

(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2018-153562
(P2018-153562A)

(43) 公開日 平成30年10月4日(2018.10.4)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2017-54752 (P2017-54752)
(22) 出願日 平成29年3月21日 (2017. 3. 21)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 山田 哲也
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 BB06 DD03 DE05 EE04 GB04
GB06 JB47 JC21 KK02 KK24
LL07

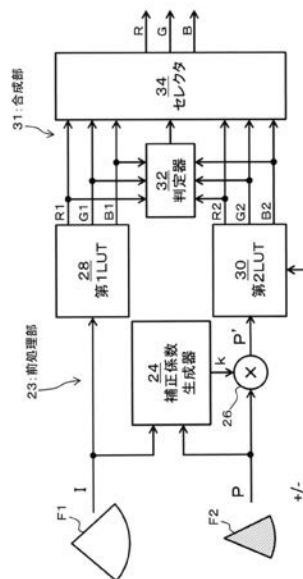
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、断層画像とパワー画像とを合成して表示画像を表示する場合に、パワー画像が過度に表示されないようにする。

【解決手段】断層画像 F 1 を構成する輝度値 I とパワー画像 F 2 を構成するパワー値 P との組み合わせに基づいて補正係数 k が生成される。補正係数 k をパワー値 P に乗算することにより、パワー値 P が抑圧される。そのような前処理後において、輝度値 I に対応するカラーデータセット (R 1 , G 1 , B 1) と (抑圧後の) パワー値 P に対応するカラーデータセット (R 2 , G 2 , B 2) の相互比較により、いずれかのカラーデータセットが選択される。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 超音波画像を構成する第 1 入力画素値及び第 2 超音波画像を構成する第 2 入力画素値からなる入力画素値ペアに対して前処理を施す手段であって、前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方に基づいて補正係数を生成し、その補正係数に基づいて前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方を補正する前処理手段と、

前記前処理後の入力画素値ペアを入力し、当該前処理後の入力画素値ペアに基づいて表示画像を構成する出力画素値を生成し、その出力画素値を出力する合成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記第 1 超音波画像は組織の断面を表した断層画像であり、

前記第 2 超音波画像はドプラ情報のパワーの二次元分布を表したパワー画像であり、

前記表示画像は前記断層画像と前記パワー画像との合成により生成された合成画像であり、

前記第 1 入力画素値はエコー値に相当する輝度値であり、

前記第 2 入力画素値はパワー値である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記前処理手段は、

少なくとも前記輝度値に基づいて前記補正係数を生成する生成手段と、

前記補正係数に基づいて前記パワー値を補正する補正手段と、

を含み、

前記補正係数は前記パワー値を抑圧する係数として機能する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、

前記生成手段は、前記輝度値及び前記パワー値の組み合わせに基づいて前記補正係数を生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 記載の装置において、

前記合成手段は、前記輝度値及び前記補正後のパワー値の相互比較に基づいて前記輝度値及び前記補正後のパワー値のいずれかを選択する手段であり、

前記パワー値を抑制すると、前記相互比較の結果として前記輝度値が選択され易くなり、且つ、前記出力画素値として前記補正後のパワー値が選択される場合には当該出力画素値が抑制される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

第 1 超音波画像を構成する第 1 入力画素値及び第 2 超音波画像を構成する第 2 入力画素値からなる入力画素値ペアに対して前処理を施す工程であって、前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方に基づいて前記入力画素値ペアの内の少なくとも他方を補正する工程と、

前記前処理後の入力画素値ペアを入力し、当該前処理後の入力画素値ペアの相互比較に基づいていずれかの入力画素値を選択し、選択された入力画素値を出力画素値として出力する工程と、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特に、複数の超音波画像の合成に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受波し、これにより得られた受信信号を処理することにより超音波画像を形成する医療用の装置である。超音波診断装置において、第1超音波画像及び第2超音波画像が同時に生成され、それらが合成され、それによる合成画像が表示されることもある。例えば、第1超音波画像は、組織の断面を表した白黒画像としての断層画像であり、第2超音波画像は、断面上におけるドブラ情報のパワーの二次元分布を表したカラー画像としてのパワー画像である。

10

【0003】

幾つかの画像合成方式が知られている。第1方式は、選択方式又は重畳方式であり、それは、表示座標ごとに、第1超音波画像を構成する第1画素値及び第2超音波画像を構成する第2画素値の中で、いずれかを選択するものである（特許文献1を参照）。第2方式はブレンド方式であり、それは、表示座標ごとに、第1画素値及び第2画素値のブレンド処理により新しい画素値を生成するものである（特許文献2及び特許文献3を参照）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開2001-269344号公報

【特許文献2】特開2004-135934号公報

【特許文献3】特開2006-55241号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

断層画像とパワー画像とを合成する場合において、カラーのパワー画像が過剰に表示されてしまう問題が指摘されている。例えば、組織境界上にカラー部分が重畳表示されてしまう問題や、血管内部を超えて血管壁までカラー部分が及んでしまう問題、が指摘されている。特に、輝度値とパワー値とを比較し、その比較結果からいずれかの値を選択する場合、上記の問題が生じやすい。この問題は、白黒画像とカラー画像とを合成する上記以外の場合においても生じ得る。

