

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-125690
(P2011-125690A)

(43) 公開日 平成23年6月30日(2011.6.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 36 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2010-253670 (P2010-253670)
(22) 出願日 平成22年11月12日(2010.11.12)
(31) 優先権主張番号 特願2009-263181 (P2009-263181)
(32) 優先日 平成21年11月18日(2009.11.18)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】

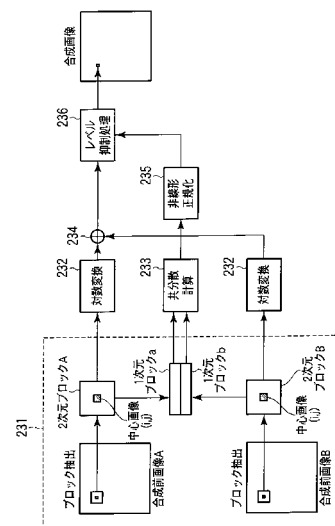
【課題】 空間的に重複する複数枚の超音波画像、又は時間的に連続する複数枚の超音波画像を合成して一つの画像を生成しノイズやスペckルの低減する超音波診断装置等において、従来と比較してノイズをよりよく低減する。

【解決手段】 空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像を取得するデータ取得ユニットと、前記複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散を算出する共分散算出ユニットと、前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する生成ユニットと、を具備する。

【選択図】 図3

図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像を取得するデータ取得ユニットと、

前記複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散を算出する共分散算出ユニットと、

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記共分散算出ユニットは、実共分散を算出する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記共分散算出ユニットは、複素共分散を算出する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータを取得するデータ取得ユニットと、

前記複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散を算出する共分散算出ユニットと、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成する生成ユニットであって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御する生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数のボリュームデータを、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数のボリュームデータは、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記共分散算出ユニットは、実共分散を算出する請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記複数のボリュームデータは、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記共分散算出ユニットは、複素共分散を算出する請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像を取得する画像データ取得ユニットと、

50

前記複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数を算出する相関係数算出ユニットと、

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する画像生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する画像生成ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 10】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記相関係数算出ユニットは、実相関係数を算出する請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記相関係数算出ユニットは、複素相関係数を算出する請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータを取得する画像データ取得ユニットと、

前記複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各画ボクセルについての相関係数を算出する相関係数算出ユニットと、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成する画像生成ユニットであって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての相関係数に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御する画像生成ユニットと

30

を具備する超音波診断装置。

【請求項 14】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記相関係数算出ユニットは、実相関係数を算出する請求項 13 又は 14 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 16】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記相関係数算出ユニットは、複素相関係数を算出する請求項 13 又は 14 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散を算出する共分散算出ユニットと、

50

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する生成ユニットと、

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 18】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 17 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 19】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記共分散算出ユニットは、実共分散を算出する請求項 17 又は 18 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 20】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記共分散算出ユニットは、複素共分散を算出する請求項 17 又は 18 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 21】

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散を算出する共分散算出ユニットと、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成する生成ユニットであって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御する生成ユニットと、

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 22】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数のボリュームデータを、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 21 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 23】

前記複数のボリュームデータは、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記共分散算出ユニットは、実共分散を算出する請求項 21 又は 22 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 24】

前記複数のボリュームデータは、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記共分散算出ユニットは、複素共分散を算出する請求項 21 又は 22 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 25】

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数を算出する相関係数算出ユニットと、

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する画像生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する画像生成ユニットと、

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 26】

10

20

30

40

50

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 25 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 27】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記相関係数算出ユニットは、実相関係数を算出する請求項 25 又は 26 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 28】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記相関係数算出ユニットは、複素相関係数を算出する請求項 25 又は 26 に記載の超音波画像処理装置。

10

【請求項 29】

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出するブロック抽出ユニットと、

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各画ボクセルについての相関係数を算出する相関係数算出ユニットと、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成する画像生成ユニットであって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての相関係数に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御する画像生成ユニットと

20

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 30】

前記データ取得ユニットは、前記空間的に重複する複数の超音波画像を、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得する請求項 29 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 31】

前記複数の超音波画像は、実数の輝度信号によって構成されるものであり、

前記相関係数算出ユニットは、実相関係数を算出する請求項 29 又は 31 に記載の超音波画像処理装置。

30

【請求項 32】

前記複数の超音波画像は、複素数の I Q 信号を有するものであり、

前記相関係数算出ユニットは、複素相関係数を算出する請求項 29 又は 31 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 33】

コンピュータに、

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出させるブロック抽出機能と、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散を算出させる共分散算出機能と、

40

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成させる生成機能であって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御させる生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 34】

コンピュータに、

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出させるブロック抽出機能と、

50

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散を算出させる共分散算出機能と、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成する生成機能であって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての共分散に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御させる生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 35】

コンピュータに、

空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出させるブロック抽出機能と、

画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数を算出させる相関係数算出機能と、

前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成させる画像生成機能であって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての相関係数に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御させる画像生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 36】

コンピュータに、

空間的に重複する複数のボリュームデータ又は時間的に連続する複数のボリュームデータのそれぞれにつき、各ボクセルを中心ボクセルとして含む所定サイズのブロックをボクセル毎に抽出させるブロック抽出機能と、

ボクセル毎の前記ブロックを用いて、前記複数のボリュームデータそれぞれの各画ボクセルについての相関係数を算出させる相関係数算出機能と、

前記複数のボリュームデータを用いて合成ボリュームデータを生成させる画像生成機能であって、前記複数のボリュームデータそれぞれの各ボクセルについての相関係数に基づいて、前記合成ボリュームデータの各ボクセルのレベルを制御させる画像生成機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波に基づいて被検体内の診断情報を得る超音波診断装置、当該超音波診断装置によって取得された超音波画像を処理するための超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

超音波画像診断では、この様な超音波診断装置を用いて、近年、三次元画像データを生成し表示可能な超音波診断装置が実現されている。この様な超音波診断装置は、超音波振動子が一次元又は二次元に配列された超音波プローブを用いて超音波を二次元的又は三次元的に走査し、二次元領域(断面)又は三次元領域(ボリューム)に対応する画像を生成し、二次元画像又は三次元画像として表示する。医師は、表示された超音波画像を観察し

10

20

30

40

50

、患部を画像診断する。

【0004】

ところで、超音波診断装置によって得られる画像には、被検体組織に関する情報以外に、各種のノイズや、超音波受信信号の干渉現象によって起こるスペックルが存在し、それらは被検体組織の境界の位置・形状を正確に観測するのをしばしば妨げる。近年では、このようなノイズやスペックルを低減する処理方法が幾つか提案されている。代表的な例として、空間コンパウンド法、パーシスタンスを挙げることができる。空間コンパウンド法は、プローブの受信開口を複数パターンに分割し、各パターンに対応する複数の受信信号の振幅を取得して加算することにより、ノイズやスペックルを低減する方法である。パーシスタンスは、時間的に現在及びそれに連続する複数フレームの画像に対し重み付け加算を行い、その結果を表示に利用することによって、ノイズやスペックルを低減する方法である。

