。より詳しく説明すると、例えば超音波撮像装置本体中の送信ビームフォーマにおいて送信ビームの信号が生成され、送受信分離回路（T/R）を経た後に、超音波探触子に送られる。超音波探触子は、超音波を発信する。超音波探触子は、体内からのエコー信号を受信した後、撮像装置本体に信号を伝達する。撮像装置本体中で、受信信号は再び送受信分離回路を経て、受信ビームフォーマにおいて整相処理が施された後、画像処理部に伝達される。画像処理部では、各種フィルタ、スキャンコンバータなど様々な画像処理が実行される。最終的に画像表示部に超音波画像が表示される。

10

【0003】

このように一般的な超音波診断装置は、送波ビームフォーミング、受信ビームフォーミングおよびバックエンドの画像処理の3つの技術によって構成されている。特に送信時および受信時のビームフォーマは、RF（高周波）レベルでの信号処理を行うため、ビームフォーマのアルゴリズムや実装アーキテクチャが超音波画像の基本画質を決定する。このため、ビームフォーマは、装置の基幹部である。

【0004】

受信ビームフォーマは、超音波探触子を構成する複数素子の各受信信号（受信データ）に対して、焦点位置と素子の位置との関係に応じて凹面型に遅延量が分布する遅延時間を与え、仮想的に空間のある一点に焦点をあわせた後、受信信号データを加算する。この方法は、遅延加算方式による整相と呼ばれている。この遅延加算方式では、超音波診断装置の複数素子で受信された受信データと診断装置に蓄えられた固定の重みベクトルとを乗算し、重み付けしてから加算する。これは受信ビームフォーマのみならず、送信ビームフォーマでも同様である。

20

【0005】

一方、超音波撮像装置の基本的な問題として方位方向分解能の制約があることが知られている。超音波の送受信は、有限の開口径を持つアレイによって行われるため、開口部エッジの回折の影響が発生する。無限に長いアレイを用意すれば深さ方向と同様に無限の分解能向上の可能性があるが、現実的には送受アレイの長さ、という装置設計上の物理的な制約があるため、方位方向の分解能向上が妨げられてきた。近年になって、ビームフォーマの遅延加算時に遅延のために用いる前述の固定の重みベクトルを、時系列の送受信データの一つ一つに対して適応的に変化させることにより、より高精細な超音波画像を得る試みが注目を集めている。これにより、ビームフォーミング技術における本質的な課題の一つである方位方向の分解能が格段に向上する可能性がある。

30

【0006】

特に近年では、移動体通信の分野で発達してきたMVD R法（Minimum Variance Distortionless Response; Capon法）をはじめとした適応信号処理の技術を、受信データのビームフォーマに適用した方位方向の分解能の改善技術が、報告され始めている（非特許文献1～6）。これらの適応的手法は、受信データの相関行列に基づき、遅延加算のための重みベクトルの複素成分を適応的に変化させることで実現される。すなわち、従来、重みベクトルは固定値であったが、適応的手法では、受信信号の時間方向のサンプル点ごとに、受信信号を用いて演算により重みベクトルを求め、これを受信信号に乗算する。

40

【0007】

適応信号処理においては、従来の遅延加算方式と同様に、媒質中の不均質音速分布や、微小体の乱散乱に起因する超音波波面の歪みが課題となる。適応信号処理においても、装置が設定する受信ビームフォーマの焦点は、音速一定かつホモジニアス（均質）な媒質を仮定して設定されている。そのため、音波伝搬に歪みが存在する場合に、像がぼやけてしまったり、実際の位置とは違う場所に結像してしまったり、という課題がある。従来遅延加算方式においては、古くより波面歪みの補正が課題となっており、相互相関処理を利用した収差補正技術が検討されており、適応ビームフォーマにおいても、媒質内の不均質

50

による超音波画像の画質を大きく変えることが同様に課題となる。

【0008】

本発明に関連したビームフォーマの先行技術としては、複数ビームを利用した遅延時間調整に関して特許文献1～3が、遅延出力の合算に関して特許文献4が、遅延時間調整による波面歪みの補正技術に関して特許文献5が、それぞれ知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2010-82371号公報

【特許文献2】特開2010-63875号公報

【特許文献3】特開平5-249088号公報

【特許文献4】特開2002-336249号公報

【特許文献5】特開平7-303640号公報

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】I. K. Holfort, et al., "Adaptive receive and transmit apodization for synthetic aperture ultrasound imaging," Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1-4(2009).

【非特許文献2】J. Capon: High-resolution frequency wavenumber spectrum analysis, Proc. IEEE, Vol. 57, pp. 1408-1418, Aug. (1969).

【非特許文献3】F. Vignon et al.: Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 55, No. 3, pp. 619-628, (2008).

【非特許文献4】J. F. Synnevag et al.: Benefits of Minimum-Variance Beamforming in Medical Ultrasound Imaging, IEEE Trans. Ultrason, Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 56, No. 9, pp. 1868-1879, (2009).

【非特許文献5】I. K. Holfort et al.: Broadband minimum variance beamforming for ultrasound imaging, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control., Vol. 56, No.2, pp. 314-325, (2009).

【非特許文献6】Z. Wang et al., "Time-delay- and time-reversal-based robust capon beamformers for ultrasound imaging," IEEE Trans. Med. Imag., 24(10), pp. 1308-1322(2005).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

適応ビームフォーマを用いた超音波診断装置においては、ビームの指向性が鋭いことが知られている。しかしながら、実際の被検体媒質は不均質であるため、送信した超音波信号が焦点で反射され、焦点の周囲に散乱するため、焦点の対象物の情報が焦点の周囲にも存在する。適応ビームフォーマを用いた指向性の鋭いビームでは、焦点の周囲に存在する超音波信号を取得することができず、画質が劣化するという問題がある。また、被検体媒質が不均質であるため、音速不均一等による波面ひずみが生じる。波面歪みにより、今度は焦点周囲の媒質からの反射波が受信音波に混在する。この周囲の媒質からの反射波は、焦点からの情報と相関性がある雑音信号であり、この相関性雑音のために、画質が劣化するという問題もある。

【0012】

そこで、焦点の周囲に散らばってしまった焦点の情報を再現しつつ、焦点周囲の媒質からの不要な相関性雑音を低減することの両立が可能な技術が求められている。すなわち焦点の周囲に散らばった超音波信号の取りこぼしを低減し、波面歪み起因の相関性雑音に対する頑健性が高く、かつ比較的处理負荷の小さい画質劣化補償手法を備えた適応ビームフォーミング技術が望まれている。

10

20

30

40

50

【0013】

本発明の目的は、被検体媒質の不均質性に起因する画質劣化を補償することのできる超音波撮像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の超音波撮像装置は、被検体からの超音波信号を受信する複数の素子と、所定の受信焦点の位置に応じて複数の素子が受信した受信信号をそれぞれ遅延させ遅延後受信信号を生成する遅延部と、受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を遅延後受信信号からそれぞれ取得する周辺情報演算部と、複数の点についてそれぞれ取得された情報を合成し、合成した情報を用いて整相出力を生成する周辺情報合成部と、整相出力を用いて画像データを生成する画像処理部とを有する。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、焦点の周囲に散らばった超音波信号を取得することができるため、信号の取りこぼしを低減でき、波面歪みに起因の相関性雑音に対する頑健性が高く、かつ、処理負荷を大きく増加させることなく画質劣化補償することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】 (a) 本実施形態の超音波撮像装置の概略構成を示す斜視図、(b) ブロック図。

20

【図2】 第1の実施形態の受信ビームフォーマの構成を示すブロック図。

【図3】 第2の実施形態の受信ビームフォーマの構成を示すブロック図。

【図4】 第2の実施形態の遅延回路の動作を示す説明図。

【図5】 (a) ~ (f) 本発明の実施形態の効果を示す説明図。

【図6】 第2の実施形態における信号処理の動作と効果を示す説明図。

【図7】 第3の実施形態の受信ビームフォーマにおける周辺情報合成部の構成を示すブロック図。

【図8】 第4の実施形態の遅延回路の動作を示す説明図。

【図9】 第4の実施形態の受信ビームフォーマの構成を示すブロック図。

【図10】 (a) ~ (c) 第4の実施形態における受信ビームフォーマのステアリングベクトルを示す説明図。

30

【図11】 第5の実施形態の受信ビームフォーマの構成を示すブロック図。

【図12】 第6の実施形態の受信ビームフォーマにおける一時格納部の構成を示すブロック図。

【図13】 第6の実施形態における信号処理の動作と効果を示すブロック図。

【図14】 第7の実施形態の受信ビームフォーマにおける一時格納部の構成を示すブロック図。

【図15】 第7の実施形態における信号処理の動作と効果を示すブロック図。

【図16】 第8の実施形態の受信ビームフォーマにおける一時格納部の構成を示すブロック図。

40

【図17】 第8の実施形態における信号処理の動作と効果を示すブロック図。

【図18】 第9の実施形態の受信ビームフォーマにおける一時格納部の構成を示すブロック図。

【図19】 第9の実施形態における信号処理の動作と効果を示すブロック図。

【図20】 (a) ~ (g) 第10の実施形態における調整部によるステアリングベクトルの設定動作を示す説明図。

【図21】 第11の実施形態の受信ビームフォーマの構成を示すブロック図。

【図22】 (a) 焦点における反射による信号の広がり領域（楕円領域2205）と、固定のステアリング角度による点広がり関数2204のミスマッチを超音波画像の位置に応じて示す説明図、(b) 固定のステアリング角により得られる超音波画像（Bモード像）

50

の輝度分布を示す説明図、(c)第11の実施形態により設定したステアリング角度による点拡がり関数2204と楕円領域2205の関係を示す説明図、(d)第11の実施形態で設定したステアリング角により得られる超音波画像(Bモード像)の輝度分布を示す説明図。

【図23】(a)第12の実施形態においてBモード画像の信号強度または輝度分布を示すグラフ、(b)図(a)のグラフから求めたステアリング角度の分布を示すグラフと、予め定めておいたステアリング角度の分布を示すグラフ。

【図24】本実施形態の超音波撮像装置のコンソールの斜視図。

【図25】本実施形態の超音波撮像装置の別の具体例のコンソールと画像表示部の斜視図。

【図26】(a)超音波ビームに波面歪が生じていない場合の6つの点散乱体の超音波画像(Bモード像)、(b)超音波ビームに波面歪が生じている場合の6つの点散乱体の超音波画像(Bモード像)。

【図27】図26の超音波画像について1つの点散乱体とその周囲の輝度分布を示すグラフ。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明の実施形態について説明する。

【0018】

(第1の実施形態)

第1の実施形態の超音波撮像装置は、被検体からの超音波信号を受信する複数の素子と、所定の受信焦点の位置に応じて複数の素子が受信した受信信号をそれぞれ遅延させ遅延後受信信号を生成する遅延部と、周辺情報演算部と、周辺情報合成部と、画像処理部とを有する。周辺情報演算部は、受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を遅延後受信信号からそれぞれ取得する。周辺情報合成部は、複数の点についてそれぞれ取得された情報を合成し、合成した情報を用いて整相出力を生成する。画像処理部は、整相出力を用いて画像データを生成する。以下、具体的に説明する。

【0019】

まず、図1(a)、(b)を用いて超音波撮像装置の全体構成について説明する。図1(a)は装置の斜視図、図1(b)は内部の概略構成を示すブロック図である。

【0020】

図1(a)のように、超音波撮像装置は、超音波探触子101と装置本体102と、画像表示部103と、コンソール110を備えている。装置本体102内には、図1(b)のように送信ビームフォーマ104と、送受信分離回路(T/R)107と、受信ビームフォーマ108と、画像処理部109と、これらの動作を制御する制御部111が配置されている。

【0021】

超音波探触子101は、アレイ状に配列した複数の素子(超音波振動子)106を備えている。送信ビームフォーマ104において送信ビーム用の信号が生成され、送受信分離回路107を経て、超音波探触子101に受け渡される。超音波探触子101は、複数の素子から超音波を被検体100の体内に向けて送信する。体内で反射されたエコー信号は、超音波探触子101により受信される。受信信号は、再び送受信分離回路107を経て受信ビームフォーマ108において整相演算処理等が施される。整相演算処理後の受信信号は、画像処理部109に受け渡され、各種フィルタ、スキャンコンバータなど様々な画像処理が実行され、超音波画像が生成される。超音波画像は、画像表示部103に受け渡され、表示される。

【0022】

図2は受信ビームフォーマ108の構成を示すブロック図である。図2のように受信ビームフォーマ108は、遅延回路204と、周辺情報演算部205と、周辺情報合成部206と、遅延回路204の出力から周辺情報合成部までのバイパス線207とを含む。こ

10

20

30

40

50

れら受信ビームフォーマ108の各部は、それぞれを独立した回路で構成することも可能であるし、予めプログラムを格納したメモリと、そのプログラムを読み込んで実行するCPUにより各部の動作を実現する構成にすることも可能である。

【0023】

本実施形態の受信ビームフォーマ108では、制御部111の制御下でアクティブチャンネル設定部（不図示）が、超音波探触子101の有限口径の一部にアクティブチャンネルを設定し、受信ビームフォーミング処理を行う。すなわち、1本の送信超音波ビームに対する受信エコーを受信した超音波探触子101を構成する複数素子106のうち、一部の範囲の素子106をアクティブチャンネル201とし、アクティブチャンネル201の受信信号を用いて超音波伝搬方向の1本の画像データ（ラスタ：整相出力 $y(n)$ ）を生成する。図2のように、素子106の位置を少しずつずらしながらアクティブチャンネル202、アクティブチャンネル201、アクティブチャンネル203を順次構成し、それぞれのアクティブチャンネル202、201、203についてラスタを生成し、その結果を並べたものが超音波画像となる。

10

【0024】

遅延回路204は、周辺情報演算部205の前段として配置され、アクティブチャンネル201を構成する複数素子106の各受信信号（受信データ）に対して、素子の位置に応じて遅延時間を与え、仮想的に空間のある一点に焦点をあわせる処理を行うブロックである。素子106ごとに付与する遅延時間は、撮像対象の空間内のそれぞれの対象位置に対応して、遅延時間セットとして予め用意されている。遅延回路204は、設定された焦点位置に応じて遅延時間セットを選択し、複数素子の各受信信号に対してそれぞれ異なる遅延時間を与える。これにより撮像対象の全空間を網羅したフォーカス処理を行うことができる。

20

【0025】

周辺情報演算部205は、受信焦点からの反射により受信焦点の周辺に散らばっている情報を収集する動作を行う。例えば、周辺情報演算部205は、適応信号処理を行うことにより、受信焦点およびその周辺部（周辺領域）のうち、2つ以上の点について、適応重みを求める。これにより受信焦点の周辺情報を収集することができる。なお、周辺部（周辺領域）とは、受信焦点における信号の反射により信号が散らばっている領域であり、受信素子、送信周波数、受信周波数、超音波パルスの波形、素子アレイのサイズ・ピッチ、点拡がり関数等の条件によってその大きさは前後するが、大まかには、受信焦点とアクティブチャンネルの中心を結ぶ軸を中心軸としてアクティブチャンネル方向に $\pm 5^\circ$ 以内程度の広がりを持つ長軸を持ち、アクティブチャンネル方向と直交する超音波伝搬方向にはアクティブチャンネル方向と同程度の長さもしくは若干短い長さの短軸もつような、おおむね楕円形状（3次元の場合は楕円球）の領域である。このとき焦点は短軸と長軸の交点に位置する。また、同時に周辺部（周辺領域）とは、波面歪みにより、焦点周囲の媒質からの反射波が受信音波に混在し、この周囲の媒質からの反射波が焦点からの情報と相関性がある雑音信号として受信信号中に顕在化してしまうような領域でもある。

30

【0026】

また、周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205において収集された周辺情報を合成（コンパウンド）し、最終的な整相出力 $y(n)$ を求める。例えば、周辺情報演算部205が求めた2点以上の適応重みを合成した合成重みを求め、この合成重みにより遅延回路204が遅延処理した各素子106の信号を重み付けし、整相することにより、周辺情報を合成することができる。

40

【0027】

この最終的な整相出力 $y(n)$ は、それぞれアクティブチャンネル202、201、203に対応したラスタごとに、順次画像処理部109に伝達され、この合成された整相出力に基づき超音波画像が生成される。

【0028】

このように第1の実施形態では、周辺情報演算部205が受信焦点の周囲からの情報を

50

収集することにより、指向性の高い適応ビームフォーマを用いながらも、焦点で反射されて周囲に散らばった情報も収集できる。さらに、収集した周辺情報を用いることで相関性信号の非対称性を利用することができ、波面ひずみに起因する相関性雑音のキャンセル（無相関化）を行うことができる。よって、被検体の媒質が不均質であっても画質劣化を防止できるとともに、波面歪による相関性雑音の影響も受けにくく、頑健性の高い超音波撮像装置が得られる。

【0029】

（第2の実施形態）

第2の実施形態では、第1の実施形態の超音波撮像装置において、周辺情報演算部205が、適応ビームフォーミングを行うことにより、情報として適応重みを求める。

10

【0030】

周辺情報演算部205は、第1の実施形態で示した複数の素子106で構成されるアレイ表面の所定の位置と複数の点とを結ぶ方向ベクトルであるステアリングベクトルを用いて複数の点についての適応重みを求める構成とする。

【0031】

さらに、周辺情報演算部205は、遅延後受信信号を用いて共分散行列を生成する行列演算部と、共分散行列と前記ステアリングベクトルから前記複数の点についての適応重みベクトルを求める重みベクトル演算部とを含む構成とする。周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205が求めた複数の点についての適応重みを加算して合成重みを生成する重み合成部と、合成重みと遅延後受信信号を乗算して整相出力を生成する内積演算部を含む構成とする。

20

【0032】

周辺情報演算部205と重み合成部の間には、周辺情報演算部が求めた複数の点についての適応重みに対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部を配置することも可能である。

【0033】

内積演算部は、合成重みを遅延後受信信号にそれぞれ乗算した後、遅延後受信信号を加算することにより整相出力を生成する。

【0034】

図3を用いて、本発明の第2の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。なお、第1の実施形態と同様の構成の部分については説明を省略する。

30

【0035】

第2の実施形態では、周辺情報演算部205が、受信焦点およびその周辺部のうち、2つ以上の点について、適応重みを求めることにより受信焦点の周辺情報を収集する。具体的には、適応重みを算出する際に、複数のステアリングベクトルaを用い、超音波探触子のアクティブチャンネルの素子からの方向が受信焦点からずれた点（すなわちステアリングベクトルの方向が焦点方向とは異なる点）についても適応重みを求める。周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205が求めた2点以上の適応重みを合成し、得られた合成重みを用いて受信信号の整相処理を行う。ステアリングベクトルとは、アクティブチャンネルの中心位置と上記点とを結ぶ方向ベクトルである。ステアリングベクトルについては、後述の式(4)により詳しく説明する。さらに、具体的に説明する。

40

【0036】

図3は、第2の実施形態の受信ビームフォーマ108の構成を示すブロック図であり、ここでは、本発明の好ましい実施形態として、適応信号処理技術をビームフォーマに適用したアダプティブビームフォーマを用いる形態を示す。なお、受信ビームフォーマ108以外の部分すなわち、受信ビームフォーマ108の前段に位置する、超音波探触子101、送信ビームフォーマ104および送受信回路107、ならびに、受信ビームフォーマ108の後段に位置する、画像処理部109および画像表示部103については、第1の実施形態と同様であるので、説明および図示を省略する。

【0037】

50

図3のように、受信ビームフォーマ108内の周辺情報演算部205は、行列演算部300と適応重み演算部301とを備えている。適応重み演算部301は、複数の重みベクトル演算部3021、3022、3023を含み、受信焦点およびその周辺部の点についてそれぞれ重みベクトルを演算する。ここでは、3つの重みベクトル演算部3021~3023を配置しているため、3つの点について重みベクトルを求めることができる。しかしながら、本実施形態は、重みベクトル演算部の数は、3つに限定されるものではなく、複数であればいかなる数であってもよい。