30

【0006】

本発明の目的は、第1超音波画像と第2超音波画像とを合成して合成画像を生成する場合において、いずれかの画像が過度に表示されないようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、断層画像とパワー画像とを合成する場合において、パワー画像が必要以上に画像化されないようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、表示座標ごとに2つの画素値のいずれかを選択する方式を採用する場合において、その方式において生じ易い問題を解消又は緩和することにある。

【課題を解決するための手段】**【0007】**

実施形態に係る超音波診断装置は、第1超音波画像を構成する第1入力画素値及び第2超音波画像を構成する第2入力画素値からなる入力画素値ペアに対して前処理を施す手段であって、前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方に基づいて補正係数を生成し、その補正係数に基づいて前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方を補正する前処理手段と、前記前処理後の入力画素値ペアを入力し、前記前処理後の入力画素値ペアに基づいて表示画像を構成する出力画素値を生成し、その出力画素値を出力する合成手段と、を含む。

【0008】

上記構成によれば、合成手段に入力される入力画素値ペアの内の一方又は両方が、その入力に先立って、前処理手段において前処理される。その前処理は、2つの入力画素値の

40

50

内の少なくとも一方に基づいて、2つの入力画素値の内の少なくとも一方を補正するものである。例えば、2つの入力画素値の中で、過剰表示が生じ易い一方の入力画素値が合成処理前に抑圧される。それに代えて、他方の入力画素値を合成処理前に増強することも考えられる。入力画素値はその変換により生成されるカラーデータセット（例えばR値、G値及びB値からなるセット）を含む概念である。同様に、出力画素値もカラーデータセットを含む概念である。

【0009】

合成手段において、2つの入力画素値の相互比較が行われ、且つ、その相互比較結果に基づいていずれかの入力画素値が出力画素値として選択される場合に、上記構成は効果的に機能する。そのような選択方式においては、例えば、第1入力画素値に対して第2入力画素値が相対的に大きければ、第1入力画素値及び第2入力画素値のそれぞれの具体的な値如何によらず、第2入力画素値が選択されることになる。これに対し、上記構成によれば、相互比較される2つの入力画素値の中で一方が補正（例えば第2入力画素値が抑圧）されるので、合成手段での処理条件を変えなくても、その処理条件下で生じる問題の発生を防止又は軽減することが可能となる。上記選択方式においては、いずれかの入力画素値がそのまま出力画素値として出力されるから、一般には、入力画素値の維持が求められるが、入力画素値を補正しても格別問題が生じない態様においては、上記前処理を採用することが可能であり、かつ、妥当である。

10

【0010】

実施形態において、前記第1超音波画像は組織の断面を表した断層画像であり、前記第2超音波画像はドプラ情報のパワーの二次元分布を表したパワー画像であり、前記表示画像は前記断層画像と前記パワー画像との合成により生成された合成画像であり、前記第1入力画素値はエコー値に相当する輝度値であり、前記第2入力画素値はパワー値である。例えば、入力画素値が速度、エラスト等を示す値である場合、入力画素値の補正により、読み取る観測値又は診断値が変化してしまう。これに対し、入力画素値が輝度値又はパワー値である場合、入力画素値を補正しても、超音波画像の観察上、格別の問題は生じない。第1超音波画像がBモード断層画像以外の白黒画像であってもよく、第2超音波画像がパワー画像以外のカラー画像であってもよい。

20

【0011】

実施形態において、前記前処理手段は、少なくとも前記輝度値に基づいて前記補正係数を生成する生成手段と、前記補正係数に基づいて前記パワー値を補正する補正手段と、を含み、前記補正係数は前記パワー値を抑圧する係数として機能する。輝度値の参照により補正係数が生成され、補正係数に基づくパワー値の抑圧により、パワー画像が過剰に表示されてしまう問題が解消又は緩和される。実施形態において、前記生成手段は、前記輝度値及び前記パワー値の組み合わせに基づいて前記補正係数を生成する。この構成によれば、2つの入力画素値の組み合わせに応じてパワー値の抑圧度合いを適応的に定められるから、パワー画像の過剰表示をより適切により自然に抑制できる。

30

【0012】

実施形態において、前記合成手段は、前記輝度値及び前記補正後のパワー値の相互比較に基づいて前記輝度値及び前記補正後のパワー値のいずれかを選択する手段であり、前記パワー値を抑圧すると、前記相互比較の結果として前記輝度値が選択され易くなり、且つ、前記出力画素値として前記補正後のパワー値が選択される場合には当該出力画素値が抑制される。上記構成は、選択方式を前提として、入力画素値の補正により選択条件を（場合により出力画素値をも）操作するものである。パワー値は血流のドプラ情報を反映したものであるが、超音波ビームの角度や組織性状等によっても変化する。パワー画像は、本来的には、血流の大まかな流れあるいはその存在範囲を示すものであるので、パワー値自体を補正しても、基本的に問題は生じない。

40

【0013】

実施形態に係る画像処理方法は、第1超音波画像を構成する第1入力画素値及び第2超音波画像を構成する第2入力画素値からなる入力画素値ペアに対して前処理を施す工程で

50

あって、前記入力画素値ペアの内の少なくとも一方に基づいて前記入力画素値ペアの内の少なくとも他方を補正する工程と、前記前処理後の入力画素値ペアを入力し、前記前処理後の入力画素値ペアの相互比較に基づいていずれかの入力画素値を選択し、選択された入力画素値を出力画素値として出力する工程と、を含む。

