

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5341352号

(P5341352)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2007-548960 (P2007-548960)	(73) 特許権者	507381282
(86) (22) 出願日	平成17年12月27日(2005.12.27)		クリスタルビュー メディカル イメージ
(65) 公表番号	特表2008-526291 (P2008-526291A)		ング リミテッド
(43) 公表日	平成20年7月24日(2008.7.24)		イギリス連邦ジェー・イー2 4ワイ・イー
(86) 国際出願番号	PCT/IL2005/001383		ー、チャンネルアイランズ、ジャージー、セ
(87) 国際公開番号	W02006/070362		ント・ヘリアー、ラ リュ レ マジュリエ
(87) 国際公開日	平成18年7月6日(2006.7.6)		エ、レ マジュリエ ハウス
審査請求日	平成20年12月25日(2008.12.25)	(74) 代理人	100111202
(31) 優先権主張番号	60/640, 368		弁理士 北村 周彦
(32) 優先日	平成16年12月30日(2004.12.30)	(72) 発明者	ズワーン, ギル
(33) 優先権主張国	米国 (US)		イスラエル国 ペター チクバ 4 9 2 8
			0 エー・ディ・ゴードンストリート 2
			9
		審査官	樋口 宗彦
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像化システムのクラッター抑制本出願は、2004年12月30日に出願された米国仮特許出願No. 60/640, 368に基づき優先権の利益を主張する。本出願は、2004年

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

身体の組織に超音波放射線を送信し、

主要な反射信号及び1以上の補助の反射信号で前記身体の領域から前記超音波放射線の反射を受け取り、前記主要な反射信号は異なる性質のビームパターンと結合され、前記すべての反射信号は同一の周波数を有し、

前記主要な反射信号と前記1以上の補助の反射信号のうちの少なくとも1つの自己相関時間を計算し、

前記主要な反射信号及び前記1以上の補助の反射信号の線形結合を計算し、減少クラッターで出力信号を生成し、前記線形結合が前記身体の組織内の各角度及び各領域のために決定される複合重量のベクトルによって、各角度及び各領域のため、前記1以上の補助の反射信号を計算することにより行われ、各複合重量は前記クラッターによりそれぞれ推定される反射が最大に抑制されるように計算され、前記計算された自己相関時間が所定時間を超えた場合に反射がクラッターと結合したものと決定されることを特徴とする超音波画像化方法。

【請求項2】

前記受け取ることは、変換器のアレイを使用して行われ、前記主要な反射信号と補助の反射信号を定義するため、前記主要なビームパターン及び補助のビームパターンに従って、各第1及び第2の複数のアポダイゼーション係数を前記変換器の出力に乗じることを含んでいる請求項1に記載の超音波画像化方法。

10

20

【請求項 3】

前記受け取ることは、複数の補助の反射信号を定義することを含んでいる請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 4】

前記主要なビームパターンは前記 1 以上の補助のビームパターンのそれぞれより狭い請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 5】

前記線形結合の計算は、

前記反射信号に応じた複合重量を計算し、

該複合重量を前記補助の受信信号に乗じて結果を得、

前記出力信号を生成するため前記主要な反射信号から前記結果を減じる、
ことを含んでいる請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

10

【請求項 6】

前記複合重量を計算することは、多数の画像フレーム上で前記反射信号を平均化し、前記平均化された反射信号に基づき前記複合重量を決定することを含んでいる請求項 5 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 7】

前記復号化重量を計算することは、多数の画像フレーム上で前記反射信号の最小値を取り、該最小値に基づき前記複合重量を決定することを含んでいる請求項 5 に記載の超音波画像化方法。

20

【請求項 8】

前記複合重量を前記補助の受信信号に乘じ、前記結果を減じることは、前記複合重量と前記主要なビームパターン及び補助のビームパターンに応じて結合ビームパターンを決定し、前記主要な反射信号に前記結合ビームパターンを適用することを含んでいる請求項 5 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 9】

前記受け取ることは、範囲及び角度の多数の異なる設定の各画像フレームで前記反射した超音波放射線を集めることを含み、前記複合重量を計算することは、前記範囲及び角度の異なるそれぞれの設定用の各複合重量を計算することを含んでいる請求項 5 に記載の超音波画像化方法。

30

【請求項 10】

前記線形結合の計算は、前記主要な反射信号と前記補助の反射信号との間の位相差を計算し、前記出力信号による有効なビームパターンの位相差に応じた角度で強制的にゼロにすることを含んでいる請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 11】

前記強制的にゼロにすることは、前記角度が所定の範囲内にある場合にのみ強制的にゼロにすることを含んでいる請求項 10 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 12】

前記出力信号に応じて改善した画像を生成し、ユーザに対して前記改善した画像を表示する請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

40

【請求項 13】

前記出力信号は前記主要な反射信号に対して削減した動的範囲を有している請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【請求項 14】

前記主要な反射信号の大きさを前記出力信号の大きさに正規化し、

前記主要な反射信号の大きさと前記出力信号の大きさとの間でセル毎の最小値を取る、
請求項 1 に記載の超音波画像化方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、一般に医療の画像システムに関し、特に、超音波画像化システムのクラッターの影響を抑制するための方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波医療画像は、現代の医学で重要な役割を果たしており、新製品が市場に入っていくに従って次第に益々重要になってきている。ほとんどの共通する画像化適用の一つは、超音波心臓検査、又は心臓の超音波画像化システムであり、本質的解剖及び機能的情報をオンラインで供給する。超音波画像化システムは、通常、ノイズのある画像を生成し、これらの画像による診断は、高度の訓練された熟練医師の仕事になっている。最も問題のある画像化のアーチファクトは、画像化平面に現れる望ましくない情報であるクラッターであり、これは重要なデータを遮断する。

10

【0003】

特に、低エコー発生性（肥満体の患者間の共通した現象）の患者では、クラッターに対して所望の超音波画像の可視性を向上させるための共通の方法は、コントラスト要因を管理することである。そのような要因は血液からの超音波の後方散乱を高め、周囲の組織からの分化を促進する。この方法は、例えば、医学及び生物学の物理的現象、1999年第44巻の681～694頁の、クリシナ（Krishna）らによる「超音波コントラスト要因からの低調波発生」という表題の論文に記載されており、ここに参考のため組み込まれている。

【0004】

20

基本的な画像化の代わりに調波画像化を使用して、1つの周波数で超音波信号を送信すると共に該送信周波数を2度受信することはクラッターの影響をも減少する。スペンサーらは、心臓学のアメリカンジャーナル、1998年第82巻の794～799頁の「二次元画像の質を改善するため超音波心臓検査コントラストのない調波画像化の使用」という表題の論文でこの方法を記載しており、これはここに参考のため組み込まれている。

【0005】

さらにその上、画像処理方法は後処理により超音波心臓検査画像のクラッターに影響を及ぼすピクセルを検出するため開発されている。ズワーン（Zwirn）及びアクセルロッド（Akselrod）は「超音波心臓検査の静止したクラッターの排除」という表題の論文でそのような方法を紹介し、それは、2004年5月にベルギーのルーヴァンでの心臓血管の振動（ESGCO）の欧州研究グループにおいて紹介された。

30

【0006】

現在利用可能なクラッターを処理する方法のさらなる種類は、カラードップラーフロー画像化で使用するクラッター排除（CR）アルゴリズムの種類である。これらの方法は、血液の流速が周囲の組織の動作の速度より非常に速いと仮定して、心臓又は他の血管の内部の流速を推測し、動きの遅い物体の影響を抑制する。これらの方法は、例えば、生物医学工学のIEEEの会報、1996年第43巻の919～927頁の、ヘルメントらによる「クラッター排除フィルターに中央周波数推定器を適用することによるカラードップラー画像の低速度の改善された推定」という表題の論文に記載されている。

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

適切なクラッター抑制のための大きな必要性及び利点にも拘らず、上記制限のないクラッター抑制方法はない。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の実施の形態は、超音波画像化システムにおいてクラッターの影響を減少させる方法及び装置を提供する。開示された方法は、後取得の画像処理方法とは反対に、超音波画像の取得の間に信号処理を使用する時、所望な信号からクラッターを区別するのに特に強い。換言すれば、クラッターは、画像ピクセルの後処理を行うよりむしろ、データ取得

50

の間に直接受信した信号のサンプルを処理することにより抑制される。

【 0 0 0 9 】

本発明の幾つかの実施の形態では、超音波スキャナーは、圧電性素子のように、変換器のアレイを含むプローブを使用して患者の身体の関心領域に超音波放射ビームを送信する。反射ビームはプローブにより受信される。一つの実施の形態では、プローブは主要な受信チャンネルと補助の受信チャンネルを示す2つの受信チャンネルを備えている。それぞれの送受信チャンネルは所定のビームパターンを利用し、通常、以下に説明するように、変換器の異なるアポダイゼーションを使用することにより実行される。

【 0 0 1 0 】

補助の受信チャンネルの出力は主要な受信チャンネルの出力から干渉して減じられ、クラッターの要素を削減させる出力信号を生成する。減算を行う前、補助の受信チャンネルの出力は、通常、振幅と位相を含む定数である複合重量により乗算される。複合重量の値は出力信号のクラッターレベルを最小にするために計算される。

10

【 0 0 1 1 】

主要な受信チャンネルから補助の受信チャンネルの減算は、所望しないクラッターを引き起こす反射器の方位及び範囲において主要な受信チャンネルのビームパターンに適應ゼロを強いるように幾何学的に見られることができる。