【0038】

行列演算部300においては、遅延回路204からの入力（遅延後受信データ $x(n)$ ）を受け、空間共分散行列 $R(n)$ を生成する。空間共分散行列は適応重み演算部301に入力され、複数の重みベクトル演算部3021、3022、3023のそれぞれにおいて、受信焦点およびその周辺部のうちの、ステアリングベクトルの方向が異なる所定の3つの点について、重みベクトル $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$ を算出し、周辺情報合成部206に出力する。ステアリングベクトルについて後で詳しく説明する。

【0039】

周辺情報合成部206は、重み合成部306と内積演算部307とを備える。重み合成部306は、複数の重みベクトル $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$ を加算することにより合成し、合成重み $w_{sum}(n)$ を生成する。内積演算部307は、この合成重み $w_{sum}(n)$ によって、パイパス線207から入力される遅延後受信データ $x(n)$ を重み付けした後加算し、整相出力 $y(n)$ を得る。これにより、同一ラスタ内の、ステアリングベクトルの方向が異なる複数の点からの情報を1本の整相出力として得ることができる。内積演算部307は、具体的には、合成重み $w_{sum}(n)$ と遅延後受信データ $x(n)$ とを掛け合わせる乗算部3071と、乗算後の遅延後データの和を計算する加算部3072とを備えて構成される。

【0040】

また、周辺情報合成部206には、必要に応じて、固定アポダイゼーション乗算部305を付加することができる。固定アポダイゼーション乗算部305は、重みベクトル $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$ にそれぞれ予め定めた固定の重みを乗算し、重み付けする。

【0041】

周辺情報合成部206で得られた整相出力 $y(n)$ は、画像処理部109に伝達される。画像処理部109では整相結果 $y(n)$ に基づき超音波画像が生成される。

【0042】

以下の説明では、さらに詳しく、1回の送受信に対応した1つのアクティブチャンネル201の各素子106の受信データを処理し、1ラスタの整相データを生成する際の、各部の動作を説明する。

【0043】

図4は遅延回路204等の動作を示す図である。まず、アクティブチャンネル201を構成するK個の素子106により、それぞれK個の受信データが受信される。以下、K個の受信データを、Kチャンネルの受信データ $u(n)$ とも呼ぶ。受信データ $u(n)$ は、送受信分離回路107を経て、遅延回路204に入力される。遅延回路204は、アクティブチャンネル201を構成するK個の素子106の受信信号（受信データ404） $u_1(n)$ 、 $u_2(n)$ 、 $\dots$ 、 $u_K(n)$ に対して、空間内の一点401を中心に凹面型405に遅延量が分布する遅延時間を、素子106の位置に応じて与え、遅延後受信データ $x_1(n)$ 、 $x_2(n)$ 、 $\dots$ 、 $x_K(n)$ を得る。これにより、焦点401に仮想的に焦点をあわせる。ここで n は、超音波受信信号の時間方向（超音波伝搬方向の深さ方向）のある時刻（スナップショット時刻）である。1ラスタのサンプル総数 N に対して、 $0 < n < (N+1)$ となっている。このスナップショット時刻 n をずらし、さらに凹面型405の形状を異なる凹面型（例えば凹面型406、407）に変えることにより、点402、403にそれぞれ焦点を合わせることができる。これにより、所望の焦点に合わせて、各素子106の受信信号404を遅延させ、波面のそろった受信信号（遅延後受信データ）の時系列データ408、409、410を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

アクティブチャンネル 2 0 1 を構成する素子数（チャンネル数）が K 個であれば、あるスナップショット時刻 n における K 個の遅延後受信データは下記式（1）の左辺のベクトル $x(n)$ として表すことができる。

【数 1】

$$\mathbf{x}(n) = [x_1(n), x_2(n), \dots, x_K(n)]^T \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 5 】

従来技術による適応ビームフォーマにおいては、この遅延後受信データ $x(n)$ は適応処理部に入力され、スナップショット時刻 n における K 個のチャンネルごとの重み値 $w_K(n)$ から構成される適応重みベクトル $w(n) = [w_1(n), w_2(n), \dots, w_K(n)]^T$ を生成する。さらにこの適応重みベクトル $w(n)$ と遅延後受信データ $x(n)$ を内積演算部において内積演算することにより、あるスナップショット時刻 n における適応ビームフォーマ出力 $y(n)$ を得る。本発明においては、複数のステアリングベクトル a を用いて、焦点位置の周辺部分についても適応重みベクトルを求める。

【 0 0 4 6 】

遅延後受信データベクトル $x(n)$ は、図 3 に示すように周辺情報演算部 2 0 5 に入力される。周辺情報演算部では、まず行列演算部 3 0 0 で、下式（2）により空間共分散行列 $R(n)$ を求める。 $R(n)$ を求める際には、 $x(n)$ をそのままの実信号として用いてもよいし、ヒルベルト変換やベースバンド変調などを施して、複素数のデータに変換されたものを用いてもよい。ここでは、より一般性のある形態として、 $x(n)$ を複素データ $\xi(n)$ に変換し、式（2）のように空間共分散行列 $R(n)$ を求める場合を例に説明する。式（2）の $R(n)$ は、式（3）であらわされる複素ベクトル $\xi(n)$ と、その（複素）共役転置ベクトル $\xi^H(n)$ との積のアンサンブル平均をとったものである。

【数 2】

$$\begin{aligned} \mathbf{R}(n) &= E[\xi(n)\xi^H(n)] = E \left\{ \begin{pmatrix} \xi_1(n)\xi_1^*(n) & \xi_1(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_1(n)\xi_K^*(n) \\ \xi_2(n)\xi_1^*(n) & \xi_2(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_2(n)\xi_K^*(n) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \xi_K(n)\xi_1^*(n) & \xi_K(n)\xi_2^*(n) & \cdots & \xi_K(n)\xi_K^*(n) \end{pmatrix} \right\} \\ &= \frac{1}{N} \sum_{s=-S}^S \xi(n+s) \xi^H(n+s) \quad \dots (2) \end{aligned}$$

【数 3】

$$\xi(n) = [\xi_1(n), \xi_2(n), \dots, \xi_K(n)]^T \quad \dots (3)$$

【 0 0 4 7 】

なお、式（2）において、アンサンブル平均数 N は、対象スナップショットにおける $\xi(n)$ の前後 S サンプルずつの合計 $N=2S+1$ 点として、式（2）の最右辺のように一様平均とすることができる。また、時間方向の平均化の仕方は他にも、台形重みなど、時間方向各サンプルに任意の重みを乗算してから加算平均を取る方法をとってもよい。行列演算部 3 0 0 から出力された空間共分散行列 $R(n)$ は、次に適応重み演算部 3 0 1 に入力される。

【 0 0 4 8 】

空間共分散行列 $R(n)$ を受け取った適応重み演算部 3 0 1 では、MVDR法を用いて重みベクトル $w(n)$ を計算する。本発明においては、複数のステアリングベクトル a を用いることで、焦点の周辺情報を得る。ステアリングベクトル a_p は式（4）で表される。

【数 4】

$$\begin{aligned} \mathbf{a}_p &= \left[\exp\{\psi_1(\theta_p, \phi_p, f_p)\}, \exp\{\psi_2(\theta_p, \phi_p, f_p)\}, \dots, \exp\{\psi_K(\theta_p, \phi_p, f_p)\} \right] \\ &= \left[1, \exp\left(-j \frac{2\pi}{\lambda_p} d \sin \theta_p\right), \exp\left(-j \frac{2\pi}{\lambda_p} \cdot 2d \sin \theta_p\right), \dots, \exp\left(-j \frac{2\pi}{\lambda_p} (K-1)d \sin \theta_p\right) \right] \\ &\dots (4) \end{aligned}$$

【0049】

10

上式(4)において、 p はステアリングベクトルの本数であり、総数 P として、 $0 < p < P+1$ を満たす整数である。式(4)のように、ステアリングベクトル $\mathbf{a}_p$ は、アクティブチャンネルの個数と等しい K 個のベクトル要素($0 \sim (K-1)$)をもつ方向ベクトルであり、受信周波数 f_p 、および素子106の表面の法線ベクトル方向とステアリングベクトルとのなす角(以下、ステアリング角度と呼ぶ)(θ_p, ϕ_p)の関数で表される。 θ_p は、法線ベクトルからの開き角、 ϕ_p は、素子106の配列方向からの旋回角度である。超音波探触子101の素子106の配列が、1次元の直線(リニア)アレイであった場合、ステアリング角度は式(4)の最終式で表される。ここで、 λ_p は周波数 f_p に対応する音波の波長、 d は素子106の素子中心同士の間隔(素子ピッチ)である。

【0050】

20

上記のようなステアリングベクトル $\mathbf{a}_p$ の方向についての、MVD R法による重みベクトル $\mathbf{w}(n)$ は、ここでは式(5)により算出される。よって、重みベクトル演算部3021～3023でそれぞれ異なるステアリングベクトル $\mathbf{a}_p$ について重みベクトル $\mathbf{w}(n)$ を演算することにより、ステアリングベクトル $\mathbf{a}_p$ の本数 P (すなわち、重みベクトル演算部3021～3023の数)の分だけの適応重みベクトル $\mathbf{w}_1(n) \sim \mathbf{w}_P(n)$ を得ることができる。

【数 5】

$$\mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}^{-1}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}^{-1}(n) \mathbf{a}_p} \dots (5)$$

式(5)において、 $\mathbf{R}(n)$ は、式(2)により生成した、時間方向のあるスナップショット n における空間共分散行列であり、上付き添え字の -1 は逆行列を表す。

30

【0051】

なお、ステアリングベクトルの本数 P は2以上の整数であればいかなる値であってもよい。ステアリングベクトルの方向の選び方も任意であるが、本実施形態では、焦点はアクティブチャンネル201の中心軸上、すなわち、アクティブチャンネル数が偶数の場合は、アクティブチャンネル201を構成する K 個の素子106のうち $K/2$ 番目と $(K+2)/2$ 番目の素子の間の中点を通る法線(アクティブチャンネル面と直交する法線)上に位置するとする。また、アクティブチャンネル数が奇数の場合は、アクティブチャンネル201を構成する K 個の素子106のうち、 $(K+1)/2$ 番目の素子106の中心を通るような法線(アクティブチャンネル面と直交する法線)上に位置するとする。ステアリングベクトルのうちの1本は、焦点方向を向くことが望ましい。他の $(P-1)$ 本のステアリングベクトルは、撮像空間上の焦点の周囲の領域内の任意の方向を向くように設定する。図3にはステアリングベクトルの総数 $P=3$ のケースを示しているが、ステアリングベクトルの総数は任意で有り、それらのステアリング角度は例えば等角度ピッチであっても非線形な規則に従っていても、不規則でランダムな選定法をとってもよい。たとえば図3の構成は、 $P=3$ の例であり、重み演算部の出力は3本、すなわち $\mathbf{w}_1(n), \mathbf{w}_2(n), \mathbf{w}_3(n)$ となる。

40

【0052】

上述のように遅延回路204において遅延処理を施しているため、例えばリニアスキャンのある1時刻 n の受信データベクトル $\mathbf{x}(n)$ は、法線ベクトルの方向である $\theta=0^\circ$ 方向に

50

波面が揃ったデータとなっている。よって、式（４）において、 $\theta_p=0^\circ$ とすると、ステアリングベクトル a_p は、 $a_p=[1, 1, \dots, 1]^T$ であり、焦点方向についての適応重みベクトル $w(n)$ が求められる。焦点方向についての適応重みベクトル $w(n)$ は、従来のMVDR法による適応重みベクトル $w(n)$ と一致する。すなわち、本実施形態の構成を利用して、 $P=1$ かつ、 $\theta_p=0^\circ$ とした場合は、通常のMVDR法を用いた適応ビームフォーマの構成と一致する。本実施形態では、異なる複数のステアリングベクトル a_p を設定し、それぞれについて適応重みベクトル $w_1(n) \sim w_p(n)$ を得る点で通常のMVDR法によるビームフォーマとは異なる。

【００５３】

なお、本発明は、複数のステアリングベクトル a_p のうち１本は、焦点方向（正面方向）に向ける（ $\theta_p=0^\circ$ 、 $a_p=[1, 1, \dots, 1]^T$ ）構成に限定されるものではなく、すべてのステアリングベクトルが焦点方向とは異なる方向に向いていてもよい。特に、複数のステアリングベクトル a_p を構成する方向ベクトルとして、焦点方向（ $\theta_p=0^\circ$ ）の方向ベクトルをあえて利用せず、焦点方向を除いた方向（ $\theta_p<0^\circ$ 、 $0^\circ<\theta_p$ ）の方向ベクトルだけを用いてもよい。この場合、焦点方向をあえて利用しないことによって、相関性雑音のキャンセル（無相関化）の効果をより強く得ることが出来るため、本発明の好ましい実施例の一つとなる。

【００５４】

適応重み演算部３０１から出力された P 本の適応重みベクトル $w_1(n) \sim w_p(n)$ は、周辺情報合成部２０６に入力される。周辺情報合成部２０６は、 P 本の適応重みベクトル $w_1(n) \sim w_p(n)$ を重み合成部３０６において加算し、算術平均を取り、（６）式のように合成重みベクトル $w_{sum}(n)$ を算出する。例えば、図３のように $P=3$ 個の適応重みベクトルの合成重みベクトル $w_{sum}(n)$ は、 $w_{sum}(n)=\{w_1(n)+w_2(n)+w_3(n)\}/3$ 、となる。

【数６】

$$w_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P w_p(n) = \frac{1}{P} \{w_1(n) + w_2(n) + \dots + w_p(n) + \dots + w_P(n)\} \quad \dots (6)$$

【００５５】

なお、この合成重みベクトル $w_{sum}(n)$ を求める前段に、固定アポダイゼーション乗算部３０５を配置し、重みベクトル $w_p(n)$ のそれぞれに対して、固定のアポダイゼーションを乗算してもよい。たとえば、 $\theta=0^\circ$ 方向の適応重みベクトル $w_p(n)$ の値を大きくし、それ以外の方向は値が小さくなるような、分布を持たせた固定アポダイゼーション b_p を乗算することもでき、これは式（７）の演算によって実現される。

【数７】

$$w_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P b_p w_p(n) = \frac{1}{P} \{b_1 w_1(n) + b_2 w_2(n) + \dots + b_p w_p(n) + \dots + b_P w_P(n)\} \quad \dots (7)$$

【００５６】

例えば、図３の構成においては、固定アポダイゼーション乗算部３０５において、 b_1, b_2, b_3 の固定アポダイゼーション重みが用意されている。この場合、重み合成部から出力される合成重みは、 $w_{sum}(n)=\{b_1 w_1(n)+b_2 w_2(n)+b_3 w_3(n)\}/3$ となる。

【００５７】

次に、合成重みベクトル $w_{sum}(n)$ は、周辺情報合成部２０６内の内積演算部３０７に入力される。内積演算部３０７は、乗算部３０７１と加算部３０７２で構成され、合成重みベクトル $w_{sum}(n)$ と、遅延回路２０４からバイパス線２０７を通して伝達された遅延後の受信データベクトル $x(n)$ との間の内積演算を式（８）のように行い、整相出力 $y(n)$ を得る。具体的には、乗算部３０７１で、重みベクトルおよび遅延後受信データベクトルのそれぞれのチャンネル要素間（１～ K ）の積を計算する。加算部３０７２は、前記乗算部３０７１で得られた K 個の積の総和を計算し、周辺情報合成部２０６の最終出力（整相出力 $y(n)$ 、スカラー値）とする。

10

20

30

40

50

【数 8】

$$y(n) = \mathbf{w}_{sum}^H(n) \mathbf{x}(n) \quad \dots (8)$$

【0058】

この内積演算部 307 の整相出力 $y(n)$ は、画像処理部 109 に伝達される。以上の処理を 1 ラスタを構成する N サンプルのうち最初のサンプル $n = 1$ から最終サンプル $n = N$ まで繰り返すことで、 $y(1), y(2), \dots, y(N)$ の N 個の整相出力 $y(n)$ を順次画像処理部 109 も伝達する。以上により、受信ビームフォーマ 108 は、アクティブチャンネル 201 に対応した 1 ラスタの整相出力 $y(n)$ の演算を完了する。

10

【0059】

式 (8) によって得られる 1 ラスタの整相出力 $y(n)$ は、アクティブチャンネルを、アクティブチャンネル 201 からアクティブチャンネル 202, 203 へと受信アレイ上をシフトさせながら、それぞれ取得され、1 ラスタごとに画像処理部 109 に受け渡される。画像処理部 109 においては、超音波探触子 101 の走査方式などに対応したスキャンコンバータにより、全ラスタを並べ 2 次元画像を生成する。また、各種フィルタ処理等の様々なバックエンド画像処理や計測アプリケーションの演算がなされる。最終的に、画像表示部 103 に超音波画像や計測アプリケーションの演算結果が表示される。

【0060】

このように、第 2 の実施形態では、複数のステアリングベクトル $\mathbf{a}_p$ を設定し、それぞれについて適応重みベクトル $\mathbf{w}_1(n) \sim \mathbf{w}_p(n)$ を得て、これらを合成した合成重みベクトル $\mathbf{w}_{sum}(n)$ を用いて、受信データベクトル $\mathbf{x}(n)$ の整相を行って、1 つの整相出力 $y(n)$ を得ている。この効果を図 5 および図 6 を用いて説明する。

20

【0061】

図 5 (a) は、アクティブアレイ 201 から受信焦点 2201 に焦点を合わせて受信データを 1 回受信し、受信ビームフォーミングを行う例を示している。従来の遅延加算方式で受信ビームフォーミングを行った場合、受信焦点 2201 の周囲の点拡がり関数 2202 で示される領域の信号についても 1 回の受信ビームフォーミングで取得することができる。これに対して適応ビームフォーミングを行った場合、遅延加算方式よりもビーム指向性が鋭いため、1 回の受信ビームフォーミングで取得することができる信号の範囲は点拡がり関数 2204 で表わされ、遅延加算方式の点拡がり関数 2202 よりも小さくなる。一方で、焦点 2201 にある対象物の信号は、焦点 2201 で反射されることにより、楕円領域 2205 のように焦点 2201 周辺にランダムに分布していると考えられる。この楕円領域 2205 が、第 1 の実施形態の周辺部（周辺領域）に対応する。

30

【0062】

第 2 の実施形態では、上述したようにステアリング角度の異なる複数の点（ここでは 3 点）について、それぞれ適応ビームフォーマにより求めた適応重みベクトルを合成する。この処理は、図 5 (b) に示すように複数の点の周りの点拡がり関数 2204 の範囲を重ね合わせることと等価である。よって、位置のずれた 3 つの点拡がり関数 2204 を重ね合わせた領域 2206 が、第 2 の実施形態において 1 回の受信で信号を取得できる範囲となるため、焦点 2201 の周囲の楕円領域 2205 に散らばった対象物の信号の大部分を取得することができ、信号の取りこぼしを低減することができる。

40

【0063】

また、ステアリング角度の異なる重みベクトルを利用することによって、中心軸の左右での相関性雑音の非対称性を利用することが出来る。すなわち、異なるステアリング角の適応重みを合成することによって受信信号中の相関性の雑音信号をキャンセル（無相関化）ができるため、焦点の信号の情報を取りこぼすことなく、一方で相関性の高い雑音信号を選択的に除去することが可能となる。

【0064】

以上の効果により、第 2 の実施形態では適応ビームフォーマの鋭敏なビーム指向性によ

50

る信号の取りこぼしや、波面歪の影響を受けやすいというデメリットを改善し、これらの影響を受けにくい頑健性を付与することができる。

【0065】

第2の実施形態では、この受信ビームフォーミングを、図6に示すように1回の受信ごと（ラスタごと）に行う。これによる各ラスタ1501, 1502, 1503の整相出力1504, 1505, 1506に含まれる雑音を減少させ、かつ波面歪の影響も少なくすることができる。よって、これら各ラスタの整相出力を並べて得られる超音波画像は、雑音が少なく、生体内音速不均一、散乱体分布や体動の影響などによる波面歪みの影響が低減された鮮明な画像となる。

