

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4860945号
(P4860945)

(45) 発行日 平成24年1月25日(2012.1.25)

(24) 登録日 平成23年11月11日(2011.11.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-169195 (P2005-169195)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成17年6月9日(2005.6.9)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2006-340890 (P2006-340890A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成18年12月21日(2006.12.21)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成20年3月14日(2008.3.14)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	宮坂 好一
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	原田 烈光
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		審査官	宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

圧電素子アレイを制御して、互いに異なる複数方向に対して同時に行う超音波送受信を繰り返すことにより複数の走査領域において超音波を走査し、走査領域の一部又は全部が重複する複数の超音波画像データを生成する生成手段と、

生成された一部又は全部の超音波画像データの一部又は全部の重複領域に対する合成を行って、スペckルが低減された超音波画像データを生成するスペckル低減手段と、
を備え、

前記生成手段は、互いに異なる複数方向に対する超音波の送信において互いに焦点の深さを異ならせ、

前記スペckル低減手段は、互いに焦点の深さを異ならせた送信により前記重複領域において一部又は全部が重複して得られる複数の超音波画像データを合成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記スペckル低減手段は、重複領域に対する合成において、互いに異なる複数方向から得られる複数の超音波受信信号の各々を振幅及び位相の両情報を反映させた複素ベクトル信号化して合成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記スペckル低減手段は、重複領域に対する合成において、互いに異なる複数方向から得られる複数の超音波受信信号の高調波成分を合成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記生成手段は、互いに異なる複数方向に対する超音波送受信において、各方向ごとに正相及び逆相の超音波送受信を行って正相及び逆相の受信ビームを足し合わせる、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
生成手段においては、複数の方向に対して互いに異なる周波数設定で超音波送受信を行い、これにより互いに異なる周波数特性をもつ複数の超音波画像データを生成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
生成手段においては、少なくとも一方向についてパルス圧縮法に基づく超音波送受信を行う、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
生成手段においては、コンベックス型又はリニア型走査が行われる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
生成手段においては、ある超音波画像データにかかる走査領域の走査は、別の超音波画像データにかかる走査領域の走査済み領域を追いかけるように、当該別の超音波画像データに係る走査と同じ方向にシフトされる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、圧電素子アレイによる超音波走査に基づいて超音波画像データを生成する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

アレイ型の超音波振動子群（圧電素子アレイ）を用いた超音波走査によって得られる 2 次元断層画像には、一般にスペckルと呼ばれる音響的なノイズが含まれる。スペckルは、超音波の干渉に起因して生じる粒状模様のノイズであり、患者等の被検体の生体内部構造を直接表すものではない。従来においては、下記特許文献 1 などに記載されている周波数コンパウンド（合成）や、下記特許文献 2, 3 に記載されている空間コンパウンド（合成）の手法によってスペckルの低減が図られてきた。

【0003】

図 9 は、周波数コンパウンドの概略を説明する図である。図 9（イ）は、横軸を周波数、縦軸をパワーとする図であり、受信波の周波数分布が記されている。この受信波の信号から直接超音波画像データを生成したのでは、スペckルのために鮮明な画像が得られない。そこで、フィルタを用いて、図 9（ロ）に示すように、受信波を三つの周波数帯域、すなわち低周波数の帯域 A、中周波数の帯域 B、高周波数の帯域 C に分割している。そして、各帯域の信号から独立に振幅情報を求めた後、これらを加算することでスペckルの平滑化が行われる。

【0004】

図 10 は、空間コンパウンドの概略を説明する図である。図の上部の横軸は時間を表し

10

20

30

40

50

ており、 t_1 、 t_2 、 t_3 、...の各時刻に対応して、下側に図示した処理が行われている。すなわち、時刻 t_1 においては、リニア走査を行う圧電素子アレイ200により、平行四辺形状の走査領域Aを対象とする超音波走査が行われている。この走査領域Aは、圧電素子アレイ200の真下よりやや左側に広がっている。続く時刻 t_2 には、圧電素子アレイ200の真下に広がる長方形形状の走査領域Bを対象とする超音波走査が行われる。そして、次の時刻 t_3 には、圧電素子アレイ200の真下よりやや右側に広がる平行四辺形状の走査領域Cを対象とする超音波走査が行われる。時刻 t_4 、 t_5 、 t_6 、 t_7 、 t_8 、...には、走査領域をA、B、C、A、B、...のように繰り返しながら超音波走査が行われる。

【0005】

時刻 t_3 において走査領域Cについての超音波画像データが得られた場合、時刻 t_1 、 t_2 での超音波走査により得られた走査領域A、Bの各フレームの超音波画像データとの合成が行われて出力される。同様に、時刻 t_4 で得られた走査領域Aの情報は、時刻 t_2 、 t_3 での超音波走査により得られた走査領域B、Cの各フレームの情報と合成されて出力される。すなわち、出力される超音波画像データは、その時点での最新の3時刻における走査領域A、B、Cの各フレームを合成することで得られる。各フレームに含まれるスペックルはこの合成の過程で相対的に小さくなるため、出力される超音波画像データの画質は向上することとなる。