【 0 0 1 2 】

幾つかの実施の形態では、主要な及び補助の受信チャンネルから受信した反射信号は幾つかのフレーム上で平均化される。そして、出力信号のクラッターレベルを最小にする最適な複合重量を計算するため、平均化された反射信号を使用して、代数式が解かれる。他の実施の形態では、反射信号の最小値は信号を平均化する代わりに使用される。

20

【 0 0 1 3 】

幾つかの実施の形態において、その開示された方法は、プローブの制御を変更すると共にデータ取得の間に信号サンプルに異なる処理を適用することにより、現存の超音波スキャナーを使用して実行される。

【 0 0 1 4 】

その開示された方法は、変換器のアレイにより生成された出力信号の動的範囲を削減し、その結果として、通常、極端に明るい灰色レベルを有する画像のクラッターに影響を受ける領域を削除するというさらなる利点を供給する。これらの明るい領域の削除は、灰色レベルに関して、より釣り合いの取れた画像に導き、全体の画像の質を高める。

30

【 0 0 1 5 】

そのため、本発明の実施の形態によれば、超音波画像化方法は、

それぞれ異なる主要なビームパターンと補助のビームパターンとを有する主要な反射信号と補助の反射信号を定義するように、対象物に対して超音波放射線を送り、該対象物の一部から反射された超音波放射線を受け取り、

前記主要な反射信号と比較してクラッターの削減レベルを含む出力信号を発生するように、前記主要な反射信号と前記補助の反射信号との間の差を取ることを含んでいる。

【 0 0 1 6 】

開示された実施の形態では、前記超音波放射線を受け取ることは、変換器のアレイを使用して前記反射した超音波放射線を受け取り、前記主要な反射信号と補助の反射信号を定義するため、前記主要なビームパターン及び補助のビームパターンに従って、各第1及び第2の複数のアポダイゼーション係数を前記変換器の出力に乘じることを含んでいる。

40

【 0 0 1 7 】

別の実施の形態では、前記超音波放射線を受け取ることは、複数の補助の反射信号を定義することを含んでいる。

【 0 0 1 8 】

さらに或いは代わりに、前記主要なビームパターンは前記補助のビームパターンより狭い。

【 0 0 1 9 】

50

別の開示された実施の形態では、前記差は、
前記反射信号に応じた複合重量を計算し、
該複合重量を前記補助の受信信号に乗じて結果を得、
前記出力信号を生成するため前記主要な反射信号から前記結果を減じる、
ことを含んでいる。

【0020】

さらに或いは代わりに、前記複合重量を計算することは、多数の画像フレーム上で前記反射信号を平均化し、前記平均化された反射信号に基づき前記複合重量を決定することを含んでいる。

【0021】

さらに或いは代わりに、前記復号化重量を計算することは、多数の画像フレーム上で前記反射信号の最小値を取り、該最小値に基づき前記複合重量を決定することを含んでいる。

【0022】

別の開示された実施の形態では、前記複合重量を前記補助の受信信号に乘じ、前記結果を減じることは、前記複合重量と前記主要なビームパターン及び補助のビームパターンに応じて結合ビームパターンを決定し、前記主要な反射信号に前記結合ビームパターンを適用することを含んでいる。

【0023】

さらに別の開示された実施の形態では、前記超音波放射線を受け取ることは、範囲及び角度の多数の異なる設定の各画像フレームで前記反射した超音波放射線を集めることを含み、前記複合重量を計算することは、前記範囲及び角度の異なるそれぞれの設定用の各複合重量を計算することを含んでいる。

【0024】

前記差を取ることは、前記主要な反射信号と前記補助の反射信号との間の位相差を計算し、前記出力信号による有効なビームパターンの位相差に応じた角度で強制的にゼロにすることを含んでいる。

【0025】

さらに或いは代わりに、前記強制的にゼロにすることは、前記角度が所定の範囲内にある場合にのみ強制的にゼロにすることを含んでいる。

【0026】

本発明の一つの態様では、前記出力信号に応じて改善した画像が生成され、ユーザに対して前記改善した画像を表示する。

【0027】

本発明の別の形態では、前記出力信号は前記主要な反射信号に対して削減した動的範囲を有している。

【0028】

本発明の幾つかの形態では、前記主要な反射信号の大きさを前記出力信号の大きさに正規化し、前記主要な反射信号の大きさと前記出力信号の大きさとの間でセル毎の最小値を取るためのクラッター削減方法が提供されている。

【0029】

別の開示された実施の形態では、前記主要な反射信号と出力信号のそれぞれの大きさが二次元アレイにまとめられ、セルの範囲のy軸とセルの角度のx軸が確立され、前記y軸に沿った少なくとも3つのセルと前記x軸に沿った少なくとも3つのセルにより少なくとも1つの二次元ブロックが決定され、前記少なくとも1つの二次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルが定義され、前記少なくとも1つのブロックの中間の大きさが決定され、前記主要な反射信号アレイの大きさと前記出力信号アレイの大きさのそれぞれのため前記少なくとも1つのブロックの中間の大きさと前記中央のセルの大きさとの間の割合が計算される。

【0030】

本発明の幾つかの例示では、前記出力信号アレイの大きさの割合が前記主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、前記出力信号の割合と前記主要な反射信号の割合との割合の閾値と前記除された割合が比較される。

【 0 0 3 1 】

例示では、これは前記除した割合が前記閾値を超えた場合、前記出力信号の大きさを前記中央のセルのための前記主要な反射信号の大きさと交換することを含んでいる。

【 0 0 3 2 】

さらなる実施の形態では、前記主要な反射信号及び出力信号のそれぞれの大きさは二次元アレイにまとめられ、セルの範囲の y 軸とセルの横の範囲の x 軸が確立され、前記 y 軸に沿った少なくとも 3 つのセルと前記 x 軸に沿った少なくとも 3 つのセルにより少なくとも 1 つの二次元ブロックが決定され、前記少なくとも 1 つの二次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルが定義され、前記少なくとも 1 つのブロックの中間の大きさが決定され、前記主要な反射信号アレイの大きさと前記出力信号アレイの大きさのそれぞれのため前記少なくとも 1 つのブロックの中間の大きさと前記中央のセルの大きさとの間の割合が計算される。

10

【 0 0 3 3 】

本発明の幾つかの実施例では、前記出力信号アレイの大きさの割合が前記主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、前記出力信号の割合と前記主要な反射信号の割合との割合の閾値と前記除された割合が比較される。

【 0 0 3 4 】

20

さらに、例示では、これは前記除した割合が前記閾値を超えた場合、前記出力信号の大きさを前記中央のセルのための前記主要な反射信号の大きさと交換することを含んでいる。

【 0 0 3 5 】

別の実施例では、前記主要な反射信号と出力信号のそれぞれの大きさは三次元アレイにまとめられ、セルの範囲の y 軸とセルの方位角の x 軸とセルの仰角の z 軸とが確立され、前記 x , y 及び z 軸に沿った少なくとも 3 つのセルにより少なくとも 1 つの三次元ブロックが決定され、前記少なくとも 1 つの三次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルが定義され、前記少なくとも 1 つの三次元ブロックの中間の大きさが決定され、前記主要な反射信号アレイの大きさと前記出力信号アレイの大きさのそれぞれのため前記少なくとも 1 つのブロックの中間の大きさと前記中央のセルの大きさとの間の割合が計算される。

30

【 0 0 3 6 】

本発明の幾つかの実施例では、前記出力信号アレイの大きさの割合は前記主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、前記出力信号の割合と前記主要な反射信号の割合との割合の閾値と前記除された割合が比較される。

【 0 0 3 7 】

さらに、例示では、これは、前記除した割合が前記閾値を超えた場合、前記出力信号の大きさを前記中央のセルのための前記主要な反射信号の大きさと交換することを含んでいる。

【 0 0 3 8 】

さらなる実施の形態では、前記主要な反射信号及び出力信号のそれぞれの大きさが三次元アレイにまとめられ、セルの範囲の y 軸とセルの横の方位角の x 軸と横のセルの高さの z 軸とが確立され、前記 x , y 及び z 軸に沿った少なくとも 3 つのセルにより少なくとも 1 つの三次元ブロックが決定され、前記少なくとも 1 つの三次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルが定義され、前記少なくとも 1 つのブロックの中間の大きさが決定され、前記主要な反射信号アレイの大きさと前記出力信号アレイの大きさのそれぞれのため前記少なくとも 1 つのブロックの中間の大きさと前記中央のセルの大きさとの間の割合が計算される。

40

【 0 0 3 9 】

本発明の幾つかの例示では、前記出力信号アレイの大きさの割合が前記主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、前記出力信号の割合と前記主要な反射信号の割合との割

50

合の閾値と前記除された割合が比較される。

【0040】

さらに例示では、これは、前記除した割合が前記閾値を超えた場合、前記出力信号の大きさを前記中央のセルのための前記主要な反射信号の大きさと交換することを含んでいる。

【0041】

さらに、本発明の実施の形態に従って、それぞれ異なる主要なビームパターンと補助のビームパターンとを有する主要な反射信号と補助の反射信号を定義するように、対象物に対して超音波放射線を送り、該対象物の一部から反射された超音波放射線を受け取るように設けられたプローブと、

前記主要な反射信号と比較してクラッターの削減レベルを含む出力信号を発生するように、前記主要な反射信号と前記補助の反射信号との間の差を取るように設けられたスキャナと、を備えた超音波画像化装置を提供する。

