

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5439031号
(P5439031)

(45) 発行日 平成26年3月12日(2014.3.12)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2009-119884 (P2009-119884)	(73) 特許権者	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成21年5月18日(2009.5.18)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2010-264182 (P2010-264182A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成22年11月25日(2010.11.25)	(72) 発明者	嘉山 崇史 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
審査請求日	平成24年4月3日(2012.4.3)	審査官	後藤 順也

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】

超音波の送受波を行って受信信号を取得する送受波手段と、
前記送受波手段から出力される受信信号に基づいて超音波画像を形成する手段であって、同一の受信信号を用いて同一の表示形式を有する第1の組織画像及び第2の組織画像を形成する組織画像形成手段と、
前記送受波手段から出力される受信信号に基づいて二次元血流画像を形成する血流画像形成手段と、
前記第1の組織画像と、前記第2の組織画像を背景としてその上に前記二次元血流画像を重畳することにより構成された合成画像と、を同時に表示する表示手段と、
前記第1の組織画像についての第1利得及び前記第2の組織画像についての第2利得を個別的に設定する利得設定手段と、
を含み、
前記利得設定手段は、前記第1の組織画像及び前記第2の組織画像の両者に対する共通利得をユーザーが変更するための操作手段を含み、
前記共通利得に基づいて前記第1の組織画像についての第1利得が設定され、
前記共通利得及び利得低減用の利得補正值に基づいて前記第2の組織画像についての第2利得が設定され、
前記第2の組織画像は背景画像として前記第1の組織画像よりも低利得で表示される、
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 の組織画像及び前記第 2 の組織画像は、互いに輝度だけが異なる B モード白黒断層画像であり、
前記合成画像はカラーフローマッピング画像である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、
前記利得設定手段は、前記利得補正値を記憶した記憶部を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 記載の装置において、
前記利得設定手段は、第 1 利得補正値及び前記利得補正値としての第 2 利得補正値を記憶した記憶部を含み、
前記共通利得及び前記第 1 利得補正値に基づいて前記第 1 の組織画像についての第 1 利得が設定される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、
前記第 1 の組織画像と共に前記第 1 利得を表す第 1 利得情報が表示され、前記第 2 の組織画像と共に前記第 2 利得を表す第 2 利得情報が表示される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、
前記共通利得に基づいて前記受信信号の利得を調整する利得調整器を含み、
前記組織画像形成手段は前記共通利得による利得調整後の受信信号に基づいて前記第 1 の組織画像及び前記第 2 の組織画像を形成するスキャンコンバータであり、
前記スキャンコンバータは前記利得補正値に基づいて前記第 2 の組織画像の利得を補正する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、二画面表示モードを有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波診断装置が利用されている。超音波診断装置は生体に対して超音波の送受波を行ってこれにより得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波画像としては、B モード画像（組織の断面を表す白黒の二次元画像）、カラーフローマッピング（CFM）画像（B モード画像の上に二次元のカラー血流画像を重畳させた二次元画像）、等が知られている。

40

【0003】

超音波診断装置の中には二画面表示モードを有するものがある。当該モードでは 2 つの超音波画像が同時に表示される。例えば、リアルタイム B モード画像とシネメモリから読み出された保存済み B モード画像とが同時に表示される。二画面表示モードの一態様としてあるいは変形として、同一部位を表す 2 つの動画像を並列表示するモードもある。それは例えば Dual Dynamic Display モード（DDD モード）等と称されているものである。かかる二画面動画像表示モードでは、典型的には、一方の画面エリアに B モード画像が動画像