【0014】

上記構成では、相互比較による選択方式を前提とし、相互比較に先立って、その前処理として、少なくとも一方の入力画素値に基づいて少なくとも他方の入力画素値が補正される。上記構成によれば、相互比較による選択方式をそのまま維持しても、その選択条件又はその選択結果を状況に応じて変更することが可能となる。上記方法は、ハードウェアの機能として又はソフトウェアの機能として実現され得る。後者の場合、その方法を実行するためのプログラムが記憶媒体を介して又はネットワークを介して超音波診断装置にインストールされ得る。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、第1超音波画像と第2超音波画像とを合成して合成画像を生成する場合において、いずれかの画像が過度に表示されないようにできる。あるいは、本発明によれば、断層画像とパワー画像とを合成する場合において、パワー画像が必要以上に画像化されないようにできる。あるいは、本発明によれば、表示座標ごとに2つの画素値のいずれかを選択する方式を採用する場合において、その方式において生じ易い問題を解消又は緩和できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図2】図1に示した表示処理部の基本的な作用を示す概念図である。

【図3】画像処理方法（画像合成方法）の第1例を示すブロック図である。

【図4】図3に示した補正係数生成器の作用を三次元関数として示す概念図である。

【図5】図4に示した三次元関数における幾つかの断面を示す図である。

【図6】画像処理方法を適用する前の表示画像とそれを適用した後の表示画像とを示す図である。

30

【図7】画像処理方法の第2例を示すブロック図である。

【図8】画像処理方法の第3例を示すブロック図である。

【図9】画像処理方法の第4例を示すブロック図である。

【図10】画像処理方法の第5例を示すブロック図である。

【図11】画像処理方法の第6例を示すブロック図である。

【図12】図11に示した補正係数生成器の作用を三次元関数として示す概念図である。

【図13】図12に示した三次元関数における幾つかの断面を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0018】

40

図1には、本発明に係る超音波診断装置の実施形態がブロック図として示されている。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、生体に対する超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成及び表示する装置である。本実施形態では、超音波画像として、組織の断面を表す断層画像と、その断面上におけるドブラ情報のパワーの二次元分布を示すパワー画像と、が形成され、それらを合成した合成画像が表示される。断層画像は白黒画像であり、パワー画像はカラー画像である。パワー画像において、正方向に流れる血流及び負方向に流れる血流がそれぞれ異なるカラーで表現されてもよいし、流れの向きによらずに血流が一定のカラーで表現されてもよい。パワー画像は、本来的には、運動体である血流からのドブラ情報のパワーを表現した画像である。もっとも、組織の運動、深さ方向の距離分解能が低いこと、等の様々な理由によって、血流以外の部

50

位においてパワーが観測及び表示されてしまうことがある。その問題を解消又は緩和する技術について以下に説明する。

【0019】

図1において、プローブ10は、プローブヘッド、ケーブル及びコネクタによって構成される。コネクタが超音波診断装置本体に対して着脱可能に装着される。プローブヘッドは、例えば、被検体の表面上に当接される。プローブヘッドは、図示の例では、一次元配列された複数の振動素子からなるアレイ振動子を有している。アレイ振動子によって超音波ビームBが形成され、それが電子走査される。その電子走査によってビーム走査面S1が形成される。そのビーム走査面S1は組織の断面に相当する二次元のエコーデータ取込領域である。超音波ビームBの電子走査又は別の超音波ビームの電子走査によって、ビーム走査面S2が形成される。ビーム走査面S2はドブラ情報を取得するための二次元エコーデータ取込領域である。ビーム走査面S2は、通常、ビーム走査面S1の一部である。ビーム走査面S2の広がり範囲は、パワー観測のために設定された関心領域の広がり範囲に合致している。図1において、rは深さ方向を示しており、 θ は電子走査方向を示している。1Dアレイ振動子に代えて、2Dアレイ振動子を設け、生体内の三次元空間からボリュームデータを得るようにしてもよい。電子走査方式として、電子セクタ走査方式、電子リニア方式、等が知られている。

10

【0020】

送受信回路12は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する電子回路である。送信時において、送受信回路12からアレイ振動子へ複数の送信信号が並列的に供給される。これにより送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子で受波される。これによりアレイ振動子から送受信回路12へ複数の受信信号が並列的に出力される。送受信回路12は、複数のアンプ、複数のA/D変換器、複数の遅延回路、加算回路、等を有する。送受信回路12において、複数の受信信号が整相加算(遅延加算)されて、受信ビームに相当するビームデータが形成される。電子走査方向に並ぶ複数のビームデータにより受信フレームデータが構成される。各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。

20

【0021】

断層画像形成部14は、断層画像形成手段として機能し、それは、受信フレームデータに基づいて断層画像データを生成する電子回路である。その電子回路は1又は複数のプロセッサを含む。断層画像形成部14は、例えば、検波回路、対数変換回路、フレーム相関回路、デジタルスキャンコンバータ(DSC)等を有する。断層画像は複数の画素値により構成される。個々の画素値はエコー値としての輝度値Iである。表示座標順で、一連の輝度値Iが表示処理部18へ順次送られている。

