

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4515740号
(P4515740)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月21日(2010.5.21)

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

請求項の数 3 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-350687 (P2003-350687) (22) 出願日 平成15年10月9日 (2003.10.9) (65) 公開番号 特開2005-111053 (P2005-111053A) (43) 公開日 平成17年4月28日 (2005.4.28) 審査請求日 平成18年9月22日 (2006.9.22)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 (74) 代理人 100085187 弁理士 井島 藤治 (74) 代理人 100090424 弁理士 鮫島 信重</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部の深さ方向に対して送受波する超音波ビームを走査することにより2次元のBモード画像を生成する超音波撮像装置であって、

前記超音波ビームを前記深さ方向のフォーカス位置を異ならせて送波する送波手段と、
 前記異なったフォーカス位置に対応する複数の部分Bモード画像から1つの合成Bモード画像を合成する画像合成手段とを備えており、

前記深さ方向において隣接し合う部分Bモード画像は、前記深さ方向において互いに重なり合う重畳領域を有しており、

前記画像合成手段は、各々の前記重畳領域において2つの前記部分Bモード画像を合成する境界を定めるときに、前記重畳領域の前記部分Bモード画像において同一の深さを示す全ての画素値を用いて各深さの評価パラメータを算出し、前記2つの部分Bモード画像の前記評価パラメータが最も近似する深さを前記境界として定めることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
 前記評価パラメータ値は、前記同一の深さを示す全ての画素値の平均値であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

10

20

前記評価パラメータ値は、前記同一の深さを示す全ての画素値を用いた周波数スペクトルであることを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、多段フォーカス (f o c u s) を用いて送受信を行う超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像装置を用いた被検体の撮像においては、超音波ビーム (b e a m) の指向特性を改善する目的で、複数の探触子エレメント (e l e m e n t) を、遅延時間をもって送受信し、被検体内の所定の深さでフォーカシング (f o c u s i n g) を行い、より鮮明な画像を取得することが行われる (例えば、非特許文献1参照)。

【0003】

また、深さの方向のフォーカシング位置が異なる複数の画像を取得し、これら画像を、フォーカシング位置を中心に組み合わせ、さらに鮮明な一枚の画像を合成することも行われる。この多段フォーカスにおいては、特に、動きの少ない撮像部位において、画像全体に渡ってフォーカスされた鮮明な画像が取得される。

【非特許文献1】岩井 喜典、外2名著、「医用画像診断装置」コロナ社、1988年12月30日、p. 217 219

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記背景技術によれば、フォーカシング位置が異なる複数の画像を合成する際に、これら画像のつなぎ目である境界において、画質が不連続的に変化することが生じる。すなわち、画像の輝度が不連続的に変化したり、あるいは、異なるフォーカシング位置に起因する画像テクスチャ (t e x t u r e) の不連続的な変化等が発生する。

【0005】

特に、この境界の不連続的な変化は、被検体および被検体の撮像部位により変化の程度が異なり、オペレータ (o p e r a t o r) にとって、不連続的な変化が生じたり、生じなかったりし、画質を不安定にする要因となっている。

【0006】

これらのことから、多段フォーカスを行う際の、画像の境界の不連続的な変化を軽減する超音波撮像装置をいかに実現するかが重要となる。

【0007】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、多段フォーカスを行う際の、画像の境界の不連続的な変化を軽減する超音波撮像装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、第1の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、被検体内部の深さ方向への超音波の送受信および前記送受信の前記深さ方向と直交する走査方向への走査によりBモード画像情報を取得する際に、前記超音波の送信時に深さ方向のフォーカス位置が異なる複数の部分画像情報から一枚の合成画像情報を合成する画像合成手段を備える超音波撮像装置であって、前記部分画像情報は、深さ方向に互いに重なり合う重畳領域を有し、前記画像合成手段は、前記重畳領域に複数の前記部分画像情報を合成する境界を設け、前記境界の深さ方向の位置を、前記部分画像情報ごとに前記重畳領域のすべての深さ位置で評価パラメータ値を算定し、前記評価パラメータ値が最も近似する前記部分画像情報の深さ位置に設定する設定手段を備えることを特徴とする。