【0006】

【特許文献1】特開昭58-65149号公報

【特許文献2】米国特許第6416477号明細書

【特許文献3】特開平5-115479号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述した周波数コンパウンドの手法では、周波数帯域の分割処理が行われるために、距離分解能が低下してしまう。一般に空間分解能は、周波数帯域の幅に逆比例するため、分割した狭周波数帯域のデータからは、当初の受信波がもつ距離分解能を再現することができない。

【0008】

他方、空間コンパウンドの手法では、診断対象の動きに十分に追従できない問題がある。すなわち、診断対象の動きが速い場合には、前後のフレームにおいて表現される構造が異なるため、空間コンパウンドを行うとその違いに起因した残像（「お引き」と呼ぶこともある）が発生してしまう。

【0009】

本発明の目的は、スペックルを低減した超音波画像データを生成するための新たな技術を提案することにある。

【0010】

本発明の別の目的は、フレームレートの向上と画質の向上とを両立させた超音波画像データ生成を行うことにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、圧電素子アレイを制御して、互いに異なる複数方向に対して同時に行う超音波送受信を繰り返し、走査領域の一部又は全部が重複する複数の超音波画像データを生成する生成手段と、生成された一部又は全部の超音波画像データの一部又は全部の重複領域に対する合成を行って、スペックルが低減された超音波画像データを生成するスペックル低減手段と、を備える。

【0012】

超音波診断装置は、生体（例えば人）等の診断対象に対する超音波送受信に基づいて、その内部構造についての情報を取得する装置である。圧電素子アレイは、典型的には超音

10

20

30

40

50

波プローブ筐体内に複数の圧電素子を配置して構成される。圧電素子アレイ（超音波振動子）は、当該超音波診断装置の一部品として設けられていてもよいし、外付けされていてもよい。

【0013】

生成手段は、この圧電素子アレイに対し、適当な波形をもつ電気信号を送信して対応した超音波送信を行わせる。そして、超音波受信により圧電素子アレイが出力する電気信号を取得して、超音波画像データを生成する。超音波送受信は、同時に複数の異なる方向に行われる。同時とは、実質的に同時であることをいう。例えば、最大送信出力音圧を抑制するため各方向へのパルス送信のタイミングを若干（パルス送信間隔に比べて十分に短い時間だけ）ずらしてもよい。各方向の超音波送受信にはアレイの全部の圧電素子が用いられてもよいし、一部の圧電素子のみが用いられてもよい。一部の圧電素子のみが用いられる場合、各方向の超音波送受信に用いられる圧電素子は、全部又は一部が重複していてもよいし、全く異なってもよい。この超音波送受信は、設定された複数の走査領域を走査するように、送受信方向又は送受信位置を変更して多数回行われる。これにより、ほぼ同時に超音波走査され、かつ、走査領域の一部又は全部が重複する複数の超音波画像データが得られることとなる。なお、走査領域は、典型的には2次元（平面でも曲面でもよい）であるが、3次元的であってもよい。

10

【0014】

得られた複数の超音波画像データには、各圧電素子からの超音波が干渉して生じたスペckルが含まれる。スペckル低減手段は、生成された同時の2以上の超音波画像データを合成処理し、これにより各超音波画像データに含まれていたスペckルが低減された超音波画像データが得られる。一般に、上記生成手段により生成された任意の2つの超音波画像データ間におけるスペckルの相関は無いか又は低い。これは、各超音波画像データにおける同一位置のデータが、異なる時間における超音波送受信により得られ、しかも（送受信位置と送受信方向が共に一致したものであってもよいが）典型的には送受信位置又は送受信方向の一方若しくは両方が異なった超音波送受信により得られていることによる。このため、各超音波画像データにおけるスペckルは、ランダムに発生したノイズと同様に合成によって低減されることとなる。合成により得られた超音波画像データは、通常は、表示装置や記憶装置（これらは当該超音波診断装置の一部品として設けられていてもよいし、別途外部に設けられていてもよい）に出力される。

20

30

【0015】

この構成によれば、スペckル低減手段により、スペckルを低減した超音波画像データを得ることができる。合成される超音波画像データは、同時期の超音波走査によって得られる。つまり、各位置のデータは、非常に近い時刻に行われた超音波送受信によって生成されており、従来の空間コンパウンドの手法とは異なり、診断対象の動きが速い場合にも「お引き」の発生が抑制される。また、従来の周波数コンパウンドのように、周波数帯域を狭くする必要がないため、距離分解能の低下を防ぐこともできる。さらに、走査された各時刻において、その時刻にのみ依存した超音波画像データを出力することで、時間分解能及びフレームレートの向上の要請にも応えることができる。

【0016】

40

なお、生成手段の超音波送受信では、各方向における周波数設定、焦点設定、高調波利用設定等は、共通としてもよいし異ならせてもよい。また、スペckル低減手段における合成も様々に行うことが可能である。例えば、生成手段において三つ以上の超音波画像データが得られる場合には、スペckルの低減効果を重視するのであれば走査領域が重複する全ての超音波画像データを用いればよいが、お引きを避けるため超音波送受信の時刻が近い一部の超音波画像データのみを用いることも有用である。合成においては、各超音波画像データ間での合成の重みを等しくする必要はなく、解像度や超音波エネルギー密度に応じて適宜調整すればよい。

