

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5203580号
(P5203580)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 17 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-169912 (P2006-169912)
 (22) 出願日 平成18年6月20日(2006.6.20)
 (65) 公開番号 特開2008-181 (P2008-181A)
 (43) 公開日 平成20年1月10日(2008.1.10)
 審査請求日 平成21年6月11日(2009.6.11)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 神山 直久
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示する超音波診断装置において、

同一視点及び同一断面で、異なる送受信条件によって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の2種類の走査線信号群をそれぞれ取得する超音波送受信部と、

前記2種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する画像生成部と、

前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示する表示制御部と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記送受信条件としての送信フォーカス及び受信フォーカスに差異をもたせることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記送受信条件としての送信開口及び受信開口に差異をもたせることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

20

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記送受信条件としての音速パラメータに差異をもたせることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示する超音波診断装置において、

同一視点及び同一断面で、送信条件と、1 回の送信に対して異なる受信条件とによって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の 2 種類の走査線信号群をそれぞれ取得する超音波送受信部と、

前記 2 種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する画像生成部と、

前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる表示制御部と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記受信条件としての受信フォーカスに差異をもたせることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記受信条件としての受信開口に差異をもたせることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波送受信部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像間で、前記受信条件としての音速パラメータに差異をもたせることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波送受信部は、1 回の超音波の送信によって得られた信号に対して、異なる受信条件を与えることにより、前記 2 種類の走査線信号群をそれぞれ取得することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記右眼用画像及び前記左眼用画像を記憶する記憶装置をさらに有することを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示制御部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を交互に前記表示装置に表示させる場合、表示位置を交互に入れ替えることを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を前記表示装置上の左右に交互表示させ、

前記交互表示に同期して ON / OFF を繰り返す液晶シャッター眼鏡をさらに有することを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示装置を、観察者が眼鏡なしで前記右眼用画像及び前記左眼用画像を 1 つの立体像として知覚するための立体視ディスプレイとすることを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示制御部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を前記表示装置上に上下又は左右に並列表示させることを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記表示制御部は、前記右眼用画像及び前記左眼用画像のうち一方を第 1 色、他方を第 2 色として生成し、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を前記表示装置としてのカラーモニタに加算表示させることを特徴とする請求項 1 又は 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示するコンピュータ

10

20

30

40

50

に、

同一視点及び同一断面で、異なる送受信条件によって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の２種類の走査線信号群をそれぞれ取得する機能と、

前記２種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する機能と、

前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる機能と、を
実現させることを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【請求項１７】

超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示するコンピュータに、

同一視点及び同一断面で、送信条件と、１回の送信に対して異なる受信条件とによって
超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の２種類の走査線信号群
をそれぞれ取得する機能と、

前記２種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成
する機能と、

前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる機能と、を
実現させることを特徴とする超音波画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検体に照射した超音波のエコー信号を基に、被検体の断層像を映像化する技術に係り、特に、特に微小構造物の視認性を向上させる超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムに関する。

【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が行なえる。加えて、超音波診断は、Ｘ線、Ｘ線ＣＴ（Computerized Tomography）及びＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）等の装置に比べて装置規模が小さく、ベッドサイドへ移動していつての検査も容易に行なえるなど簡便である。また、超音波診断はＸ線等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】

超音波診断においては、他の装置と同様に、検査者は取得された画像から様々な診断情報を読みとっている。例えば、視認可能な腫瘍の大きさ、心筋の壁厚、もしくは心臓の動態等から、疾病の重症度などを読みとっている。超音波診断の一つに、肝臓の硬変度の診断がある。肝細胞の破壊と再生が繰り返されると肝臓内に繊維化組織が増え、次第に肝細胞数が減り、肝臓が硬く縮小した状態は肝硬変と呼ばれている。肝硬変の初期の段階は、患者の自覚症状もない上に、画像で微小な繊維化構造を観察することは難しい。しかしながら肝硬変度が高くなるに連れ、肝臓実質のスペックルパタンの不均一さが視認できるようになるため、医療現場ではこの不均一さを目視観察することで、肝硬変の度合いを判断する基準としている。

【０００４】

スペックルパターンとは、無数の散乱体が超音波の解像度以下の細かさで分布しているときに、散乱波の無数の重畳によってエコー信号強度に高い部分と低い部分とが生じる現象である。この現象は、いわゆる干渉縞に近い物理現象であり、パターン自体は臓器の構造を直接に反映するものではないことは良く知られている。上記の肝硬変の観察も、スペックルパターンが繊維化組織の構造の様子を直接は反映していない。しかし、肝硬変の重症度が増すにつれて特徴的な視覚的パターンを呈し、これが診断に利用されている。