30

【0022】

パワー画像形成部16は、パワー画像形成手段として機能し、それは、受信フレームデータに基づいてパワー画像を生成する電子回路である。その電子回路は1又は複数のプロセッサを含む。パワー画像形成部16は、直交検波回路、クラッタ除去回路、自己相関回路、速度演算回路、パワー演算回路、DSC等を有する。パワー画像は複数の画素値により構成される。個々の画素値はパワー値Pである。パワー値Pは図示の構成例では正又は負の符号(+/-)を伴う。表示座標順で、一連のパワー値Pが表示処理部18へ順次送られている。

40

【0023】

表示処理部18は1又は複数のプロセッサを含む電子回路により構成されている。表示処理部18は、前処理手段、カラー変換手段及び合成手段として機能する。前処理手段の概念には、補正係数生成手段及び補正手段が含まれる。合成手段の概念には、相対比較手段及び選択手段が含まれる。表示処理部18は、白黒画像としての断層画像とカラー画像としてのパワー画像とを合成し、それにより合成画像を生成する。その合成画像が表示画像として表示器19に表示される。

【0024】

50

本実施形態では、画像合成に際して、表示座標単位で、2つの入力画素値の内のいずれかが選択されている。すなわち、ブレンド方式ではなく、選択方式が採用されている。これについて後に詳述する。表示器19は、LCD又は有機ELデバイス等によって構成される。

【0025】

制御部20は、図1に示されている各構成を制御する制御手段として機能し、CPU及び動作プログラムにより構成される。制御部20には操作パネル22が接続されている。操作パネル22は、トラックボール、スイッチ、キーボード等の多様な入力デバイスを有する。

【0026】

図2には、画像合成が概念的に示されている。本実施形態では、断層画像F1と、パワー画像F2とが合成され、合成画像F12が生成される。具体的には、第1座標に着目した場合、同じ第1座標に存在する2つの画素値(入力画素値ペア)100, 102が相互に比較され、その比較結果から、いずれかの画素値100, 102が選択され、その選択された画素値が合成画像F12を構成する画素値104とされる。第2座標に着目した場合も同様であり、同じ第2座標に存在する2つの画素値(入力画素値ペア)106, 108が相互に比較され、その比較結果から、いずれかの画素値106, 108が選択され、その選択された画素値が合成画像F12を構成する画素値110とされる。上記選択に際しては、例えば、2つの画素値の中で大きな方が選択される。あるいは、2つの画素値に対応する2つのカラーデータセットの中で、カラーごとにカラーデータが比較され、その比較結果に基づいて、いずれかのカラーデータセットが選択される。2つの画素値の相互比較の概念には、2つのカラーデータセットの相互比較が含まれる。いずれかの画素値の選択の概念には、いずれかのカラーデータセットの選択が含まれる。

【0027】

図3には、図1に示した表示処理部の第1構成例が示されている。表示処理部は、前処理部23及び合成部31を含むものであり、図示の構成例では、更にカラー変換部を含んでいる。表示処理部には、同じ座標に対応付けられた2つの入力画素値として、輝度値I及びパワー値Pが入力される。補正係数生成器24は、ルックアップテーブル(LUT)等により構成され、それは、輝度値I及びパワー値Pの組み合わせに基づいて、補正係数kを生成する。補正係数kは、乗算器26において、パワー値Pに対して乗算される。補正係数kは、図3に示す構成例において、0.0~1.0の範囲内の値を取り得る。パワー値Pに対して、補正係数1.0が乗算される場合においては、パワー値Pは実質的に保存される。パワー値Pに対して、補正係数1.0未満の値が乗算される場合、パワー値Pは抑圧される。この抑圧は2つの意義をもたらす。第1に、パワー値を抑圧すると、後述する判定器32において、パワー値が選択される可能性が小さくなる。第2に、出力画素値としてパワー値が選択された場合でも、補正係数kによる抑圧分だけ、パワー値が小さくなるので、表示画像上においてそのパワー値に相当する画素が目立たなくなる。

【0028】

第1LUT28及び第2LUT30は、カラー変換部を構成するものである。第1LUT28においては、輝度値Iに基づいて、それに対応するカラーデータセット(R1, G1, B1)が生成されている。そのカラーデータセット(R1, G1, B1)は白黒画像の構成要素としての画素値である。例えば、最小エコー値が黒色で表現され、最大エコー値が白色で表現される。中間エコー値がグレーで表現される。第2LUT30においては、補正後のパワー値P'及び符号に基づいて、カラーデータセット(R2, G2, B2)が生成されている。そのカラーデータセット(R2, G2, B2)は、カラー画像の構成要素としての画素値である。例えば、正方向の流れと負方向の流れとが別々のカラー(赤系、青系)で表現される。各カラーの輝度がパワーの大きさを表す。流れの方向によらず、パワーの大小がオレンジ等のカラーの輝度で表現されてもよい。

【0029】

判定器32は、図示の構成例において、以下の(1)~(3)式に基づいて画素値の選択を行

10

20

30

40

50

うものである。具体的には、以下の(1)式が満たされた場合には、以下の(2)式に従ってパワー値が選択され、以下の(1)式が満たされない場合には、以下の(3)式に従って輝度値が選択される。