10

【0005】

ノイズやスペックルを低減する処理を行う前の各画像においては、他の画像とは相関がない（すなわち独立した）ノイズが発生している。このような各画像において独立に発生するノイズに着目すれば、空間コンパウンド法の加算平均は、ノイズ成分が信号成分に対し加算回数の平方根の逆数に比例して減少することを利用していていると言える。パーシスタンスの重み付け加算についても、同様の効果を狙っている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0006】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、例えば次のような問題がある。

【0007】

すなわち、空間コンパウンド法やパーシスタンスに代表されるノイズやスペックルの低減方法における加算処理は、画像のピクセルの位置に依存せず一律に行っている。このため、画像のうち、ほとんどノイズのみである部分（画素）においては、ノイズ低減が十分でないという問題がある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、空間的に重複する複数枚の超音波画像、又は時間的に連続する複数枚の超音波画像を合成して一つの画像を生成しノイズやスペックルの低減する超音波診断装置において、従来と比較してノイズをよりよく低減する超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

30

【0009】

請求項1に記載の発明は、空間的に重複する複数の超音波画像又は時間的に連続する複数の超音波画像を取得するデータ取得ユニットと、前記複数の超音波画像のそれぞれにつき、各画素を中心画素として含む所定サイズのブロックを画素毎に抽出するブロック抽出ユニットと、画素毎の前記ブロックを用いて、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散を算出する共分散算出ユニットと、前記複数の超音波画像を用いて合成画像を生成する生成ユニットであって、前記複数の超音波画像それぞれの各画素についての共分散に基づいて、前記合成画像の各画素のレベルを制御する生成ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、空間的に重複する複数枚の超音波画像、又は時間的に連続する複数枚の超音波画像を合成して一つの画像を生成しノイズやスペックルの低減する超音波診断装置において、従来と比較してノイズをよりよく低減する超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、第 1 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。

【 図 3 】 図 3 は、第 1 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減処理の流れを説明するための概念図である。

【 図 4 】 図 4 (a)、(b)、(c) は、共分散を用いたノイズ低減処理によってノイズを低減できる仕組みを説明するための図である。

【 図 5 】 図 5 は、第 2 の実施形態に係る相関係数を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 3 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、第 3 の実施形態に係る空間コンパウンド処理の流れを説明するための概念図である。

【 図 8 】 図 8 は、第 4 の実施形態に係る複素相関係数を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。

【 図 9 】 図 9 は、第 5 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、第 5 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減処理の流れを説明するための概念図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、B モード処理ユニット 2 3 において実行される、三次元画像データの共分散を用いたノイズ低減処理の流れを説明するための概念図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置 1 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 5、画像生成ユニット 2 6、画像合成ユニット 2 7、制御プロセッサ (C P U) 2 8、内部記憶ユニット 2 9、インターフェースユニット 3 0 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 2 は、超音波送受信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 5 】

なお、本超音波装置が具備する超音波プローブ 1 2 は、被検体の三次元領域を超音波走査可能なものであってもよい。係る場合、超音波プローブ 1 2 は、振動子とその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、三次元領域を超音波走査する構成、又は二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により三次元領域を超音波走査する構成

10

20

30

40

50

等を有する。前者の構成を採用する場合、被検体の三次元的走査は前記揺動回路によって行われるため、検査者はプローブ本体を被検体に接触させるだけで、自動的に複数の二次元断層像を取得することができる。制御された揺動速度から断面間の正確な距離も検知できる。また、後者の構成を採用する場合には、原理的には、従来の二次元断層像を取得するのと同じ時間で、三次元領域を超音波走査することができる。

【0016】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

10

【0017】

モニター14は、画像合成ユニット27からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、これらの組み合わせを画像として表示する。

【0018】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

20

【0019】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0020】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成部26に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。特に、Bモード処理ユニット23は、後述する共分散を用いたノイズ低減機能を有する。

30

【0021】

図2は、共分散を用いたノイズ低減機能を実現するためのBモード処理ユニット23の構成の一例を示した図である。同図に示すように、Bモード処理ユニット23は、包絡線検波処理部230、ブロック抽出処理部231、対数変換処理部232、共分散計算処理部233、加算平均処理部234、非線形正規化処理部235、レベル抑制処理部236を有する。これらの各処理部は、ハードウェア、ソフトウェアのいずれによっても実現することが可能である。

40

【0022】

包絡線検波処理部230は、超音波受信ユニット22からの各エコー信号（IQ信号）に対して包絡線検波処理を実行し、各エコー信号の振幅情報（すなわち輝度情報）を抽出して、振幅情報（或いは輝度情報）の空間分布としての超音波画像データを生成する。

【0023】

ブロック抽出処理部231は、ノイズ等低減処理に用いられる空間的に重複する複数枚の超音波画像データ、又は時間的に連続する複数枚の超音波画像データのそれぞれの各画素（或いは各位置）につき、中心画素（或いは中心位置）とその近傍に存在する画素（或いは位置）からなるブロックを抽出する。抽出された各ブロックは、共分散計算処理部2

50

33に送り出される。

【0024】

対数変換処理部232は、包絡線検波処理部230やブロック抽出処理部231から出力された各信号に対して対数変換を実行することで対数輝度信号を生成する。生成された対数輝度信号は、加算平均処理部232に送り出される。

【0025】

共分散計算処理部233は、各ブロックを用いて、各ブロックに含まれる中心画素毎の共分散を計算する。この計算については、後で詳しく説明する。

【0026】

加算平均処理部234は、複数の超音波画像の対数輝度信号を、空間的位置が対応する画素毎に加算平均することで、複数の超音波画像が加算された合成画像を生成する。

【0027】

非線形正規化処理部235は、共分散計算処理部233において計算された中心画素毎の共分散に対して、非線形規格化処理を実行する。この計算については、後で詳しく説明する。

【0028】

レベル抑制処理部236は、加算平均処理部234において生成された合成画像の各画素に対して、非線形規格化された中心画素毎の共分散に基づいてレベル制御を実行し、画素毎にレベル制御された合成画像を生成する。

【0029】

ドプラ処理ユニット25は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0030】

画像生成ユニット26は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【0031】

また、画像生成ユニット26は、スキャンコンバート以外の種々の画像処理を実行する。すなわち、画像生成ユニット26は、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いた輝度の平均値画像を再生成する方法（平滑化処理）、画像内で微分フィルタを用いる方法（エッジ強調）、三次元再構成アルゴリズムを用いたポリウムレンダリングなどの処理（三次元画像再構成）等を実行する。なお、当該画像生成ユニット26に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0032】

画像合成ユニット27は、画像生成ユニット26又から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター14に出力する。