10

【0042】

また、本発明の実施の形態に従って、対象物に対して超音波放射線を送り、該対象物の一部から反射された超音波放射線に応じて信号を生成するプローブに関連して使用するためのコンピュータソフトウェアであって、プログラムの命令が格納されるコンピュータ読み取り可能媒体を備え、コンピュータにより読み出された時に、命令は、それぞれ異なる主要なビームパターンと補助のビームパターンとを有する主要な反射信号と補助の反射信号を定義すると共に、前記主要な反射信号と比較してクラッターの削減レベルを含む出力信号を発生するように前記主要な反射信号と前記補助の反射信号との間の差を取るよう前記コンピュータに信号を処理させる。

20

【0043】

別に定義されていなければ、すべての技術及び科学用語は本発明が属する技術分野の当業者により一般的に理解されるものと同一の意味を有して使用する。ここに記載されたものと類似又は同等の方法及び材料が本発明の実施又は試験で使用されることができ、適切な方法及び材料が以下に記載されている。争いの場合には、定義を含む特許明細書が統制する。さらに、材料、方法、及び例は例示だけであり、限定する趣旨ではない。

【0044】

本発明は、図面と共に実施の形態の以下の詳細な説明により十分に理解されるだろう。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0045】

超音波画像化システムのクラッター抑制のための発明が、添付した図面を参照して、例示のためここに記載されている。詳細に図面を参照すると、本発明の好適な実施の形態の例及び例示的な議論の目的のために示されており、本発明の原理及び概念を最も有用且つ容易に理解できる説明であると信じられることを目的として示されていることが強調される。この点において、本発明の基本的な理解のために必要以上に詳細に本発明の構造の詳細を示すことを意図しておらず、本発明の幾つかの形式が実際にどのように具体化されるのかが当業者に明らかになるように図面と共に記載されている。

【0046】

広義の用語では、本発明は超音波画像化システムにおいてクラッターの影響を抑制するための方法及びシステムに関する。

40

【0047】

本発明の少なくとも一つの実施の形態を詳細に説明する前に、本発明は以下の説明又は図面に示された構造及び構成の配置の詳細にその適用を限定する趣旨ではないことを理解すべきである。本発明は各種方法で実施又は実行される他の形態も可能である。また、ここで用いた語句及び用語は説明の目的のためであり、限定するものではないことを理解すべきである。

【0048】

図1Aは本発明の実施の形態による超音波画像化システム20を絵のように示した図である。

50

【 0 0 4 9 】

システム 2 0 は超音波放射線を使用して患者の内部器官を走査する超音波スキャナー 2 2 を備えている。表示装置 2 4 は走査された画像を表示する。ケーブル 2 8 によりスキャナー 2 2 に接続されるプローブ 2 6 は、通常、心臓（「対象物」と称す。）のような特定の身体の構造物を画像化するため患者の身体に対して保持される。代わりに、プローブは食道用プローブのように身体に挿入して用いられてもよい。プローブは画像化のために要求される超音波ビームを送受信する。スキャナー 2 2 はプローブ 2 6 を制御するための制御及び処理回路を備え、プローブにより受信された信号を処理する。

【 0 0 5 0 】

図 1 B は本発明の実施の形態による画像化システム 2 0 で使用されるプローブ 2 6 を絵のように示した図である。プローブは圧電性の変換器 3 0 のアレイを備え、フェーズドアレイとして作動するように構成されている。送信では、各変換器はスキャナー 2 2 により生成された電気信号を患者の身体に送信された超音波放射線のビームに変換する。受信では、変換器は異なる身体の組織から反射された超音波放射線を受信し、処理のためにスキャナー 2 2 に送信された電気信号にそれを変換する。

【 0 0 5 1 】

プローブ 2 6 は、通常、水平の線形アレイに配列された数ダース及び数百までの変換器 3 0 を備えている。通常、2 c m のオーダーで、アレイの水平孔がプローブの水平なビーム幅及びその結果として生じる水平角解像度を供給する。「1 1 / 2 次元のプローブ」と呼ばれる幾つかのプローブはまた垂直次元の数列の変換器を備え、垂直な扇状のビームパターンを供給する。他のプローブは完全な二次元アレイの変換器を備え、水平と垂直の両方の方向性を有するビームパターンを可能にする。そのようなプローブはスキャナーが三次元走査を実行することを可能にする。ここでは、患者の身体に対して適切な方向で画像化中にアレイが配置されるように、「水平」と「垂直」の用語は、単に便宜上使用されている。

【 0 0 5 2 】

変換器のアレイは幾つかの送受信のビームパターン及び送受信チャンネルを形成するために使用される。幾つかのビームパターンは異なるアポダイゼーションを適用することにより変換器の単一アレイを使用して合成されてもよい。受信では、アポダイゼーションは、すべての変換器の出力を結合し、全体のアレイ出力信号を生成する前に、乗法複合係数（「アポダイゼーション係数」）により各変換器の出力信号を乗じる処理である。相互処理は送信で実行される。（多くの場合には一定のアポダイゼーションが送信で使用される。）

開示された実施の形態では、補助の受信チャンネルに適用されるアポダイゼーションは共通のクラッター方向に基づいて決定される。発明者はクラッターの大部分が関心領域から比較的遠くにある対象物から生じることを見出した。このふるまいは人間の胸の基本的な解剖及び超音波心臓検査の測定のプロローブの通常的位置による。（通常、プロローブは肋骨の間又はそれらのそばに配置される。プロローブが肋骨の頂部に直接配置された場合、心筋から関連性のある返信信号はない。）

したがって、補助の受信チャンネルのアポダイゼーションは広いメインローブを有するビームパターンを生成するように設定される。変換器のアレイの有効幅（孔）はそのメインローブの角度幅に反比例するため、この要求は狭いアポダイゼーションの窓を使用することと同等である。以下の方法が使用されてもよい（図 3 に示される典型的なビームパターンを参照）。

- ・補助のチャンネルのビームパターンの利得は主要なチャンネルのビームパターンのメインローブに対応するすべての角度の主要なチャンネルのビームパターンの利得より低く設定される。

- ・補助のチャンネルのビームパターンの利得は主要なチャンネルのビームパターンの主要なサイドローブに対応するすべての角度の主要なチャンネルのビームパターンの利得より高く設定されている。

【 0 0 5 3 】

考慮する関連性のあるビームパターンは両方向の送受信パターンである。所望な幅の補助の受信チャンネルのビームパターンを達成するため、広いビームパターンを使用して送信することもまた好ましい。しかし、特に三次元超音波画像化では、高い回復割合の必要性は各送信ビームのため多数の受信ビームの共通使用に導き、それは、たとえ本発明の目的以外の目的であっても、広い送信ビームパターンを要求するため、この制約は問題がない。

【 0 0 5 4 】

多数の三次元超音波システムは、単一の広いビームパターンを使用すると同時に多数（通常、32又は64）の扇状の受信ビームパターンを使用して送信し、それぞれのビームパターンは別個の角度セクターを覆う。開示されたクラッターの抑制方法をN個の受信ビームパターンを有する超音波システムに適用する時、N個の各補助の受信チャンネルが通常使用される。最適な実行のため1つのさらなる共通の送信ビームパターンからN個のさらなるビームパターンまで変動するさらなる送信チャンネルが使用されてもよい。

10

【 0 0 5 5 】

代わりのプローブの設計では、変換器は線形アレイより凸状に配置されている。ここに開示した実施の形態は概念の明確化のため線形アレイのプローブについて説明しているが、開示した発明は適切なプローブ設計と関連付けて使用されてもよい。

【 0 0 5 6 】

幾つかの実施の形態では、開示された方法は、現存するプローブを利用して、現存する超音波スキャナーのソフトウェアを更新又は改善したソフトウェアとして実行されてもよい。現存するスキャナーは、通常、ここに説明した機能を実行するソフトウェアにプログラムされたコンピュータを備えている。（スキャナー22は同様にこの種のコンピュータを備えている。）ソフトウェアは、例えば、ネットワークを介して電子形式でコンピュータにダウンロードされてもよく、又、代わりにCD-ROMのような有形の媒体によりコンピュータに供給されてもよい。さらに代わりに、ここで説明されている方法は専用のハードウェアロジックで、或いはハードウェアとソフトウェアエレメントの組合せを使用して実行されてもよい。

20

【 0 0 5 7 】

ここで説明されている実施の形態は2つの受信チャンネルを使用しているが、さらなる補助の受信チャンネル又はさらなる送信チャンネルを含む他の実施の形態が使用されてもよく、さらなる自由度を可能にし、多数のクラッター反射器及び又は重要な角度幅を有するクラッター反射器の同時の抑制を可能にする。多数の補助の受信チャンネルの一般化されたケースが以下の補遺2に記載されている。

30

【 0 0 5 8 】

図2はクラッター抑制のない超音波画像の強いクラッターの影響を示す画像32である。画像32は患者の心臓領域を走査する典型的な超音波心臓検査画像である。反射信号の強度は、画像中の灰色レベルにより表現され、強い反射は明るい灰色レベルとして示される。強いクラッター領域34は白い領域として視認可能である。