【0066】

なお、第2の実施形態において、上述した行列演算部300における演算アルゴリズムの別の手法の一つとして、サブアレイ行列を用いた空間平均演算を行うことも可能である。空間平均演算におけるサブアレイ行列 $\mathbf{R}^{\wedge}_{\text{SUB}l}$ は、式(9)のように、部分空間ベクトル $\xi^{\wedge}_l(n)$ （式(10)）の積で表される。部分空間ベクトル $\xi^{\wedge}_l(n)$ は、アクティブチャンネルK個に対する遅延後受信データ（ここでは一般化された複素信号ベクトル $\xi(n)$ で表記しているが、代わりに実信号ベクトル $x(n)$ でもよい。）のうち、一部（L素子分）の成分を抜き出したベクトルである。よって、部分空間ベクトルの総数は $K-L+1$ 個（ $0 < 1$ （1は小文字のL） $< K-L+1$ ）である。

【数9】

$$\mathbf{R}^{\wedge}_{\text{SUB}l}(n) = \xi^{\wedge}_l(n) \xi^{\wedge H}_l(n) \quad \dots (9)$$

【数10】

$$\xi^{\wedge}_l(n) = [\xi_l(n), \xi_{l+1}(n), \dots, \xi_{l+L-1}(n)]^T \quad \dots (10)$$

【0067】

このサブアレイ行列の主対角成分を空間共分散行列 $\mathbf{R}(n)$ の主対角成分に一致させて1サンプルずつずらしてゆくと、 $K-L+1$ 個のサブアレイ行列の空間平均処理となり、式(11)のサブアレイ空間共分散行列 $\mathbf{R}^{\wedge}(n)$ が得られる。このサブアレイ空間共分散行列 $\mathbf{R}^{\wedge}(n)$ を適応重み演算部301で演算する際に、上記式(5)の $\mathbf{R}(n)$ と置き換えて用いることにより、式(12)のように重みベクトル $\mathbf{w}_p(n)$ を演算することができる。なお、この場合行列演算部300の出力は $L \times L$ のサイズであり、また、重みベクトル $\mathbf{w}_p(n)$ を構成する要素の数はLとなる。

【数11】

$$\begin{aligned} \mathbf{R}^{\wedge}(n) &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=-S}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \mathbf{R}^{\wedge}_{\text{SUB}l} \quad \dots (11) \\ &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=-S}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi^{\wedge}_l(n) \xi^{\wedge H}_l(n) \end{aligned}$$

【数12】

$$\mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}^{\wedge -1}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}^{\wedge -1}(n) \mathbf{a}_p} \quad \dots (12)$$

【0068】

また、空間平均法のもう一つの例として、前向き後向き空間平均法を用いてもよい。この場合、後向きのサブアレイ行列 $\mathbf{R}^{\sim}_{\text{SUB}l}(n)$ は、式(13)のように、後向き部分空間ベクトル $\xi^{\sim}_l(n)$ の積で求めることができる。なお、後向き部分空間ベクトルは、式(14

）で表される。また、式（１５）に示すように、前向き空間平均と同様の演算によって、後向きのサブアレイ空間行列 $\tilde{\mathbf{R}}(n)$ を式（１５）のように計算することができる。次に、式（１６）のように、前述の前向き空間平均の場合のサブアレイ空間行列 $\hat{\mathbf{R}}(n)$ と算術平均することによって、最終的に前向き／後向きのサブアレイ空間共分散行列 $\mathbf{R}_{FB}(n)$ を求めることができる。前向き空間平均の場合と同様、この前向き／後向きのサブアレイ空間共分散行列 $\mathbf{R}_{FB}(n)$ を、適応重み演算部３０１での演算において式（５）の $\mathbf{R}(n)$ と置き換えて用いることにより、式（１７）のように重みベクトル $\mathbf{w}_p(n)$ を演算することができる。なお、この場合もやはり、行列演算部３００の出力は $L \times L$ のサイズであり、また、重みベクトル $\mathbf{w}_p(n)$ を構成する要素の数は L となる。

【数１３】

10

$$\mathbf{R}_{SUB/l}^{\sim}(n) = \xi_l^{\sim}(n) \xi_l^{\sim H}(n) \quad \dots (13)$$

【数１４】

$$\xi_l^{\sim}(n) = [\xi_{K-l+1}(n), \xi_{K-l+2}(n), \dots, \xi_{K-l+K}(n)]^T \quad \dots (14)$$

【数１５】

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{R}}(n) &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=-S}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \mathbf{R}_{SUB/l}^{\sim}(n) \quad \dots (15) \\ &= \frac{1}{N(K-L+1)} \sum_{s=-S}^S \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi_l^{\sim}(n) \xi_l^{\sim H}(n) \end{aligned} \quad 20$$

【数１６】

$$\mathbf{R}_{FB}(n) = \frac{\hat{\mathbf{R}}(n) + \tilde{\mathbf{R}}(n)}{2} \quad \dots (16)$$

【数１７】

30

$$\mathbf{w}_p(n) = \frac{\mathbf{R}_{FB}^{-1}(n)}{\mathbf{a}_p^H \mathbf{R}_{FB}^{-1}(n) \mathbf{a}_p} \quad \dots (17)$$

【００６９】

空間平均法を用いて式（１２）もしくは式（１７）で計算された複数個（ P 個）の重みベクトル $\mathbf{w}_p$ は、空間平均法を用いない場合と同様、周辺情報合成部２０６に伝達される。重み合成部３０６は、重みベクトルの加算を行い $\mathbf{w}_{sum}$ を算出する（式（７）、式（８））。さらに内積演算部３０７において、バイパス入力２０７から伝達される遅延後受信データとの内積計算を行い、最終的に整相データ $y(n)$ として画像処理部１０９に受け渡される。

40

【００７０】

ここで、空間平均法を用いた場合に、重みベクトル $\mathbf{w}_p$ の要素数は L である。よって、最終的に内積演算部３０７での演算を行うためには、 K 個の成分を持つ $\xi(n)$ から L 個の成分を持つベクトル $\mathbf{g}(n)$ を作るような演算（式（１８））を行うブロックが追加で必要になる。例えば、図３に示すように、バイパス線２０７の途中であって内積演算部３０７の前段に、次元圧縮部３０８を配置し、次元圧縮部３０８が、 K 個の要素を持つ $\xi(n)$ から L 個の要素を持つベクトル $\mathbf{g}(n)$ を生成するように構成することができる。なお、次元圧縮部３０８は、周辺情報合成部２０６の内部に配置することも可能である。

【００７１】

50

空間平均法を用いた場合の整相出力 $y(n)$ は式(19)で表される。

【数18】

$$g(n) = \sum_{l=1}^{K-L+1} \xi_l^{\wedge}(n) \quad \dots (18)$$

【数19】

$$y(n) = \mathbf{w}_{\text{sum}}^H(n)g(n) \quad \dots (19)$$

10

【0072】

このように、行列演算部300において、サブアレイ行列の空間平均処理を行うことにより、超音波受信信号に含まれる相関性の雑音を抑制する効果が得られる。よって、サブアレイ行列の空間平均処理を、焦点の周辺の複数の適応重みベクトルを合成する構成に組み合わせることによって、より雑音の影響の少ない超音波画像を得ることができる。

【0073】

以上、第2の実施形態では、適応ビームフォーミング手法の一例としてMVDRを例にとって説明したが、適応重み演算部301において適用されるアルゴリズムは、行列演算部300で計算される空間共分散行列を用いるアルゴリズムであればよく、MMSE法やAPES法、空間共分散行列とその固有値・固有ベクトルを利用するEigenspace-MV法(ESMV、EIBMV)、ESPRIT法、MUSIC法など他のいかなる手法でもよい。

20

【0074】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、第2の実施形態とは異なり、周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205が求めた複数の点についての適応重みをそれぞれ遅延後受信信号に乗算し、複数の適応重みごとの合成前整相出力を生成する複数の内積演算部と、出力合成部とを有する。出力合成部は、複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算して合成し、画像データの生成に用いる整相出力を生成する。

【0075】

30

周辺情報演算部205と複数の内積演算部との間には、周辺情報演算部205が求めた複数の点についての適応重みに対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部を配置することも可能である。または、複数の内積演算部と出力合成部との間に、複数の適応重みごとの整相後の遅延後受信信号に対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部を配置することも可能である。さらには、複数の内積演算部を構成する複数の乗算部と複数の加算部との間に、複数の乗算後の信号に対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部を配置することも可能である。

【0076】

周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205が一つのアクティブチャンネルの受信信号から得た情報を合成して画像処理部が画像生成に用いる最終的な整相出力を生成する構成とする。例えば、周辺情報合成部206は、周辺情報演算部205が一つのアクティブチャンネルの受信信号から得た、複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算し、画像処理部109が画像生成に用いる最終的な整相出力をアクティブチャンネルごとに生成する構成とする。

40

【0077】

図7を用いて、本発明の第3の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。第3の実施形態においては、周辺情報合成部206の構成のみが第2の実施形態と異なるため、異なる部分について説明し、他の部分の説明を省略する。

【0078】

50

図 3 に示した第 2 の実施形態においては、周辺情報合成部 206 は、重み合成部 306 で複数の適応重みベクトル $w_1(n), w_2(n), w_3(n)$ を合成し、得られた合成重み $w_{sum}(n)$ によって遅延後受信データ $x(n)$ の整相加算処理を行う構成であった。この演算は、線形演算であるため、重み合成と整相加算処理の順序を逆にしてもよい。そこで、第 3 の実施形態の複数の内積演算部 307 では、図 7 に示すように、複数の乗算部（3071-1、3071-2、3071-3）と、乗算後の要素（遅延後データ）の和を計算して合成前整相出力を得る複数の加算部 3072-1、3072-2、3072-3 とを複数の適応重みベクトル $w_1(n), w_2(n), w_3(n)$ ごとに配置している。乗算部 3071 と加算部 3072 それぞれ 1 つずつのセットは、適応重みベクトルごとの内積演算部を一つ構成しており、これらのセットが複数用意されることで、複数の内積演算部 307 を構成している。乗算部 3071-1、3071-2、3071-3 それぞれバイパス入力 2071、2072、2073 により遅延後受信データ $x(n)$ を入力する。複数の内積演算部 307 の後段に、出力合成部 500 を配置する。

【0079】

このような構成により、複数の内積演算部 307 において、バイパス入力 2071 を重みベクトル $w_1(n)$ を用いて整相加算し、バイパス入力 2072 を重みベクトル $w_2(n)$ を用いて整相加算し、バイパス入力 2073 を重みベクトル $w_3(n)$ を用いて整相加算することにより、各ステアリングベクトルに対応した合成前の複数の整相出力 $y_1(n), y_2(n), y_3(n)$ を算出する（下式（20））。その後段で出力合成部 500 において、各ステアリングベクトルに対応した整相出力 $y_1(n), y_2(n), y_3(n)$ の算術平均をとり、式（21）のように、合成整相出力 $y_{sum}(n)$ を得る。

【数 20】

$$y_p(n) = \mathbf{w}_p^H(n) \mathbf{x}(n) \quad \dots (20)$$

【数 21】

$$y_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P y_p(n) = \frac{1}{P} \{y_1(n) + y_2(n) + \dots y_p(n) \dots + y_P(n)\} \quad \dots (21)$$

【0080】

なお、図 7 に示すように、本実施形態においても固定アポダイゼーション乗算部 305 を付加することができる。図 7 においては、固定アポダイゼーション乗算部 305 は、内積演算部 307 の前段に配置している。しかしながら、固定アポダイゼーション乗算部 305 の位置は、図 7 の位置には限定されない。線形演算であることから明らかなように、内積演算部 307 と出力合成部 500 の間に固定アポダイゼーション乗算部 305 を付加しても、さらには、内積演算部中の乗算部 3071-1～3 と加算部 3072-1～3 の間に固定アポダイゼーション乗算部 305 を付加してもよく、どちらの場合も、最終的な合成整相出力 $y_{sum}(n)$ は式（22）で表すことができる。

【数 22】

$$y_{sum}(n) = \sum_{p=1}^P b_p y_p(n) = \frac{1}{P} \{b_1 y_1(n) + b_2 y_2(n) + \dots b_p y_p(n) \dots + b_P y_P(n)\} \quad \dots (22)$$

【0081】

すなわち以上のように、第 2 の実施例と第 3 の実施例は、重みを合成してその後内積演算を行うか、内積演算後の整相出力を合成するかの違いであるかの違いで実施形態が異なる。その一方で最終的な出力は線形演算のため同一で有り、第 2 の実施例の最終的な整

相出力である (19) 式の $y(n)$ と、第 3 の実施例の最終的な合成整相出力 $y_{sum}(n)$ は等しい値となる。

【0082】

(第 4 の実施形態)

第 4 の実施形態では、遅延部 (遅延回路 204) は、異なる複数の受信焦点について、それぞれ遅延後受信信号を生成する構成とする周辺情報演算部 205 および周辺情報合成部 206 は、複数の受信焦点ごとに、受信焦点およびその受信焦点の周辺領域のうちの複数の点について情報を取得し、整相出力を生成する。例えば、遅延部 (遅延回路 204) は、複数であり、複数の遅延部ごとに異なる受信焦点について遅延後受信信号を生成する構成とする。周辺情報演算部 205 および周辺情報合成部 206 は、遅延部ごとに配置され、遅延部が生成した受信焦点ごとの遅延後受信信号から情報を取得し、整相出力を生成する構成とする。

10

【0083】

このとき、ある時点のアクティブチャンネルの受信信号についての複数の受信焦点の一部は、異なる時点のアクティブチャンネルについて複数の受信焦点の一部と、位置が重なっている構成とすることが可能である。

【0084】

図 8 ~ 図 10 を用いて本発明の第 4 の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。第 2 および第 3 の実施形態と同様の構成については説明を省略し、異なる部分のみ説明する。

20

【0085】

第 2 および第 3 の実施形態においては、1 回の受信信号につき焦点はアクティブチャンネルの中心軸 (アクティブチャンネル中心位置を通る、アクティブチャンネル表面に対する法線) 上に位置する場合について説明したが、第 4 の実施形態においては、図 8 のように、1 回の受信信号につき、ある深さにおける焦点として複数の焦点を設定する。例えば、中心軸 1600 上の点 602 の両脇の中心軸 600 の近傍の異なる軸上の点 601、603 についてもそれぞれ焦点を設定し、被検体 100 の情報を収集する。1 回の受信信号につき、複数の焦点 601、602、603 に対してそれぞれ焦点を合わせることは、アクティブチャンネルを構成する K 個の素子 106 の受信信号の遅延時間の分布を、焦点 601、602、603 を中心とする凹面型 604、605、606 に設定することで実現される。

30

【0086】

本実施形態では、ある深さ (あるスナップショット時刻 n) の複数の焦点 601、602、603 について得た遅延後データに対して、それぞれ、周辺情報を収集し、周辺情報を合成する演算を行う。

【0087】

図 9 は、第 4 の実施形態の受信ビームフォーマ 108 のブロック図を示すものである。図 8 のように、本実施形態においては、あるスナップショット時刻において、同時に複数の焦点 601、602、603 を設定するため、受信ビームフォーマ 108 は、設定する焦点と同じ個数と同じ数の遅延回路 2041、2042、2043、周辺情報演算部 2051、2052、2053、ならびに、周辺情報合成部 2061、2062、2063 を具備している。周辺情報演算部 2051、2052、2053、ならびに、周辺情報合成部 2061、2062、2063 の構成は、それぞれ第 2 の実施形態の周辺情報演算部 205 および周辺情報合成部 206 の構成と同様である。よって、整相出力 $y(n)$ の個数も焦点と個数であり、図 9 の例では、 $y1(n)$ 、 $y2(n)$ 、 $y3(n)$ の 3 つとなる。

40

【0088】

第 4 の実施形態における信号処理の動作を説明する。遅延回路 2042 は、あるスナップショット n の時刻のアクティブチャンネル 201 の中心軸 1600 上の焦点 602 について、遅延回路 2041、2043 は、中心軸 1600 から外れた軸の焦点 601、603 について、それぞれ焦点を合わせる遅延凹面を形成し、遅延後受信データを生成する。

50

【0089】

周辺情報合成部2051は、図10(a)のように遅延回路2041からの遅延後受信データについて第2の実施形態で説明した演算を行うことにより、焦点601と、焦点601の方向に対してステアリング角度1602をなす2つの点について、それぞれ重みベクトル $w_{11}(n)$, $w_{12}(n)$, $w_{13}(n)$ を算出する。周辺情報合成部2061は、重みベクトル $w_{11}(n)$, $w_{12}(n)$, $w_{13}(n)$ を合成し、合成した重みベクトル $w_{1sum}(n)$ を用いて整相出力 $y1(n)$ を得る。

【0090】

周辺情報合成部2052は、図10(b)のように遅延回路2042からの遅延後受信データについて演算を行い、焦点602と、焦点602の方向に対してステアリング角度1604をなす2つの点について、それぞれ重みベクトル $w_{21}(n)$, $w_{22}(n)$, $w_{23}(n)$ を算出する。周辺情報合成部2062は、重みベクトル $w_{21}(n)$, $w_{22}(n)$, $w_{23}(n)$ を合成し、合成した重みベクトル $w_{2sum}(n)$ を用いて整相出力 $y2(n)$ を得る。

【0091】

同様に、周辺情報合成部2053は、図10(c)のように遅延回路2043からの遅延後受信データについて演算を行い、焦点603と、焦点603の方向に対してステアリング角度1606をなす2つの点について、それぞれ重みベクトル $w_{31}(n)$, $w_{32}(n)$, $w_{33}(n)$ を算出する。周辺情報合成部2063は、重みベクトル $w_{31}(n)$, $w_{32}(n)$, $w_{33}(n)$ を合成し、合成した重みベクトル $w_{3sum}(n)$ を用いて整相出力 $y3(n)$ を得る。

【0092】

これらの整相出力 $y1_{sum}(n)$, $y2_{sum}(n)$, $y3_{sum}(n)$ は画像処理部109に伝達される。

【0093】

この処理により、例えば、アクティブチャンネル201に対する一回の送受信信号だけを用いて、3つの焦点601、602、603の超音波画像データを得ることができる。このような処理は、焦点602の方向をメインビーム方向とすると、副ビーム方向（焦点601、603の方向）にも画像を作成できることを意味する。すなわち第4の実施形態の構成を用いることによって、副ビーム処理やパラレルビームフォーミング等の技術についても、焦点の周囲に散らばった対象物の信号を取得するという本発明の構成を適用できることがわかる。よって、信号の取りこぼしの低減、雑音低減の効果を得ることができる。

【0094】

さらに、この処理を複数のアクティブチャンネル201、202、203に渡って適用することができる。例えば、アクティブチャンネル201における焦点602と同じ点に、他のアクティブチャンネル202、203において斜め方向を見込むように焦点を設定することにより、焦点602について再びデータを取得することができる。よって、複数のアクティブチャンネル201、202、203で、同一の点602を別方向から見込むデータをそれぞれ取得し、取得したデータを合成することにより重ね合わせることができる。このような処理は開口合成（合成開口）処理と呼ばれる。すなわち、第4の実施形態の構成を用いることにより、焦点の周囲に散らばった対象物の信号を取得するという本発明を開口合成処理に適用することができる。

【0095】

なお、図8～図10では、同一深さの焦点の数は $N_{focus} = 3$ の例を図示しているが、焦点の数は2以上のいかなる数であってもよい。例えば、同一深さで16個の焦点を設定することも可能である。この場合、焦点と同じ数の遅延回路、周辺情報演算部および周辺情報合成部のセットを配置する。

【0096】

本実施形態によれば、軸外に焦点を合わせる軸外整相技術、パラレルビームフォーミング、開口合成ビームフォーミングに対しても本発明による波面歪みの低減効果を得ることが可能である。