【0033】

制御プロセッサ28は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ28は、内部記憶ユニット29から共分散を用いたノイズ低減機能を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

内部記憶ユニット29は、所定のスキャンシーケンス、各実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能等を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示していない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。内部記憶ユニット29のデータは、インターフェースユニット30を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0034】

10

20

30

40

50

インターフェースユニット30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関する回路である。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0035】

（共分散を用いたノイズ低減機能）

次に、本超音波診断装置1が有する共分散を用いたノイズ低減機能について説明する。この機能は、空間コンパウンドやパーシスタンス等の様に、空間的に重複する複数の画像或いは時間的に連続する複数の画像を合成して一枚の画像を生成する場合において、画素毎の共分散を計算しこれを用いて各画素のノイズレベルを評価し、その評価結果に基づいて画素毎に信号レベルを制御するものである。

10

【0036】

図3は、Bモード処理ユニット23において実行される、共分散を用いたノイズ低減処理（特に、空間コンパウンド処理）の流れを説明するための概念図である。以下、共分散を用いたノイズ低減機能に従う処理（共分散を用いたノイズ低減処理）について、図2、図3を参照しながら説明する。なお、以下の説明及び各実施形態においては、説明を簡単にするため、空間コンパウンドに用いる超音波画像の数は2枚であるとする。しかしながら、これはあくまでも一例であり、本願発明の技術的思想は、空間コンパウンドに用いる超音波画像の枚数に拘泥されない。

【0037】

20

まず、図3に示すように、輝度信号の空間分布としての二枚分の超音波画像（以下、合成前画像A、合成前画像Bと呼ぶ）を対数変換処理部232において対数変換した後、加算平均処理部234において空間的位置が対応する画素同士を加算することで、合成画像が生成される。なお、合成前画像A、合成前画像Bは、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得されたものである。

【0038】

一方、上記加算処理による合成画像の生成と並列して、図3に示すように合成前画像A、合成前画像Bが包絡線検波処理部230からブロック抽出処理部231に入力されると、ブロック抽出部231は、合成前画像A、合成前画像Bのそれぞれの各画素につき、中心画素 (i, j) とその周囲に存在する画素からなる、サイズを $P \times Q = N$ ピクセルとする二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ を抽出する。また、ブロック抽出部231は、抽出した各二次元ブロックから長さを N ピクセル分とする一次元ブロック $a(i, j)$ 、 $b(i, j)$ を生成し、共分散計算処理部233に送り出す。

30

【0039】

共分散計算処理部233は、入力された一次元ブロック $a(i, j)$ 、 $b(i, j)$ を用いて、中心画素 (i, j) に関する（すなわち画像上の位置 (i, j) に関する）二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ の共分散を計算する。

【0040】

すなわち、一次元ブロック $a(i, j)$ （或いは二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ ）に含まれる中心画素の画素値を $I_A(i, j)$ とし、一次元ブロック $b(i, j)$ （或いは二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ ）に含まれる中心画素の画素値を $I_B(i, j)$ とすれば、二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ の間の共分散は次式(1)で計算される。なお、 $I_{B \perp k A}(i, j)$ 、 $I_{B \perp k B}(i, j)$ は、それぞれ二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ に含まれる各画素が有する画素値（輝度値）の集合を意味する。また、 $E[x]$ は x の期待値を表すものであり、従って、例えば $E[I_{B \perp k A}(i, j)]$ は一次元ブロック $a(i, j)$ （又は二次元ブロック $A(i, j)$ ）に含まれる画素値の期待値を表すものである。

40

【数 1】

$$\begin{aligned}
 I_{\text{Cov}} &= \text{cov}[I_{\text{BlkA}}(i, j), I_{\text{BlkB}}(i, j)] \\
 &= E\left\{\left\{I_{\text{A}}(i, j) - E[I_{\text{BlkA}}(i, j)]\right\}\left\{I_{\text{B}}(i, j) - E[I_{\text{BlkB}}(i, j)]\right\}\right\}
 \end{aligned} \tag{1}$$

【0041】

計算された共分散は、非線形正規化処理部 235 に送り出される。共分散計算処理部 233 において算出された共分散の絶対値には上限がない。このため、非線形正規化処理部 235 は、次の式 (2) に従って、画像の位置 (i, j) における非線形規格化を行う。この非線形規格化によって、共分散に基づき、後段のレベル抑制処理部 236 へ出力される値を 0 から 1 までの範囲に収めることができる。

【数 2】

$$\beta(i, j) = 1 - \exp\left(-\frac{|I_{\text{Cov}}(i, j)|}{\alpha}\right) \tag{2}$$

【0042】

なお、式 (2) に従う非線形規格化はあくまでも一例である。当該例に拘泥されず、例えばより単純な 1 次関数と飽和処理の組み合わせでも構わない。

【0043】

レベル抑制処理部 236 は、次の式 (3) に従って画素 (i, j) における (すなわち画像の位置 (i, j) における) 出力レベルを計算する。ただし I_{Out} は画像出力、は加算平均画像に共分散を作用させる度合い (0, 1、= 0 で作用せず) をそれぞれ表す。

【数 3】

$$I_{\text{Out}}(i, j) = \frac{I_{\text{A}}(i, j) + I_{\text{B}}(i, j)}{2} \cdot \{\gamma \cdot \beta(i, j) + (1 - \gamma)\} \tag{3}$$

【0044】

以上述べた、共分散を用いてレベル制御は、画像上の全ての位置 (全ての画素) において実行される。その結果、共分散に従ってレベルが抑制された合成画像が生成される。生成された合成画像は、画像生成ユニット 26 においてスキャンコンバートされると共に、画像合成ユニット 27 において所定の情報と合成され、モニター 14 において所定の形態で表示される。

【0045】

図 4 (a)、(b)、(c) は、本共分散を用いたノイズ低減処理によってノイズを低減できる仕組みを説明するための図である。

【0046】

図 4 (a) に示すように、二次元ブロック A (i, j) のレベルと二次元ブロック B (i, j) のレベルが共に連動しているときには、共分散の絶対値は比較的大きくなる。しかし図 4 (b) のように、二次元ブロック A (i, j) のレベルと二次元ブロック B (i, j) のレベルが他方にかかわらず変動しないときには、共分散の絶対値は比較的小さくなる。また、図 4 (c) のように、二次元ブロック A (i, j) のレベルと二次元ブロック B (i, j) のレベルが互いに関係なく分布しているときにも、共分散の絶対値は比較的小さくなる。従って、ノイズや互いに関連のない部分の共分散の絶対値は小さくなるので、共分散の絶対値の小さい部分のレベルを抑制すれば、ノイズレベルを抑制できる。

【0047】

(効果)