【0017】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、複数の方向に対し

50

て互いに異なる周波数設定で超音波送受信を行い、これにより互いに異なる周波数特性をもつ複数の超音波画像データを生成する。つまり、各方向においては、例えば、中心周波数、周波数帯域、チャープ帯域等の周波数を変えて設定される。一つの超音波画像データ内において異なる周波数設定をすることも可能である。この構成によれば、各超音波画像データにおいては、周波数特性が互いに異なるので、含まれるスペックルについての相関が一層低くなる。これにより、合成においては周波数コンパウンドの効果が働き、スペックルを大きく低減することが可能となる。なお、全ての方向について互いに周波数設定を異ならせるのではなく、複数方向のうち、一部方向のみの周波数設定を異ならせることも可能である。

【0018】

10

本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、複数の方向に対して互いに異なる焦点設定で超音波送受信を行い、これにより互いに異なる焦点特性をもつ複数の超音波画像データを生成する。焦点が深い（遠い）場合は深い部分の精度がよくなり、焦点が浅い（近い）場合は浅い部分の精度がよくなるので、それを考慮して合成すれば、全体として精度が良くなる。焦点は、一つの超音波画像データ内で異なるように設定することも可能である。なお、焦点が深い場合は一般に高エネルギーで送信が行われ、焦点が浅い場合は一般に低エネルギーで送信が行われるため、両者を組み合わせ、かつ、それぞれに適したエネルギー強度で送信を行えば、同時に送信する全エネルギーを抑制することが可能となる。つまり、発熱量の抑制や被検体に対する負荷抑制を図ることができる。

【0019】

20

本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、少なくとも一つの超音波画像データを超音波の非線形性に起因した高調波成分に基づいて生成する。もちろん全ての超音波画像データを高調波成分に基づいて生成してもよい。また、本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、少なくとも一方向についてパルス圧縮法に基づく超音波送受信を行う。

【0020】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、コンベックス型又はリニア型走査が行われる。コンベックス型走査とは、圧電素子アレイにおいて圧電素子が凸状に配置され、各方向について方向に近い側の複数の圧電素子を用いて超音波送受信を行う態様をいう。また、リニア型走査は、平面上に配置された圧電素子を用いて行う走査態様をいう。

30

【0021】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、スペックル低減手段における合成は、振幅及び位相の両情報について行われる。もちろん、処理の簡易さを優先して振幅情報のみに基づいて合成を行ってもよいが、振幅及び位相の両情報を用いて「ベクトル量」として合成した場合には、使用する情報量の多さに応じた精度向上が期待できる。

【0022】

本発明の超音波診断装置の一態様においては、生成手段においては、ある超音波画像データにかかる走査領域の走査は、別の超音波画像データにかかる走査領域の走査済み領域を追いかけるように行われる。これにより、各超音波画像データの同一空間位置に対する超音波送受信時刻が近くなり、「お引き」を抑制することが可能となる。

40

【0023】

なお、本発明の超音波診断装置は、専用のハードウェアを構築して動作させてもよいが、動作態様が柔軟に変更可能なハードウェアをプログラム制御して動作させてもよい。

【発明の効果】

【0024】

本発明の技術は、超音波画像データのスペックルの低減を図る新たな態様を可能とするものである。これにより、フレームレートを向上させる効果も期待できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

50

図1は、本実施の形態にかかる超音波診断装置10の装置構成を概略的に示したブロック図である。超音波診断装置10は、2方向同時送信を行うものであり、各送信波形はTxDBF(送信デジタルビームフォーマ)12a, 12bによって生成される。TxDBF(送信デジタルビームフォーマ)12a, 12bが生成する波形は、同じでもよいが、例えば、周波数や焦点を変えることも可能である。生成された波形は、加算器16によって加算され、D/A(デジタルアナログコンバータ)18によってアナログ信号に変換される。そして、送信アンプ20で適当な大きさに増幅された後、圧電素子アレイ22に出力される。

【0026】

圧電素子アレイ22は、超音波プローブ内に設けられ、複数の圧電素子が1次元あるいは2次元状に配置されたものである。各圧電素子は、入力された電気信号に応じて振動し、超音波を発生させる。そして、診断対象から反射した超音波によって振動し、振動に対応した電気信号を出力する。走査は、アレイ形状や波形設定に応じて様々な態様で行うことができる。具体例としては、リニア走査やコンベックス走査が挙げられる。

【0027】

受信アンプ24は、圧電素子アレイ22が出力した受信信号を入力して増幅し、A/D(アナログデジタルコンバータ)26は、その信号をデジタル変換する。デジタル変換された各超音波振動子からの受信信号は、RxDBF(受信デジタルビームフォーマ)28a, 28bに入力されて合成される。RxDBF28aはTxDBF12aに対応した受信信号を取り出し、RxDBF28bはTxDBF12bに対応した受信信号を取り出す。メモリ30aは、RxDBF28aが出力する受信信号を一時的に格納する記憶装置である。このメモリ30aには、設定された走査領域への走査により得られる一連の受信信号が入力され、これにより、この走査領域に対応した超音波画像データが生成される。生成された超音波画像データは、検波器32aに入力されて検波処理される。フォーマット変換器34aは、検波後の信号を表示態様に応じた解像度に変換して加算器36に出力する。同様にして、RxDBF28bに入力された信号も、メモリ30b、検波器32b、フォーマット変換器34bによって処理され、加算器36に出力される。