【0030】

$(R1 < R2) \text{ or } (G1 < G2) \text{ or } (B1 < B2) \dots (1)$

$OUT(R2, G2, B2) \dots (2)$

$OUT(R1, G1, B1) \dots (3)$

【0031】

セレクタ34は、上記選択結果に従い、カラーデータセット(R1, G1, B1)又はカラーデータセット(R2, G2, B2)のいずれかを出力するものである。判定器32及びセレクタ34が単一のプロセッサで構成されてもよい。

10

【0032】

図3に示した第1構成例では、合成処理としての画素値選択に先立って、輝度値及びパワー値の組み合わせに基づいて、パワー値Pが抑圧される。よって、合成処理条件を維持しても、前処理によって結果として合成処理条件を修正又は部分的に修正することが可能となる。特に、パワー値Pの抑制により、パワー画像が過剰に広がって表現されてしまう問題を解消又は軽減できる。換言すれば、選択方式を採用する場合、出力対象が択一的に決められるので、状況次第では、行き過ぎた又は偏った表示内容になってしまう傾向が認められるが、それに対して上記前処理を組み合わせれば、補正係数を適切に定めることにより、上記問題を改善することが可能となる。換言すれば、上記(3)式それ自体は、断層画像上にパワー画像を重畳表示するに当たり効果的であるが、状況次第では、パワー画像が表示され過ぎてしまうこともある。そのような問題を上記前処理によって解消又は緩和することが可能となる。

20

【0033】

図4には、図3に示した補正係数生成器の作用が三次元関数として示されている。第1水平軸が輝度値(但し規格化された輝度値)Iを表している。第2水平軸がパワー値(但し規格化されたパワー値)Pを表している。垂直軸が補正係数kを表している。三次元関数の形状の理解を助けるため、図4には、パワー値P=0.0、パワー値P=0.5及びパワー値P=1.0の3つの地点に対応する3つの二次元関数112, 114, 116が示されており、更に、それらの内容が図5に示されている。

30

【0034】

図示された例において、いずれのパワー値Pにおいても、輝度値Iの増大に伴って補正係数kが小さくなっている。パワー値Pが増大すると、二次元関数112, 114, 116において、立ち下がり位置がより低輝度側にシフトしている。もっとも、図4及び図5に示した三次元関数は例示である。

【0035】

図6には、本実施形態に係る前処理を適用しないで生成された従来 of 合成画像120とそれを適用して生成された合成画像122とが模式的に示されている。合成画像120は、断層画像とパワー画像との合成により生成されている。ROI126はパワー画像128の表示エリアを定めるものである。断層画像には血管130の断面が含まれ、そこには血管壁132と内腔(血流部)134とが含まれる。また、図示の例では、組織境界部136が含まれる。カラー表現されたパワー画像部分138は、血管130の内腔134を超えて血管壁132にまで及んでいる。組織の輝度が低く、ある程度のパワーが観測された部位において、このような過剰表示が生じ得る。また、組織境界部136上にもパワー画像部分140が重畳している。例えば、組織境界部136が呼吸運動しているような場合にこのような状態が生じ得る。合成処理条件を変えずに、前処理を適用した結果が合成画像122として示されている。パワー画像部分142は、血管壁132まで及んでおらず、内腔134の内部に留まっている。また、組織境界部136上にパワー画像部分は重畳していない。このように本実施形態の画像処理によれば、合成処理条件を維持しつつも、合成処理結果を改善して、自然な画像内容とすることが可能となる。

40

50

【 0 0 3 6 】

図 7 には、画像処理部の第 2 構成例が示されている。その表示処理部は、前処理部 2 3 A 及び合成部 3 1 A を含む。この第 2 構成例は、図 3 に示した第 1 構成例についての第 1 変形例に相当するものである。なお、図 3 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略することにする。図 8 以降の各図においても同様である。

【 0 0 3 7 】

図 7 に示す第 2 構成例では、判定器 3 6 において、輝度値 I 及び補正後のパワー値 P' が相互比較され、その相互比較結果に基づいて、輝度値 I 及び補正後のパワー値 P' のいずれかが選択されている。実際には、輝度値 I に対応するカラーデータセット ($R1, G1, B1$)、及び、補正されたパワー値 P' に対応するカラーデータセット ($R2, G2, B2$) のいずれかが選択されている。このような判定方法でも、上記第 1 構成例と同様の作用効果を得られる。判定器 3 6 においては、例えば、輝度値 I と第 1 閾値とを比較し、且つ、補正後のパワー値 P' と第 2 閾値とを比較し、2 つの比較結果から (4 パターン中のどのパターンに該当するのかに応じて)、輝度値 I を採用するか、補正後のパワー値 P' を採用するか、を決定してもよい。

【 0 0 3 8 】

図 8 には、画像処理部の第 3 構成例が示されている。その表示処理部は、前処理部 2 3 B 及び合成部 3 1 を含む。この第 3 構成例は、図 3 に示した第 1 構成例の第 2 変形例に相当するものである。補正係数生成器 3 8 には輝度値 I だけが入力されており、補正係数生成器 3 8 は輝度値 I に基づいて補正係数 k を生成している。その補正係数 k がパワー値 P に乗算されている。この第 3 構成例でも第 1 構成例同様の一定の作用効果を得られる。但し、状況に応じて、より適切な前処理を適用するには、第 1 構成例のように、輝度値 I 及びパワー値 P の組み合わせから、補正係数 k を求めるのが望ましい。