以上述べた本超音波診断装置によれば、空間コンパウンドやパーシスタンス等の様に、空間的に重複する複数の画像或いは時間的に連続する複数の画像を合成して一枚の画像を生成する場合において、(中心)画素毎の共分散を計算しこれを用いて各画素のノイズレベルを評価する。その評価結果に基づいて画素毎に出力する信号レベルを計算することで、各画素のノイズの乗り方に応じてノイズ低減が制御される。その結果、加算処理のみによってノイズを低減させる従来の手法に比して、画像上の各位置におけるノイズの発生程度に応じて適切且つ効率的にノイズを低減させることができる。

【0048】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、空間コンパウンドの合成前の超音波画像A、超音波画像Bの共分散を利用してその値の小さい部分のノイズを抑制する例を示した。これに対し、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、共分散の代わりに相関係数を利用して、画像上の各位置におけるノイズの発生程度に応じて適切且つ効率的にノイズを抑制するものである。

10

【0049】

図5は、第2の実施形態に係る相関係数を用いたノイズ低減機能を実現するためのBモード処理ユニット23の構成の一例を示した図である。図2の例と比較した場合、共分散計算処理部233の代わりに相関係数計算処理部237を有する点、非線形正規化処理部235を有していない点異なる。

【0050】

一般に、確率変数 x 、 y それぞれの標準偏差を σ_x 、 σ_y 、 x 、 y の共分散を $\text{cov}[x, y]$ とすると、相関係数 ρ_{xy} は次の式(4)で表される。

20

【数4】

$$\rho_{xy} = \frac{\text{cov}[x, y]}{\sigma_x \sigma_y} \quad (4)$$

【0051】

相関係数を共分散と比較したときの違いは、相関係数はそれ自体が-1から1までの間に規格化されているという点である。すなわち、相関係数をノイズ抑制に用いるときには、第1の実施形態のような規格化のための特別な演算は、絶対値をとること以外必要としない。

30

【0052】

相関係数計算処理部237は、ブロック抽出処理部231から出力された一次元ブロック $a(i, j)$ 、 $b(i, j)$ を用いて、画素 (i, j) における(すなわち画像の位置 (i, j) における)二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ の相関係数を、次の式(5)に従って計算する。ただし $\sigma_{\text{BlkA}}(i, j)$ 、 $\sigma_{\text{BlkB}}(i, j)$ は各二次元ブロック $A(i, j)$ 、 $B(i, j)$ の相関係数の標準偏差である。

【数5】

$$\rho = \frac{\text{cov}[I_{\text{BlkA}}(i, j), I_{\text{BlkB}}(i, j)]}{\sigma_{\text{BlkA}}(i, j) \sigma_{\text{BlkB}}(i, j)} \quad (5)$$

40

【0053】

レベル抑制処理部236は、次の式(6)に従って画像の位置 (i, j) における(すなわち画素 (i, j) における)出力レベルを計算する。

【数6】

$$I_{\text{Out}}(i, j) = \frac{I_A(i, j) + I_B(i, j)}{2} \cdot \{\gamma \cdot |\rho(i, j)| + (1 - \gamma)\} \quad (6)$$

50

【 0 0 5 4 】

なお、式 (6) は第 1 の実施形態の式 (3) に相当する。

【 0 0 5 5 】

相関係数の定義から、相関係数を利用してノイズを低減できる理由は、共分散と同様に説明できる。すなわち、二次元ブロック A (i , j) のレベルと二次元ブロック B (i , j) のレベルが共に連動しているときには、相関係数の絶対値は比較的大きくなる。二次元ブロック A (i , j) のレベルと二次元ブロック B (i , j) のレベルが他方にかかわらず変動しないときには、相関係数の絶対値は比較的小さくなる。また、二次元ブロック A (i , j) のレベルと二次元ブロック B (i , j) のレベルが互いに関係なく分布しているときにも、相関係数の絶対値は比較的小さくなる。従って、ノイズや互いに関連のない部分の相関係数の絶対値は小さくなるので、相関係数の絶対値の小さい部分のレベルを抑制すれば、ノイズレベルを抑制できる。

10

【 0 0 5 6 】

以上述べた構成によっても、第 1 の実施形態と実質的に同様の効果を実現することができる。

【 0 0 5 7 】

(第 3 の実施形態)

第 1 及び第 2 の実施形態では、空間コンパウンドの合成前複素画像の共分散または相関係数を利用してその値の小さい部分のノイズを抑制する例を示した。これらの実施形態では、共分散または相関係数を算出するための画像データは、包絡線検波後の輝度値であつた。

20

【 0 0 5 8 】

これに対して、包絡線検波前の I Q 信号から、複素共分散または複素相関係数を算出し、それを利用することによっても、ノイズを抑制することができる。そこで、本第 3 の実施形態においては、空間コンパウンドの合成前複素画像の複素共分散を利用して、その値の小さい部分のノイズを抑制する例を示す。

【 0 0 5 9 】

図 6 は、第 3 の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能を実現するための B モード処理ユニット 2 3 の構成の一例を示した図である。図 2 の例と比較した場合、共分散計算処理部 2 3 3 の代わりに複素共分散数計算処理部 2 3 8 を有する点、及びブロック抽出処理部 2 3 1 の配置が異なる。

30

【 0 0 6 0 】

図 7 は、本実施形態に係る空間コンパウンド処理の流れを説明するための概念図である。図 3 と比較した場合、実数の演算であった各処理部が、複素数の演算に置き換えられている点等が異なる。また、複素数である I Q 信号は、包絡線検波部 2 3 0 に入力されると共に、ブロック抽出処理部 2 3 1 にも入力される。ブロック抽出処理部 2 3 1 等は実数でなく複素数を取り扱う点以外は、第 1 及び第 2 の実施形態における画像ブロック抽出部 2 4 0 と変わらない。

【 0 0 6 1 】

複素共分散数計算処理部 2 3 8 は、次の式 (7) に従って、複素確率変数 z_1 、 z_2 の複素共分散を、複素共役を利用して計算する。

40

【 数 7 】

$$\text{cov}[z_1, z_2] = E\{[z_1 - E[z_1]] [z_2 - E[z_2]]^*\} \quad (7)$$

【 0 0 6 2 】

ここで、複素共分散 $\text{cov}[z_1, z_2]$ と $\text{cov}[z_2, z_1]$ は共役であり、その後の計算で絶対値を取って値を同一にできるので、どちらで計算してもよい。

【 0 0 6 3 】

非線形規格化計算部 2 3 5 は、第 1 及び第 2 の実施形態と同様に、非線形規格化のた

50

めの計算を実行する。なお、計算は、入力が複素共分散である以外は式(2)と実質的に同一である。

【0064】

レベル抑制処理部236は、次の式(3)に従って画像の位置(i, j)における(すなわち画素(i, j)における)出力レベルを計算する。

【0065】

ノイズを低減する作用と効果も、元画像が実数の輝度値である場合と同様であって、空間コンパウンドの合成前複数画像につき、検波前のIQ信号で各画像のブロックを切り出し、各画素のノイズレベルを評価する。その評価結果に基づいて、画素毎に出力する信号レベルを計算することで、各画素のノイズの乗り方に応じて(特に、複素共分散の絶対値の小さい部分についてレベルを抑制して)ノイズ低減が制御される。その結果、加算処理のみによってノイズを低減させる従来の手法に比して、画像上の各位置におけるノイズの発生程度に応じて適切且つ効率的にノイズを低減させることができる。