50

として表示され、他方の画面エリアにCFM画像が動画像として表示される。周知のように、CFM画像はカラードプラ画像とも称されており、それは、白黒のBモード画像に対してカラの二次元血流画像を重畳させることにより生成されるものである。その場合、一方の画面エリアにはBモード画像が単独で表示され、他方の画面エリアには背景画像としてBモード画像が表示される。従来、それらのBモード画像はまったく同一の画像として構成されており、つまり、それらの間において、ソース信号、画像形式及び画像形成条件は同一であり、よって利得（輝度）も同一である。装置内部では単一のBモード画像が形成されるだけである。従来の超音波診断装置において、時期的に異なるタイミングで取得された信号に基づいて生成された2つのBモード画像を同時表示するのであれば、それぞれのBモード画像について利得は個別的に設定されるが、同じソース信号に基づいて同時に形成されるBモード画像間において異なる利得を設定することはできなかった。観点を換えれば、従来においては、Bモード画像とそれを含むCFM画像とを同時表示可能な超音波診断装置において、CFM画像のための専用Bモード画像、及び、単独表示用の専用Bモード画像を生成することはできなかった。CFM画像に合成される前のBモード画像がそのまま別の表示領域に表示されているだけであった。

10

【0004】

なお、特許文献1には、基本波成分と高調波成分のそれぞれの信号強度を個別的に補正するゲイン補正手段が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0005】

【特許文献1】特許第4192598号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

CFM画像を観察する場合、ユーザーは専ら血流を観測したいのであり、その場合において背景画像としてのBモード画像の輝度が高いと、それが血流の観測の邪魔となる。つまり、血流の観測においては背景画像としてのBモード画像の輝度を低くしておくのが望ましい。その一方、CFM画像に隣接して表示される単独表示画像としてのBモード画像については、それ自体が観察対象であるから、その観察の便宜を図るために画像の輝度を高めておくことが必要となる。しかしながら、従来においては、上記のように単独表示用のBモード画像と合成表示用のBモード画像とが同一画像であったために、前者のための輝度を高めるとそれは後者の観察の妨げとなり、後者のために輝度を下げるとそれは前者の観察の妨げとなる、というジレンマが生じていた。このような問題はBモード画像以外の他の超音波画像を同時表示する場合においても同様に生じうるものである。

30

【0007】

なお、操作パネル上には、一般にゲインつまみが搭載されており、そのゲインつまみを操作することにより、受信信号の利得をユーザーにより可変可能である。従来においては、そのゲインつまみの設定値がそのままBモード画像の利得として設定されていた。そのような従前の操作性あるいは操作感覚をできるだけ維持することも操作上の混乱や戸惑いを回避する上で大切である。

40

【0008】

本発明の目的は、同じ受信信号から生成された同一部位を表示する同一形式の複数の超音波画像を並列表示する場合において、個々の超音波画像の画質を個別的に最適化できるようにすることにある。

【0009】

あるいは、本発明の目的は、同じ受信信号から生成された同一部位を表示する同一形式の複数の超音波画像を並列表示する場合において、それらの超音波画像の画質の相互関係を維持しつつ、それらの画質を単一操作でまとめて調整できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

50

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波を行って受信信号を取得する送受波手段と、前記送受波手段から出力される受信信号に基づいて超音波画像を形成する手段であって、同一の受信信号を用いて同一の表示形式を有する第1の組織画像及び第2の組織画像を形成する組織画像形成手段と、前記送受波手段から出力される受信信号に基づいて血流画像を形成する血流画像形成手段と、前記第1の組織画像と、前記第2の組織画像を背景としてその上に前記二次元血流画像を重畳することにより構成された合成画像と、を同時に表示する表示手段と、前記第1の組織画像についての第1利得及び前記第2の組織画像についての第2利得を個別的に設定する利得設定手段と、を含むことを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、利得設定手段によって、第1の組織画像と第2の組織画像とで別々の利得を設定することができるから、それぞれの組織画像の輝度（階調）を所望のものにできる。例えば、独立表示される第1の組織画像については高輝度で表示し、背景画像として表示される第2の組織画像については低輝度で表示することが可能である。よって、各画像の観察上の便宜を図れる。第1の組織画像と第2の組織画像は、同じ受信信号に基づいて形成される画像であって、互いに同一の生体部位を表す同一表示形式をもった画像である。但し、それらの利得は個別的に調整可能である。なお、利得の調整の概念に、輝度調整の他、コントラスト調整等が含まれてもよい。第2の利得を可変しても第2の組織画像の利得が変化するだけで、二次元血流画像の利得は変動しない。それは合成画像の輝度調整とは異なるものである。