【 0 0 3 9 】

図 9 には、画像処理部の第 4 構成例が示されている。その表示処理部は、前処理部 2 3 C 及び合成部 3 1 を含む。この第 4 構成例では、補正係数生成器 4 2 が輝度値 I 及びパワー値に基づいて補正係数 k_1 を生成している。その補正係数 k_1 が乗算器 3 9 において輝度値 I に乗算されており、これにより補正後の輝度値 I' が得られている。補正後の輝度値 I' は第 1 LUT 2 8 に入力されている。すなわち、この第 4 構成例は、パワー値 P ではなく、輝度値 I を補正するものであり、具体的には、輝度値 I の増強によってそれを補正するものである。これによって、判定器 3 2 において、輝度値 I' に対応するカラーデータセット ($R1, G1, B1$) が選択される可能性を高められる。もっとも、輝度値 I が既に飽和している場合又はそれに近い場合、第 4 構成例は採用し難く、また輝度値分布を維持したいような場合にも、第 4 構成例は採用し難い。そのような問題が生じず、あるいは、パワーの二次元分布を維持したい場合に、第 4 構成例を採用するのが望ましい。

【 0 0 4 0 】

図 10 には、表示処理部の第 5 構成例が示されている。その表示処理部は、前処理部 2 3 D 及び合成部 3 1 を含む。この第 5 構成例では、補正係数生成器 4 8 の前段に、第 1 修正器 4 4 及び第 2 修正器 4 6 が設けられている。第 1 修正器 4 4 は、補正係数生成の限りで、輝度値 I の修正を行うものであり、修正後の輝度値が補正係数生成器 4 8 に与えられている。そのための修正関数として各種の関数を採用し得る。第 2 修正器 4 6 は、補正係数生成の限りで、パワー値 P の修正を行うものであり、修正後のパワー値が補正係数生成器 4 8 に与えられている。そのための修正関数として各種の関数を採用し得る。補正係数 k はパワー値 P に乗算されている。

【 0 0 4 1 】

図 11 には、表示処理部の第 6 構成例が示されている。その表示処理部は、前処理部 2 3 E 及び合成部 3 1 を含む。この第 6 構成例では、上記第 5 構成例と同様に、補正係数生成器 5 0 の前段に、第 1 修正器 4 4 及び第 2 修正器 4 6 が設けられている。補正係数生成器 5 0 は、修正後の輝度値及びパワー値に基づいて、補正係数 k_1 を生成し、それを乗算器 5 2 へ与えている。補正係数 k_1 が乗算された補正後の輝度値 I' が第 1 LUT 2 8 へ

10

20

30

40

50

与えられている。

【 0 0 4 2 】

図 9 に示した第 4 構成例又は図 1 1 に示した第 6 構成例を採用する場合、例えば、図 1 2 に示す三次元関数を備える補正係数生成器を用いてもよい。図 1 2 において、第 1 水平軸が輝度値（但し規格化された輝度値） I を表している。第 2 水平軸がパワー値（但し規格化されたパワー値） P を表している。垂直軸が補正係数 k_1 を表している。三次元関数の形状の理解を助けるため、図 1 2 には、パワー値 $P = 0.0$ 、パワー値 $P = 0.5$ 及びパワー値 $P = 1.0$ の 3 つの地点に対応する 3 つの二次元関数 1 5 0, 1 5 2, 1 5 4 が示されており、更に、それらの内容が図 1 3 に具体的に示されている。図示の例において、いずれのパワー値 P においても、輝度値 I の増大に伴って補正係数 k_1 が徐々に大きくなっている。パワー値 P が増大すると、二次元関数 1 5 0, 1 5 2, 1 5 4 において、立ち上がり位置がより低輝度側にシフトしている。補正係数 k_1 の最大値は、輝度値 I の増強のために、1.0 よりも大きい。パワー値 P の増大に伴って 3 つの関数にわたって補正係数 k_1 の最大値が徐々に増大している。もっとも、図 1 2 及び図 1 3 に示した三次元関数は例示である。

10

【 0 0 4 3 】

上記実施形態によれば、白黒の断層画像とカラーのパワー画像とを合成して合成画像を生成する場合において、いずれかの画像（特にパワー画像）が過度に表示されないようにできる。別の見方をすれば、上記実施形態によれば、表示座標ごとに 2 つの画素値のいずれかを選択する方式を採用する場合において、その方式を維持しつつも、その方式において生じ易い問題を解消又は緩和できる。断層画像とパワー画像以外の画像とを合成する場合、及び、断層画像以外の画像とパワー画像とを合成する場合においても、上記構成を採用し得る。