10

【0066】

(第4の実施形態)

本第4の実施形態においては、第2の実施形態で輝度信号画像の実相関係数を利用してノイズ低減したのと同様に、IQ信号画像の複素相関係数を利用してノイズを抑制する例を示す。

【0067】

図8は、第4の実施形態に係る複素相関係数を用いたノイズ低減機能を実現するためのBモード処理ユニット23の構成の一例を示した図である。図5の例と比較した場合、相関係数計算処理部237の代わりに複素相関係数計算処理部239を有する点異なる。

20

【0068】

また、図9は、本実施形態に係る空間コンパウンド処理の流れを説明するための概念図である。

【0069】

複素相関係数計算処理部239は、次の式(8)に従って複素相関係数を計算する。

【数8】

$$\rho_z = \frac{\text{cov}[z_1, z_2]}{\sigma_{z1}\sigma_{z2}} \tag{8}$$

$$\sigma_{z_i} = \sqrt{|\text{var}[z_i]|} = \sqrt{|\text{cov}[z_i, z_i]|}$$

30

【0070】

ここで、var[z_i]は、z_i(i = 1, 2)の複素分散である。

【0071】

複素相関係数は複素数だが、その絶対値は0から1の範囲内に規格化されている。複素相関係数の絶対値をとれば、以降の処理手順は第2の実施形態と同一となる。

【0072】

本実施形態がノイズを低減する作用と効果も、元画像が実数の輝度値である場合と同様である。すなわち、空間コンパウンドの合成前複数画像につき、検波前のIQ信号で各画像のブロックを切り出し、それらの複素相関係数の絶対値の小さい部分についてレベルを抑制することによりノイズを抑制できる。その結果、加算のみによる従来の合成と比較してノイズをよりよく低減することができる。

40

【0073】

(第5の実施形態)

上記第1~第4の実施形態においては、空間的に重複する複数画像の共分散または相関係数を利用してレベルを抑制するものであった。これに対し、本第5の実施形態では、時間的に連続する複数画像の共分散又は相関係数を利用してレベルを抑制する実施形態を以

50

下説明する。なお、以下の説明においては、説明を具体的にするため、時間的に連続する複数画像の実数としての共分散を計算し、これを利用する場合を例とする。当然ながら、本発明の技術的思想は、当該実数としての共分散の例に拘泥されることなく、時間的に連続する複数画像の実数としての相関係数、複素共分散、複素相関係数のいずれを用いても、適切なレベル抑制を実現することができる。

【0074】

図9は、第5の実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減機能を実現するためのBモード処理ユニット23の構成の一例を示した図である。図2の例と比較した場合、コンパウンド処理部240、フィルタ処理部241、過去画像記憶部242、パーシスタンス演算部243をさらに具備する点異なる。

10

【0075】

包絡線検波処理部230は、超音波受信ユニット22から出力されたエコー信号に対して包絡線検波を実行し、検波後の輝度信号(すなわちI/Q信号)の振幅成分を対数変換処理部232に出力する。対数変換処理部232は、包絡線検波処理部230から出力された各信号の振幅成分に対して対数変換処理を行い、その結果得られる対数輝度信号をコンパウンド処理部240に出力する。

【0076】

コンパウンド処理部240は、空間コンパウンド等の信号合成処理を行う。必要に応じて、第1から第4の実施形態において示したノイズ低減処理を併せて実行することも可能である。

20

【0077】

フィルタ処理部241は、空間フィルタによりスパイクノイズの除去等のノイズ低減を実行する。

【0078】

過去画像記憶部242は、パーシスタンス演算部243において実行されるパーシスタンス演算に用いられる過去画像を記憶する。記憶する過去画像はフィルタ処理部241から供給される画像、或いはパーシスタンス演算部243の出力からフィードバックされる画像のどちらかである。

【0079】

パーシスタンス演算部243は、現在及び過去の画像(時間的に連続する複数の画像)を用いて、時間的に変化するノイズやスペckルを除去するためのパーシスタンス演算を、例えば次の様に実行する。

30

【0080】

すなわち、現在の時刻 t_n における入力画像を $I_{In}(t_n)$ 、演算後の画像を $I_{Out}(t_n)$ すると、典型的なパーシスタンス演算は次の式(9)によって行われる。

【数9】

$$I_{Out}(t_n) = (1-a)I_{In}(t_n) + aI_{Out}(t_n-1) \quad (9)$$

【0081】

このように、現在の画像と一つ前の時刻の画像を合成して、演算後の画像を作成し、それを次の時刻における一つ前の時刻の画像とする。このようにして、画像のノイズやスペckルの時間的な変化が軽減されて出力される。

40

【0082】

図10は、本実施形態に係る共分散を用いたノイズ低減処理の流れを説明するための概念図である。同図に示すように、ブロック抽出処理部231は、例えばパーシスタンス処理前の現在の画像を画像 T_n 、現在より一つ前の過去画像を画像 T_{n-1} として、第1の実施形態において述べたブロック抽出処理を実行する。共分散計算処理部233は、画像 T_n 、画像 T_{n-1} のそれぞれの二次元ブロックを用いて画素毎の共分散を計算する。非線形正規化処理部235は、記述の式(2)に従って、画像の位置(i, j)における非

50

線形規格化を行う。レベル抑制処理部 236 は、記述の式(3)に従って画像の位置(i, j)における(すなわち画素(i, j)における)出力レベルを計算する。

【0083】

以上述べた構成によれば、パースタンスの現在及び過去の複数画像の画像ブロックの共分散の絶対値の小さい部分のレベルを抑制することによりノイズを抑制できる。その結果、加算処理のみによってノイズを低減させる従来の手法に比して、画像上の各位置におけるノイズの発生程度に応じて適切且つ効率的にノイズを低減させることができる。

【0084】

(第6の実施形態)

第1~第5の実施形態においては、空間的に重複する複数の二次元画像データ或いは時間的に連続する複数の二次元画像データについて、レベルを抑制する場合を例示した。各実施形態において述べた手法は、空間的に重複する複数の三次元画像データ(ボリュームデータ)或いは時間的に連続する複数の三次元画像データについても適用することが可能である。本第6の実施形態は、その一例として、第1の実施形態において述べた手法を三次元画像データに適用する場合について説明する。第2~第5の実施形態に係る各手法についても、本実施形態において述べる拡張と同様である。