【0097】

なお、本実施形態における図 9 の周辺情報演算部 2051～2053 および周辺情報合成部 2061～2063 の内部構造は、図 3 に示した構成と同じにしているが、本発明の実施形態の範疇であればいかなる構成を用いても良い。例えば、図 7 に示した第 3 の実施形態の周辺情報合成部 206 を用いることも可能である。また、この後説明する第 5～第 8 の実施形態のそれぞれにおける周辺情報演算部 205、および周辺情報合成部 206 の構成を用いることも可能である。

【0098】

(第 5 の実施形態)

第 5 の実施形態では、第 3 の実施形態の複数の内積演算部と出力合成部との間に、それぞれの内積演算部で生成された、複数の適応重みごとの合成前整相出力を格納する格納部(一時格納部 800)を配置する。

図 11 を用いて、本発明の第 5 の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。第 5 の実施形態は、第 3 の実施形態と同様の構成であるが、周辺情報合成部 206 の複数の内積演算部 307 と出力合成部 500 との間に、一時格納部 800 が配置されている点が第 3 の実施形態とは異なる。第 3 の実施形態においては、図 7 のように、整相すべき信号は、アクティブチャンネルでの受信から画像処理部 109 まで逐次、時間とともに流れている。そのため、出力合成部 500 における合成処理は、現在整相を行っているラスタ内で、かつ、現スナップショット n のデータについて複数ステアリングベクトルについて複数の内積演算部 307 が求めたそれぞれの整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ を合成する処理に限られている。

【0099】

第 5 の実施形態においては、出力合成部 500 の手前において、整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ を蓄えておくメモリ部として一時格納部 800 を配置する。一時格納部 800 は、複数の内積演算部 307 が求めた整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ を、スナップショット n の更新やラスタの更新ごとに格納する。これにより、出力合成部 500 は、一時格納部 800 に格納された整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ を読み出して合成することができるため、同一ラスタの異なる時間サンプルの整相出力同士の合成や、異なるラスタ間での整相出力同士の合成を行うことが可能になる。

【0100】

さらには、これらの整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ は、スナップショット時刻 n ごとの、異なるステアリングベクトルについて求めた重みベクトル $w_1(n)$ 、 $w_2(n)$ 、 $w_3(n)$ でそれぞれ整相した整相出力である。よって、整相出力 $y_1(n)$ 、 $y_2(n)$ 、 $y_3(n)$ は、それぞれのステアリングベクトルの方向の整相出力である。よって、出力合成部 500 は、異なるラスタ間で、異なるステアリングベクトル方向の整相出力を任意の組み合わせで選択し、合成することも可能である。選択する異なるステアリングベクトル方向の整相出力は、予め定めしておくことも可能であるし、操作者が設定する構成にすることも可能である。

【0101】

また、図 11 のように、受信ビームフォーマ 108 には角度調整部 502 およびメモリ出力調整部 503 を配置することも可能である。角度調整部 502 は、適応重み演算部 301 の重みベクトル演算部 3021、3022、3023 に、ステアリングベクトルの方向、本数、および、密度を設定する制御を行う。メモリ出力調整部 503 は、一時格納部 800 から整相出力を読み出し出力合成部 500 に受け渡すタイミング(クロック)、および、読み出す整相出力のメモリ内アドレス指定を行う。さらには、角度調整部 502、およびメモリ出力調整部 503 の双方のパラメータを連動して調整することができる調整部 501 がさらに上位に備わっていても良い。

【0102】

また、本実施形態の一時格納部 800 を備えた周辺情報合成部 206 を、第 4 の実施形態の周辺情報合成部 2061、2062、2063 に代えてそれぞれ配置することも可能である。これにより、複数の焦点についてそれぞれ同一ラスタの異なる時間サンプルの整相出力同士の合成や、異なるラスタ間での整相出力同士の合成等を行うことが可能になる

。

【0103】

(第6の実施形態)

第6の実施形態では出力合成部500は、格納部(一時格納部800)および複数の内積演算部から、時間方向に異なる合成前整相出力を取得して加算し、整相出力を生成する。

。

【0104】

図12および図13を用いて、本発明の第6の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。本実施形態は、第5の実施形態の超音波撮像装置と同様に一時格納部800を備えるが、一時格納部800の内部構成が、第5の実施形態とは異なる。

10

【0105】

本実施形態において、一時格納部800は、メモリ部900と、整相出力(以下、整相後データともいう) $y_1(n) \sim y_p(n)$ のバイパス線901とを備えている。メモリ部900は、P本のステアリングベクトルに対応する整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ のそれぞれを、時間方向のスナップショットN個分、すなわち $P \times N$ だけの数の整相後データ格納するための格納領域(アドレス)を有する。具体的には、図12のように、模式的にN個のアドレスを持った、P個のメモリ領域9001、9002、9003をメモリ部900内に用意する。他の構成は、第5の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0106】

本実施形態の一時格納部800の動作は、以下の通りである。一時格納部800は、あるスナップショット時刻nにおいて、整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ を複数の内積演算部307から受け取る。この整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ は、メモリ部900とバイパス線901の双方に送られる。メモリ部900においては、メモリ領域9001、9002、9003の所定の書き込みアドレス(WA)に整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ をそれぞれ記憶する。同時に、読み出しアドレス(RA)に格納されているサンプル時刻 $n-1 \sim n-i$ の整相後データ $y_1(n-1) \sim y_p(n-1) \cdot \dots \cdot y_1(n-i) \sim y_p(n-i)$ を出力する。このサンプル時刻 $n-1 \sim n-i$ の読み出し出力とバイパス線を経由した現スナップショットnの整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ を束ねた出力が、出力バス902から、出力合成部500に向けて伝送される。

20

【0107】

本実施形態の構成では、複数ステアリングベクトル1～Pの整相出力を、サンプル時刻nの時にも、 $n-1 \dots n-i$ の情報、すなわち $y_1(n-1) \sim y_p(n-1) \cdot \dots \cdot y_1(n-i) \sim y_p(n-i)$ までさかのぼって、現整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ と併せて出力することができ、後段の出力合成部においてこれらを併せて合成することが可能となる。

30

【0108】

メモリ部900に記憶された情報は、ラストが更新される毎に上書きされ、順次新しいラストの整相後データによって上書きされるように構成する。

【0109】

これにより、図13のように、複数のサンプル時刻 $n \sim n-i$ の整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n) \cdot \dots \cdot y_1(n-i) \sim y_p(n-i)$ を合成することができるため、同一ラスト1501、1502、1503内で複数の時間サンプルの整相結果を合成した整相出力1703、1704、1705を得ることができる。これによって、時間方向に散らばった不均質散乱のデータ1701、1702を収集することが可能となり、時間方向(超音波伝搬方向)の超音波画像の画質劣化を補償することができる。

40

【0110】

なお、読み出しアドレス(RA)は、予め定めておくこと可能であるし、出力調整部503を備える構成とし、出力調整部503が指定する構成とすることも可能である。後者の場合、出力調整部503は、例えば、現整相後データ $y_1(n) \sim y_p(n)$ およびメモリ部に保持されたそれ以前のデータの中からどのデータを出力するかの情報、出力タイミングおよび、出力データアドレスを制御する信号を一時格納部800に送る構成とすることができる。

。

50

【0111】

(第7の実施形態)

第7の実施形態では、複数の内積演算部は、アクティブチャンネルのそれぞれについて、複数の適応重みごとの合成前整相出力を生成し、出力合成部500は、格納部（一時格納部800）および複数の内積演算部から、異なるアクティブチャンネルについて生成された合成前整相出力を取得して加算し、整相出力を生成する。

【0112】

図14、図15を用いて、本発明の第7の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。第6の実施形態と同様の構成については説明を省略する。図14のように、第7の実施形態の超音波撮像装置は、3つのラスタのP本のステアリングベクトルに対応する整相出力（整相後データ） $y_1(n) \sim y_p(n)$ を格納するためのメモリ部900-1、900-2、900-3を一時格納部800内に配置する。メモリ部900-1、900-2、900-3の構造はそれぞれ、第6の実施形態のメモリ部900と同様の構成である。これにより、3つのラスタ分の整相後データを格納することができる。例えば、第 r ラスタのスナップショット時刻 n の整相データ $y_1(r,n)$ 、 $y_2(r,n) \cdots y_p(r,n)$ と、第 $r-1$ ラスタのスナップショット時刻 n の整相データ $y_1(r-1,n)$ 、 $y_2(r-1,n) \cdots y_p(r-1,n)$ と、第 $r-2$ ラスタのスナップショット時刻 n の整相データ $y_1(r-2,n)$ 、 $y_2(r-2,n) \cdots y_p(r-2,n)$ をそれぞれメモリ部900-1、900-2、900-3に格納する。これをラスタごとに、時間方向のスナップショット数である N 個、格納する。

【0113】

スナップショット時刻 n の現整相後データ $y_1(r,n)$ 、 $y_2(r,n)$ 、 $y_3(r,n)$ は、図中の書き込みアドレスWAに書き込まれると同時に、バイパス線901を通して、出力合成部500へも出力される。

【0114】

なお、図14では、図示を簡略化するため、ステアリングベクトルの本数 $P=3$ としているため、1スナップショット時刻 n における整相後データは、ラスタごとに3つのデータ $y_1(n) \sim y_3(n)$ である。しかしながら、本実施形態は $P=3$ に限定されるものではなく、ステアリングベクトルの本数 P は2以上のいかなる数であってもよい。他の構成は、第6の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0115】

本実施形態によれば、現在の走査ラスタ（第 r ラスタ）のスナップショット時刻 $1 \sim N$ の整相後データ $y_1(r,1)$ 、 $y_2(r,1) \cdots y_p(r,1) \sim y_1(r,N)$ 、 $y_2(r,N) \cdots y_p(r,N)$ をメモリ部900-1に保持できるのみならず、第 $r-1$ 、第 $r-2$ ラスタの整相後データについてもメモリ部900-2、900-3にそれぞれ格納しておくことができる。よって、これらのラスタ、スナップショット時刻、および、ステアリングベクトルがそれぞれ異なる整相後データがメモリ部900-1～900-3に格納されているため、これらの整相後データの中から所望の整相後データを1以上選択して、出力合成部500に出力することが可能となる。

【0116】

例えば、図15のように、第 $r-1$ ラスタの $P=2$ （ $\theta_2=0^\circ$ ）の受信焦点1500と、第 r ラスタの $P=1$ （ θ_1 ）のステアリングベクトルでデータ収集される点1500と、第 $r-2$ ラスタの $P=3$ （ θ_3 ）のステアリングベクトルでデータ収集される点1500とが重なっている場合、図14および図15のように、第 r ラスタからあるステアリング角度 θ_1 （ $P=1$ ）の時刻 n の現整相後データ $y_1(r,n)$ をバイパス線901を経由して出力し、第 $r-1$ ラスタからはステアリング角度 θ_2 （ $P=2$ ）の時刻 n のデータ $y_2(r-1,n)$ を、第 $r-2$ ラスタからは、ステアリング角度 θ_3 の時刻 n のデータ $y_3(r-2,n)$ をそれぞれ出力合成部500への出力バス1007へ出力することができる。この場合に出力合成部500で行われる合成処理は、式（23）で表すことができる。

【数 2 3】

$$y_{\text{sum}}(n) = \sum_{p=1}^3 y_p(n) = \frac{1}{3} \{y_1(r, n) + y_2(r-1, n) + y_3(r-2, n)\} \quad \dots (23)$$

【0 1 1 7】

この処理によって、同一の焦点 1 5 0 0 について、複数のラスタから取得した整相後データを合成することができ、単一のラスタの 1 つのステアリングベクトルから得た整相後データを用いる場合と比較して、点像の高解像度化と複数ラスタ合成による雑音の低減が可能となる。

10

【0 1 1 8】

なお、メモリ部 9 0 0 - 1、9 0 0 - 2、9 0 0 - 3 に記憶される整相後データは、ラスタが更新される毎に上書きされ、常に最新 3 ラスタ分の整相後データがメモリ部 9 0 0 - 1、9 0 0 - 2、9 0 0 - 3 に格納されるようにする。

【0 1 1 9】

また、第 7 の実施形態においても、出力調整部 5 0 3 を配置することが可能である。この場合、出力調整部 5 0 3 は、出力合成部 5 0 0 へ出力すべきデータアドレスとタイミングを制御する信号を一時格納部 8 0 0 に送る。

【0 1 2 0】

(第 8 の実施形態)

20

図 1 6、図 1 7 を用いて、本発明の第 8 の実施形態の超音波撮像装置について説明する。図 1 6 のように、第 8 の実施形態の超音波診断装置は、一時格納部 8 0 0 内に、(m+1) 個のメモリ部 9 0 0 - 1、9 0 0 - 2、 $\dots$ 、9 0 0 - (m+1) を配置している。各メモリ部 9 0 0 - 1 ~ 9 0 0 - (m+1) は、第 7 の実施形態のメモリ部 9 0 0 - 1 等と同様の構成である。これにより、同一ラスタ内の複数ステアリング角方向 1 ~ P、スナップショット時刻 1 ~ N、ラスタ移動方向 1 ~ m+1 の 3 次元について、すべての整相後データから任意の組み合わせで 1 以上選択して、出力合成部 5 0 0 に出力し、合成することができる。すなわち、 $P \times N \times (m+1)$ 個の整相後データの中から合成すべき出力 1 1 0 6, 1 1 0 7, 1 1 0 8 を選んで出力合成部 5 0 0 に出力し、合成することができる。なお、第 7 の実施形態と同様の構成については説明を省略する。

30

【0 1 2 1】

したがって、図 1 7 に示すように同一ラスタ内のみならず隣接ラスタからも任意の角度を見込んだ整相出力を選んで合成することができる。すなわち、第 7 の実施形態と同様に、異なるラスタ 1 5 0 1, 1 5 0 2, 1 5 0 3 から同一の焦点 1 5 0 0 の整相データを取得して合成することにより、焦点 1 5 0 0 のデータを繰り返し取得することができ、データの精度を向上させることができる。しかも、第 8 の実施形態では、第 7 の実施形態とは異なり、焦点 1 5 0 0 の周囲の点 1 7 0 1 ~ 1 7 0 4 についての整相後データについても選択して出力し、出力合成部 5 0 0 で合成することができる。これにより、図 5 (c) のように焦点 1 5 0 0 の周囲の点拡がり関数 2 2 0 4 の情報 (整相後データ) も合成することができる。

40

【0 1 2 2】

すなわち、図 5 (c) からわかるように 1 つの焦点 1 5 0 0 のデータを繰り返し取得できるだけでなく、焦点 1 5 0 0 の周囲の楕円領域 2 2 0 5 に散らばった対象物の信号も取得することができ、信号の取りこぼしを低減させながら相関性雑音を低減させることが可能である。

【0 1 2 3】

また、図 5 (d) のように、信号が分布した楕円領域 2 2 0 5 の 2 つの離れた点 1 7 1 1、1 7 1 2 とその周囲の点拡がり関数 2 2 0 4 の整相後データを合成することも可能である。これにより、点拡がり関数 2 2 0 4 の重なりが小さくても、楕円領域 2 2 0 5 の大部分を点拡がり関数 2 2 0 4 で覆うことができ、楕円領域 2 2 0 5 内の信号の取りこぼし

50

を低減させながら相関性雑音を低減させることが可能である。

【0124】

また、本実施形態によれば、図17には明示していないが、時間方向にも任意の点を選んでその整相後データを合成することができるため、時間方向に散らばった不均質散乱のデータ1701, 1702を収集することが可能となり、時間方向（超音波伝搬方向）の超音波画像の画質劣化を補償することもできる。

【0125】

本実施形態においても、出力調整部503を配置し、出力合成部500へ出力すべきデータアドレスとタイミングを制御することも可能である。

【0126】

なお、第7および第8の実施形態においては、隣接ラスタの情報を用いるため、現在走査している第r番目のラスタの時刻に、第r-1番目の合成データが画像処理部109に送られるため、画像処理のタイミングには若干の遅延時間が発生する。

【0127】

また、図5(e)に示すように、図5(b)の点拡がり関数2204の重ね合わせと図5(c)の点拡がり関数2204の重ね合わせを同時に行うことにより、楕円領域2205内の信号の取りこぼしをさらに低減することができる。また、図5(e)の点拡がり関数2204の重ね合わせと図5(d)の点拡がり関数の重ね合わせを同時に行うことにより、円領域2205内の信号の取りこぼしを一層低減させながら、一層の相関性雑音の低減をさせることが可能となる。

【0128】

（第9の実施形態）

第9の実施形態では、複数の素子106は、2次元に配列された2次元アレイである場合について説明する。周辺情報演算部205は、2次元方向に設定された複数の点についての合成前整相出力を生成する。格納部（一時格納部）800は、これら合成前整相出力を格納する。

【0129】

図18、図19を用いて、本発明の第9の実施形態の超音波撮像装置について具体的に説明する。図18に示すように、第9の実施形態の超音波撮像装置は、第8の実施形態の図16の一時格納部800をさらにQ個並列に配置した構成である。探触子101として、素子106が2次元方向に配列されているものを用いる。例えば2次元アレイ探触子や、2次元アレイコンベックス探触子、短軸束ね探触子などを用いる。また、1次元アレイを機械的に動かすことに次元を増やし、2次元アレイと同様の情報を取得できる形態の探触子（機械式スキャン3D用探触子）を用いても良い。第8の実施形態と同様の構成については説明を省略する。

【0130】

適応重み演算部301は、計算されるステアリング角度を、探触子101の素子106が配列された2次元方向に変化させ、 $P \times Q$ 個のステアリング角度について適応重みベクトルを求める。Q個の一時格納部800内には、それぞれのステアリングベクトルの適応重みベクトルについて得た整相後データを、スナップショット時刻ごとに格納する。これにより、周辺情報（整相後データ）を3次的に収集することができる。

【0131】

本実施形態は、上述した式(4)で表されるステアリングベクトル a_p を2次元方向に拡張したものであり、特に角度2次元の $1 \leq p \leq P$ および、 $1 \leq q \leq Q$ の場合の任意の (θ_p, ϕ_q) の組でステアリングベクトルの方向を選ぶことができる構成となっている。この場合のステアリングベクトル $a_{(p,q)}$ は、式(24)のように表すことができる。

【数 2 4】

$$\mathbf{a}_{(p,q)} = \left[\exp\{\psi_1(\theta_p, \phi_q, f_{(p,q)})\}, \exp\{\psi_2(\theta_p, \phi_q, f_{(p,q)})\}, \dots, \exp\{\psi_K(\theta_p, \phi_q, f_{(p,q)})\} \right] \quad \dots (24)$$

【0 1 3 2】

図 1 9 は第 9 の実施形態に対する信号処理の動作を示したものである。2 次元アレイ状の探触子 1 0 1 上の中心の素子 2 0 0 1 から被検体 1 0 0 を見込んだときに、受信焦点 2 0 0 2 と素子中心 2 0 0 1 を結ぶ線分を半径とした球面上の対象点の情報を収集することができる。たとえば、式 (2 4) において、二次元方向の角度 (θ_p, ϕ_q) に対応したステアリングベクトル $\mathbf{a}_{(p,q)}$ を球面上に $P \times Q$ 本設定することができる。

【0 1 3 3】

(第 1 0 の実施形態)

第 1 0 の実施形態では、ステアリングベクトルの本数および方向のうちの少なくとも一方を調整する調整部 5 0 1 について説明する。図 2 0 は、図 1 1 の調整部 5 0 1 によるステアリングベクトルの設定例を示している。ステアリングベクトルの方向は、あらかじめ固定の角度を用いてもよいし、調整部 5 0 1 の制御により、変更される構成としてもよい。