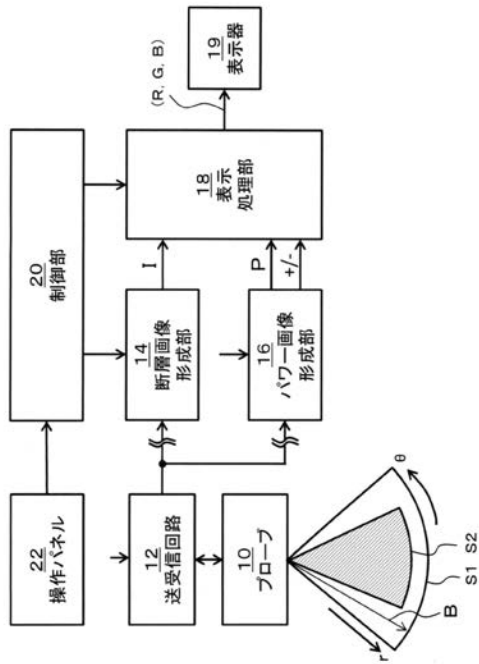
20

【 符号の説明 】

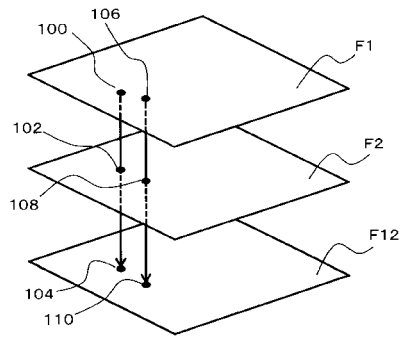
【 0 0 4 4 】

1 8 表示処理部、 2 3 前処理部、 2 4 補正係数生成器、 2 8 第 1 L U T、 3 0 第 2 L U T、 3 1 合成部、 3 2 判定器、 3 4 セレクタ。