10

【0085】

図11は、Bモード処理ユニット23において実行される、三次元画像データの共分散を用いたノイズ低減処理(特に、空間コンパウンド処理)の流れを説明するための概念図である。以下、共分散を用いたノイズ低減機能に従う処理(共分散を用いたノイズ低減処理)について、図2、図11を参照しながら説明する。なお、以下の説明及においては、説明を簡単にするため、空間コンパウンドに用いる三次元画像データ(ボリュームデータ)は、二個であるとする。しかしながら、これはあくまでも一例であり、空間コンパウンドに用いるボリュームデータの個数は、任意に設定することが可能である。

20

【0086】

まず、図11に示すように、輝度信号の空間分布としての二個分のボリュームデータ(以下、合成前ボリュームデータC、合成前ボリュームデータDと呼ぶ)を対数変換処理部232において対数変換した後、加算平均処理部234において空間的位置が対応するボクセル同士を加算することで、合成ボリュームデータが生成される。なお、合成前ボリュームデータC、合成前ボリュームデータDは、同一の送信に対し受信開口を変えて、被検体における同一三次元領域を少なくとも一部重複させるように超音波スキャンを複数回行うことによって取得されたものである。

30

【0087】

一方、上記加算処理による合成ボリュームデータの生成と並列して、図11に示すように合成前ボリュームデータC、合成前ボリュームデータDが包絡線検波処理部230からブロック抽出処理部231に入力されると、ブロック抽出部231は、合成前ボリュームデータC、合成前ボリュームデータDのそれぞれの各ボクセルにつき、中心ボクセル(i, j, k)とその周囲に存在するボクセルからなる、サイズを $P \cdot Q \cdot R = M$ ボクセルとする三次元ブロック $C(i, j, k)$ 、 $D(i, j, k)$ を抽出する。また、ブロック抽出部231は、抽出した各三次元ブロックから長さをMボクセル分とする一次元ブロック $c(i, j, k)$ 、 $d(i, j, k)$ を生成し、共分散計算処理部233に送り出す。

40

【0088】

共分散計算処理部233は、入力された一次元ブロック一次元ブロック $c(i, j, k)$ 、 $d(i, j, k)$ を用いて、中心ボクセル(i, j, k)に関する(すなわちボリュームデータ上の位置(i, j, k)に関する)三次元ブロック $C(i, j, k)$ 、 $D(i, j, k)$ の共分散を計算する。

【0089】

すなわち、一次元ブロック $c(i, j, k)$ (或いは三次元ブロック $C(i, j, k)$)、 $D(i, j, k)$ に含まれる中心ボクセルの値を $I_c(i, j, k)$ とし、一次元ブロック $c(i, j, k)$ に含まれる中心ボクセルの値を $I_D(i, j, k)$ とすれば、三次

50

元ブロック $C(i, j, k)$ 、 $D(i, j, k)$ の間の共分散は次式 (10) で計算される。なお、 $I_{B1kC}(i, j, k)$ 、 $I_{B1kD}(i, j, k)$ は、それぞれ三次元ブロック $C(i, j, k)$ 、 $D(i, j, k)$ に含まれる各ボクセルが有する値 (輝度値) の集合を意味する。また、 $E[x]$ は x の期待値を表すものであり、従って、例えば $E[I_{B1kC}(i, j, k)]$ は一次元ブロック $c(i, j, k)$ (又は三次元ブロック $C(i, j, k)$) に含まれるボクセル値の期待値を表すものである。

【数 10】

$$\begin{aligned} I_{Cov} &= \text{cov}[I_{B1kC}(i, j, k), I_{B1kD}(i, j, k)] \\ &= E\left\{\left\{I_C(i, j, k) - E[I_{B1kC}(i, j, k)]\right\}\left\{I_D(i, j, k) - E[I_{B1kD}(i, j, k)]\right\}\right\} \end{aligned} \quad (10) \quad 10$$

【0090】

計算された共分散は、非線形正規化処理部 235 に送り出される。共分散計算処理部 233 において算出された共分散の絶対値には上限がない。このため、非線形正規化処理部 235 は、次の式 (11) に従って、ポリウムデータ上の位置 (i, j, k) における非線形規格化を行う。この非線形規格化によって、共分散に基づき、後段のレベル抑制処理部 236 へ出力される値を 0 から 1 までの範囲に収めることができる。

【数 11】

$$\beta(i, j, k) = 1 - \exp\left(-\frac{|I_{Cov}(i, j, k)|}{\alpha}\right) \quad (11) \quad 20$$

【0091】

なお、式 (11) に従う非線形規格化はあくまでも一例である。当該例に拘泥されず、例えばより単純な 1 次関数と飽和处理の組み合わせでも構わない。

【0092】

レベル抑制処理部 236 は、次の式 (12) に従ってボクセル (i, j, k) における (すなわちポリウムデータ上の位置 (i, j, k) における) 出力レベルを計算する。ただし I_{out} は画像出力、 γ は加算平均画像に共分散を作用させる度合い ($0 \leq \gamma \leq 1$ 、 $\gamma = 0$ で作用せず) をそれぞれ表す。

【数 12】

$$I_{Out}(i, j, k) = \frac{I_C(i, j, k) + I_D(i, j, k)}{2} \cdot \{\gamma \cdot \beta(i, j, k) + (1 - \gamma)\} \quad (12) \quad 30$$

【0093】

以上述べた、共分散を用いてレベル制御は、ポリウムデータ上の全ての位置 (全てのボクセル) において実行される。その結果、共分散に従ってレベルが抑制された合成ポリウムデータが生成される。生成された合成ポリウムデータは、画像生成ユニット 26 においてスキャンコンパートされると共に、画像合成ユニット 27 において所定の情報と合成され、モニター 14 において所定の形態で表示される。

【0094】

以上述べた本超音波診断装置によれば、空間コンパウンドやパーシスタンス等の様に、空間的に重複する複数のポリウムデータ或いは時間的に連続する複数のポリウムデータを合成して一つのポリウムデータを生成する場合において、(中心)ボクセル毎の共分散を計算しこれを用いて各ボクセルのノイズレベルを評価する。その評価結果に基づいてボクセル毎に出力する信号レベルを計算することで、各ボクセルのノイズの乗り方に応じてノイズ低減が制御される。その結果、加算処理のみによってノイズを低減させる従来の手法に比して、ポリウムデータ上の各位置におけるノイズの発生程度に応じて適切且

つ効率的にノイズを低減させることができる。

【0095】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0096】

(1)本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【0097】

(2)上記各実施形態においては、共分散を用いたノイズ低減機能を有する超音波診断装置を例として説明した。しかしながら、本発明の技術的思想は、超音波診断装置に拘泥されない。すなわち、空間コンパウンドやパーシスタンス等の様に、空間的に重複する複数の画像或いは時間的に連続する複数の画像を合成して一枚の画像を生成する医用画像診断装置、超音波画像処理装置、医用ワークステーションに代表される医用画像参照装置等であれば、どの様な装置であっても適用可能である。