【0009】

10

20

30

40

50

この第1の観点による発明では、設定手段により、境界の深さ方向の位置を、境界を共有する2つの重畳領域で、深さ方向の位置ごとに算定される評価パラメータ値が、最も近似する位置に設定する。

【0010】

また、第2の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記評価パラメータ値が、前記重畳領域の走査方向に配列される画素値の平均値であることを特徴とする。

【0011】

この第2の観点の発明では、設定手段は、重畳領域の画素値、すなわち輝度が最も近似する位置に区切り線を設定する。

【0012】

また、第3の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記評価パラメータ値が、前記重畳領域の走査方向に配列される画素値から算出される周波数スペクトルであることを特徴とする。

【0013】

この第3の観点の発明によれば、設定手段は、周波数スペクトルが最も近似する位置に区切り線を設定する。

【0014】

また、第4の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記評価パラメータ値が、前記重畳領域の深さ方向の自己相関関数値を、走査方向で平均する前記深さ位置ごとの自己相関平均値であることを特徴とする。

【0015】

この第4の観点の発明では、設定手段は、自己相関関数値、すなわち冗長性が最も近似する位置に境界を設定する。

【0016】

また、第5の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記自己相関関数値に、ノイズを除去するローパスフィルタ処理が行われることを特徴とする。

【0017】

この第5の観点の発明では、自己相関関数値は、ローパスフィルタ処理が行われ、ノイズ成分が除去される。

【0018】

また、第6の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記自己相関関数値が、すべての前記深さ位置の平均値が差し引かれた値であることを特徴とする。

【0019】

この第6の観点の発明では、自己相関関数値は、重畳領域の画像に含まれる臓器が、一般的に有する成分を除去する。

【0020】

また、第7の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記設定手段が、初期設定される前記境界の深さ方向の位置および前記評価パラメータ値が最も近似する深さ方向の位置の間に、前記境界を手動で設定する手動設定手段を備えることを特徴とする。

【0021】

この第7の観点の発明では、設定手段は、手動設定手段により、初期設定される境界の深さ方向の位置および評価パラメータ値が最も近似する深さ方向の位置の間に、境界を手動で設定する。

【0022】

また、第8の観点の発明にかかる超音波撮像装置は、前記設定手段が、前記重畳領域の前記評価パラメータ値が最も近似する位置の走査方向に配列される画素値の平均値を、2つの前記重畳領域ごとに算出し、前記平均値が2つの前記重畳領域で近似するように前記部分画像情報のいずれか1つを補正することを特徴とする。

【0023】

この第8の観点の発明では、設定手段は、境界の位置で、合成画像情報の輝度が不連続

10

20

30

40

50

的に変化することを防止する。

【発明の効果】

【0024】

以上説明したように、本発明によれば、設定手段により、境界の深さ方向の位置を、境界を共有する2つの重畳領域の、深さ方向の位置ごとに算定される評価パラメータ値が、最も近似する位置に設定し、画素値あるいは画像のテクスチャが最も近似する位置で画像の合成を行い、合成画像情報の境界の深さ方向の前後で、画質が不連続的に変化することを軽減し、画質の不安定さを改善することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0026】

まず、本実施の形態にかかる超音波撮像装置の全体構成について説明する。図1は、この発明の実施の形態である超音波撮像装置の全体構成を示したもので、被検体1に対して超音波を、Bモード画像情報を取得するリニア(linear)型に電子走査するようにした超音波撮像装置を例示している。

【0027】

この超音波撮像装置は、探触子部101、送受信部102、画像合成手段90、画面表示制御部105、表示部106、入力部107およびコントローラ(controller)部108を含んでいる。また、画像合成手段90は、Bモード処理部103、フレーム(frame)処理部104を含んでいる。