【0012】

望ましくは、前記第1の組織画像及び前記第2の組織画像は、互いに輝度だけが異なるBモード白黒断層画像であり、前記合成画像はカラーフローマッピング画像であり、前記第2の組織画像は背景画像として前記第1の組織画像よりも低利得で表示される。

【0013】

望ましくは、前記利得設定手段は、前記第1の組織画像及び前記第2の組織画像の両者に対する共通利得を設定する手段と、利得補正值を記憶した記憶部と、前記共通利得に基づいて前記第1利得を設定し、前記共通利得及び前記利得補正值に基づいて前記第2利得を設定する手段と、を含む。上記構成によれば、共通利得によって全体調整を行った上で、利得補正值によって第2利得を個別的に調整することができる。

【0014】

望ましくは、前記第1の組織画像及び前記第2の組織画像の両者に対する共通利得を設定する手段と、第1利得補正值及び第2利得補正值を記憶した記憶部と、前記共通利得及び前記第1利得補正值に基づいて前記第1利得を設定し、前記共通利得及び前記第2利得補正值に基づいて前記第2利得を設定する手段と、を含む。上記構成によれば、共通利得によって2つの組織画像の両者の利得を調整した上で、各利得補正值によって各組織画像の利得を独立して個別的に調整可能である。

【0015】

望ましくは、前記第1の組織画像と共にその利得を表す第1利得情報が表示され、前記第2の組織画像と共にその利得を表す第2利得情報が表示される。この構成によれば、利得を把握でき、また利得の再設定も容易となる。両者の利得を合わせたいような場合にもそれを簡単に行える。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、同じ受信信号から生成された同一部位を表示する同一形式の複数の超音波画像を並列表示する場合において、個々の超音波画像の画質を個別的に最適化できる。あるいは、本発明によれば、同じ受信信号から生成された同一部位を表示する同一形式の複数の超音波画像を並列表示する場合において、それらの超音波画像の画質の相互関係を維持しつつ、それらの画質を単一操作でまとめて調整できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本発明に係る画像形成方法の好適な実施形態を示す概念図である。

【 図 2 】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【 図 3 】 利得の設定方法を説明するための図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 には、本発明に係る画像形成方法の好適な実施形態が原理図として示されている。この画像形成方法は超音波診断装置上において実行されるものであり、特に、上述した二画面動画像表示モードを有する超音波診断装置において実行されるものである。

10

【 0 0 2 0 】

符号 1 0 は送受波工程を表しており、符号 1 2 は画像形成工程を表しており、符号 1 4 は表示処理工程を表しており、符号 1 6 は表示工程を表している。本実施形態において、二画面動画像表示モードとしての D D D モードが選択された場合、所定のシーケンスに従って、Bモード画像形成用のフレーム 1 8 と、フロー画像（血流画像）形成用のフレーム 2 0 とが形成される。フレーム単位で 2 つのフレーム 1 8 , 2 0 が形成されてもよいし、ビーム単位で通常のビームとドプラ観測用ビームとが所定のシーケンスに従って形成されてもよい。フレーム 1 8 は、Bモード画像形成用の複数のビームデータからなるものであり、フレーム 2 0 は血流画像形成用の複数のビームデータからなるものである。

20

【 0 0 2 1 】

フレーム 1 8 を構成する各ビームデータに対しては、所定の信号処理が実行される。そのような信号処理の過程においてビームデータに対するゲインすなわち B 画像用のマスターゲイン G_B が設定される。このゲイン G_B は操作パネル上のつまみを回転させることによりユーザーにより変更することが可能である。同じく、フレーム 2 0 を構成するドプラ観測用の各ビームデータに対してもゲイン G_F が設定される。そのゲイン G_F についても操作パネル上のつまみを回転させることによりユーザーにより変更することが可能である。