【0098】

20

(3)上記各実施形態においては、空間的に重複する複数の二次元画像データ或いは時間的に連続する複数の二次元画像データの共分散等を利用して、レベルを抑制する場合を例示した。しかしながら、本発明の技術的思想は、当該各例に拘泥されるものではなく、空間的に重複する複数の三次元画像データ(ボリュームデータ)或いは時間的に連続する複数の三次元画像データの共分散等を利用して、レベルを抑制することも可能である。

【0099】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

30

【0100】

以上本発明によれば、空間的に重複する複数枚の超音波画像、又は時間的に連続する複数枚の超音波画像を合成して一つの画像を生成しノイズやスペックルの低減する超音波診断装置において、従来と比較してノイズをよりよく低減する超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【符号の説明】

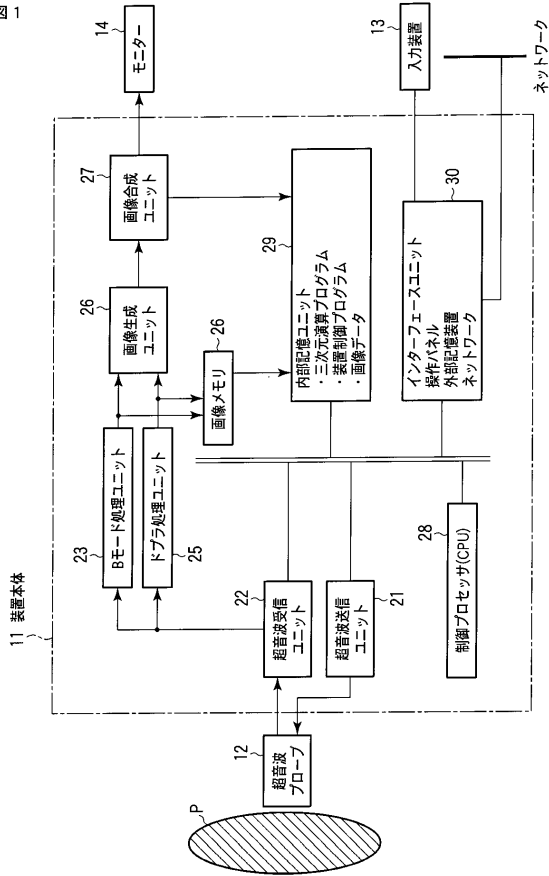
【0101】

10...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、25...ドプラ処理ユニット、26...画像生成ユニット、27...画像合成ユニット、28...制御プロセッサ、29...内部記憶ユニット、30...インタフェースユニット