【0028】

探触子部101は、先端部に超音波を送受信するための圧電素子がリニア型に配列され、この圧電素子を被検体1の表面に密着させ、被検体1内部の撮像を行う。ここで、圧電素子は、被検体1の撮像範囲に超音波を照射する一方で、被検体1内から反射された超音波エコー(echo)を受信しながら電子走査をする部分である。探触子部101は、圧電素子がアレイ(array)状に配置してあるとともに、これら圧電素子を選択的に駆動するスイッチング(switching)回路も内蔵する。

【0029】

送受信部102は、探触子部101と同軸ケーブル(cable)によって接続され、探触子部101の圧電素子を駆動するための電気信号を発生すると同時に、受信した超音波エコー信号の初段増幅を行う部分である。

【0030】

Bモード処理部103は、送受信部102で増幅された超音波エコー信号から、Bモード画像情報をリアルタイム(real time)で生成する処理を行う部分である。具体的な処理内容としては、例えば、受信した超音波エコー信号の遅延加算処理、A/D(analog/digital)変換処理および変換した後のデジタル(digital)情報をBモード画像情報として生成する処理等である。

【0031】

フレーム処理部104は、Bモード処理部103からのBモード画像情報に、フレーム処理、例えば、後述する画像情報の合成処理等を行い、画面表示制御部105へ出力する。なお、Bモード処理部103およびフレーム処理部104は、後述する合成画像情報を合成する際の画像合成手段90をなす。

【0032】

画面表示制御部105は、スキャンコンバータ(scan converter)とも呼ばれ、Bモード処理部103で生成されたBモード画像情報の表示フレームレート(frame rate)変換、並びに、リニア、コンベックス(convex)あるいはセクター(sector)等の画像表示形態の変換、さらにこれら画像の表示位置等の制御を行うための部分である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

入力部 1 0 7 は、キーボード (k e y b o a r d) あるいはマウス (m o u s e) 等からなり、オペレータによる操作入力情報、例えば、被検体 1 の個人情報、ID 番号あるいは撮像位置とかの入力情報をコントローラ部 1 0 8 に与える部分である。

【 0 0 3 4 】

表示部 1 0 6 は、画面表示制御部 1 0 5 によって表示フレームレート変換、並びに画像表示形態変換や表示位置が制御された画像情報をオペレータに対して可視表示するための部分である。

【 0 0 3 5 】

コントローラ部 1 0 8 は、入力部 1 0 7 から与えられた操作入力情報、並びに、予め記憶したプログラム (p r o g r a m) やデータ (d a t a) に基づいて上述した超音波撮像装置各部の動作を制御するための部分である。

10

【 0 0 3 6 】

つづいて、画像合成手段 9 0 をなす B モード処理部 1 0 3 およびフレーム処理部 1 0 4 の構成を図 2 に示す。図 2 は、B モード処理部 1 0 3 およびフレーム処理部 1 0 4 の構成を模式的に示すブロック図である。B モード処理部 1 0 3 は、メモリ (m e m o r y) 2 0 1 および設定手段 2 0 2 を含み、フレーム処理部 1 0 4 は、演算部 2 1 2 およびメモリ 2 1 1 を含む。

【 0 0 3 7 】

B モード処理部 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から、深さ方向に送信フォーカス位置の異なる複数の B モード画像情報 (以下、部分画像情報と称する) を、メモリ 2 0 1 に読み込む。この部分画像情報は、深さ方向の送信フォーカス位置が浅いものから、順に、部分画像情報 1 0、部分画像情報 2 0 および部分画像情報 3 0 の 3 つが取得され、各々深さ方向の撮像位置が異なる。なお、受信フォーカス位置は、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 で共通の位置に設定される。また、部分画像情報の数は、3 つに限定されず、2 つあるいは 4 つ等でもよい。

20

【 0 0 3 8 】

設定手段 2 0 2 は、これら部分画像情報 1 0 ~ 3 0 から、相関関数値の算出あるいはスペクトル (s p e c t r u m) の算出等の演算、および合成情報である、区切り線の位置の算定を行う。そして、フレーム処理部 1 0 4 は、メモリ 2 0 1 からの部分画像情報 1 0 ~ 3 0 および設定手段 2 0 2 からの区切り線の位置情報から、演算部 2 1 2 において、合成画像情報 4 0 を作成し、画面表示制御部 1 0 5 へ送信する。