【0028】

加算器36は両信号を加算合成して、一つの超音波画像データを生成する。LOG変換器38はこの超音波画像データの輝度設定を行い、表示器40はその結果を画面に表示する。典型的には、この一連の処理はフレームレートに応じた時間間隔で繰り返され、これにより診断対象の内部構造を表した動画像表示が行われる。

【0029】

図1に示した超音波診断装置10においては、2方向同時送信を行ったが、同様にして3方向以上の同時送信を行うことも可能である。そこで、図2を用いて、3方向同時送信を行う超音波診断装置50について説明する。図2は、図1とほぼ同様の図であり、共通あるいは対応する構成には同一の番号を付して説明の省略化乃至は簡略化する。

【0030】

図2の超音波診断装置50には、三つのTxDBF12a, 12b, 12cが設けられている。各TxDBF12a, 12b, 12cにおいては、互いに異なる方向に送信する送信波形を生成する。この送信波形は、周波数コンパウンドの効果を得るために、互いに周波数を変えることができる。また、焦点位置を変えることも可能である。焦点位置を変える場合には、例えば、深い焦点位置、中程度の焦点位置及び浅い焦点位置からなる組み合わせを採用し、それぞれに大エネルギー、中エネルギー、小エネルギーの超音波を割り当てることで、全エネルギー出力を抑制することが可能となる。

【0031】

こうして生成された波形に基づいて超音波送受信が行われる態様は図1の場合と同様である。ただし、ここでは、三つのTxDBF12a, 12b, 12cに対応して、三つのRxDBF28a, 28b, 28c及び対応するメモリ30a, 30b, 30c、検波器32a, 32b, 32c、フォーマット変換器34a, 34b, 34cが設けられている

10

20

30

40

50

。そして、加算器 36 は、これらにより得られる三つの超音波画像データの合成を行う。

【0032】

続いて、図 3 乃至図 6 を用いて、複数方向に同時送信する送信パターンについて説明する。図 3 及び図 4 はリニア走査の例であり、図 5 及び図 6 はコンベックス走査の例である。また、図 3 及び図 5 は 2 方向同時送信の例であり、また、図 4 及び図 6 は 3 方向同時送信の例である。いずれの図においても、上段の (イ) (ロ) (ハ) の各図は時間順に各瞬間における送受信方向を示したものであり、下段の (ニ) の図は最終的に得られる走査領域 (エリア) を表している。

【0033】

図 3 は、数百個の圧電素子が直線配置され、リニア走査を行う圧電素子アレイ 60 を用いて、2 方向同時送信を行う例を示す図である。新たな超音波画像データを生成する場合、(イ) に示すように、まず圧電素子アレイ 60 は図の左端付近の多数個 (数十個) の圧電素子を動作させて、左下側の方向 1A 及び右下側の方向 1B について超音波の送受信を行う。方向 1A と方向 1B は、互いの影響が十分に小さくなる程度の角度 (例えば 20 度以上) だけ離されている。

10

【0034】

方向 1A, 1B についての超音波送受信が終わると、(ロ) に示すように、わずかに右側の位置を中心とした多数個の圧電素子を用いて方向 2A, 2B についての超音波送受信が行われる。この方向 2A は方向 1A と、方向 2B は方向 1B とそれぞれ平行に設定されている。超音波送受信は、このようにして送受信方向を順次平行移動させながら行われ、最後には (ハ) に示すように右端付近の圧電素子を用いて方向 NA, NB についての送受信が行われる。

20

【0035】

各時点で得られた 1 次元的な受信データはメモリ上で統合されて、(ニ) に示すように、面状の 2 次元的な超音波画像データが構築される。左側にずれた平行四辺形をなす走査エリア A62 の超音波画像データは方向 1A, 2A, . . . , NA の各データによって形成され、右側にずれた平行四辺形をなす走査エリア B64 の超音波画像データは方向 1B, 2B, . . . , NB の各データによって形成されたものである。

【0036】

両超音波画像データは、図 1 に示した加算器 36 によって合成される。合成は、走査エリア A62 と走査エリア B64 とが重複した重複エリア 66 についてのみ行いうる。したがって、典型的にはスペckルが低減されたこの重複エリア 66 のみが表示の対象となる。もちろん、重複エリア 66 以外のエリアも表示して表示領域を広げることは可能であり、その場合には走査エリア A62 又は走査エリア B64 の一方のデータをそのまま表示してもよいし、従来の周波数コンパウンドや空間コンパウンド等の手法を採用してもよい。

30

【0037】

図 4 は、図 3 に示した圧電素子アレイ 60 を用いて、リニア走査により 3 方向同時送信を行う例を示す図である。この場合には、まず、(イ) に示すように、左下の方向 1A、真下の方向 1B、右下の方向 1C に対して送受信が行われる。そして、次のタイミングにおいては、(ロ) に示すように、方向 1A, 1B, 1C をそれぞれ右方向に平行移動した方向 2A, 2B, 2C について超音波送受信が行われる。