40

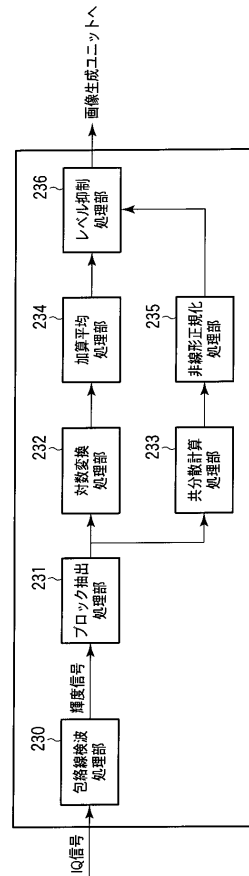
【 図 1 】

図 1



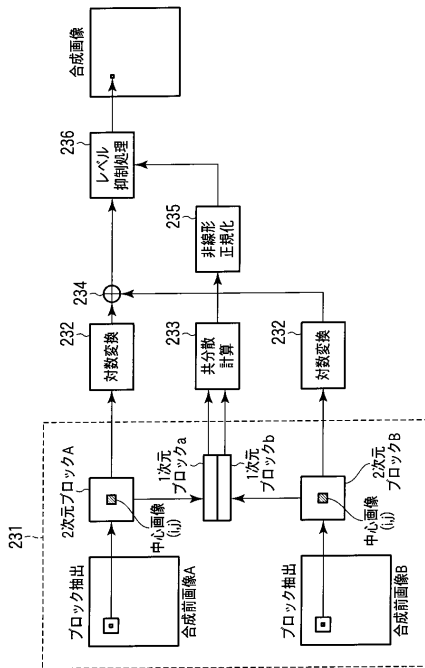
【 図 2 】

図 2



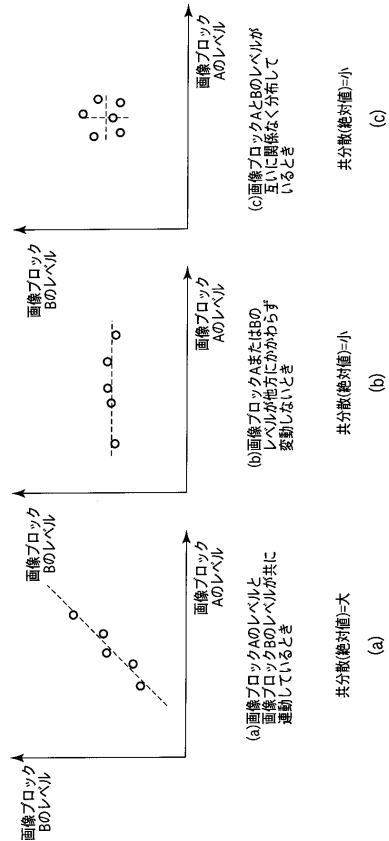
【 図 3 】

図 3



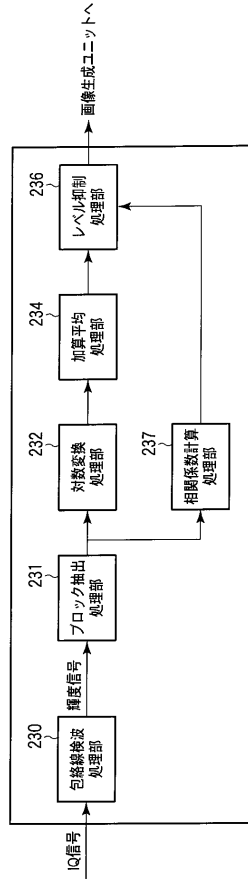
【 図 4 】

図 4



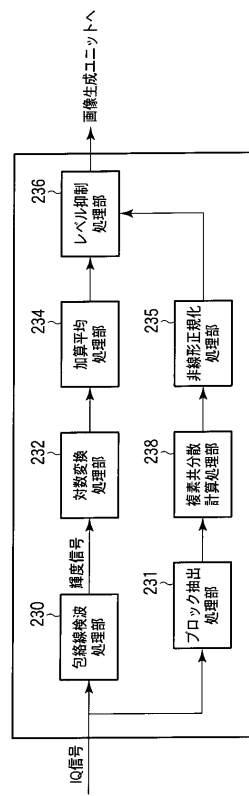
【 図 5 】

図 5



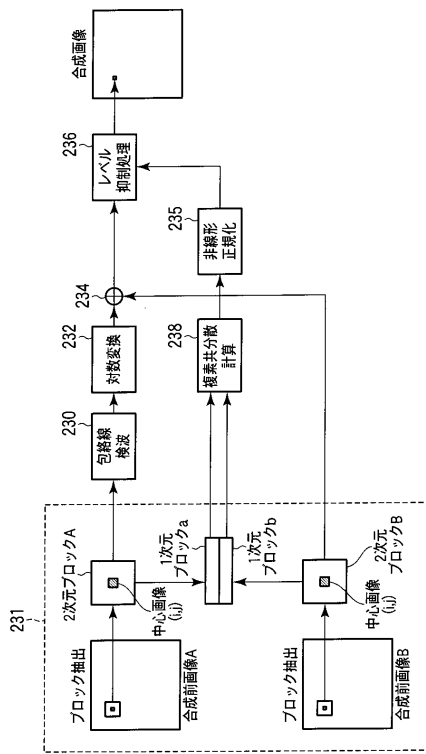
【 図 6 】

図 6



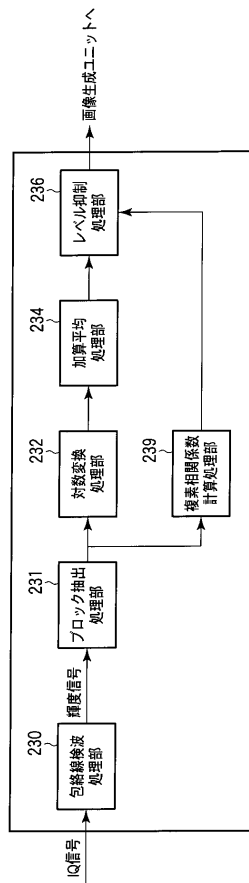
【 図 7 】

図 7



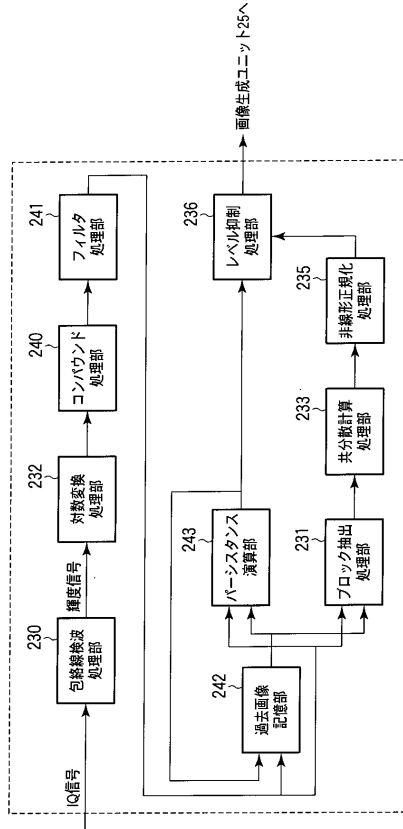
【 図 8 】

図 8



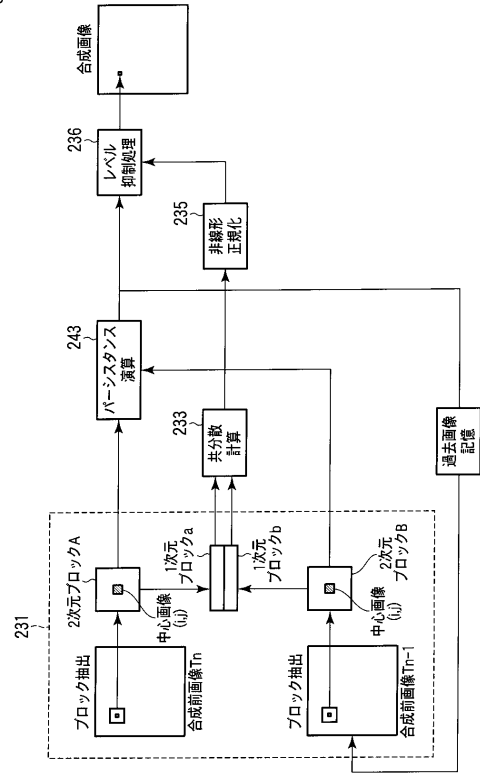
【 図 9 】

図 9



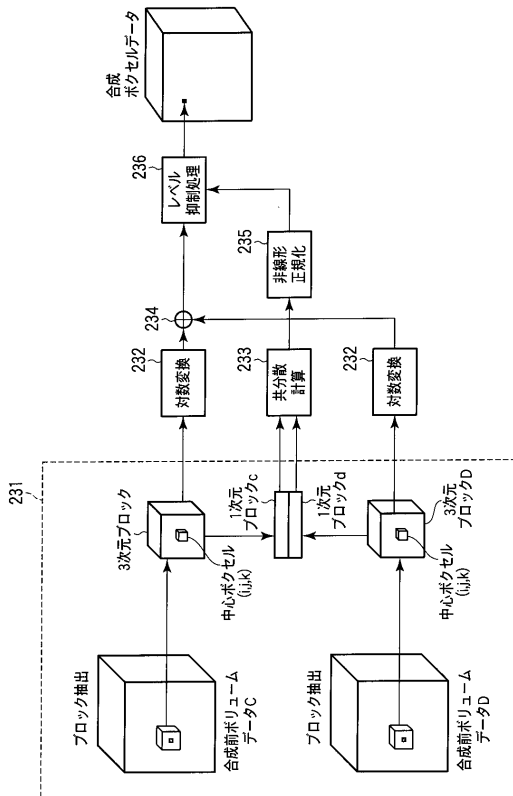
【 図 10 】

図 10



【 図 11 】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 大住 良太
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB27 EE04 JC07 JC16 JC20 JC22 JC23 JC37

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011125690A	公开(公告)日	2011-06-30
申请号	JP2010253670	申请日	2010-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大住良太		
发明人	大住 良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52077 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/JC07 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/JC37		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
优先权	2009263181 2009-11-18 JP		
其他公开文献	JP5509038B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：与超声诊断设备等中的常规设备相比，充分降低噪声，该超声诊断设备等合成多个空间重叠的超声图像或多个临时连续的超声图像以产生一个图像并减少噪声或散斑。解决方案：超声诊断设备包括：数据获取单元，被配置为获取多个空间重叠的超声图像或多个临时连续的超声图像，时间上连续的超声图像；块提取单元，被配置为针对每个像素提取块具有预定尺寸并且包括每个像素作为用于多个超声图像中的每一个的中心像素的协方差计算单元被配置为通过对每个像素使用块来计算多个超声图像中的每个的每个像素的协方差，并且生成单元，被配置为生成合成图像使用多个超声图像并基于多个超声图像中的每个超声图像的每个像素的协方差来控制合成图像的每个像素的水平。