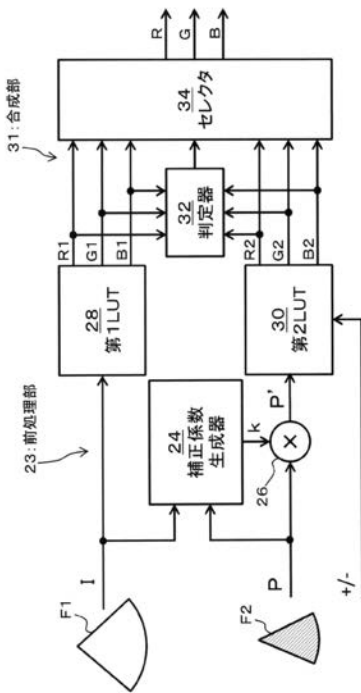
【図1】



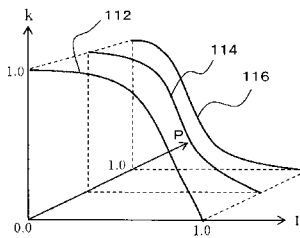
【図2】



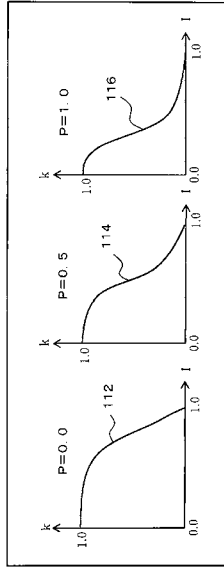
【図3】



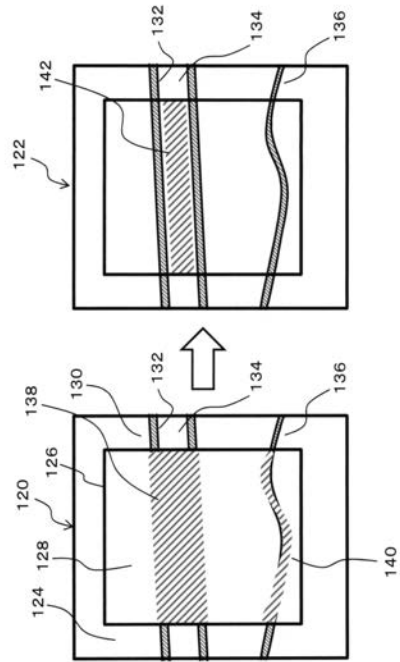
【図4】



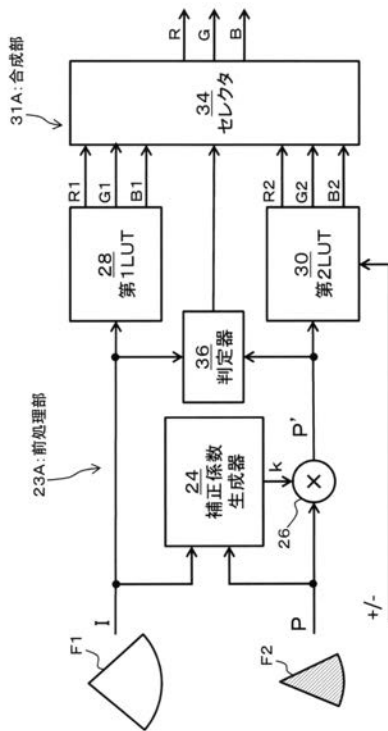
【 図 5 】



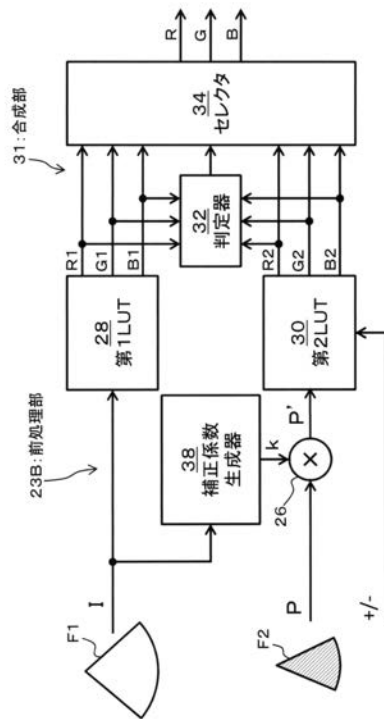
【 図 6 】



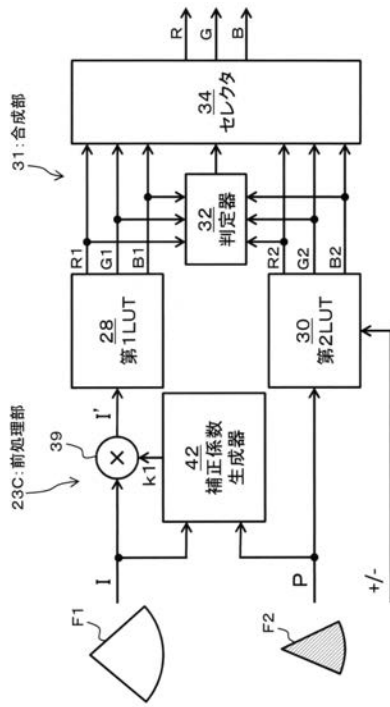
【 図 7 】



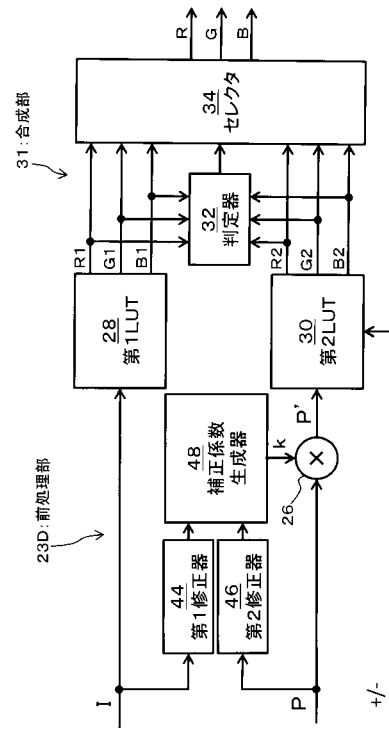
【 図 8 】



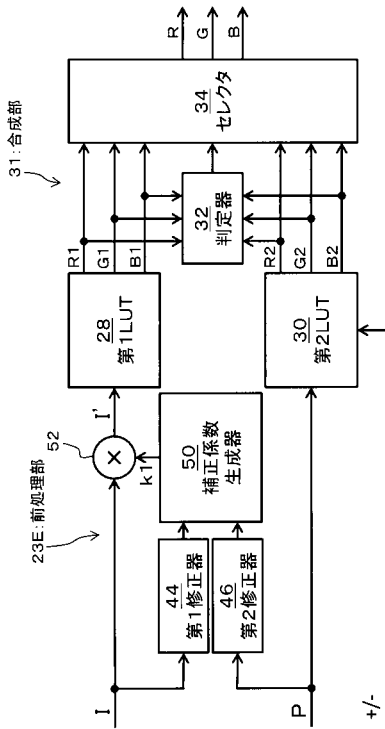
【 図 9 】



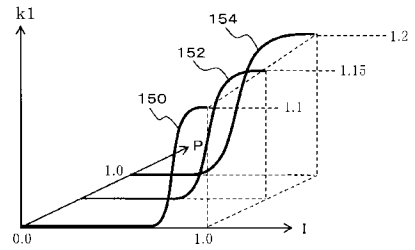
【 図 10 】



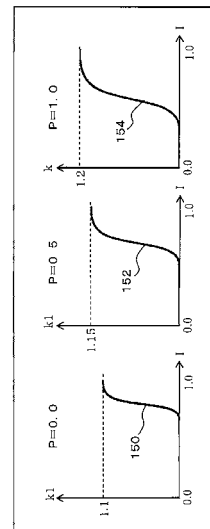
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018153562A	公开(公告)日	2018-10-04
申请号	JP2017054752	申请日	2017-03-21
[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	山田哲也		
发明人	山田 哲也		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 G01S7/52071 G01S7/52074 H04N9/646 A61B8/14 A61B8/5246 G06T5/009 G06T5/50 G06T2207/10072 G06T2207/20208 G06T2207/20221 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB47 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/LL07		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当通过在超声诊断设备中合成断层图像和功率图像来显示显示图像时，防止过度显示功率图像。基于构成断层图像F 1的亮度值I和构成功率图像F 2的功率值P的组合生成校正系数k。通过将功率值P乘以校正系数k，可以抑制功率值P。这样预处理后，彩色数据集（对应于彩色数据集R2（R1，G1，B1）和（抑制）功率值P后对应于亮度值I，G2，B2），选择一个颜色数据集。