【 0 0 2 2 】

画像形成工程 1 2 においては、B画像用のフレーム 1 8 を構成するゲイン設定後の各ビームデータがデジタルスキャンコンバータ 2 2 に入力され、複数のビームデータに基づいて B モード断層画像すなわち二次元白黒断層画像が構成される。周知のように、D S C 2 2 は、送受波座標系から表示座標系への座標変換機能、データ補間機能等を有するものである。本実施形態における D S C 2 2 は、同じ受信信号すなわち同じビームデータに基づいて同一の表示形式を有し、輝度のみが異なる 2 つの B モード断層画像を形成する機能を有している。それが符号 2 6 及び符号 2 8 で示されている。

30

【 0 0 2 3 】

ここで、Bモード断層画像 2 6 のゲイン G_{B1} は、図 1 に示す例において共通ゲイン G_B と同一であり、その一方において、Bモード画像 2 8 のゲイン G_{B2} は共通ゲイン G_B にゲイン補正值 G_B を加えた値である。ここで、ゲイン補正值 G_B は本実施形態においてマイナスの符号をもっており、すなわち B モード断層画像 2 8 は背景画像として輝度が低く設定されている。

40

【 0 0 2 4 】

一方、ドプラ情報を得るためのフレーム 2 0 を構成する複数のビームデータに対しては所定の信号処理が実行される。その信号処理にはドプラ情報の抽出処理や自己相関演算処理等が含まれ、さらに画像のゲインを変更する処理が含まれる。その場合においてはドプラ情報用のゲイン G_F に従ってゲイン設定がなされる。

【 0 0 2 5 】

ゲイン処理等の信号処理を経た各ビームデータは D S C 2 4 に入力される。D S C 2 4 は上記 D S C 2 2 と同様の機能を有し、複数のビームデータに基づいて二次元血流画像を構成する。その画像が符号 3 0 によって表されている。符号 3 0 は表示用のフレームを表

50

している。同じく、上述したフレーム 26, 28 も表示用のフレームを表している。ちなみに、フレーム 30 に対してはカラーコーディング処理が施され、正方向の速度情報及び負方向の速度情報に対してそれぞれ所定の色相及び輝度が割り当てられる。

【0026】

表示処理工程 14 においては、背景画像としての B モード断層画像 28 上にカラー血流画像 30 を合成して合成画像 32 が生成される。合成画像 32 はいわゆるカラーフローマッピング画像であり、B モード画像を背景としてカラーの二次元血流情報が合成された画像である。

【0027】

表示工程 16 においては、表示画像 34 が表示され、それは上記の B モード断層画像 26 と合成画像 32 とを含むものである。B モード断層画像 26 に対しては利得を個別に設定可能であるため、すなわち高輝度でその内容を表現することが可能である。その一方、合成画像における背景画像としての B モード断層画像については血流の観測に支障がないように低輝度の画像として表示される。この結果、同じ B モード断層画像を表示しつつもその輝度を用途に応じて変更することが可能であるので、すなわちそれぞれの画像の目的に応じて利得を個別設定することが可能であるので、画像観察上の便宜を図ることができるという利点がある。すなわち組織の観察及び血流の観察の両方を的確に行えるという利点が得られる。

【0028】

ちなみに、B モード断層画像 26 について設定された利得を表す情報 40 及び背景画像としての B モード画像 28 について設定された利得を表す情報 42 を併せて表示するのが望ましい。各画像の近傍に利得情報を表示すれば画像の輝度を理解する上で、あるいは画像の輝度を変更する上で参考となる。

【0029】

図 2 には超音波診断装置の好適な実施形態がブロック図として示されている。図 2 に示す超音波診断装置は図 1 に示した画像形成方法を実行するものである。

【0030】

プローブ 44 は体表面上に当接して用いられる超音波探触子である。もちろん、体腔内に挿入されるプローブが利用されてもよい。プローブ 44 は複数の振動素子からなる 1D アレイ振動子を有している。1D アレイ振動子により超音波ビーム B が形成され、これに対して電子走査を適用することにより走査面 S が構成される。この走査面 S は送受波フレームに対応するものである。ちなみに図 2 において、r が深さ方向を表しており、 θ が電子走査方向を表している。図示される電子走査は電子セクタ走査であるが、その他の電子走査方式として、電子リニア走査等が知られている。