40

【0038】

このようにして (ハ) に示した方向 NA, NB, NC までの送受信が行われることで、(ニ) に示したように、左側にずれた平行四辺形をなす走査エリア A70、下側に長方形にのびる走査エリア B72、右側にずれた平行四辺形をなす走査エリア C74 についての超音波画像データが構築される。これらの超音波画像データは合成されてスペckルの抑えられた超音波画像データが作成される。これにより、三つのエリアが重複する重複エリア 76 については、スペckルが一層低減された高画質の超音波画像データが得られる。また、二つのエリアのみが重複する部分的重複エリア 78 については二つの超音波画像データのみに基づいて合成を行うことも可能である。

50

【 0 0 3 9 】

図5は、コンベックス型の圧電素子アレイ80を用いてコンベックス走査により2方向同時送信を行う例を示す図である。(イ)においては、左端付近の圧電素子によってその付近のアレイ面に対してやや左側に傾いた方向1Aとやや右側に傾いた方向1Bに対する超音波送受信が行われている。続く時刻においては、(ロ)に示したように、送信位置を若干右側にシフトさせて、方向2A, 2Bに対する超音波送受信が行われている。方向2A, 2Bは、方向1A, 1Bをそれぞれアレイ面の弧に沿ってシフトさせたように設定されている。同様にして、順次、走査方向のシフトが行われ、最後には(ハ)に示すように圧電素子アレイ80の右端付近において方向NA, NBに対する超音波送受信が行われる。これにより、(ニ)に示すように、扇形(部分円環型)の走査エリアA90, B92の二つの超音波画像データが得られる。両超音波画像データは、重複する重複エリア94において合成される。

10

【 0 0 4 0 】

図6は、図5に示した圧電素子アレイ80を用いて3方向同時送信を行う例を示す図である。ここでは、(イ)(ロ)(ハ)に示すように、各時刻においては異なる3方向(1A, 1B, 1C), . . . , (NA, NB, NC)についての超音波送受信が行われる。これにより、(ニ)に示すように、走査エリアA100, B102, C104をもつ各超音波画像データが得られる。合成は三つのエリアが重複する重複エリア106の他、二つのエリアが重複する部分重複エリア108に対しても行うことができる。

20

【 0 0 4 1 】

次に、図7と図8を用いて、受信信号の高調波成分に対する処理(いわゆるハーモニックイメージング)を行う態様について説明する。ハーモニックイメージングは、ビーム間干渉の影響が少なく、ターゲットとする方向についての鮮明な画像を得られるという特徴がある。図7と図8は、ともに図1に対応する図であり、同様の構成に対しては同一の番号を付して説明の省略化乃至は簡略化を行う。

【 0 0 4 2 】

図7には、フィルタ法を採用した超音波診断装置110の概略構成を示した。図1に示した超音波診断装置10との違いは、R x D B F 2 8 a, 2 8 bで成形された各受信波形に対し、それぞれB P F (バンドパスフィルタ) 1 1 2 a, 1 1 2 bによって、非線形効果にともなう高調波成分のみを通過させるフィルタ処理を施している点にある。得られた信号に対しては、図1と同様の処理が行われる。したがって、処理時間をほとんど同じに保ったまま、シャープな超音波画像データを得ることができる。

30

【 0 0 4 3 】

図8は、パルスインバージョン法を採用した超音波診断装置120の概略構成を示す図である。このパルスインバージョン法では、同一方向に対して正相及び逆相の2回の超音波送信が行われる。すなわち、ここで用いられているT x D B F 1 2 2 a, 1 2 2 bは、図1に示したT x D B F 1 2 a, 1 2 bとは、互いに異なる方向に送信を行う送信波形を生成しその送信方向を時間とともに徐々にシフトさせていく点では同様であるが、各方向に対しては正相及び逆相の2回の送信を行う点で異なっている。

40

【 0 0 4 4 】

この超音波診断装置120の受信側には、R x D B F 2 8 a, 2 8 bとメモリ30 a, 30 bの間に、加算器124 a, 124 bが設けられている。この加算器124 a, 124 bは、最初に入力した1方向(1ライン)について受信ビームを記憶するメモリと、次に入力した1ラインの受信ビームとを足し合わせる加算器によって構成されている。つまり、加算器124 a, 124 bは、同方向に対する1回目の正相の受信ビームと2回目の逆相の受信ビームとを足し合わせて、送信周波数に対応する基本波成分をキャンセルし、位相が異なる高周波成分のみを出力する。これにより、図7の例と同様に、シャープな超音波処理画像を得ることができる。

【 0 0 4 5 】

なお、ハーモニックイメージングの手法を用いる場合には、必ずしも同時送信する全方

50

向について高周波成分を取り出す必要はなく、一方向あるいは一部の複数方向のみについて高周波成分を取り出す態様を採用することもできる。

【0046】

以上に示した実施の形態は、様々に変形することができる。例えば、図1等においては、加算器36による複数の超音波画像データの合成は、フォーマット変換器34a, 34bを経たデータに対して行われた。フォーマット変換器34a, 34bを経たデータは、表示画面に合わせた画素についての振幅データとして表現されており、足し合わせが容易である。しかし、合成は必ずしもこの形式で行う必要はなく、例えば、振幅データにする前の段階で合成を行ってもよい。具体的には、受信信号を直交検波器によって複素ベクトル信号化して合成する例を挙げることができる。