【 0 0 5 9 】

一般に超音波心臓検査及び超音波画像のクラッターのため2つの主要な領域がある。第1は、軸からそれた対象物の有効画像であり、所望な関心領域の外側に配置される。軸からそれたエネルギーのほとんどは、以下に説明するようにプローブの変換器のサイドローブを通してよく反射する対象物から受信される。例えば、超音波心臓検査では、主要な反射器は通常、胸郭及び肺である。クラッターの第2の源は多重反射であり、反響とも呼ばれる。幾つかの場合には、組織の局所的な反射特性と同様、プローブに対する走査された組織の結合構造は顕著な割合の送信エネルギーをプローブに到達する前に組織内で前後にはねさせる。その結果、特定のレンジゲートで測定された信号は所望な範囲に加えて不適当な範囲からの寄与を含んでいる。不適当な範囲からの信号が高い反射力を有する対象物に応答する場合、画像の質に重要な影響を有する。

40

50

【 0 0 6 0 】

図 2 に示された例のクラッターは胸郭からの強い反射の結果である。以下に説明する方法は心臓の明瞭な画像を供給するためクラッターの影響を削減するために使用されてもよい。

【 0 0 6 1 】

図 3 は、本発明の実施の形態に従って、プローブ 2 6 の変換器 3 0 のアレイにより使用される典型的なビームパターンを示している。曲線 3 5 は、通常、主要な受信チャンネルのビームパターンとして使用される狭いビームパターンを示している。別の曲線 3 6 は、通常、送信ビームパターン及び補助の受信チャンネルのビームパターンとして使用される広いビームパターンを示している。曲線 3 7 は、出力信号の有効なビームパターンの幾何学的な表現を示しており、以下に開示する方法によって主要なビームパターンと補助のビームパターンとの間の差をとることにより生成される。強制ゼロ 3 8 は曲線 3 5 に示された狭いビームパターンの主要なサイドローブに対応する角度で見られる。

10

クラッター抑制方法

図 4 は、本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制刷るための方法を概略的に示したフローチャートである。

【 0 0 6 2 】

概念の明確化のため、本記載は単一の補助の受信チャンネルを備えたシステムに言及しているが、以下に説明する方法は多数の受信チャンネルを備えたシステムにも使用されてもよい。多数の受信チャンネルの場合への開示した方法の一般化と同様、さらなる理論上の詳細は以下の補遺 2 に記載されている。

20

【 0 0 6 3 】

その方法は、送信ステップ 4 0 において、プローブ 2 6 の変換器 3 0 を使用して患者の身体に超音波放射線のビームを送信するスキャナー 2 2 で始まる。通常、スキャナーは、レンジゲート及び角度の用語で定義される選択領域又は目標の体積において連続的方法で放射線のビームを掃引する。選択領域の単一走査は「フレーム」又は「リフレッシュフレーム」と呼ばれている。スキャナーは連続的に連続するフレームを走査し、ビデオ状の画像を即時に生成する。以下に記載されるクラッター抑制方法は通常、走査の各角度及びレンジゲートのために繰り返される。

30

【 0 0 6 4 】

反射ビームは、受信ステップ 4 2 でプローブの主要な及び補助の受信チャンネルにより受信される。上述したように、主要な及び補助の反射信号はプローブ 2 6 により同時に受信され、各チャンネルのために選択されたそれぞれのビームパターンに従って、主要な及び補助のアポダイゼーション係数を変換器 3 0 からの出力信号に乘じることによりスキャナー 2 2 によって生成される。

【 0 0 6 5 】

特定の角度及び範囲に対して主要な受信チャンネルにより受信された信号 V_M の各サンプルは 2 つの構成要素を備えている。S で示された第 1 の構成要素は、関心領域から反射された所望な信号である。C_M で示された第 2 の構成要素はクラッターから生じ、不適切な方向又は範囲に関連する。

40

【 0 0 6 6 】

$$V_M = S + C_M$$

反射信号の特性に関して以下の仮定がなされる。

1. 超音波クラッターは、通常、必ずしも尖端状でない非常に反射するエレメントから発生する（例えば、胸郭の部分）。したがって、クラッターの寄与はすべての不適切な角度（及び範囲）上の全体であり、各角度は受信チャンネルのビームパターンにより位相及び大きさを与える。それにも拘らず、ほとんどの実際のケースでは、クラッターは単一の主要な反射器としてまだ表される。

2. クラッターは、通常、所望な信号のレベルと比べて強い。

50

３．クラッターの反射器の時間変化は、通常、画像化システムのフレームの回復割合と比べて遅い。換言すれば、クラッターの自己相関時間は比較的長い。よって、少数の連続的なフレームを考えると、クラッターは任意より一定であると考えられてもよい。

４．心臓のような動く構造物が画像化されると、関心領域から反射した所望な信号は、例えば、急速な心臓の壁の動きにより比較的短い自己相関時間を有している。この影響は、僅かな動きでさえかなりの信号変化を引き起こす超音波画像の特徴である「スペckルノイズ」により強められる。

【 0 0 6 7 】

上記で引用したズワーン（Zwirn）とアクセルロッド（Akselrod）による論文は、クラッターの影響を受けるピクセルが高い灰色レベルの明暗度（強いクラッターは弱いクラッターより見易いため）と低い時間変化（すなわち、単一の心臓サイクルの間に僅かだけクラッターのグレイレベルが変化する。）により特徴付けられることを示すことによりこれらの点を強調している。

【 0 0 6 8 】

クラッターの低い時間変化の結果として、幾つかの画像フレーム上に設定する一定のクラッターが影響する範囲／角度に応じて反射信号を平均化することはクラッターの寄与を維持している間、所望な信号の寄与をかなり減少させる。クラッターにより影響されない範囲／角度の設定のため、幾つかのフレーム上で信号を平均化することは、通常、関心領域の組織が何らかの動作を示す限り、非常に小さい出力値となる。そのため、開示された方法は走査された器官が超音波心臓検査のように一定量の動きを示す画像化のシナリオにおいて特に有効である。

【 0 0 6 9 】

図４の記載に戻ると、スキャナー２２は平均化ステップ４４において所定数のフレームで各範囲／角度の設定に応じて主要な及び補助の反射信号を平均化する。 V_M で示される主要な反射信号はA連続的なフレームで平均化され、 $\bar{V}_M$ となる。同様に、 V_A で示される補助の反射信号はA連続的なフレームで平均化され、 $\bar{V}_A$ となる。

【 0 0 7 0 】

（代わりの実施の形態では、走査された器官がかなりの量の動作を示さない場合に特に適しており、 $\bar{V}_M$ 及び $\bar{V}_A$ は、それぞれAフレームにおいて V_M 及び V_A の最小値をとることにより生成される。）

２つの反射信号を平均化すると、スキャナー２２は重量計算ステップ４６において、それぞれ与えられた範囲／角度の設定のための複合重量Wを計算する。Wは、

$$W = \bar{V}_M / \bar{V}_A$$

により与えられる。

【 0 0 7 1 】

最後に、スキャナーは減算ステップ４８において、各範囲／角度の設定のためZで示される出力信号を計算する。Zは複合重量Wに補助の反射信号 V_A を乗じ、その結果を主要な反射信号 V_M から減じることにより生成される。

【 0 0 7 2 】

$$Z = V_M - W V_A$$

その後、スキャナー２２は出力信号Zをユーザに対して表示装置２４により表示される画像に変換する。その変換は、通常、信号の大きさを灰色レベルの強度に変換する輝度変換機能（BTF）を使用する。BTFは、他の適切なBTFが使用されたとしても、通常、対数関数である。

【 0 0 7 3 】

その方法が適切に機能するため、十分に動的な範囲が受信チャンネルにより供給されるべきである。受信信号は強いクラッターの反射のためでさえ飽和されるべきではない。時間利得制御（TGC）機構が飽和を防止するためシステム２０に使用されてもよく、それにより異なる利得が走査の異なる点で受信チャンネルに適用される。

【 0 0 7 4 】

本発明の別の実施の形態では、スキャナー 22 は、プローブの照準合わせに関して、到来角を測定し、それから主要な反射信号が発生する。クラッターの反射の到来角を識別すると、スキャナーは出力信号に応じて有効なビームパターンで特定の角度方向に向けてゼロを配置し、それによりこの方向からのクラッターレベルを削減する。発明者は主要な受信ビームパターンと補助の受信ビームパターンとの間の位相差（及びその結果としてこれらのビームパターンを通して受信される信号間の位相差）が主要な反射器とプローブの照準合わせの間の角度の関数として典型的なコサイン形を有することを見出した。よって、主要な受信チャンネルのメインローブを通して受信される信号は上述した位相差に基づいて他の信号から区別することができる。例えば、 α が主要な受信チャンネルのメインローブがない場合に主要と補助の割合の位相（すなわち、主要な受信チャンネルと補助の受信チャンネルとの間の位相差）である場合、メインローブを通して受信された信号は、通常、範囲 $[0, \alpha]$ の位相を有する。

10

【0075】

別の実施の形態では、上述した到来角の測定はクラッター抑制方法を選択的に可能にするために使用される。この実施の形態では、スキャナーは主要なクラッターが主要な受信チャンネルのメインローブの外側の角度から発生することを決定した場合にのみクラッター抑制を実行する。この制限はクラッター抑制方法が主要な受信チャンネルのメインローブにゼロを強制するように試みる状況を避けるのを助け、そうすることにより所望な画像化信号を変形する。広く分配されたクラッターの場合でさえ、信号のゼロが無効になり、ここに記載されたクラッター抑制方法はクラッターが静止している限り実質的な信号の改善が図られるだろう。