【0031】

送信部 46 は送信ビームフォーマとして機能するものである。送信部 46 は 1D アレイ振動子を構成する複数の振動素子に対して複数の送信信号を並列的に供給する。これにより 1D アレイ振動子において送信ビームが形成される。生体内からの反射波は複数の振動素子にて受波され、それらから複数の受信信号が受信部 48 へ並列的に出力される。受信部 48 は受信ビームフォーマとして機能するものであり、入力される複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより電子的に受信ビームを構成し、それを表すビームデータを出力する。ビームデータには、上述したように B モード断層画像形成用のビームデータと血流画像形成用のビームデータとがある。前者のビームデータは組織信号処理部 50 に入力され、後者のビームデータは血流信号処理部 56 に入力される。

【0032】

組織信号処理部 50 は、検波器、対数変換器、利得調整器等を有し、各種の信号処理を行った上で信号処理後のビームデータを DSC 52 へ出力する。一方、血流信号処理部 56 は、直交検波器、利得調整器、自己相関器等を具備し、信号処理後のビームデータを DSC 58 へ出力する。DSC 52, 58 については図 1 を用いて説明した通りである。

【0033】

10

20

30

40

50

従って、D S C 5 2 から独立して表示するための B モード断層画像のデータ B 1 が表示処理部 5 4 へ出力され、また背景画像として用いられる B モード断層画像のデータ B 2 が同じく表示処理部 5 4 へ出力される。D S C 5 8 からは二次元血流画像の画像データ F が表示処理部 5 4 へ出力される。ちなみに D S C 5 8 の後段にはカラーコーディング回路が設けられているが、それについては図示省略されている。

【 0 0 3 4 】

表示処理部 5 4 は、画像合成機能等を有し、表示画像が表示処理部 5 4 により構成され、それを表す画像データが表示器 6 0 に表示される。その表示画像は図 1 において符号 3 4 で例示した。

【 0 0 3 5 】

制御部 6 2 は図 2 に示される各構成の動作制御を行っている。制御部 6 2 には操作パネル 6 6 が接続されている。この操作パネル 6 6 はキーボードやトラックボールなどを含み、さらにゲイン調整用のつまみを有している。制御部 6 2 にはシステムメモリ 6 4 が接続されており、そのシステムメモリ 6 4 にはゲイン補正値が格納されている。

【 0 0 3 6 】

図 3 には、B モード画像用のゲインの設定方法が表されている。(A) には図 1 に示した設定方法が示されている。すなわち、A 1 で示されるように、共通利得 G_B がそのまま第 1 の B モード断層画像の利得 G_{B1} とされている。一方、共通利得 G_B に利得補正値 G_B を加えたものとして第 2 の B モード断層画像の利得 G_{B2} が定められている。ここで利得補正値 G_B は符号 7 2 で示されるようにプリセットすることが可能である。

【 0 0 3 7 】

一方、(B) には別方式が示されている。B 1 で示すように、第 1 の B モード断層画像の利得 G_{B1} は、共通利得 G_B に第 1 の B モード画像専用の利得補正値 G_{B1} を加えたものとして定義されている。同じく、第 2 の B モード断層画像用の利得 G_{B2} は、共通利得 G_B に利得補正値 G_{B2} を加えたものとして定められている。ここで、符号 7 4 , 7 6 で示すように、各利得補正値はプリセット可能なものである。符号 7 0 は共通ゲイン調整用のつまみを表している。

【 0 0 3 8 】

(B) に示す方式においては、それぞれの利得補正値を適切に定めておくことにより、独立して表示する B モード断層画像及び背景画像として表示する B モード断層画像のそれぞれについて輝度を最適化することが可能である。ちなみに、利得補正値についてはプリセットによらずにユーザーによる可変操作に委ねてもよい。