30

【 0 0 3 9 】

図 3 は、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 から、合成画像情報 4 0 が合成される過程を模式的に示した図である。部分画像情報 1 0 ~ 3 0 は、圧電素子の配列方向である走査方向および超音波の進行方向である深さ方向に 2 次元的に配列される画素からなる。ここで、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 は、取得される画像情報の深さ方向の位置が異なり、番号順により深い位置における画像情報が取得される。

【 0 0 4 0 】

図 3 では、深さ方向位置の座標は、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 および合成画像情報 4 0 で共通の座標軸を形成し、浅い方から部分画像情報 1 0、中程度の深さは部分画像情報 2 0、深い方は部分画像情報 3 0 に対応している。

40

【 0 0 4 1 】

部分画像情報 1 0 は、深さ方向に、部分画像情報 2 0 と重なり合う重畳領域 1 1 を有する。また、部分画像情報 2 0 も同様に、部分画像情報 1 0 と重なり合う重畳領域 2 1 を有する。そして、重畳領域 1 1 および 2 1 は、走査方向および深さ方向に全く同一の画素数を有する。なお、部分画像情報 2 0 および部分画像情報 3 0 も、全く同様に重畳領域 2 2 および 3 1 を有する。

【 0 0 4 2 】

部分画像情報 1 0 ~ 3 0 を合成し合成画像情報 4 0 を生成する際に、演算部 2 1 2 は、

50

部分画像情報 10 ~ 30 の境界をなす区切り線 12、23、24 および 32 の位置で、部分画像情報 10 ~ 30 の分割を行う。ここで、演算部 212 は、重畳領域のみからなる画像情報部分を棄却し、これ以外の画像情報部分を用いて、画像の合成を行う。従って、合成画像情報 40 の貼り合わせ位置である境界をなす区切り線 42 および 43 の位置は、区切り線 12 および 23、並びに、区切り線 24 および 32 の深さ方向位置と一致する。なお、図 3 に示す合成画像情報 40 の境界をなす区切り線 42 および 43 は、単に画像の合成位置を示すものであり、画像内に表示されるものではない。

【0043】

合成の際に境界をなす区切り線 12 および 23、並びに、24 および 32 の深さ方向位置は、重畳領域 11 および 21、並びに、重畳領域 22 および 32 の中から、最適なものが、設定手段 202 により、選択される。

10

【0044】

つづいて、本実施の形態にかかる、設定手段 202 の動作について図 4 を用いて説明する。図 4 は、設定手段 202 を用いて、部分画像情報 10 および 20 の重畳領域 11 および 21 から、区切り線位置を決定する動作を模式的に示す図である。設定手段 202 は、重畳領域 11 および 21、並びに、重畳領域 22 および 32 の中から、深さ方向に最適な区切り線位置を選択する。ここで、設定手段 202 は、重畳領域 11、21、22 および 32 の深さ方向に評価パラメータ (parameter) 値を算定し、重畳領域 11 および 21、並びに、重畳領域 22 および 32 で、この評価パラメータ値が最も一致する深さ方向位置を、区切り線 12 および 23 の位置、並びに、区切り線 24 および 32 の位置とする。

20

【0045】

なお、評価パラメータ値として、輝度を現す画素値、周波数スペクトルあるいは自己相関関数等が用いられる。そこで、最初に、輝度を現す画素値を、評価パラメータ値とする場合をつぎに示す。

【0046】

図 4 は、評価パラメータ値として画素値を用いる場合の例を示す図である。設定手段 202 は、重畳領域 11 および 21 の画素値に対して、深さ方向位置ごとに、走査方向の平均値を求める。図 4 では、重畳領域 11 において、浅い位置から順次、走査方向の平均値 P_1 、 $P_2 \dots$ を求め、重畳領域 21 において、浅い位置から順次、走査方向の平均値 Q_1 、 $Q_2 \dots$ を求める。なお、図 4 では、平均を行う画素位置を重畳領域 11 および 21 内の矢印で模式的に示したが、矢印の向きで示される平均を行う順序は、特に限定されない。