【0 1 3 4】

図 2 0 (a) ~ (f) に、2 通りのステアリング角度の実施形態を示す。図 2 0 (a) ~ (c) は、ステアリング角度 2 1 0 4 を固定している。図 2 0 (a) から図 2 0 (c) に向かって撮像対象点 (データ収集点) の深さが深くなるが、ステアリング角度 2 1 0 4 が固定であるので、同じステアリングベクトルであっても撮像対象点の深さが深くなるほど、撮像対象点の周辺で信号収集が可能な範囲 (点拡がり関数 2 2 0 4 (図 5 (a))) が大きくなる。

【0 1 3 5】

図 2 0 (d) ~ (f) は、撮像対象点の深くなるほどステアリング角度を小さくし、ステアリングベクトルが見込む点の受信焦点からの水平距離 2 1 0 8 (撮像対象点の広がり) を一定にする例である。すなわち、1 本のラスタにおいて、撮像対象点の深さ (スナップショット時刻 n) ごとにステアリングベクトルのステアリング角度を変化させることにより、撮像対象点の広がり (点拡がり関数 2 2 0 4) を撮像対象点の深さに関わらず一定にすることが可能である。

【0 1 3 6】

また、調整部 5 0 1 は、図 2 0 (g) のように、ステアリング角度 2 1 0 9 の間に設定するステアリングベクトルの本数や、隣接するステアリングベクトルの角度を設定することができる。

【0 1 3 7】

ステアリング角度や本数の組み合わせは、調整部 5 0 1 内に、予め複数種類のステアリング角度や本数の組み合わせのデータを格納しておき、焦点位置 (撮像対象点の位置) や被検体 1 0 0 の撮像部位や撮像シーケンスに応じて、調整部 5 0 1 が適したステアリング角度や本数の組み合わせを選択し、角度調整部 5 0 2 や出力調整 5 0 3 に設定することができる。また、操作者がステアリング角度や本数の組み合わせをコンソール 1 1 0 を介して選択する構成や、操作者が任意のステアリング角度の値や本数をコンソール 1 1 0 を介して調整部 5 0 1 に入力する構成にすることも可能である。

【0 1 3 8】

(第 1 1 の実施形態)

第 1 1 の実施形態では、画像処理部で生成される画像内の受信焦点の位置に応じて、複数の点へのステアリングベクトルの拡がり角の分布を予め記憶するメモリ部をさらに有する構成とする。調整部は、受信焦点の位置に応じてメモリ部から読み出した拡がり角のス

ステアリングベクトルを用いて、適応重みを求める。メモリ部に格納されたステアリングベクトルの拡がり角は、被検体への超音波信号の送信時焦点に近い受信焦点では小さく、送信時焦点から離れた受信焦点では大きく設定されている。しかも、ステアリングベクトルの拡がり角は、画像のエッジ部分では、画像の中央部よりも小さく設定されている。

【0139】

第11の実施形態の超音波撮像装置について図21、図22を用いて具体的に説明する。本実施形態では、調整部501が、超音波探触子101の種類や撮像条件、撮像シーケンスの種類に応じて、1つの画像内で撮像対象点ごとに異なるステアリング角度を適用して画像を生成する。例えば、リニア探触子、コンベックス探触子、セクタ探触子、2次元アレイ探触子、機械式3D撮像探触子、などの探触子に対応して異なるステアリング角度のセットを適用して画像を生成する。また、例えば、送信・受信フォーカス、送信／受信周波数、フレームレート、パラレルビームフォーミング本数、組織ハーモニックス、造影コントラストなどの撮像条件、撮像シーケンスごとに異なるステアリング角度のセットを適用して画像を生成する。

【0140】

一般的に送信時の焦点は、1枚の超音波画像を撮像する際には1つまたは複数の決まった位置に設定され、受信焦点を受信ビームフォーマ104で変化させることにより、撮像領域内の各撮像対象点の画像が取得される。よって、送信時の焦点2210は、画像中の決まった位置となる。一方、図5(a)を用いて説明したように対象物の信号は、受信時焦点での反射により受信時焦点を中心に楕円領域2205に広がり、その大きさは、受信時焦点の深さ(時間)によって異なる。楕円領域2205の大きさは、図22(a)に示すように、送信時の焦点2210に近ければ小さく、送信時の焦点2210から離れると大きくなる。そのため、ステアリング角度(拡がり角度)2211が固定のステアリングベクトルで受信ビームフォーミングを行うと、対象物の信号の広がりを示す楕円領域2205と、ステアリングベクトルの拡がり角度により定まる信号取得可能な点拡がり関数2204の大きさとにミスマッチが生じる。

【0141】

また、受信時のラストのスキャン方向において最初のラストと最後のラストの周辺、すなわち画像エッジ部では、ステアリングベクトルの拡がり角度により定まる信号取得可能な点拡がり関数2204の一部が、図22(a)のように画像からはみ出してしまうため、画像中心部よりも画像エッジ部で取得される信号強度が低下する。

【0142】

上記ミスマッチおよび画像からの点拡がり関数2204のはみ出しは、B-mode画像に輝度ムラとなって現れる。例えば、図22(b)のように、送信焦点2210周辺の構造は均一な輝度で描出されるが、浅部・深部・画像エッジ部においては、対象物の信号の広がり示す楕円領域2205と点拡がり関数2204とのミスマッチ、ならびに、画像からの点拡がり関数2204のはみ出しにより、画像輝度が低下したり、ムラがでたりする。

【0143】

そこで、第11の実施形態では、深さ方向の輝度ムラを低減するために、対象物の信号の広がり領域に合わせてステアリング拡がり角度を変化させ、ビームフォーミング時の点拡がり関数2204を、楕円領域2205と一致させる。また、画像エッジ部では、ステアリングベクトルの拡がり角度により定まる点拡がり関数2204が撮像対象外へ不要に広がるのを抑制するためのステアリング角度を用いる。例えば、画像エッジ部のビームフォーミングにおいて、対象物が深くなるほど徐々にステアリング角度を小さくしていく方法や、固定の小さなステアリング角度を用意する方法や、画像エッジ部ステアリング角度方向の合成を行わず、通常の適応ビームフォーミングの出力($\theta_p = 0^\circ$ のステアリングベクトルを用いた出力)のみを用いる方法等のビームフォーミングを行う。

【0144】

これを実現するために、第11の実施形態では、図21のように調整部501がメモリ

2 2 1 5を備える。メモリ2 2 1 5には、ラストのスキャン方向と深度（時間）方向についての、ステアリングベクトルの広がり角度（ステアリング角度）の分布を定めるテーブル形式等のデータが、予め格納されている。ステアリング角度の分布は、対象物の信号の広がりを示す楕円領域2 2 0 5の大きさの変化が、探触子1 0 1の種類と、撮像シーケンス（送信時の焦点等）に依存することを考慮して、画像輝度を向上させ、ムラを低減するように定めたものである。ステアリング角度の分布は、探触子1 0 1の種類と撮像シーケンスの組み合わせごとに用意されている。画像輝度を向上させ、ムラを低減するステアリング角度の分布は、予め計算（計算機シミュレーション含む）や実験等により求めることができる。

【0 1 4 5】

調整部5 0 1は、制御部1 1 1より、探触子1 0 1の種類と撮像シーケンスの情報とを受け取り、これらに対応するステアリングベクトルの広がり角度の分布を定めるデータをメモリ2 2 1 5から読み出す。読み出したデータに従って、調整部5 0 1は、ラストのスキャン方向と深度（時間）方向ごとに受信ビームフォーマ1 0 8の角度調整部5 0 2と出力調整部5 0 3にステアリングベクトルの広がり角度（ステアリング角度）を設定する。

【0 1 4 6】

これにより、ビームフォーミング時の点拡がり関数2 2 0 4を、対象物の信号の広がり示す楕円領域2 2 0 5と一致させることができる。また、画像エッジ部では、点拡がり関数2 2 0 4が撮像対象外へ不要に広がるのを抑制することができる。よって、図2 2（d）のように、画像中に輝度ムラがない画像ができ、画質向上に効果がある。

【0 1 4 7】

なお、第1 1の実施形態において受信ビームフォーマ1 0 8の構成は、図2 1の構成に限定されるものではなく、第1～第9の実施形態の受信ビームフォーミングを行う受信ビームフォーマ1 0 8を用いることができる。

【0 1 4 8】

ここでは、送信焦点を一点または複数点に固定する場合について説明したが、送信焦点を深さ方向に変化させる送信ダイナミックフォーカスを使用した際も、対象物の信号の広がり示す楕円領域2 2 0 5のムラは生じるため、第1 0の実施形態を適用することができる。

【0 1 4 9】

また、図2 2（a）～（d）では、コンベックスプローブの画像を示しているが、リニアプローブ、セクタープローブ、2 Dアレイプローブ、機械式スキャン3 D用プローブなど他のどのようなプローブ型でも、またどのようなラストスキャン方式でも第1 0の実施形態を適応可能である。

【0 1 5 0】

（第1 2の実施形態）

第1 2の実施形態の超音波診断装置を図2 3（a），（b）を用いて説明する。第1 1の実施形態ではステアリング角度の分布を予め定めておく構成であったが、第1 2の実施形態ではBモード画像の信号強度または輝度分布から求める。求めたステアリング角度分布を用いて受信ビームフォーミングを行う。すなわち、調整部は、メモリに格納された前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布を用いてステアリングベクトルを設定して得られた画像の輝度または信号強度の分布を、予め定めておいた関数を用いて、ステアリングベクトルの拡がり角の分布に変換する。メモリ内のステアリングベクトルの拡がり角の分布と、関数を用いて得たステアリングベクトルの拡がり角の分布との差分により、メモリ内のステアリングベクトルの拡がり角の分布または前記画像の輝度または信号強度を補正する。

【0 1 5 1】

具体的には、まず、図2 2（a）のような固定のステアリング角度を用いて第1～第9の実施形態のビームフォーミングを行い、図2 2（b）のようなBモード画像を撮像する。調整部5 0 1は、Bモード画像について、撮像対象内の輝度分布または整相後の信号強

10

20

30

40

50

度分布 2 3 0 を図 2 3 (a) のように求める。

【0 1 5 2】

求めた輝度分布または信号強度分布 2 3 0 を、予め定めておいた、輝度・信号強度の分布をステアリング角度分布に変換する関数にあてはめ、図 2 3 (b) のようにステアリング角度分布 2 3 1 を求める。このステアリング角度分布 2 3 1 を用いて、第 1 1 の実施形態の図 2 2 (c) のように受信ビームフォーミングを行うことにより、画像の輝度ムラをアクティブに改善することができる。

【0 1 5 3】

輝度・信号強度の分布をステアリング角度分布に変換する関数は、予め実験や計算（計算機シミュレーション含む）により求めておき、テーブル等のデータベースもしくは数式としてメモリ 2 2 1 5 等に格納しておく。

10

【0 1 5 4】

また、第 1 1 の実施形態のように、メモリ 2 2 1 5 に格納されているステアリングベクトルの広がり角度（ステアリング角度）の分布を用いて図 2 2 (c) のように受信ビームフォーミングを行い、得られた図 2 2 (d) の B モード画像について、撮像対象内の輝度分布または整相後の信号強度分布 2 3 0 を図 2 3 (a) のように求めてもよい。求めた輝度または信号強度の分布は、上述の関数を用いてようにステアリング角度分布 2 3 1 に変換する。

【0 1 5 5】

求めたステアリング角度分布 2 3 1 と、図 2 2 (d) の B モード画像生成に用いたステアリング角度分布 2 3 2 とを比較し、両者の差分を求め、この差分を整相処理に反映させる。例えば、メモリ 2 2 1 5 に格納されているステアリング角度分布を上記差分に応じて修正し、修正後のステアリング角度分布を用いて再度受信ビームフォーミングを行う方法や、求めた差分に応じて B モード画像の輝度や信号強度の分布を修正する方法を用いることができる。

20

【0 1 5 6】

これにより、ステアリング角度分布 2 3 2、または、画像の輝度や信号強度の分布 2 3 0 をフィードバックして修正することができる。

【0 1 5 7】

本実施形態で説明したようにステアリング角度分布をアクティブに求めたり、フィードバック操作により修正することができる。この処理は、適応ビームフォーマを利用した場合の輝度ムラのみならず、従来の D A S (Delay And Sum: 遅延加算処理) による整相においても生じていた音響信号のエネルギー不均一による輝度ムラに対しても適用可能である。したがって、本質的な超音波 B モード画像の向上に寄与することができる。

30

【0 1 5 8】

(超音波診断装置のコンソール)

図 2 4 に本発明の超音波撮像装置のコンソール 1 1 0 の一例を示す。上述してきた実施形態を実現するため、超音波診断装置のコンソール 1 1 0 に、ステアリングベクトルの本数や密度、合成すべき整相結果の角度方向、時間方向、ラスタ方向の個数などを変更するための操作部として、目盛りをともなったつまみ部 1 3 0 1、1 3 0 2 等を配置することができる。また、上述の各実施形態で説明したステアリング角のモードの切り替え、整相結果の合成を行うか否かの切り替え部などを行うための操作部として、スイッチ部 1 3 0 3 をコンソール 1 1 0 に配置できる。これによって、操作者は実際の超音波画像を見ながら、整相合成処理の各種パラメータを変更し、被検体 1 0 0 ごとに最適な条件で診断を行うことができる。また、設定した値を画像表示部 1 0 3 の表示領域の一部 1 3 0 4 に表示する構成にすることもできる。

40

【0 1 5 9】

また、コンソールのモードの切り替え部は、異なる探触子での切り替えや、撮像条件、撮像シーケンスに対応して切り替えられるようになっていても良い。例えば、リニア探触子、コンベックス探触子、セクタ探触子、2 次元アレイ探触子、機械式 3 D 撮像探触子、

50

などの探触子に対応して異なるステアリング角度のセットを適用して画像を生成することが出来るようなモードを切り替えられるような切り替え部であっても、また、例えば、送信・受信フォーカス、送信／受信周波数、フレームレート、パラレルビームフォーミング本数、組織ハーモニックス、造影コントラストなどの撮像条件、撮像シーケンスごとに異なるステアリング角度のセットを適用して画像を生成することが出来るような切り替え部であってもよい。

【0160】

図25には本発明の超音波診断装置の別の具体例のコンソール110と、画像表示部103の斜視図を示す。図25の構成では、術者は通常の超音波画像（本発明の合成処理を行っていない画像）103を参照しながら、特定のROI（関心領域）1401を設定するための用手的な操作部1403（例えばマウス）が用意されている。これにより、術者は特定のROI1401についてのみ、本発明の適応的処理を施した画像1402を生成することができる。また、本発明の適応的処理を施した画像1402は、画像表示部103の別領域に表示することも可能である。

10

【0161】

また、術者が用手的な操作部1403により、周辺情報演算部205と周辺情報合成部206のそれぞれの演算パラメータを設定することができる構成とすることも可能である。この場合、図11に示した調整部501が操作部1403により設定された演算パラメータを受け取り、角度調整部502および合成出力調整部503に制御信号を出力し、適応重み演算部301での演算パラメータ、一時格納部800の出力データを調整する構成とする。

20

【0162】

（実施形態の効果の具体例）

図26に、本発明の実施形態の効果を示すために、シミュレーションにより得た超音波画像（Bモード像）を示す。これらの画像は、被検体100として6つの点散乱体を想定し、その超音波画像を計算機によって求めたものである。図26（a）の画像2300と画像2303は、超音波ビームに波面歪が生じていない場合である。画像2300は、従来の遅延加算方式の受信ビームフォーミングにより得た画像であり、画像2303は、従来の適応ビームフォーミングにより得た画像である。

30

一方、図26（b）の画像2301、2302、2304、2305は、超音波ビームに波面歪が生じている場合である。画像2301は、従来の遅延加算方式の受信ビームフォーミングにより得た画像であり、画像2304は、従来の適応ビームフォーミングにより得た画像である。画像2302は、遅延加算方式であるが、第2もしくは第3の実施形態の手法と同様の手法にステアリングベクトルの合成を行った得た画像である。画像2305は、第2もしくは第3の実施形態の手法により、適応ビームフォーミングとステアリングベクトルの合成を行って得た画像である。

【0163】

波面歪がある場合の画像2301、2304を波面歪がない場合の画像2300、2303と比較すると、同じビームフォーミング手法を用いても波面歪がある場合には点散乱体の周囲に帯状に輝度が高い領域が生じ、点散乱体を見分けにくくなっていることがわかる。

40

【0164】

また、従来の遅延加算方式で得た画像2301と、従来の遅延加算方式でステアリングベクトルの合成を行って得た画像2302とを比較すると、遅延加算方式でステアリングベクトルの合成を行っても、散乱体の周囲の帯状の輝度が高い領域はほとんど改善されおらず、波面歪の影響を除去できないことがわかる。

【0165】

一方、従来の適応ビームフォーミングで得た画像2304と、第2もしくは第3の実施形態の適応ビームフォーミングでステアリングベクトルの合成を行って得た画像2305とを比較すると、明らかに画像2305の帯状の輝度が高い領域が減少し、6つの点散乱

50

体がほぼ分離され認識可能になっていることが分かる。これにより第2もしくは第3の実施形態の適応ビームフォーミングでステアリングベクトルの合成を行うことにより、波面歪の影響を除去できることが確認できる。

【0166】

図27は、図26の画像2301、2304、2305の1つの点散乱体とその周囲の輝度分布を示すグラフである。図27の横軸は、受信アレイの方位方向（ラスタのスキャン方向）、縦軸は画像の輝度の大きさである。横軸がちょうどゼロの位置が点散体の位置である。図27のグラフ内の点線2401が、従来の遅延加算方式の画像2301の輝度分布であり、一点鎖線2402が従来の適応ビームフォーマの画像2304の輝度分布であり、実線2403が第2もしくは第3の実施形態のステアリング合成を行った適応ビームフォーマの画像2305の輝度分布を示している。

10

【0167】

従来の遅延加算方式の画像2301の輝度分布は、点線2401のように、物体の真の位置から輝度のピーク位置がずれている。従来の適応ビームフォーマの画像2304の輝度分布は、一点鎖線2402のように、ピーク位置が物体の真の位置に近づくものの、輝度の大きさが低下している。本発明の第2もしくは第3の実施形態の画像2305の輝度分布は、実線2403のように、信号強度を遅延加算方式の輝度分布（点線2401）と同等に保ちつつ、物体の真の位置（横軸ゼロの位置）にピーク強度が位置しており、波面歪み補償の効果が確認できる。

【0168】

20

上述してきたように本発明によれば、適応ビームフォーマに対して、その鋭敏なビーム指向性に起因する情報取りこぼしの回避能力を付与する。また、焦点周囲の媒質からの不要な相関性雑音をキャンセルして低減することが出来る能力を付与する。これにより、本発明は、生体内音速不均一、散乱体分布や体動の影響などによる波面歪みに対して頑健性を有する超音波撮像装置を提供することができる。また、本発明は、被検体100内の対象点に対して逐一フォーカス計算（遅延計算）を行わずに、複数見込み角による点像の高解像度化ができる。よって本発明によれば、比較的少ない処理負荷で、前記課題を解決する適応ビームフォーマを備えた超音波撮像装置を提供することができる。

【0169】

以下、本発明をまとめると次のような構成になる。

30

【0170】

(1) 第1の実施形態では、周辺情報演算部と周辺情報合成部を備える装置構成を示した。すなわち、被検体からの超音波信号を受信する複数の素子と、所定の受信焦点の位置に応じて前記複数の素子が受信した受信信号をそれぞれ遅延させ遅延後受信信号を生成する遅延部と、前記受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を前記遅延後受信信号からそれぞれ取得する周辺情報演算部と、前記複数の点についてそれぞれ取得された前記情報を合成し、合成した前記情報を用いて整相出力を生成する周辺情報合成部と、前記整相出力を用いて画像データを生成する画像処理部とを有する超音波撮像装置である。

【0171】

40

(2) 第4の実施形態では、上記(1)の装置において開口合成を行う装置構成を示した。すなわち、前記遅延部は、異なる複数の受信焦点について、それぞれ前記遅延後受信信号を生成し、前記周辺情報演算部および前記周辺情報合成部は、複数の前記受信焦点ごとに、前記受信焦点およびその受信焦点の周辺領域のうちの前記複数の点について前記情報を取得し、前記整相出力を生成する超音波撮像装置である。