【 0 0 3 9 】

以上のように、本実施形態によれば、同一の受信信号に基づいて利得のみが異なる 2 つの B モード断層画像を生成できるので、二画面動画像同時表示モードを実行する場合において、並んで表示する B モード断層画像のそれぞれの用途に応じて相応しい輝度分布を設定できるという利点がある。その結果、組織の観察と血流の観察をそれぞれの確に行えるという利点が得られる。さらに、本実施形態においては、それぞれの B モード断層画像の表示にあたってそれらの近傍に利得を表す情報を表示するようにしたので、そのような情報に基づいてそれぞれの画像の利得を把握し、画像診断に役立てることが可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 0 】

1 0 送受波工程、 1 2 画像形成工程、 1 4 表示処理工程、 1 6 表示工程

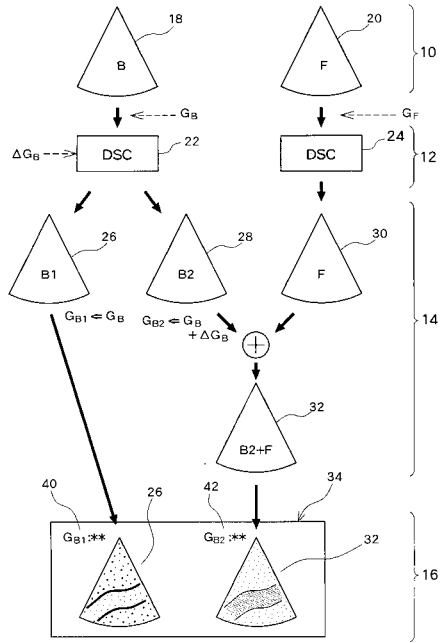
10

20

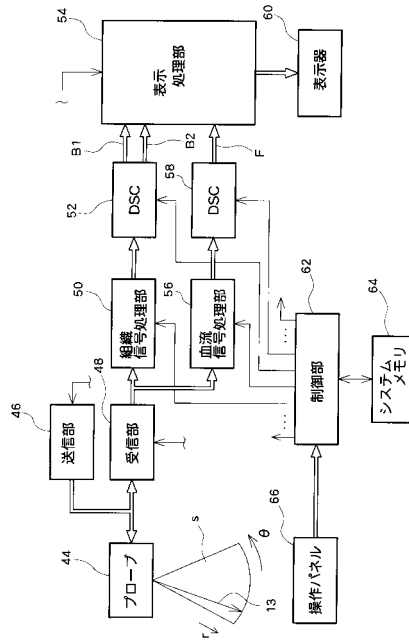
30

40

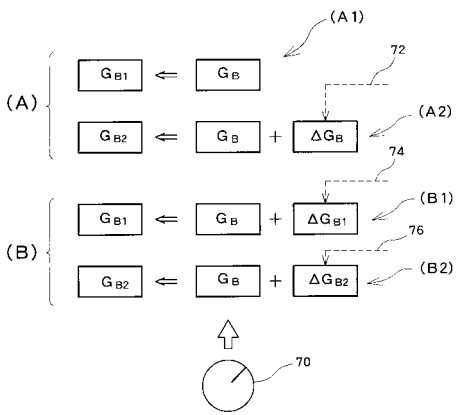
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 2 2 1 2 1 6 (J P , A)
特開平 1 0 - 3 1 4 1 7 0 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 4 4 2 5 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5439031B2	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	JP2009119884	申请日	2009-05-18
[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	嘉山崇史		
发明人	嘉山 崇史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/JB11 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2010264182A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声诊断设备中执行双屏动态图像同时显示模式的情况下，单独设置关于两个B模式图像的增益。解决方案：用于形成B模式图像的DSC 22基于公共接收信号（波束数据）形成两个B模式断层图像26,28。在这种情况下，可以为每个B模式断层图像单独设置增益。因此，可以减小作为合成图像32的背景图像的B模式图像28的增益，并且另一方面，可以像以前那样对独立显示的B模式断层图像26执行突出显示。在双屏显示的情况下，可以有利地执行组织的观察和血流的观察。

【 図 2 】