10

【0047】

一方向あるいは一部の複数方向について、パルス圧縮の技術を導入することもできる。パルス圧縮は、例えば、2値化コードを用いて行われてもよく、また、線形若しくは非線形FMコードを用いて行われてもよい。また、各方向の超音波の走査領域は、図3乃至図6に示したように2次的に設定するのではなく、3次的に設定することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】2方向同時送信を行う超音波診断装置の構成例を示す図である。

【図2】3方向同時送信を行う超音波診断装置の構成例を示す図である。

20

【図3】リニア走査による2方向同時送信の例を示す図である。

【図4】リニア走査による3方向同時送信の例を示す図である。

【図5】コンベックス走査による2方向同時送信の例を示す図である。

【図6】コンベックス走査による3方向同時送信の例を示す図である。

【図7】フィルタ法によりハーモニックイメージングを行う装置構成例を示す図である。

【図8】パルスインバージョン法よりハーモニックイメージングを行う装置構成例を示す図である。

【図9】周波数コンパウンドについて説明する参考図である。

【図10】空間コンパウンドについて説明する参考図である。

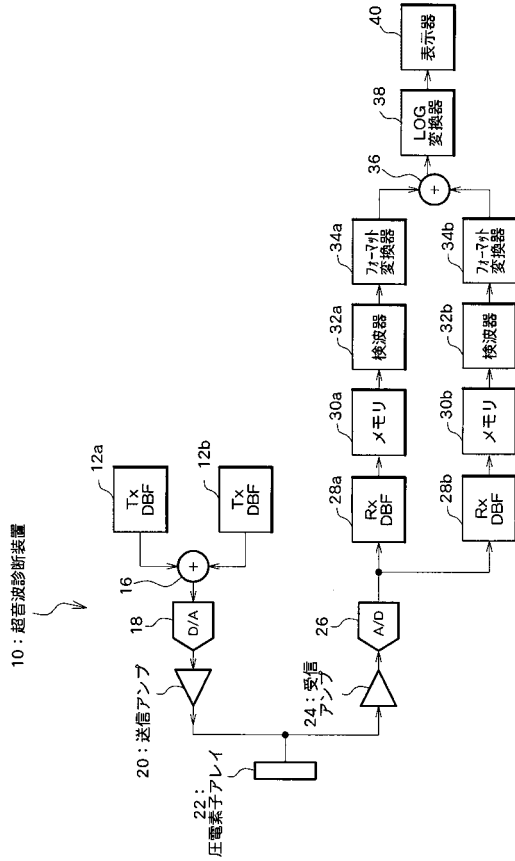
30

【符号の説明】

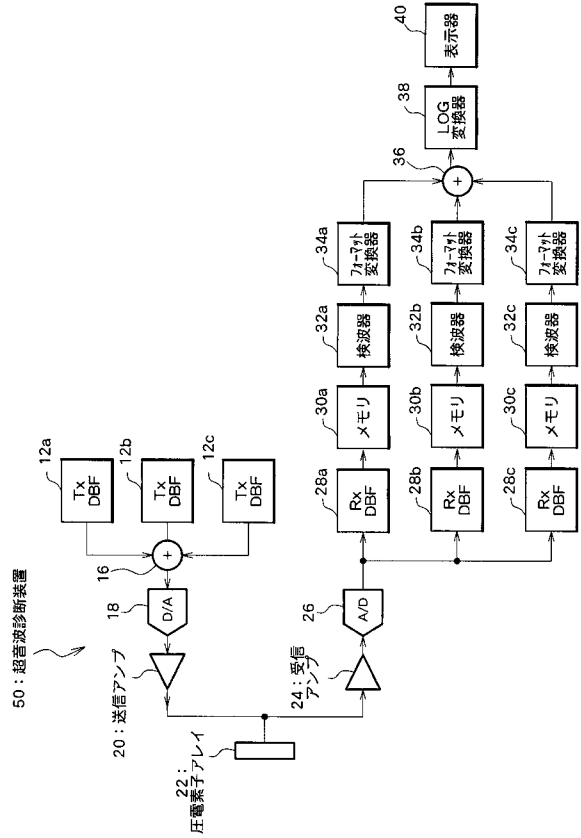
【0049】

10 超音波診断装置、12a, 12b TxDBF、16 加算器、18 D/A、
20 送信アンプ、22 圧電素子アレイ、24 受信アンプ、26 A/D、28a,
28b RxDBF、30a, 30b メモリ、32a, 32b 検波器、34a, 34
b フォーマット変換器、36 加算器、38 LOG変換器、40 表示器。