30

【0047】

その後、設定手段 202 は、重畳領域 11 および 21 の、深さ方向位置が同一の平均値の差分、 $P_i - Q_i$ (i は、深さ方向位置を示すパラメータ) を求め、この差分が最も小さい深さ方向位置 i を区切り線 12 および 23 の位置とする。なお、重畳領域 22 および 31 に対しても、全く同様に区切り線 24 および 32 の位置が決定される。

【0048】

また、評価パラメータ値として、走査方向の周波数スペクトルを用いることもできる。この場合には、図 4 に示した平均値 P_1 、 $P_2 \dots$ あるいは Q_1 、 $Q_2 \dots$ の代わりに、走査方向の画素値の周波数スペクトル SP_1 、 $SP_2 \dots$ あるいは SQ_1 、 $SQ_2 \dots$ が用いられる。そして、差分 $P_i - Q_i$ の代わりに、例えば、周波数スペクトルの差分 $SP_i - SQ_i$ を走査方向に加算したものが、最も小さい深さ方向位置 i を区切り線 12 および 23 の位置とする。

40

【0049】

また、評価パラメータ値として深さ方向の自己相関関数を用いることもできる。自己相関関数は、画像データの冗長性を現すパラメータで、深さ方向の画素値の差分と等価であることが数学的に知られている。そこで、設定手段 202 は、重畳領域 11 および 21 の、走査方向位置ごとに、深さ方向位置の自己相関関数値を求める。ここでは、重畳領域 1

50

1 および 2 1 の深さ方向の画素値の平均値を求め、深さ方向位置ごとの、この平均値からの差分を自己相関関数値とする。その後、この自己相関関数値を走査方向に平均した自己相関平均値を、評価パラメータ値として用いる。

【 0 0 5 0 】

図 5 に、自己相関平均値の一例を示す。図 5 (A) は、部分画像情報 1 0 全体に渡る自己相関平均値を示す図であり、図 5 (B) は、部分画像情報 2 0 全体に渡るの自己相関平均値を示す図である。ここで、横軸は、深さ方向位置を示し、縦軸は、自己相関平均値を示している。図 5 (A) および (B) では、自己相関平均値が、重畳領域 1 1 および 2 1 で、共に存在しており、この領域で自己相関平均値が最も近似する深さ方向位置を、区切り線 1 2 および 2 3 の位置とする。なお、部分画像情報 2 0 および 3 0 に対しても、全く同様に区切り線 2 4 および 3 2 位置を決定することができる。

10

【 0 0 5 1 】

上述してきたように、本実施の形態では、重畳領域 1 1、2 1、2 2 および 3 1 における境界をなす区切り線 1 2、2 3、2 4 および 3 2 の位置を、輝度を現す画素値、周波数スペクトルあるいは自己相関関数等を用いた深さ方向の評価パラメータ値を算定し、この評価パラメータ値が最も近似する深さ方向位置に設定することとしているので、輝度、周波数スペクトルあるいは自己相関関数値が最も近似する深さ方向位置に区切り線 1 2、2 3、2 4 および 3 2 を設定し、ひいては、合成画像情報 4 0 の境界をなす区切り線 4 2 あるいは 4 3 の前後における、画質の不連続的な変化を軽減することができる。

【 0 0 5 2 】

20

また、本実施の形態では、評価パラメータ値は、重畳領域 1 1、2 1、2 2 および 3 1 で、深さ方向位置ごとに算定されたが、各重畳領域 1 1、2 1、2 2 および 3 1 で、すべての深さ方向位置の評価パラメータ値の平均値を求め、この平均値で評価パラメータ値の補正を行うこともできる。これにより、重畳領域を被う大きさの臓器を含む場合に、この臓器固有の評価パラメータ値への寄与を減らすことができる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施の形態では、自己相関関数値を求める際に、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 に平均あるいは差分を行ったが、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 にローパスフィルタ処理を行った後で平均あるいは差分を行うこともできる。これにより、ノイズの影響の少ない評価パラメータ値を得ることができる。