20

【0076】

スキャナー 22 によりなされた複合測定の表示装置 24 により表示された画像への変換は、通常、範囲 / 角度のデータをデカルト座標に変換するために補間法を必要とする。理論上、クラッター抑制のアルゴリズムは、範囲 / 角度の関数として集められたサンプルデータに直接か、或いは表示のために使用されるデカルト画像のいずれかに適用可能である。いずれかの場合、両方のチャンネルからのデータは複素数でなければならない。しかしながら、クラッター抑制の出力は、連続的な範囲又は角度の構成の間の極端な位相変化を示す。そのため、クラッター抑制はサンプルに直接適用されるのが好ましく、出力の大きさは補間法のために使用されるべきである。

30

【0077】

クラッター抑制は局所的な信号の大きさを減少し、増加した大きさを示すセルを放棄することが出力を改善するようになっている。さらなる例示では、主要な反射信号の平均の大きさは出力信号の平均の大きさに正規化され、主要な反射信号の大きさと出力信号の大きさの間のセル毎に最小値が取られる。例えば、極端に高い大きさの約 10 個のエLEMENT は平均化されている間に放棄されるだろう。他の場合には、極端に小さい大きさの約 10 個のエLEMENT が平均化されている間に放棄されるだろう。

【0078】

さらに、最初のフレームと比較した時に範囲と角度の両方の周囲のセルより小さい大きさを示すセルを変更（放棄）することは出力を改善する。これは、特に、低い時間変動を示すセルに起こる。例示では、放棄処理は反射及び出力した信号のそれぞれの大きさを二次元アレイにまとめることを含んでいる。

40

【0079】

主要な反射信号の大きさと出力信号アレイのそれぞれのため、セルの範囲の y 軸とセルの角度の x 軸が確立される。

【0080】

代わりに、主要な反射信号アレイの大きさと出力信号アレイの大きさのそれぞれのため、セルの範囲の y 軸とセルの横の範囲の x 軸が確立される。

【0081】

セルの角度を含む第 1 のシステムとセルの横の範囲を含む第 2 のシステムの上記 2 つの

50

座標システムの両方において、以下の手順が実行される。

1. y 軸に沿って少なくとも 3 つのセルと x 軸に沿った少なくとも 3 つのセルにより定義される少なくとも 1 つの二次元ブロックを決定する。
2. 少なくとも 1 つの二次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルを決定する。
3. 少なくとも 1 つのブロックの中央の大きさを決定し、少なくとも 1 つのブロックの中央の大きさと中央のセルの大きさの間の割合を計算する。

【 0 0 8 2 】

さらなる例示では、出力信号アレイの大きさの割合が主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、該除された割合は出力信号の割合と主要な反射信号の割合との割合の閾値と比較される。

10

【 0 0 8 3 】

さらなる例示では、出力信号の大きさの中央のセルは、前記除された割合が閾値を超えた場合に主要な反射信号の大きさの中央のセルと交換される。例示では、セルの範囲及びセルの角度を使用して、閾値は約 10 を備える。セルの範囲及びセルの横の範囲を使用した場合、可能な閾値は 2 . 0 ~ 10 . 0 の範囲にあり、好ましくは 3 . 8 又は 4 . 0 である。

【 0 0 8 4 】

他の例示では、三次元の超音波心臓検査画像のために使用されるため、セルの変更のための手続きは反射及び出力された信号のそれぞれの大きさを三次元アレイにまとめることを含んでいる。

20

【 0 0 8 5 】

主要な反射信号アレイの大きさと出力信号アレイの大きさのそれぞれのため、セルの範囲の y 軸と、セルの方位角の x 軸と、セルの仰角の z 軸が確立される。

【 0 0 8 6 】

代わりに、主要な反射信号アレイの大きさと出力信号アレイの大きさのそれぞれのため、セルの範囲の y 軸と、セルの横の範囲の方位角の x 軸と、セルの横の範囲の仰角の z 軸が確立される。

【 0 0 8 7 】

セルの方位角とセルの仰角を含む第 1 のシステムと、セルの横の範囲の方位角とセルの横の範囲の仰角を含む第 2 のシステムの、上記 2 つの座標軸の両方において、以下の手順が実行される。

30

1. x , y 及び z 軸のそれぞれに沿って少なくとも 3 つのセルにより定義される少なくとも 1 つの三次元ブロックを決定する。
2. 少なくとも 1 つの二次元ブロックのそれぞれ内で中央のセルを決定する。
3. 少なくとも 1 つの三次元ブロックの中央の大きさと主要な反射信号アレイの大きさのための中央のセルの大きさと出力信号アレイの大きさと間の割合を決定する。

【 0 0 8 8 】

さらなる例示では、出力信号アレイの大きさの割合が主要な反射信号アレイの大きさの割合で除され、該除された割合は出力信号の割合と主要な反射信号の割合との割合の閾値と比較される。

40

【 0 0 8 9 】

さらなる例示では、出力信号の大きさの中央のセルは、前記除された割合が閾値を超えた場合に主要な反射信号の大きさの中央のセルと交換される。例示では、セルの範囲とセルの方位角とセルの仰角とを使用して、閾値は約 10 を備える。セルの範囲とセルの横の方位角とセルの横の範囲の仰角を使用した場合、可能な閾値は 2 . 0 ~ 10 . 0 の範囲にあり、好ましくは 3 . 8 又は 4 . 0 である。

【 0 0 9 0 】

三次元の超音波心臓検査画像化システムや一般の超音波画像化システムでは、受信チャンネルの処理は、通常、十分に高いフレームのリフレッシュ割合を供給するために最適化される。受信チャンネルの利用を増大させながらリソースへのさらなる歪を最小限にする

50

ため、複合重量 W は A フレームが $A > 1$ となる度に一度だけ更新される。

【0091】

A' フレーム ($A' < A$) 上での平均化が許容できる結果を生み出す場合に特に最適な別の実施の形態では、出力信号 $Z (V_M - W V_A)$ に直接対応する合成ビームパターンは適切に合成されたアポダイゼーションにより信号受信チャンネルを使用して合成される。合成したアポダイゼーションは $P_M - W P_A$ により与えられ、 P_M 及び P_A はそれぞれ主要な受信チャンネル及び補助の受信チャンネルを生成する最初のアポダイゼーションである。結合されたアポダイゼーションはそれぞれの範囲 / 角度の設定のために計算及び格納される。この方法を使用すると、複合重量 W は A' フレーム毎に一度だけ再計算される。

【0092】

ここで使用されているように「約」という用語は $+ - 50\%$ まで及ぶ。

【0093】

上述した実施の形態は特に超音波心臓検査画像化に関連しているが、本発明の原理は、他の非医学の超音波の適用と同様に、他の身体の器官の超音波画像化にも同様に適用可能である。

【0094】

さらに、本特許の存続期間の間、多くの関連性のあるデリバリーシステムが開発されるだろうが、クラッター抑制という用語はそのような新しいすべての技術を優先的に含むことを意図している。

【0095】

明瞭のため別々の実施の形態の文脈で記載された本発明の一定の特徴は一つの実施の形態の組合せで供給されることが認識される。反対に、簡潔のため一つの実施の形態に記載されている本発明の各種特徴はまた別々に或いは適切なサブコンビネーションで供給される。

【0096】

本発明は特定の実施の形態に関連して説明されているが、当業者によって多くの変更、修正及び変形が可能であることは明らかである。したがって、添付した請求項の精神及び広い範囲内にあるそのようなすべての変更、修正及び変形を包含することを意図している。本明細書に記載したすべての刊行物、特許及び特許出願は、各個々の刊行物、特許又は特許出願がここに参考のために組み込まれるために特に個別に示されているような程度まで、参照のため明細書に完全に組み込まれている。さらに、本出願の参考文献の引用又は識別はそのような参考文献が本発明の従来技術として利用することを許可するものと解釈されるべきではない。

補遺

システムシミュレーション

上述した方法はその可能性及び性能を証明するため発明者によりシミュレートされた。例示的なシミュレーションの結果は以下に説明されている。シミュレーションは、商業上の超音波技術を評価するための標準ツールである超音波システムのためのフィールド - E シミュレーターに基づいている。シミュレーションは以下の構成を仮定している。

- ・ 64×26 エLEMENT からなる二次元変換器
- ・ 各変換器のエLEMENT の高さ及び幅が 0.452 mm で、(両軸の)隣接ELEMENT間の距離が $2.5 \mu\text{m}$ 。変換器の全体の幅が 2.9 cm で、その全体の高さが 1.18 cm 。
- ・ 伝送周波数が 1.7 MHz 。
- ・ 送信のビームパターンは、変換器の中心から 6 cm の距離で画像化平面に配置された単一の焦点を利用する。受信のビームパターンは動的で、現在の範囲に焦点を一致する。
- ・ 送信又は受信のいずれもアポダイゼーションが使用されない。

【0097】

結果として生じる二方向方位角のビームパターンが図5に示されており、二方向の仰角のビームパターンが図6に示されている。

【 0 0 9 8 】

シミュレーションの2つの基本設定が創り出される。

・目に見える図の目的のため、クラッター抑制方法は合成器官に適用され、その超音波画像はクラッターにより影響される。クラッターの二つのタイプが考えられる。

【 0 0 9 9 】

・肺の影響をシミュレートする分配されたクラッター

・胸郭の影響をシミュレートする強く局在化されたクラッター

・クラッターの残留物を定量化するため、その方法の出力は2つのタイプの構成のため計算される。

【 0 1 0 0 】

・2つの反射器を含む構成 - 関心のデータに対応したものと、クラッターを表すもの。

【 0 1 0 1 】

・関心の対象物に加えて、2つのクラッター源を含む構成。

【 0 1 0 2 】

すべての結果は各種シナリオで我々の方法の強さと有効性を支持している。

目に見える図 - 分配されたクラッター

このシミュレーションの設定では、我々の方法は合成器官に適用され、その超音波画像は分配されたクラッターにより影響を受ける。走査された対象物は長円形状を成し、それは左室の粗い近似値である。