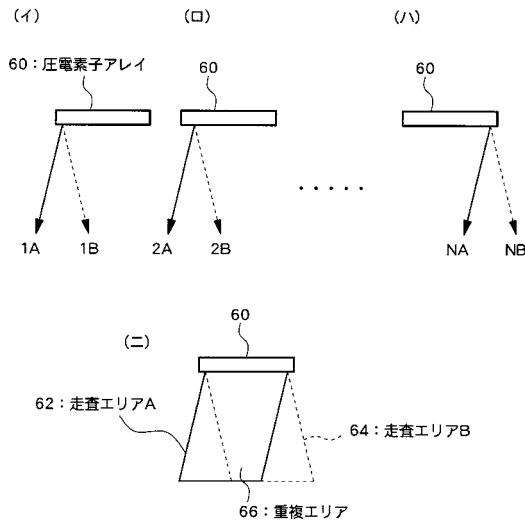
【図1】



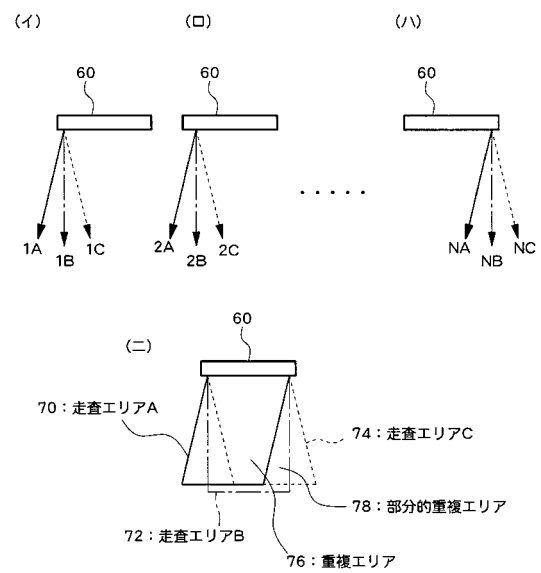
【図2】



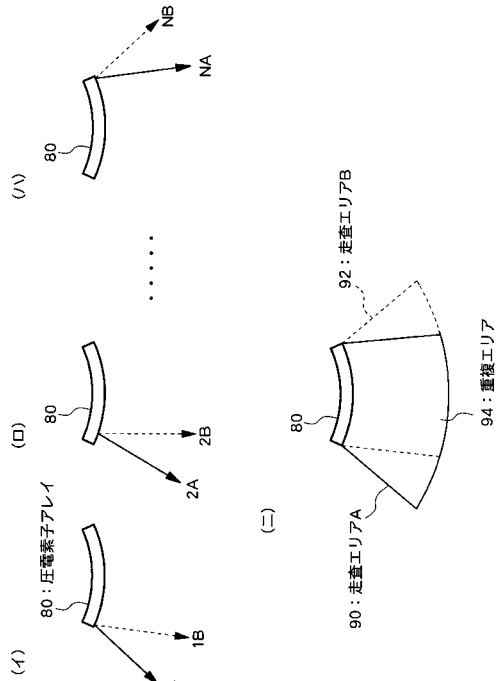
【図3】



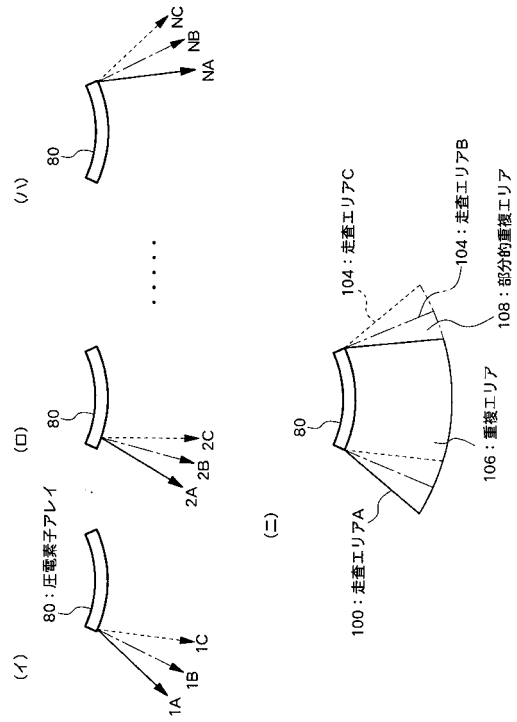
【図4】



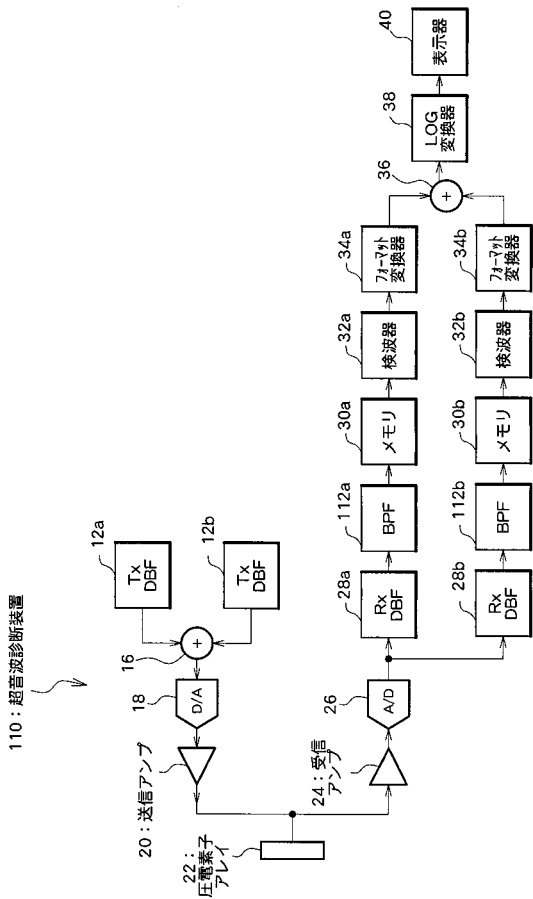
【図5】



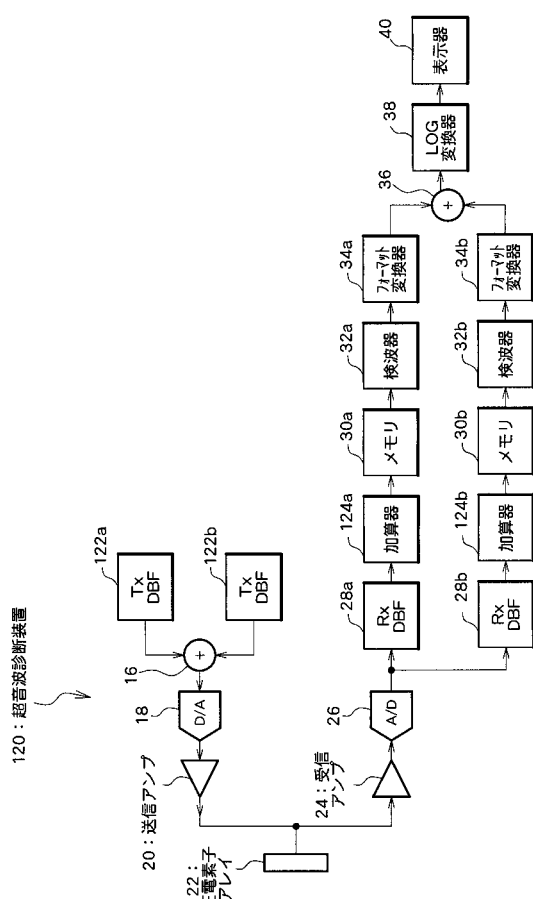
【図6】



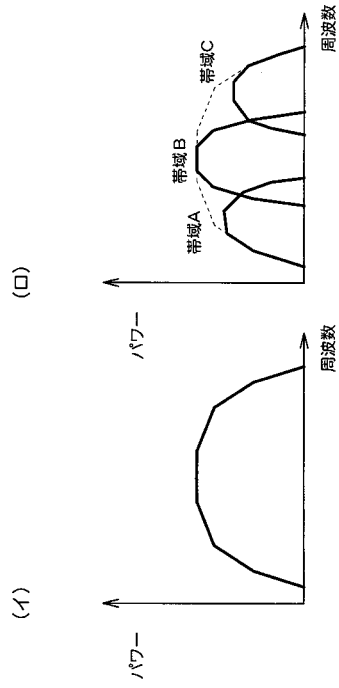
【図7】



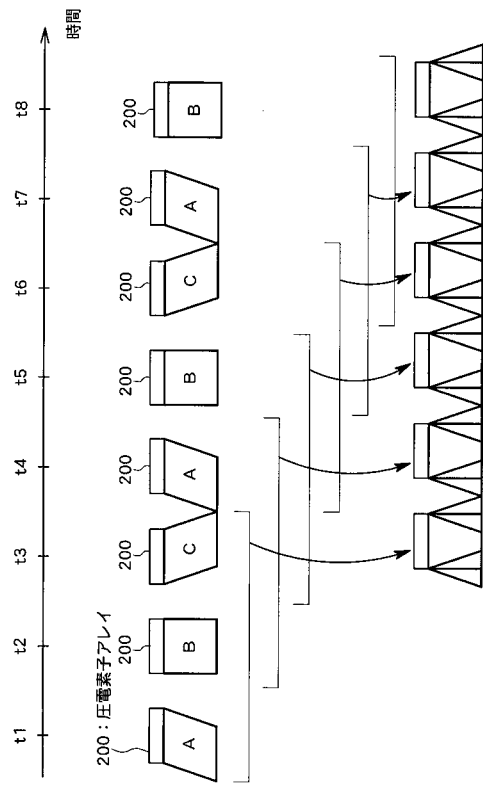
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2005/024462(WO, A1)
特開2005-095576(JP, A)
特開2003-175034(JP, A)
特開平06-022965(JP, A)
特開平08-038473(JP, A)
特開2000-060850(JP, A)
特開2005-058321(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4860945B2	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	JP2005169195	申请日	2005-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	宫坂好一 原田烈光		
发明人	宫坂 好一 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8995 G01S7/52077 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH06 4C601/HH10 4C601/HH12 4C601/HH15 4C601/HH23 4C601/HH27 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JC21		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2006340890A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：建立一种减少超声诊断设备散斑的新技术。 解决方案：通过控制压电元件阵列60，重复在相互不同的方向（1A，1B），...，（NA，NB）上同时执行的超声波发送和接收以及超声波从而生成图像数据。然后，将所获得的超声图像数据组合在扫描区域重叠的重叠区域66中，并且生成其中每个超声图像数据中包括的散斑相对减少的超声图像数据。 点域

【 图 2 】