30

【 0 0 5 4 】

また、本実施の形態では、重畳領域 1 1、2 1、2 2 および 3 1 で、評価パラメータ値が最も近似する位置に境界をなす区切り線 1 2、2 3、2 4 および 3 2 を設け、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 の合成を行ったが、合成の際に、部分画像情報 1 0 ~ 3 0 の輝度補正を行い、合成画像情報 4 0 の区切り線 4 2 および 4 3 前後における輝度を、連続的に変化させることもできる。例えば、部分画像情報 1 0 および 2 0 の合成を行う場合には、区切り線 1 2 上の画素値の平均値および区切り線 2 3 上の画素値の平均値を求め、これら平均値の比率から補正係数が決定され、部分画像情報 1 0 あるいは 2 0 のすべての画素値の補正が行われる。

【 0 0 5 5 】

40

また、本実施の形態では、設定手段 2 0 2 は、境界をなす区切り線 1 2、2 3、2 4 および 3 2 の位置を自動で設定することとしたが、オペレータが手動で区切り線を設定できるようにする手動設定手段を設けることもできる。これによれば、手動設定手段により、例えば、初期設定の区切り線位置と自動設定される区切り線位置の中間に、オペレータの好みにより、合成画像情報 4 0 の区切り線 4 2 および 4 3 が設定される。

【 0 0 5 6 】

また、本実施の形態では、リニア型走査による B モード画像情報の例を示したが、これに限定されず、セクタ型、コンベックス型の電子式走査あるいは機械式走査、さらには、B モード画像情報に血流情報を上書きするカラーフローマッピング (Color Flow Mapping) 等に用いることもできる。

50

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態のBモード処理部およびフレーム処理部を示すブロック図である。

【図3】実施の形態の部分画像情報から合成画像情報を合成する過程を示す図である。

【図4】実施の形態の評価パラメータ値として、画素値を用いた場合の一例を示す図である。

【図5】実施の形態の評価パラメータ値として、自己相関関数を用いた場合の一例を示す図である。

【符号の説明】

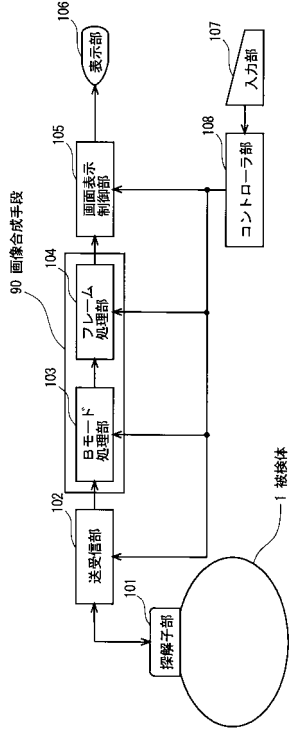
10

【0058】

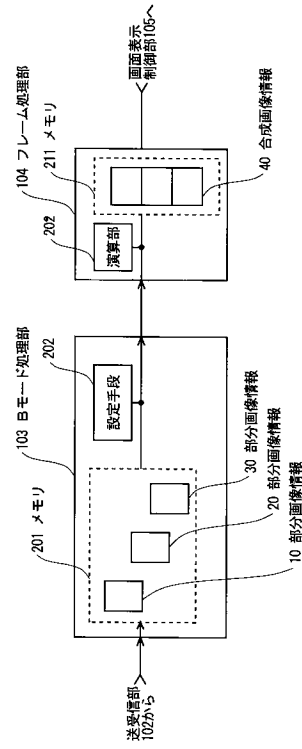
- 1 被検体
- 10、20、30 部分画像情報
- 11、21、22、31 重畳領域
- 12、23、24、32、42、43 区切り線
- 40 合成画像情報
- 90 画像合成手段
- 101 探触子部
- 102 送受信部
- 103 Bモード処理部
- 104 フレーム処理部
- 105 画面表示制御部
- 106 表示部
- 107 入力部
- 108 コントローラ部
- 201、211 メモリ
- 202 設定手段
- 212 演算部