【 0 1 0 3 】

シミュレートされたシナリオは図7に記載されている。(図7の下部において黒点により示された)変換器は、(0, 0, 0)に配置され、その側面はx軸に平行である。13000の点状の散乱が使用される。

・x - z平面($y = 0$)に配置された(図7において黒点で示されている)5000の目標の散乱。

・ $y = -0.75 \text{ cm}$ と $y = 0.75 \text{ cm}$ の間で目標の上方に任意に配置された(図7において灰色の丸で示されている)3000の斑点状の散乱。

・ $y \in [-2.5, -1] \text{ cm}$ と $y \in [1, 2.5] \text{ cm}$ の領域に任意に配置された(図7において灰色の×印で示されている)5000のクラッターの散乱。

【 0 1 0 4 】

各目標の散乱の反射係数は20であり、クラッターの散乱の反射係数は $500 + - 30$ である。斑点状の散乱の反射係数はフィールド - I I ツールにより任意に設定される。

【 0 1 0 5 】

クラッターがない時に結果として生じる画像が図8に表示されている。クラッターが追加されると、図9の画像を得る。クラッター抑制方法を適用後、図10の結果が達成される。関心の対象物は顕著なアーチファクトを示さず、我々の手順はクラッターレベルを著しく削減した。

【 0 1 0 6 】

図8 ~ 10は対数輝度移動関数(BTF)を使用して作られることに注目すべきである。すべての画像は目標の中央映像強度がすべてのケースで同一であると仮定するために正規化される。

【 0 1 0 7 】

クラッター抑制を定量化するため、クラッター抑制手続きを適用した前後の信号の大きさの2乗メジアン間の割合であるクラッター抑制割合を定義した(メジアンは長円の外側の大きなブロック上で計算される)。現在の構成の抑制割合は10 dBであり、十分に思う。

目に見える図 - 強く局在化されたクラッター

このシミュレーションの設定は、異なるクラッター源が存在する同一の合成器官を使用し、それは、超音波心臓検査画像での一つの肋骨の影響を示している。

【0108】

シミュレートされたシナリオは図11に記載されている。この場合も同様に、(図7の下部において黒点により示された)変換器は、(0, 0, 0)に配置され、その側面はx軸に平行である。ここで使用される反射器の構成は、

- ・ x - z 平面 ($y = 0$) に配置された (図11において黒点で示されている) 5000の目標の散乱。

- ・ $y = -0.75\text{ cm}$ と $y = 0.75\text{ cm}$ の間で目標の上方に任意に配置された (図11において灰色の丸で示されている) 1000の斑点状の散乱。

- ・ 半径が 0.125 cm の61のリングに配置された (図11において灰色の×印で示されている) 5490のクラッターの散乱。各リングは等角度位置に配置された90の反射器を含んでいる。リングの中央は $x = 0$ 、 $y = 1.125\text{ cm}$ で配置され、 z は 2 cm と 8 cm の間を変化する (z は 0.1 cm 単位で変化する)。

【0109】

各目標の散乱の反射係数は20であり、クラッターの散乱の反射係数は1000である。斑点状の散乱の反射係数はフィールド - I I ツールにより任意に設定される。

【0110】

結果として生じるクラッター源は実在のクラッター源より強い影響を有するが、これらのパラメータは立証の目的のために選択された事実に気付いた。

【0111】

クラッターがない時に結果として生じる画像が図12に表示されている。クラッターが追加されると、図13の画像を得る。クラッター抑制アルゴリズムの出力が図14に示されている。図14のクラッター残留物は図13のクラッターより非常に低い映像強度を有し、そのため、抑制割合は高い (13 dB)。その上さらに、図14は合成器官の下部の診断のために使用され、図13の対応する領域の画像の質は臨床診断にとって不十分である。これらの結果は我々の技術の有効性をさらに支持する。

【0112】

図12 ~ 14は対数BTFを使用して作られることに注目すべきである。すべての画像は目標の中央映像強度がすべてのケースで同一であると仮定するために正規化される。

クラッター抑制の定量化 - 単一のクラッター源

このシミュレーションのグループでは、クラッター抑制を適用する前後に推定された信号が、1セットの2つの反射器のために計算される。一方は関心領域の中央にあり、他方 (クラッター) は同一範囲であるが、 θ (θ [10° , 34°]) の角度差にある。第1の反射器は点状であり、第2の反射器は幅が変化する (0.1° と 5° を 0.1° 単位で変化する)。第1の反射器の反射係数は第1の反射器より約 10^5 倍大きい。

【0113】

結果はクラッターの角度差 θ と角度幅の2つのパラメータに依存する。図15は、クラッター抑制前に実際の信号の大きさにより除された推定の信号の大きさを示している。図16は、クラッター抑制後に実際の信号の大きさにより除された推定の信号の大きさを示している。図17はクラッター抑制の前後の信号の大きさ間の割合を示している。すべての3つの図面 (図15 ~ 17) では、結果はクラッターの角度幅上での平均化後を示しており、その値は θ 当りのエラーバーとして現れる。図18は、クラッター抑制の前 (黒) 後 (灰色) に実際の信号の大きさにより除された推定の信号の大きさを示している。その結果は、角度差 θ 上での平均化の後を示しており、その値は角度幅当りのエラーバーとして現れる。

【0114】

図15 ~ 18の結果によれば、クラッター抑制の出力は関心領域から実際の信号に非常に近く、クラッター抑制のない測定値は非常に異なる。これらの結果は各種角度位置で比

10

20

30

40

50

較的広いクラッター源を処理する我々の処理の能力を立証している。

クラッター抑制の定量化 - 2つのクラッター源

これらのシミュレーションでは、クラッター抑制を適用する前後に推定された信号が、1セットの3つの反射器のために計算される。一方は関心領域の中央にあり、他方（クラッター）は同一範囲であるが、2つの異なる角度（角度差はそれぞれ θ_1 と θ_2 である。すべての反射器は点状であるが、異なる反射係数を有している（2つのクラッター反射器の反射係数はそれぞれ第1の反射器より $10^{-4} \sim 10^{-5}$ 倍大きい）。図19は、クラッター抑制前に実際の信号の大きさにより除された推定の信号の大きさを示している。図20は、クラッター抑制後に実際の信号の大きさにより除された推定の信号の大きさを示している。図19～20の結果は強いクラッター反射器（ θ_2 ）と弱いクラッター反射器（ θ_1 ）の角度位置の関数として示されている。各灰色レベルに対応する値は画像の右側に配置されるカラーバーに現れる。

【0115】

図19によれば、クラッター抑制前の推定の信号の大きさは強い反射器にほとんど依存し（すなわち、 θ_2 当りの信号は θ_1 により僅かだけ変化する）、通常、実際の信号の大きさより非常に高い。対照的に、クラッター抑制の出力（図20参照）は両方の反射器の位置に依存し、ほとんどの場合、正しい信号に非常に類似している。これらの結果は、アルゴリズムが鋭敏で、単一の主要なクラッター源と同様に、分配されたクラッターを処理することを明らかに示している。

【0116】

ほとんどの画像プラットフォームでは、信号の大きさを灰色レベルの強度に変換するために使用されるBTFは線形より対数であり、クラッター抑制後の信号レベルが（ここでは最悪の場合のシナリオである）実際の関連性のある信号の25%だけの場合でさえ、視覚の影響があまりないようになっている。

補遺 - 超音波クラッター抑制の理論

以下に記載する通常の方法は1個の主要な受信チャンネルとN個の補助の受信チャンネルを備えたプローブを考える。クラッターは V_M で示される主要なチャンネルにより受信された複合信号と、 V で示されるN個の補助のチャンネルから受信された信号との線形組合せを計算することにより抑制され、 $V = (V_1, V_2, \dots, V_N)^T$ である。

$Z = V_M - W^T V$ であり、 W は複合重量のベクトル、 Z は出力信号、演算子 T はマトリックスの転位である。重量ベクトル W は最大抑制を与えるように計算され、主要な受信チャンネルのメインローブから受信された所望な信号で最小の影響を有する。クラッターは一定時間の自己相関関数を有する確率過程のサンプルと考えられる。

【0117】

そのため、最適な重量ベクトル W は中央の2乗予測エラーを最小化することにより決定され、 P_Z で示される出力信号の残留クラッター力に等しい。

【0118】

$$P_Z = E(|Z|^2) = E(|V_M - W^T V|^2)$$

$E(\cdot)$ は統計的な予想を示す。最適化問題に対する解決策は、 $W = c M^{-1} R$ により与えられる。ここで、 c は不定数、 M^{-1} はサンプル V のセットのN次元の共分数マトリックスの逆関数で、 R は V_M と V の間の関係を示すN次元の共分数ベクトルであり、

$$M = E(V^* V^T)$$

$$R = E(V_M V^*)$$

である。（アステリスク*は複合結合を示す。）

例えば、一つの補助ビームと一つのクラッター信号の簡単なケースでは、

$$Z = V_M - W^T V$$

$$W = E(V_M V_A^*) / E(|V_A|^2)$$

となる。ここで、 V_A は補助のチャンネルから受信した信号である。

【0119】

上記により与えられた結果はレーダー及び通信システムのサイドローブ抑制（SLC）の理論に形式的に類似している。この理論のさらなる詳細は、例えば、ファリナ（Farina）による「レーダーシステムのアンテナベースの信号処理」（Artech House、1992年1月）という表題の書籍の第4章の95～103頁に記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図1A】本発明の実施の形態による超音波画像化システムを絵のように示した図である。