【0172】

(3) 第4の実施形態では、上記(2)の装置において遅延部が複数である構成についても示した。すなわち、前記遅延部は、複数であり、複数の前記遅延部ごとに異なる受信焦点について前記遅延後受信信号を生成する。前記周辺情報演算部および前記周辺情報合成部は、前記遅延部ごとに配置され、前記遅延部が生成した前記受信焦点ごとの前記遅延

50

後受信信号から前記情報を取得し、前記整相出力を生成する。

【0173】

(4) 第4の実施形態では、上記(2)または(3)の装置において、開口合成を行う構成についても示した。すなわち、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有するように構成した。このとき、ある時点の前記アクティブチャンネルの前記受信信号についての複数の前記受信焦点の一部は、異なる時点の前記アクティブチャンネルについて複数の前記受信焦点の一部と、位置が重なっている。

【0174】

(5) 第2の実施形態では、上記(1)から(4)の装置のいずれかにおいて、適応ビームフォーミングを適用する構成についても示した。すなわち、前記周辺情報演算部は、適応ビームフォーミングを行うことにより、前記情報として適応重みを求める構成である。

【0175】

(6) 第2の実施形態では、上記(5)の装置において、前記周辺情報演算部は、前記複数の素子のうちの所定の素子と前記複数の点とを結ぶ方向ベクトルであるステアリングベクトルを用いて前記複数の点についての前記適応重みを求める構成も示した。

【0176】

(7) 第2の実施形態では、上記(6)の装置において、共分散行列を用いて適応重みベクトルを求める構成についても示した。すなわち、前記周辺情報演算部は、前記遅延後受信信号を用いて共分散行列を生成する行列演算部と、前記共分散行列と前記ステアリングベクトルから前記複数の点についての適応重みベクトルを求める重みベクトル演算部を含む構成である。

【0177】

(8) 第2の実施形態では、上記(5)ないし(7)のいずれかの装置において、適応重みを合成する構成についても示した。すなわち、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての適応重みを加算して合成重みを生成する重み合成部と、前記合成重みと前記遅延後受信信号を内積演算して前記整相出力を生成する内積演算部を含む構成である。

【0178】

(9) 第2の実施形態では、上記(8)の装置において、適応重みに対して固定重みを乗算する構成も示した。すなわち、前記周辺情報演算部と前記重み合成部の間には、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての適応重みに対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部が配置されている構成である。

【0179】

(10) 第2の実施形態では、上記(8)の装置において、遅延後受信信号の重み付けと加算を行う構成についても示した。すなわち、前記内積演算部は、前記合成重みを前記遅延後受信信号にそれぞれ乗算した後、前記遅延後受信信号を加算することにより前記整相出力を生成する構成である。

【0180】

(11) 第3の実施形態では、上記(5)ないし(7)の装置のいずれかにおいて、複数の点ごとの受信信号をそれぞれ適応重みで整相した後に加算する構成についても示した。すなわち、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての前記適応重みをそれぞれ前記遅延後受信信号と内積演算し、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成する複数の内積演算部と、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算して合成し、前記画像データの生成に用いる前記整相出力を生成する出力合成部を含む構成である。

【0181】

(12) 第3の実施形態では、上記(11)の装置において、複数の適応重みにそれぞれ固定重みを掛ける構成についても示した。すなわち、前記周辺情報演算部と前記複数の内積演算部との間には、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての適応重みに対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部が配置されている構成である。

【0182】

(13) 第3の実施形態では、上記(11)の装置において、整相後の遅延後受信信号に対して固定重みを掛ける構成についても示した。すなわち、前記複数の内積演算部と前記出力合成部との間には、前記複数の適応重みごとの整相後の前記遅延後受信信号に対して、それぞれあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部が配置されている構成である。

10

【0183】

(13-A) 第3の実施形態では、上記(11)の装置において、遅延後受信信号の重み付けと加算を行う構成についても示した。すなわち、前記複数の内積演算部は、複数の乗算部と複数の加算部のセットで構成され、前記複数の乗算部において前記複数の点についての適応重みを前記遅延後受信信号に対してそれぞれ乗算した後、前記複数の加算部において前記遅延後受信信号をそれぞれ加算することにより、前記合成前整相出力を生成する構成である。

【0184】

(13-B) 第3の実施形態では、上記(13-A)の装置において、固定重みを乗算する構成についても示した。すなわち、前記複数の乗算部と前記複数の加算部との間には、前記複数の乗算部での乗算後の受信信号に対し、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についてのあらかじめ定めた固定の重みを乗算する固定アポダイゼーション乗算部が配置されている構成である。

20

【0185】

(14) 第3の実施形態では、上記(1)から(13)の装置のいずれかにおいて、同一ラスタ内で整相出力の合成を行う構成についても示した。すなわち、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有する構成とする。前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た前記情報を合成して前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を生成するようにする。

30

【0186】

(15) 第3の実施形態では、上記(11)の装置において、同一ラスタ内で整相出力の合成を行う構成についても示した。すなわち、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有する構成とする。前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算し、前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を前記アクティブチャンネルごとに生成するようにする。

40

【0187】

(16) 第5の実施形態では、上記(11)の装置において、一時格納部を利用して合成する構成について示した。すなわち、前記整相部と前記加算部との間には、前記整相部で生成された、前記複数の適応重みごとの前記合成前整相出力を格納する格納部が配置されている構成である。

【0188】

(17) 第6の実施形態では、上記(16)の装置において、時間方向複数サンプルで合成する構成について示した。すなわち、前記加算部は、前記格納部および前記整相部から、時間方向に異なる前記合成前整相出力を取得して加算し、前記整相出力を生成する構

50

成である。

【0189】

(18) 第7、第8の実施形態では、上記(16)の装置において、複数ラスタ間で合成する構成について示した。すなわち、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有する構成とする。前記整相部は、それぞれの前記アクティブチャンネルについて、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成し、前記加算部は、前記格納部および前記整相部から、異なる前記アクティブチャンネルについて生成された前記合成前整相出力を取得して加算し、前記整相出力を生成するようにする。

10

【0190】

(19) 第9の実施形態では、上記(16)の装置において、前記複数の素子は、2次元に配列された2次元アレイであり、前記周辺情報演算部は、前記2次元方向に設定された前記複数の点についての前記合成前整相出力を生成し、前記格納部は、前記合成前整相出力を格納する構成を示した。

【0191】

(20) 第10の実施形態では、上記(6)の装置において、前記ステアリングベクトルの本数および方向のうちの少なくとも一方を調整する調整部を有する構成について示した。

【0192】

(21) 第11の実施形態では、上記(20)の装置において、画像内のステアリング角度分布の設定する構成をしめした。すなわち、前記画像処理部で生成される画像内の前記受信焦点の位置に応じて、前記複数の点へのステアリングベクトルの拡がり角の分布を予め記憶するメモリ部をさらに有し、前記調整部は、前記受信焦点の位置に応じて前記メモリ部から読み出した拡がり角のステアリングベクトルを用いて、前記適応重みを求める。

20

【0193】

(22) 第11の実施形態では、上記(21)の装置において、ステアリング角度分布と送信時焦点との関係について示した。すなわち、前記メモリ部に格納されたステアリングベクトルの拡がり角は、前記被検体への前記超音波信号の送信時焦点に近い受信焦点では小さく、送信時焦点から離れた受信焦点では大きく設定されている。

30

【0194】

(23) 第11の実施形態では、上記(21)または(22)の装置において、ステアリング角度分布と画像エッジとの関係について示した。すなわち、前記メモリ部に格納されたステアリングベクトルの拡がり角は、前記画像のエッジ部分では、画像の中央部よりも小さく設定されている。

【0195】

(24) 第12の実施形態では、上記(21)ないし(23)の装置のいずれかにおいて、画像内のステアリング角度分布をBモード画像からの演算する構成について示した。すなわち、前記調整部は、予め撮像しておいた前記被検体のBモード画像の輝度または信号強度の分布を、予め定めておいた関数を用いて、前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布に変換し、得られた前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布を用いる。

40

【0196】

(25) 第12の実施形態では、上記(21)ないし(23)の装置のいずれかにおいて、画像内のステアリング角度分布の補正を行う構成について示した。すなわち、前記調整部は、前記メモリに格納された前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布を用いて前記ステアリングベクトルを設定して得られた前記画像の輝度または信号強度の分布を、予め定めておいた関数を用いて、前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布に変換する。そして、前記メモリ内の前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布と、前記関数を用いて得た前記ステアリングベクトルの拡がり角の分布との差分により、前記メモリ内の前記

50

ステアリングベクトルの拡がり角の分布または前記画像の輝度または信号強度を補正する。

【0197】

(26) 上述してきた装置は、画像を表示する画像表示部および操作部をさらに有し、前記画像表示部および操作部の少なくとも一方に、前記調整部へのステアリングベクトルの設定を操作者から受け付ける受け付け部が配置されていること構成としてもよい。

【符号の説明】

【0198】

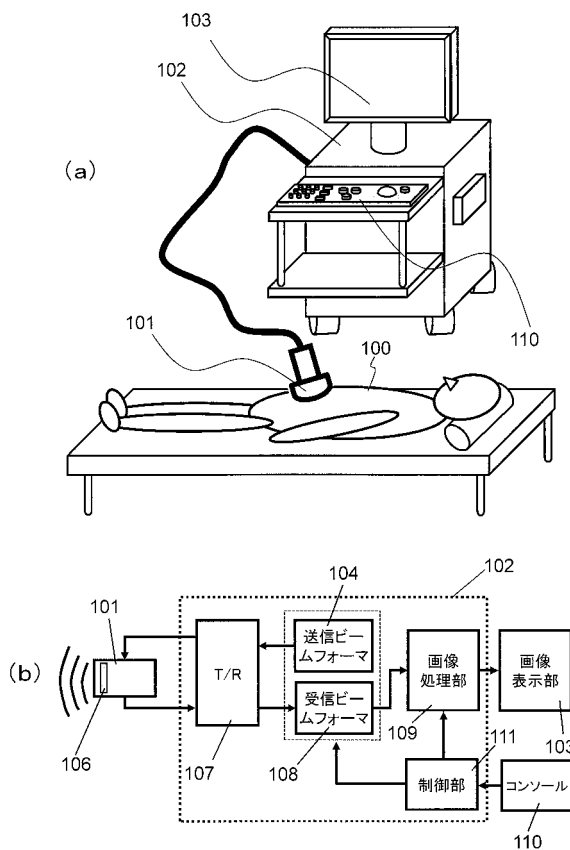
100	被検体	
101	超音波探触子	10
102	超音波撮像装置	
103	画像表示部	
104	送信ビームフォーマ	
106	アレイ状の素子（超音波振動子）	
107	送受信分離回路（T/R）	
108	受信ビームフォーマ	
109	画像処理部	
110	コンソール	
111	制御部	
201、202、203	アクティブチャンネル	20
204	遅延回路	
205	周辺情報演算部	
206	周辺情報合成部	
207	遅延後受信データのバイパス線	
300	行列演算部	
301	適応重み演算部	
305	固定アポダイゼーション乗算部	
306	重み合成部	
307	内積演算部	
3071	乗算部	30
3072	加算部	
308	次元圧縮部	
401、402、403	空間内の一点	
404	遅延前の受信信号	
405、406、407	凹面フォーカス	
408、409、410	波面のそろった受信信号（遅延後受信データ）	
500	出力合成部	
501	調整部	
502	角度調整部	
503	出力調整部	40
601、603	中心軸近傍の異なる軸上の点	
602	中心軸上の点	
604、605、606	遅延凹面フォーカス	
800	一時格納部	
900	メモリ部	
901	整相後データのバイパス線	
902	出力バス	
9001、9002、9003	N個のアドレスを持ったメモリ領域	
1301、1302	目盛りを伴ったつまみ部	
1303	スイッチ部	50

- 1 3 0 4 表示領域の一部
- 1 4 0 1 関心領域 (R O I)
- 1 4 0 2 適応的処理を施した画像
- 1 4 0 3 用手的操作部
- 1 5 0 1、1 5 0 2、1 5 0 3 ラスタ
- 1 5 0 4、1 5 0 5、1 5 0 6 整相出力
- 1 6 0 0 アクティブチャンネルの中心軸
- 1 6 0 2、1 6 0 4、1 6 0 6 ステアリング角度
- 2 0 7 1、2 0 7 2、2 0 7 3 遅延後受信データのバイパス線
- 2 2 0 1 受信フォーカス
- 2 2 0 2 遅延加算方式の点拡がり関数
- 2 2 0 4 適応ビームフォーマの点拡がり関数
- 2 2 0 5 焦点のデータが存在する楕円領域
- 3 0 2 1、3 0 2 2、3 0 2 3 重みベクトル演算部