20

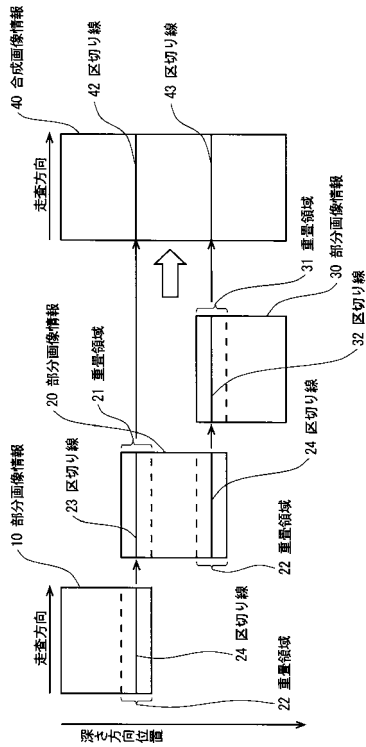
【図 1】



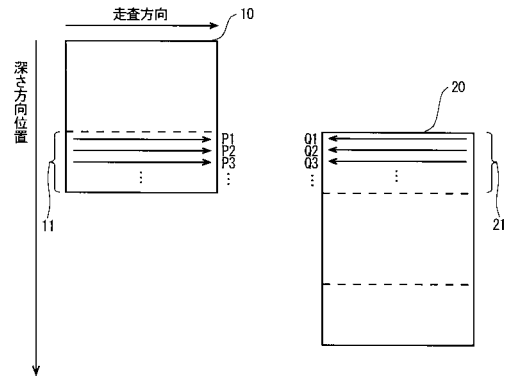
【図 2】



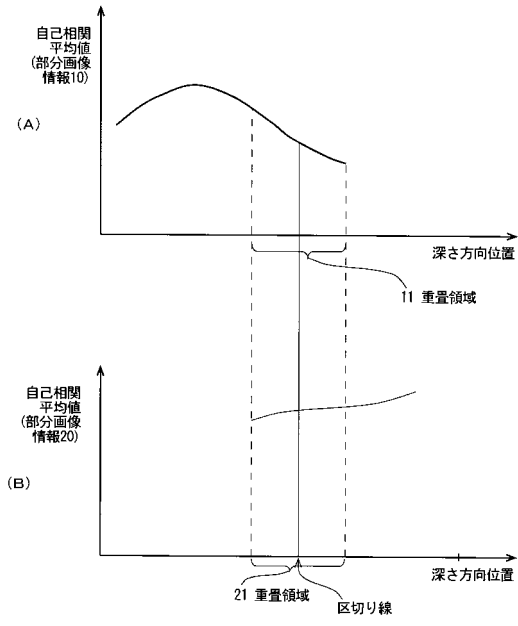
【図 3】



【図 4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 早坂 一純

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平01-181854(JP,A)
特開2000-350729(JP,A)
特開平01-195845(JP,A)
特開平09-135835(JP,A)
特開平06-014924(JP,A)
実開平03-049814(JP,U)
特開平01-256940(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4515740B2	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2003350687	申请日	2003-10-09
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	早坂一純		
发明人	早坂 一純		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH16 4C601/HH24 4C601/HH30 4C601/ JB31 4C601/ JB39 4C601/ JB40 4C601/ JB42 4C601/ JB45 4C601/ JB48 4C601/ JB49 4C601/ JC22 4C601/ KK12 4C601/ KK24 4C601/ LL04		
代理人(译)	信茂Sameshima		
其他公开文献	JP2005111053A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波图像拾取装置，用于在执行多级聚焦时减少图像边界的不连续变化。解决方案：计算使用表示亮度，频谱或自相关函数等的像素值的深度方向的评估参数值，并且形成叠加区域11的边界的分割线12,23,24和32的位置，图21,22和31设置在评估参数值最接近的深度方向的位置处。因此，切片线12,23,24和32设置在亮度，频谱或自相关函数值最接近的深度方向位置，以及切片线前后图像质量的非连续变化形成合成图像信息40的边界的42或43被减少。Z