【図1B】本発明の実施の形態による超音波画像化システムで使用されるプローブを絵のように示した図である。

10

【図2】クラッターの影響を示す超音波画像である。

【図3】本発明の実施の形態による変換器アレイのビームパターンを概略的に示す図である。

【図4】本発明の実施の形態によるクラッターの影響を抑制する方法を概略的に示すフローチャートである。

【図5】本発明の実施の形態による、模擬実験で使用される二方向の方位角及び仰角のビームパターンを概略的に示す図である。

【図6】本発明の実施の形態による、模擬実験で使用される二方向の方位角及び仰角のビームパターンを概略的に示す図である。

【図7】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法の視覚実験のために使用される擬似の科学的モデルを示す図である。

20

【図8】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像を示す図である。

【図9】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像を示す図である。

【図10】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像を示す図である。

【図11】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法の視覚実験のために使用される擬似の科学的モデルをさらに示す図である。

【図12】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像をさらに示す図である。

30

【図13】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像をさらに示す図である。

【図14】本発明の実施の形態による、クラッターの影響を抑制するための方法を視覚的に説明する擬似画像をさらに示す図である。

【図15】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す図である。

【図16】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す図である。

【図17】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す図である。

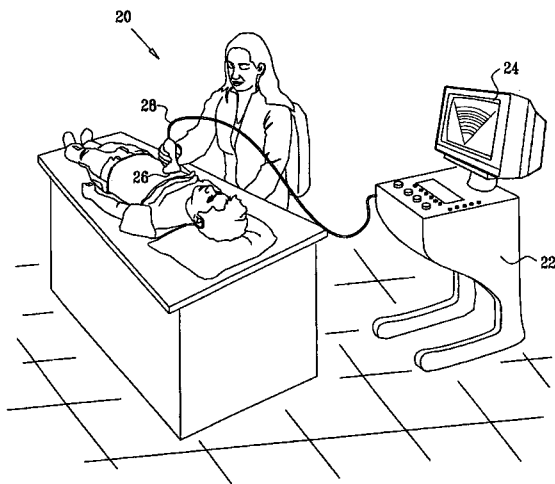
【図18】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す図である。