10

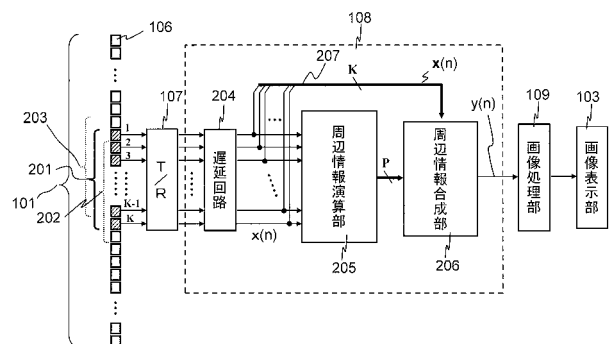
【図 1】

図1



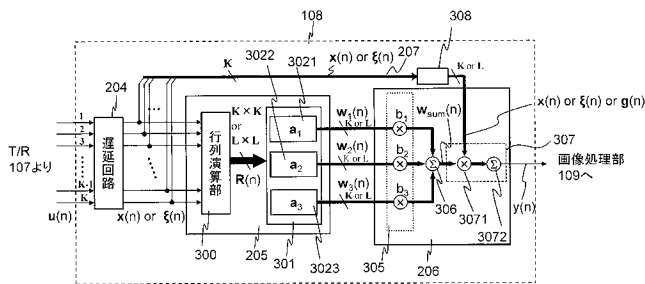
【図 2】

図2



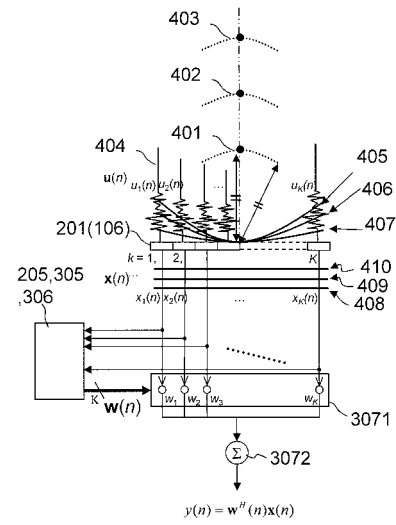
【図 3】

図3



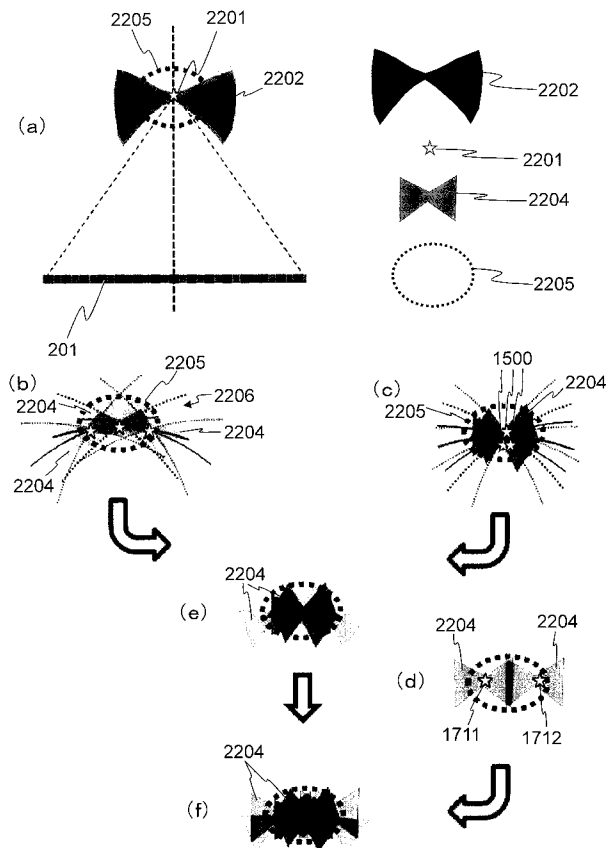
【図 4】

図4



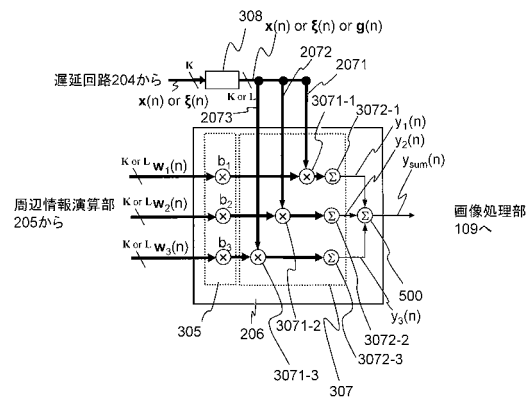
【図 5】

図5



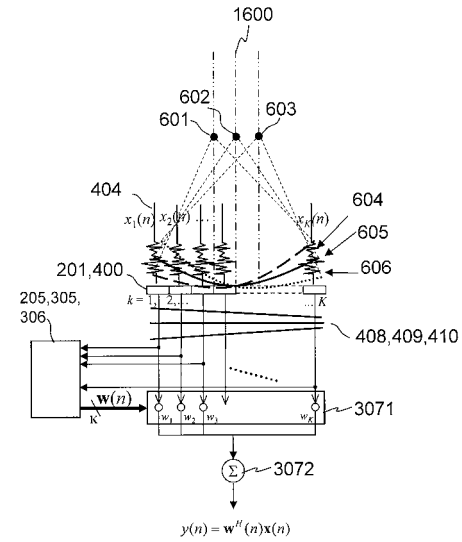
【図 7】

図7



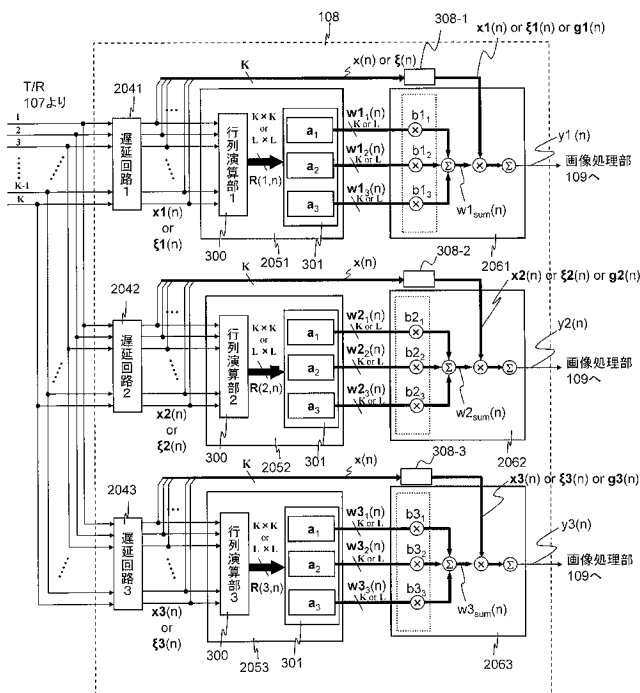
【図 8】

図8



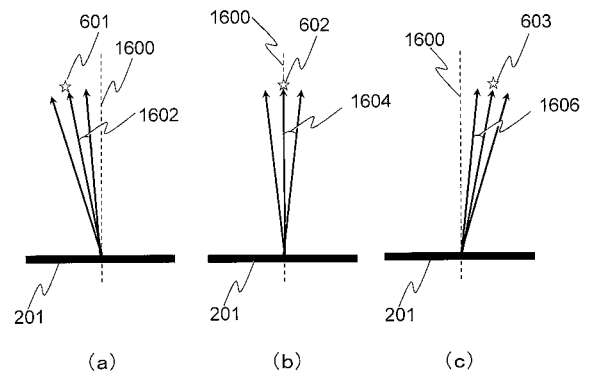
【図 9】

図9



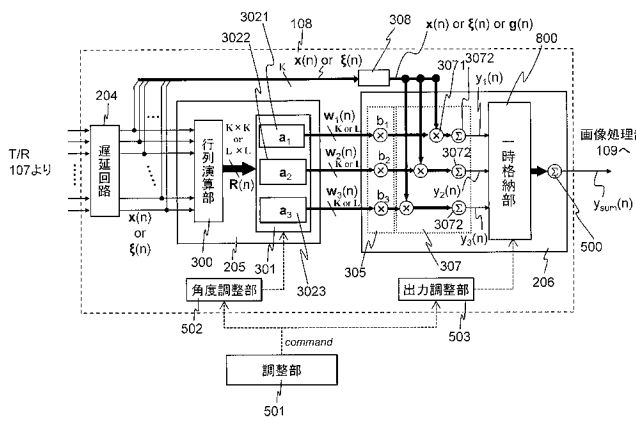
【図 10】

図10



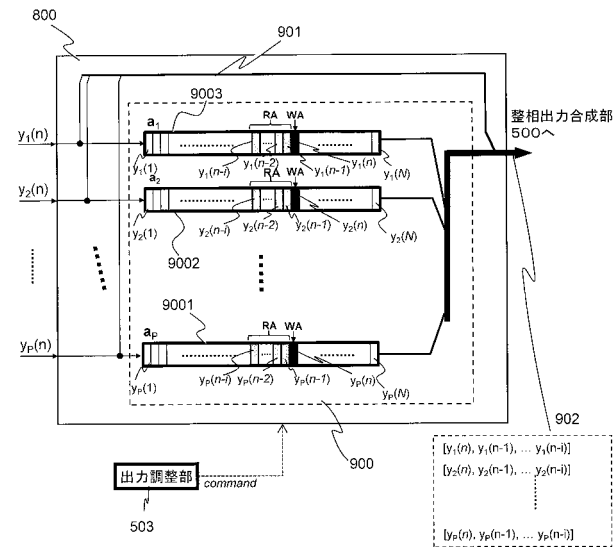
【図 1 1】

図11



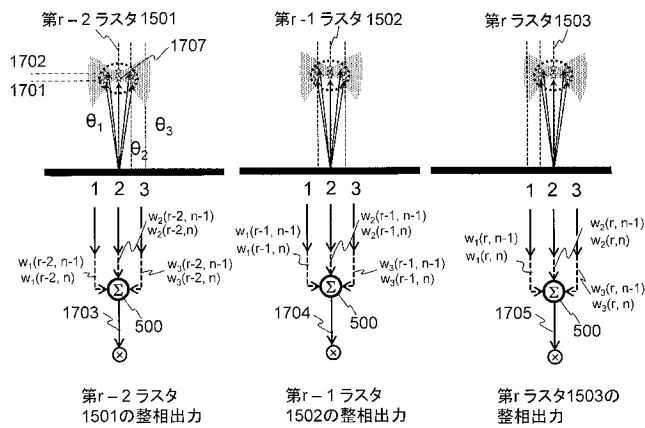
【図 1 2】

図12



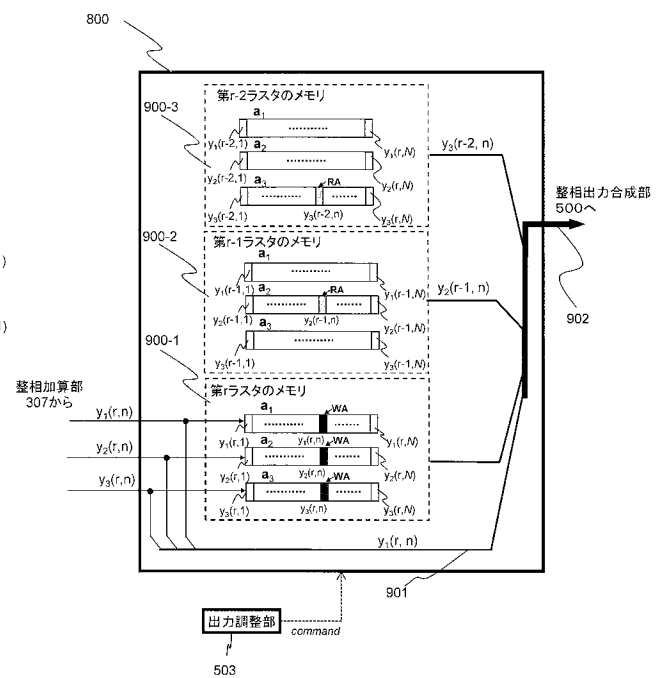
【図 1 3】

図13

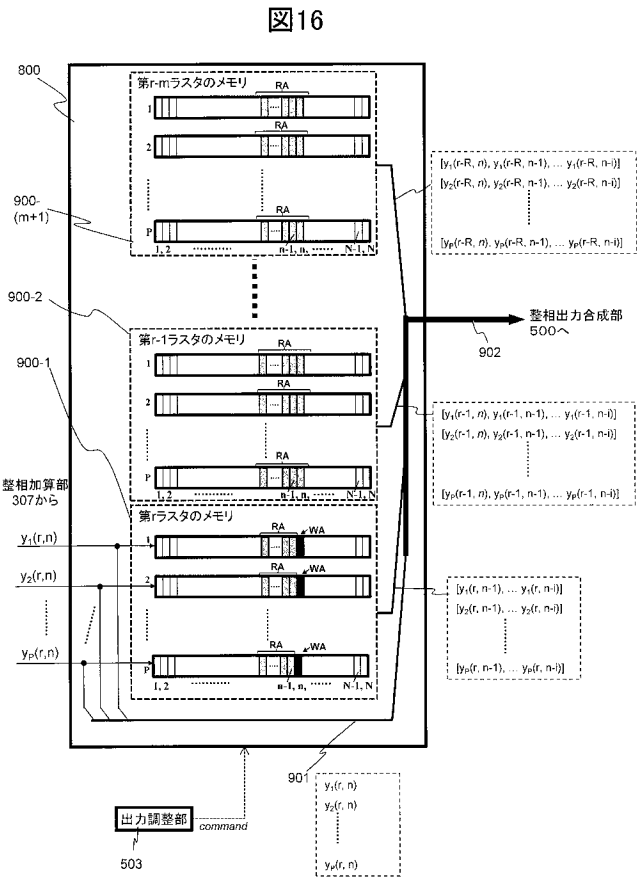


【図 1 4】

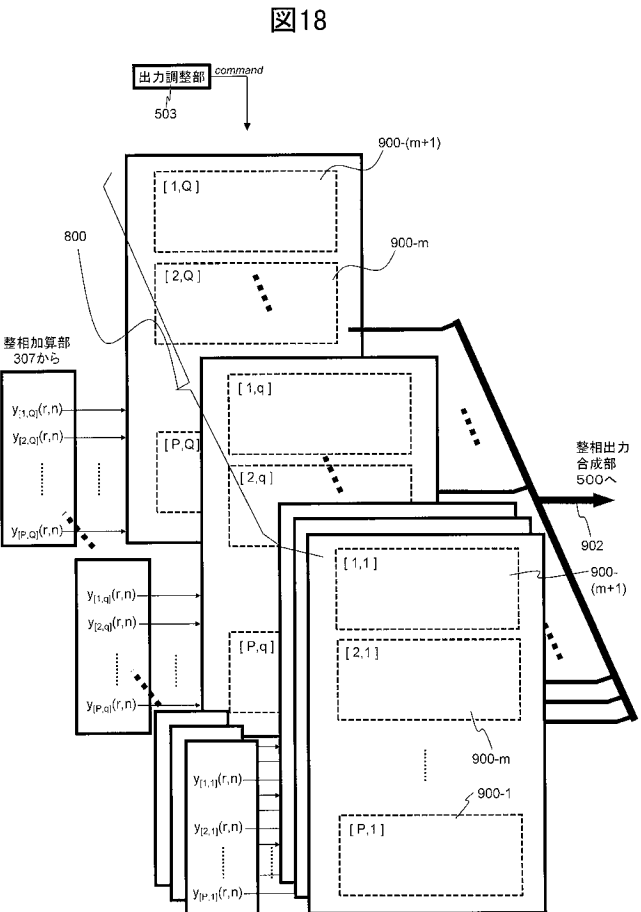
図14



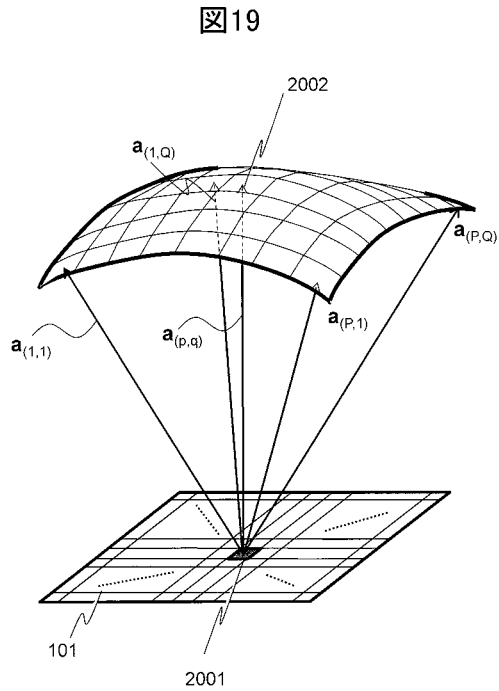
【図 16】



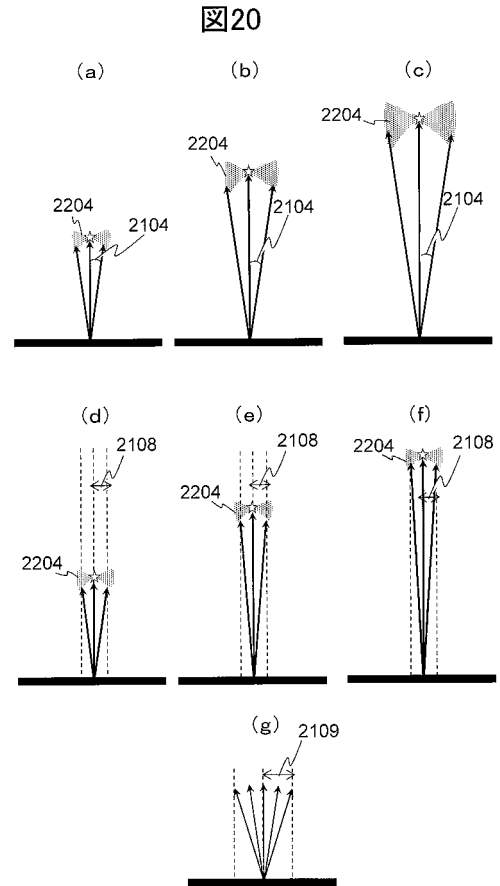
【図 18】



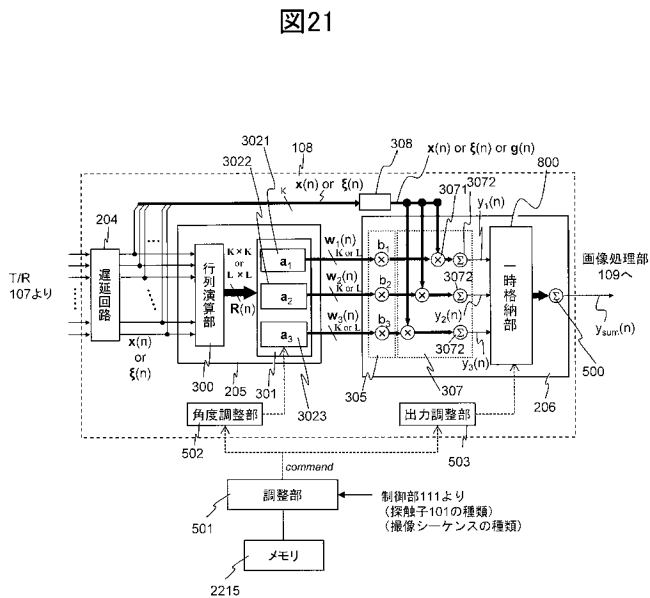
【図 19】



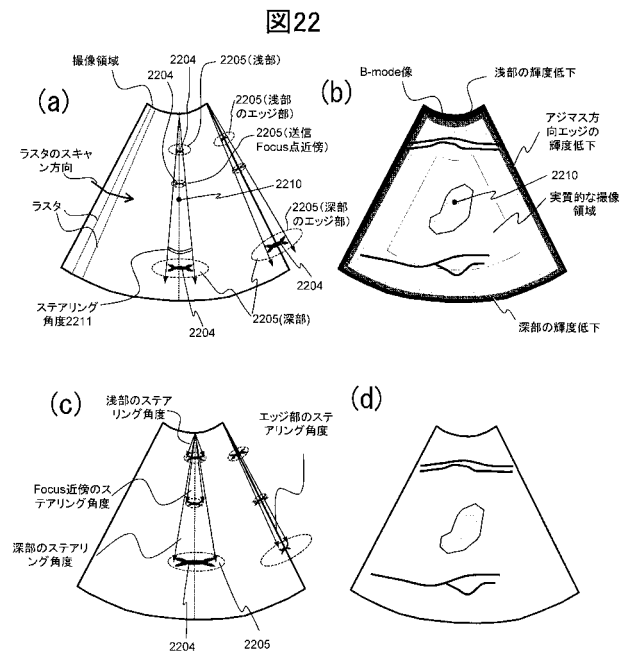
【図 20】



【図 21】

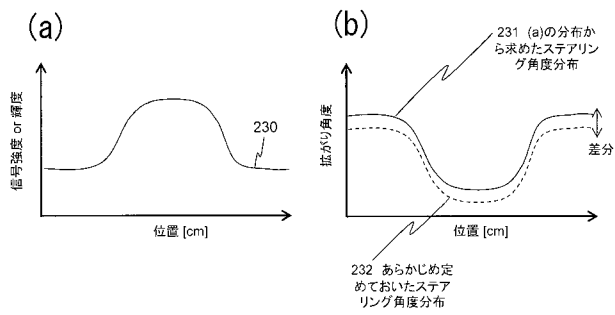


【図 22】



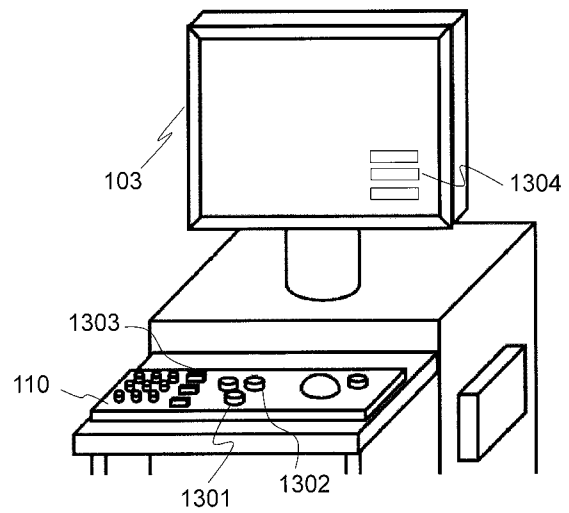
【図 2 3】

図23



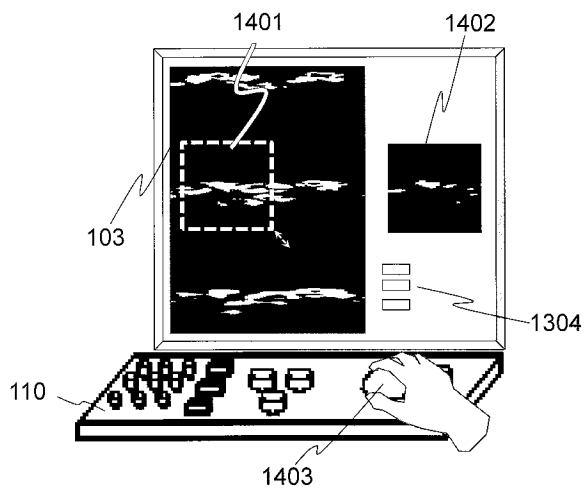
【図 2 4】

図24



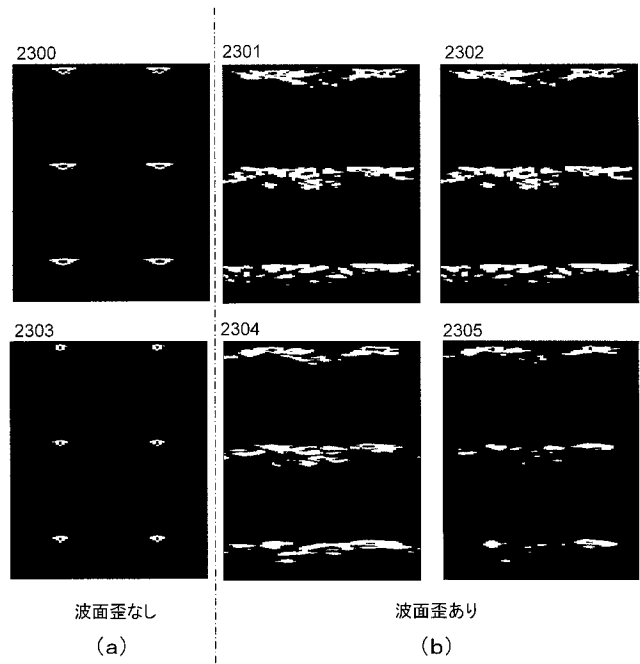
【図 2 5】

図25



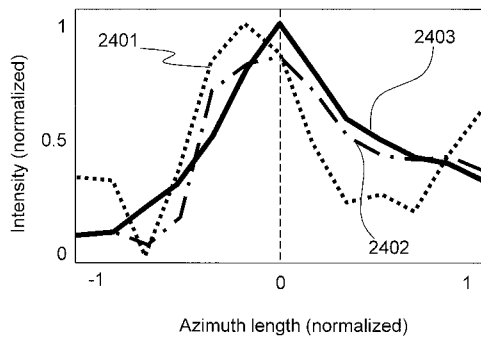
【図 2 6】

図26



【図 27】

図27



【手続補正書】

【提出日】平成26年8月15日(2014.8.15)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体からの超音波信号を受信する複数の素子と、所定の受信焦点の位置に応じて前記複数の素子が受信した受信信号をそれぞれ遅延させ遅延後受信信号を生成する遅延部と、前記受信焦点および受信焦点の周辺領域のうち、複数の点についての情報を前記遅延後受信信号からそれぞれ取得する周辺情報演算部と、前記複数の点についてそれぞれ取得された前記情報を合成し、合成した前記情報を用いて整相出力を生成する周辺情報合成部と、前記整相出力を用いて画像データを生成する画像処理部とを有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波撮像装置において、前記遅延部は、異なる複数の受信焦点について、それぞれ前記遅延後受信信号を生成し、

前記周辺情報演算部および前記周辺情報合成部は、複数の前記受信焦点ごとに、前記受信焦点およびその受信焦点の周辺領域のうちの前記複数の点について前記情報を取得し、前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子

の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

ある時点の前記アクティブチャンネルの前記受信信号についての複数の前記受信焦点の一部は、異なる時点の前記アクティブチャンネルについて複数の前記受信焦点の一部と、位置が重なっていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報演算部は、適応ビームフォーミングを行うことにより、前記情報として適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、