【図19】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す二次元のグラフである。

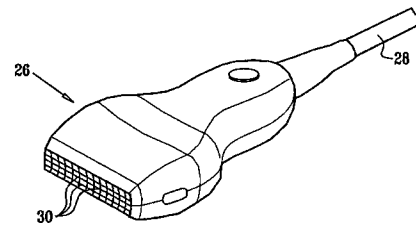
40

【図20】本発明の実施の形態による、擬似の信号の大きさを概略的に示す二次元のグラフである。

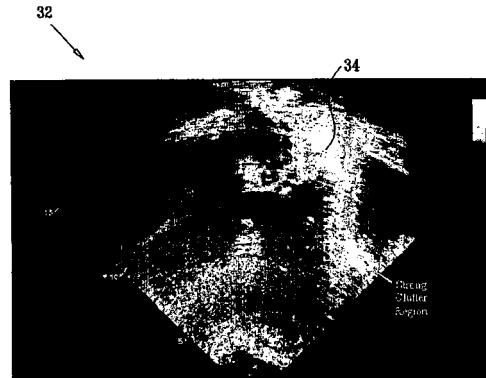
【図 1 A】



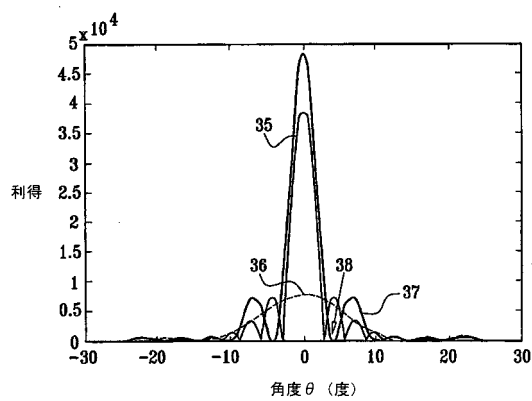
【図 1 B】



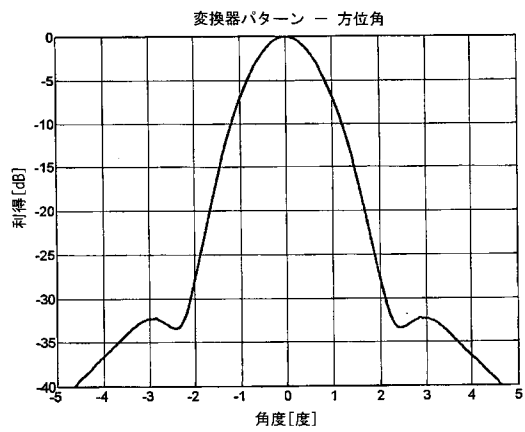
【図 2】



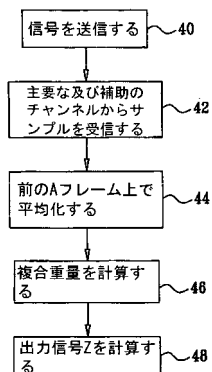
【図 3】



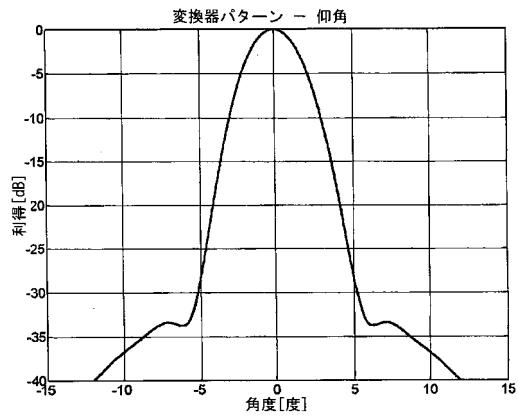
【図 5】



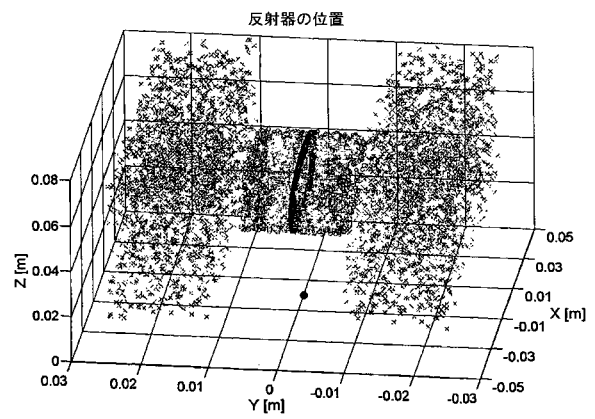
【図 4】



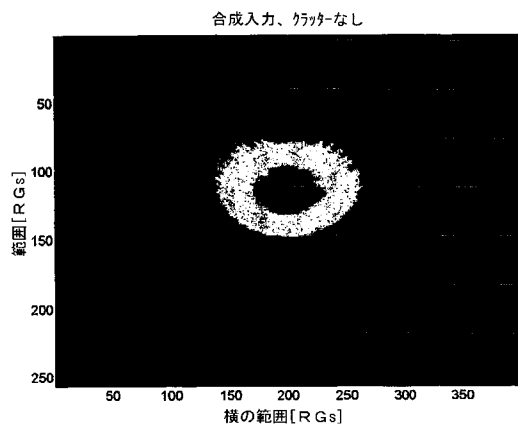
【図 6】



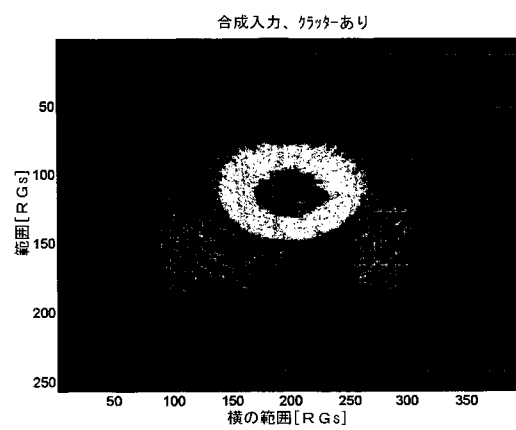
【図 7】



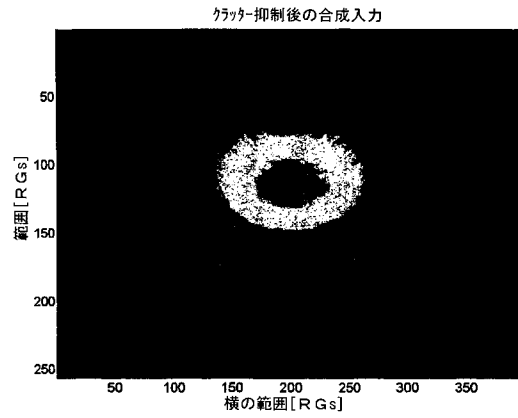
【図 8】



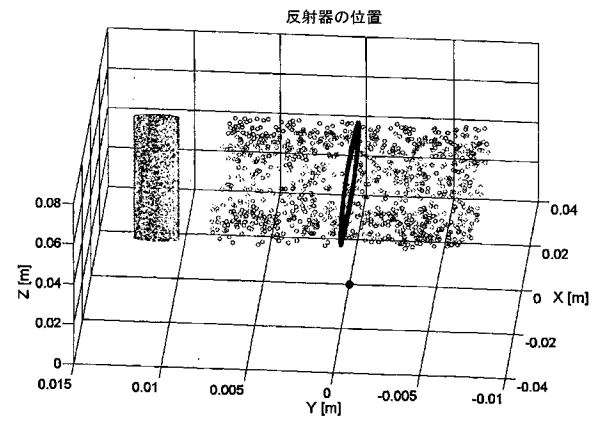
【図 9】



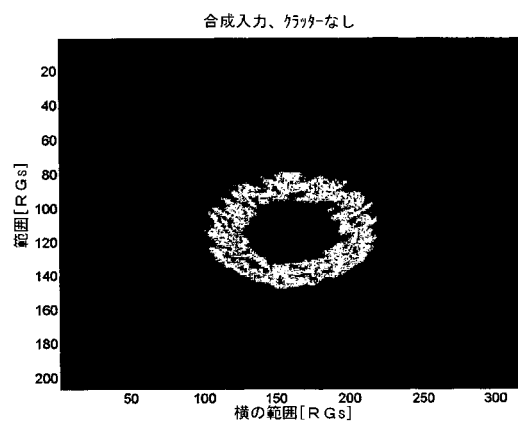
【図 10】



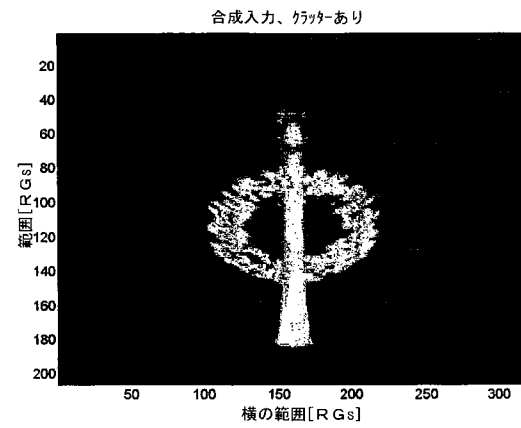
【図 11】



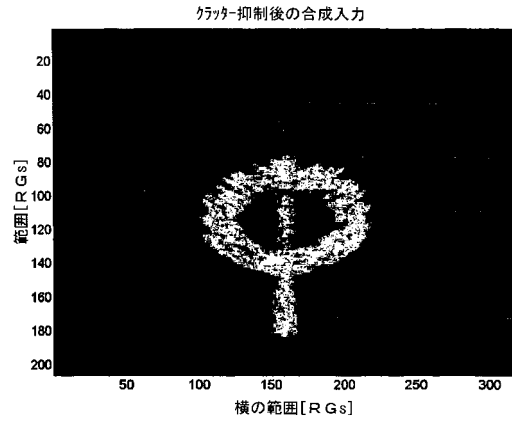
【図 12】



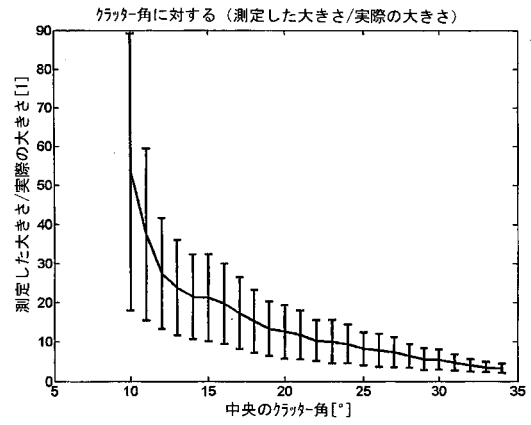
【図 13】



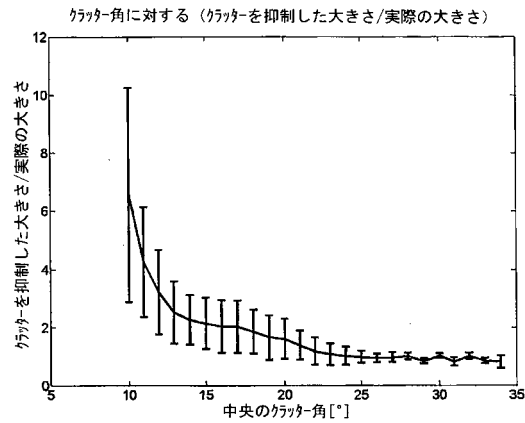
【図 14】



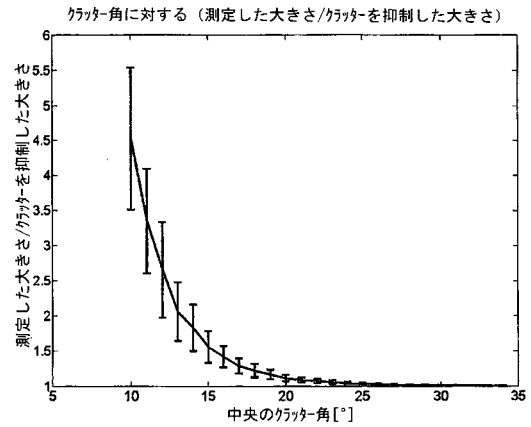
【図 15】



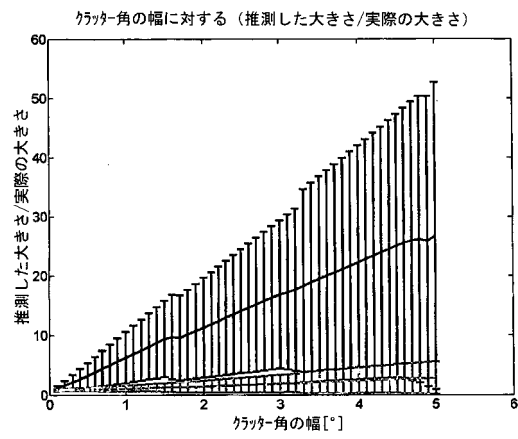
【図 16】



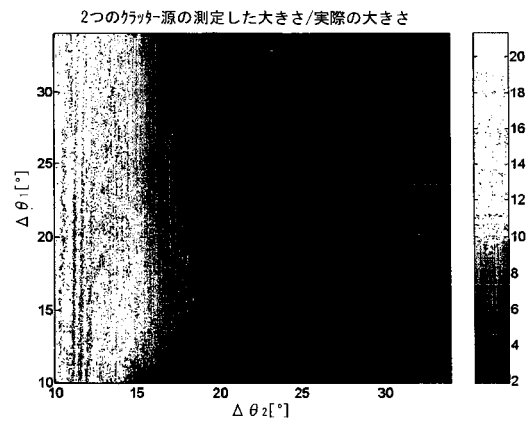
【図 17】



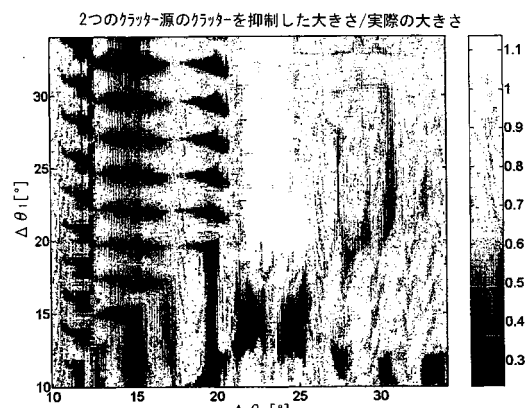
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許第06251074(US, B1)
特開平11-155860(JP, A)
特開平09-164138(JP, A)
国際公開第2003/079037(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

(54)【発明の名称】超音波画像化システムのクラッター抑制本出願は、2004年12月30日に出願された米国仮特許出願No. 60/640,368に基づき優先権の利益を主張する。本出願は、2004年1月7日に出願した米国仮特許出願No. 60/534,390に関連し、明細はここに参照のため組み込まれている。

专利名称(译)	本申请要求2004年12月30日提交的美国临时专利申请No.60 / 640,368的优先权。本申请涉及2004年1月7日提交的美国临时专利申请No.60 / 534,390，其说明书通过引用结合在此。		
公开(公告)号	JP5341352B2	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	JP2007548960	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	水晶查看医学影像有限公司		
申请(专利权)人(译)	水晶查看医学影像有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	水晶查看医学影像有限公司		
[标]发明人	ズワーンギル		
发明人	ズワーン,ギル		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52026 A61B8/14 G01S7/52047 G01S7/52077 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	60/640368 2004-12-30 US		
其他公开文献	JP2008526291A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波成像中的杂波抑制方法，该方法包括：向身体组织发射超声波辐射；在主反射信号和一个或多个辅助反射信号中接收来自身体组织区域的超声辐射的反射，其中每个反射信号与不同且不同的波束图案相关联，其中所有反射信号都采用相同的频段；计算主反射信号和一个或多个辅助反射信号中的至少一个的自相关时间；计算主反射信号和一个或多个辅助反射信号的线性组合，其中线性组合通过将信号乘以每个角度和每个范围，通过正确确定的复数矢量的矢量来执行。对于每个角度和身体组织内的每个范围，其中选择每个复数量权重，使得抑制由于杂波引起的每个估计反射，其中如果计算的自相关时间高于指定阈值，则确定反射与杂波相关联。。