前記周辺情報演算部は、前記複数の素子のうちの所定の素子と前記複数の点とを結ぶ方向ベクトルであるステアリングベクトルを用いて前記複数の点についての前記適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての適応重みを加算して合成重みを生成する重み合成部と、前記合成重みと前記遅延後受信信号を内積演算して前記整相出力を生成する内積演算部を含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 4 または 5 に記載の超音波撮像装置において、前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が求めた前記複数の点についての前記適応重みをそれぞれ前記遅延後受信信号と内積演算し、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成する複数の内積演算部と、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算して合成し、前記画像データの生成に用いる前記整相出力を生成する出力合成部とを含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た前記情報を合成して前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記周辺情報合成部は、前記周辺情報演算部が一つの前記アクティブチャンネルの前記受信信号から得た、前記複数の適応重みごとの合成前整相出力を加算し、前記画像処理部が画像生成に用いる最終的な前記整相出力を前記アクティブチャンネルごとに生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記内積演算部と前記出力合成部との間には、前記内積演算部で生成された、前記複数の適応重みごとの前記合成前整相出力を格納する格納部が配置されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子に対してアクティブチャンネルを時系列に異なる位置に順次設定し、前記アクティブチャンネルに含まれる前記素子の受信信号を前記遅延部に受け渡すアクティブチャンネル設定部をさらに有し、

前記内積演算部は、それぞれの前記アクティブチャンネルについて、複数の前記適応重みごとの合成前整相出力を生成し、

前記出力合成部は、前記格納部および前記内積演算部から、異なる前記アクティブチャンネルについて生成された前記合成前整相出力を取得して加算し、前記整相出力を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の素子は、2 次元に配列された 2 次元アレイであり、前記周辺情報演算部は、前記 2 次元方向に設定された前記複数の点についての前記合成前整相出力を生成し、前記格納部は、前記合成前整相出力を格納することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 3】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置において、前記ステアリングベクトルの本数および方向のうちの少なくとも一方を調整する調整部を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波撮像装置において、前記画像処理部で生成される画像内の前記受信焦点の位置に応じて、前記複数の点へのステアリングベクトルの拡がり角の分布を予め記憶するメモリ部をさらに有し、

前記調整部は、前記受信焦点の位置に応じて前記メモリ部から読み出した拡がり角のステアリングベクトルを用いて、前記適応重みを求めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 3 に記載の超音波撮像装置において、前記画像を表示する画像表示部および操作部をさらに有し、

前記画像表示部および操作部の少なくとも一方に、前記調整部へのステアリングベクトルの設定を操作者から受け付ける受け付け部が配置されていることを特徴とする超音波撮像装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 1 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 1 6】

例えば、図 1 5 のように、第 $r - 1$ ラスタの $P = 2$ ($\theta_2 = 0^\circ$) の受信焦点 1 5 0 0 と、第 r ラスタの $P = 1$ (θ_1) のステアリングベクトルでデータ収集される点 1 5 0 0 と、第 $r - 2$ ラスタの $P = 3$ (θ_3) のステアリングベクトルでデータ収集される点 1 5 0 0 とが重なっている場合、図 1 4 および図 1 5 のように、第 r ラスタからあるステアリング角度 θ_1 ($P = 1$) の時刻 n の現整相後データ $y_1(r, n)$ をバイパス線 9 0 1 を経由して出力し、第 $r - 1$ ラスタからはステアリング角度 θ_2 ($P = 2$) の時刻 n のデータ $y_2(r-1, n)$ を、第 $r - 2$ ラスタからは、ステアリング角度 θ_3 の時刻 n のデータ $y_3(r-2, n)$ をそれぞれ出力合成部 5 0 0 への出力バス 9 0 2 へ出力することができる。この場合に出力合成部 5 0 0 で行われる合成処理は、式 (2 3) で表すことができる。

【数 2 3】

$$y_{\text{sum}}(n) = \sum_{p=1}^3 y_p(n) = \frac{1}{3} \{ y_1(r, n) + y_2(r-1, n) + y_3(r-2, n) \} \quad \dots (2 3)$$

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 4 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 4 0】

一般的に送信時の焦点は、1 枚の超音波画像を撮像する際には 1 つまたは複数の決まっ

た位置に設定され、受信焦点を受信ビームフォーマ1 0 8で変化させることにより、撮像領域内の各撮像対象点の画像が取得される。よって、送信時の焦点2 2 1 0は、画像中の決まった位置となる。一方、図5（a）を用いて説明したように対象物の信号は、受信時焦点での反射により受信時焦点を中心に楕円領域2 2 0 5に広がり、その大きさは、受信時焦点の深さ（時間）によって異なる。楕円領域2 2 0 5の大きさは、図2 2（a）に示すように、送信時の焦点2 2 1 0に近ければ小さく、送信時の焦点2 2 1 0から離れると大きくなる。そのため、ステアリング角度（拡がり角度）2 2 1 1が固定のステアリングベクトルで受信ビームフォーミングを行うと、対象物の信号の広がりを示す楕円領域2 2 0 5と、ステアリングベクトルの拡がり角度により定まる信号取得可能な点拡がり関数2 2 0 4の大きさとにミスマッチが生じる。

【手続補正4】

【補正対象書類名】図面

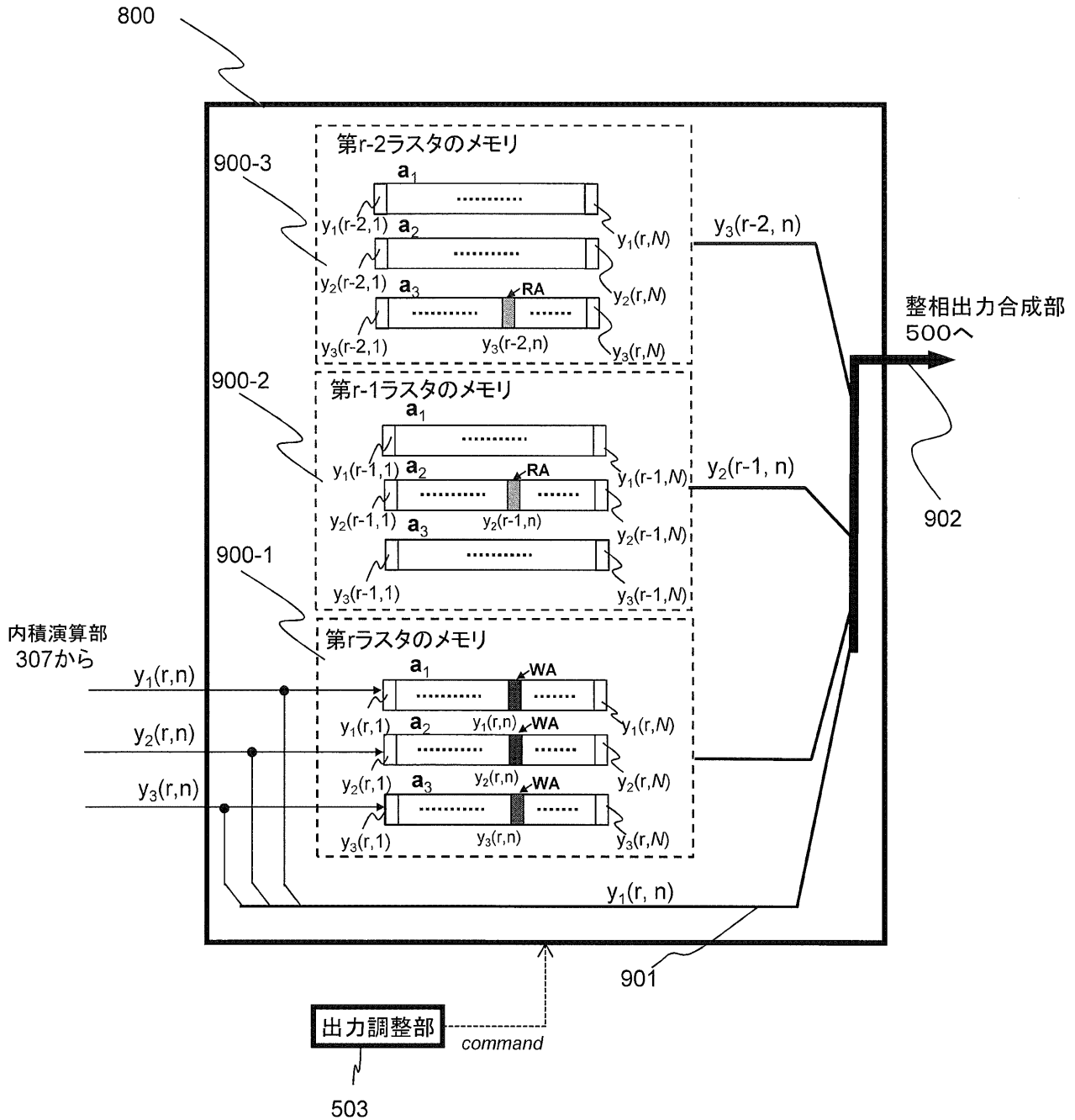
【補正対象項目名】図1 4

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 4】

図14



【手続補正 5】

【補正対象書類名】図面

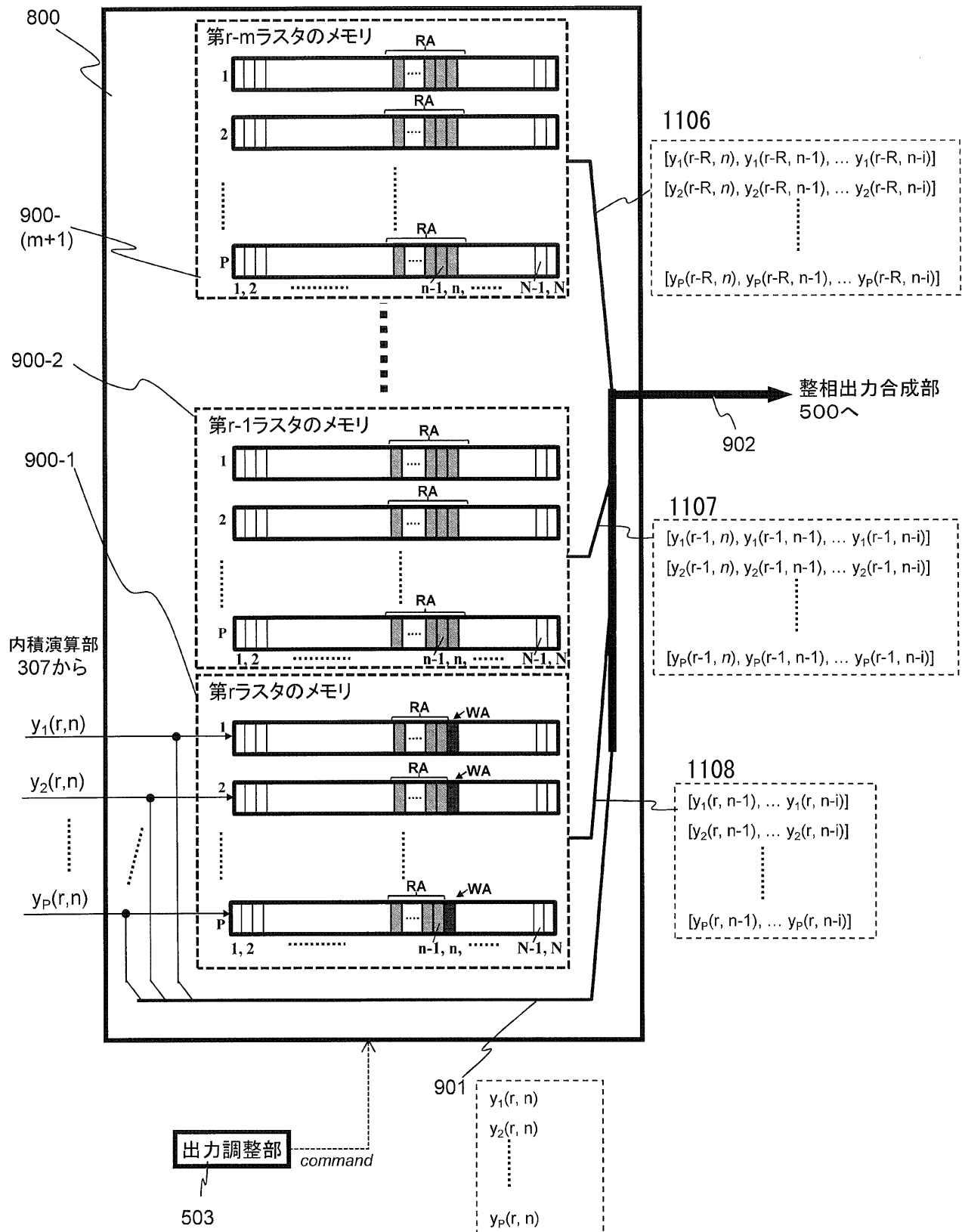
【補正対象項目名】図 1 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 16】

図16



【手続補正 6】

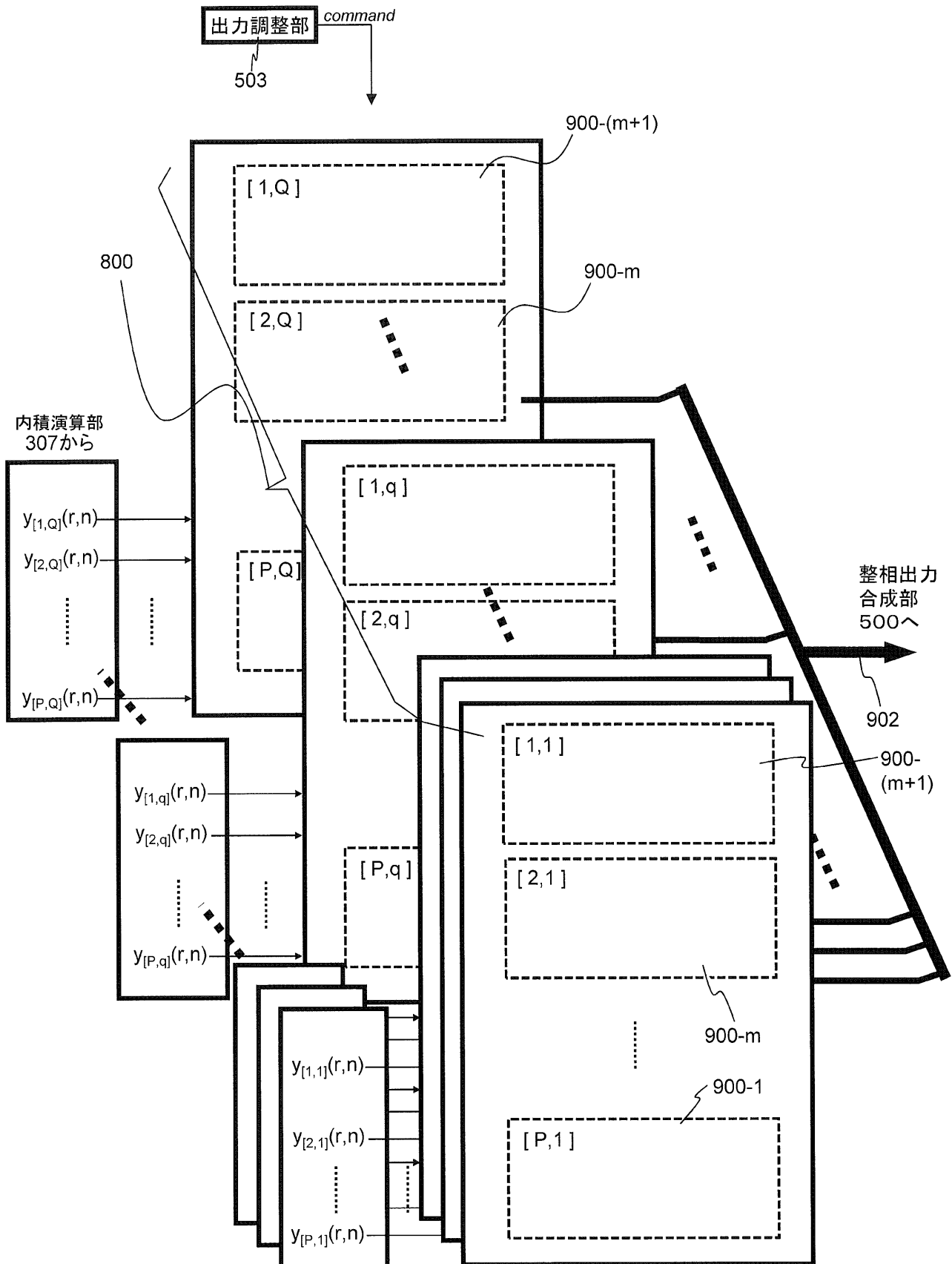
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 18

【補正方法】変更
【補正の内容】

【図 18】

図18



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/051305

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2011-45708 A (Toshiba Corp.), 10 March 2011 (10.03.2011), entire text; all drawings & WO 2011/013713 A1 & CN 102365054 A	1, 2
A	JP 2008-212492 A (Hitachi Medical Corp.), 18 September 2008 (18.09.2008), entire text; all drawings & US 2010/0030081 A1 & WO 2008/108115 A1	1-15
A	JP 2010-82371 A (Canon Inc.), 15 April 2010 (15.04.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 February, 2013 (06.02.13)Date of mailing of the international search report
19 February, 2013 (19.02.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/051305

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-49926 A (Medison Co., Ltd.), 19 February 2004 (19.02.2004), entire text; all drawings & US 2004/0019277 A1 & KR 10-2004-0009256 A	1-15
A	JP 2003-225237 A (Hitachi Medical Corp.), 12 August 2003 (12.08.2003), entire text; all drawings & US 2003/0149362 A1	1-15
A	JP 2003-79623 A (Medison Co., Ltd.), 18 March 2003 (18.03.2003), entire text; all drawings & US 2003/0045794 A1 & KR 10-2003-0021287 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2013/051305	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006,01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2011-45708 A (株式会社東芝) 2011.03.10, 全文, 全図 & WO 2011/013713 A1 & CN 102365054 A	1, 2	
A	JP 2008-212492 A (株式会社日立メディコ) 2008.09.18, 全文, 全図 & US 2010/0030081 A1 & WO 2008/108115 A1	1-15	
A	JP 2010-82371 A (キヤノン株式会社) 2010.04.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-15	
A	JP 2004-49926 A (株式会社 メディソン) 2004.02.19, 全文, 全図 & US 2004/0019277 A1 & KR 10-2004-0009256 A	1-15	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 06.02.2013		国際調査報告の発送日 19.02.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 5 1 3 0 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2003-225237 A (株式会社日立メディコ) 2003.08.12, 全文, 全図 & US 2003/0149362 A1	1-15
A	JP 2003-79623 A (株式会社 メディソン) 2003.03.18, 全文, 全図 & US 2003/0045794 A1 & KR 10-2003-0021287 A	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(72)発明者 高野 慎太

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

(72)発明者 橋場 邦夫

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

Fターム(参考) 4C601 EE04 HH29 HH33 JB05 JB45 JC17

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JPWO2013121842A1	公开(公告)日	2015-05-11
申请号	JP2014500136	申请日	2013-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	池田 貞一郎 鱒沢 裕 田原 麻梨江 高野 慎太 橋場 邦夫		
发明人	池田 貞一郎 鱒沢 裕 田原 麻梨江 高野 慎太 橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/465 A61B8/5207 G01S7/52049 G01S15/8915 G01S15/8993 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB05 4C601/JB45 4C601/JC17		
优先权	2012030991 2012-02-15 JP		
其他公开文献	JP5913557B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使是自适应信号处理的方法，也可以通过少量的计算就准确地进行由于超声波成像装置的波前畸变引起的图像质量劣化的补偿。来自被检体的超声波信号被元件106接收，并且由多个元件接收的接收信号被延迟电路204根据预定接收焦点的位置延迟。外围信息计算单元205从延迟的接收信号获取关于接收焦点中的多个点和接收焦点的外围区域的信息。例如，获得与多个转向角相对应的自适应权重。外围信息组合单元206组合多条信息（自适应权重），并使用组合的信息来生成定相输出。备选地，使用多个自适应权重和所接收的信号来生成定相输出，然后对其进行组合。