【０００５】

上述のような、医師の経験的な判断による診断が人間のどのような認識パタンの下で行なわれているのか、という疑問を客観的に且つ科学的に解明しようという研究がなされている（例えば、非特許文献 1、2 及び 3 参照。）。

【0006】

非特許文献 1、2 及び 3 によれば、肝硬変の進行に伴って発生する結節と繊維化組織が徐々に大きくなってゆく過程で、超音波パルスに対しても構造物として認知されるレベルの大きさに徐々に変化してゆくため、スペックルパタンは徐々に構造物としての情報が増えていき、これにつれてパタンが徐々に変化してゆくと考察されている。このように、画像から組織性状を観察する際には、スペックルパタン自体には情報はなく、スペックルと類似した微小構造物をスペックルと分離して視認するということが重要となる。このアプローチは、「スペックルノイズ除去（Speckle reduction）」という分野として古くから研究がなされてきた（例えば、非特許文献 4 参照。）。 10

【0007】

以上の方法に共通するのは、スペックルは構造と無関係な干渉縞であるという特徴から、平滑化フィルタ等を利用してその描画性を低め、構造物の描画性を相対的に高める、いわゆる画像フィルタとしての方法が主となっていた。

【非特許文献 1】Yamaguchi T, Hachiya H, “Modeling of the Cirrhotic Liver Considering the Liver Lobule Structure”, Jpn, J. Appl. Phys. Vol. 38 (1999) pp. 3382-3392 20

【非特許文献 2】大塚、山口、蜂屋：“病变肝の超音波 B モード画像のシミュレーションによる検討”，信学技報，US96-16（1996-06），pp. 15-22

【非特許文献 3】菊池恒夫、中澤敏弘 他、“超音波診断装置のエコー波形スペクトル形状による間疾患定量診断技術の開発”，日超医基礎技術研究会，BT-2000-31，pp. 9-15（2001）

【非特許文献 4】Mustafa Karaman, et al. “An adaptive speckle suppression filter for medical ultrasonic imaging”, IEEE Trans on medical imaging, vol. 14, no. 2 283-292 (1995) 30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従来の画像フィルタによるスペックルノイズ除去の手法は、比較的大きな構造物を描出する際には有用な結果が得られている。しかし、スペックルと類似した微小な構造物は、しばしばスペックルと同じように扱われて、平滑化されてしまう場合もある。これは診断目的によって有用性が異なることを意味しており、大局的な臓器の形状を診断する際は既存の画像フィルタ法が有用であるが、びまん性肝臓疾患等、臓器実質の微妙な変化を観察する場合には、画像フィルタ法では必要な情報も欠落してしまう危険性がある。 40

【0009】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、画像の画質を維持しながら、ターゲット（微小構造物）と不要物（スペックル）とを分離できる超音波診断装置及び超音波画像表示プログラム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】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、同一視点及び同一断面で、異なる送受信条件によって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の 2 種類の走査線信号群をそれぞれ取得する超音波送受信部と、前記 2 種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する画像生成部と 50

、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示する表示制御部と、を有する。

【0011】

また、本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、同一視点及び同一断面で、送信条件と、1回の送信に対して異なる受信条件とによって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の2種類の走査線信号群をそれぞれ取得する超音波送受信部と、前記2種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する画像生成部と、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる表示制御部と、を有する。

【0012】

本発明に係る超音波画像表示プログラムは、上述した課題を解決するために、超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示するコンピュータに、同一視点及び同一断面で、異なる送受信条件によって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の2種類の走査線信号群をそれぞれ取得する機能と、前記2種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する機能と、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる機能と、を実現させる。

【0013】

また、本発明に係る超音波画像表示プログラムは、上述した課題を解決するために、超音波のエコー信号を基に、被検体の断層における画像を生成して表示するコンピュータに、同一視点及び同一断面で、送信条件と、1回の送信に対して異なる受信条件とによって超音波の送受信を行なって、ステレオグラム表示による立体視用の2種類の走査線信号群をそれぞれ取得する機能と、前記2種類の走査線信号群を基に、右眼用画像及び左眼用画像のデータをそれぞれ生成する機能と、前記右眼用画像及び前記左眼用画像を表示装置にステレオグラム表示させる機能と、を実現させる。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムによれば、画像の画質を維持しながら、ターゲット（微小構造物）と不要物（スペックル）とを分離できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。なお、本実施形態における被検体の診断部位（臓器）は肝臓実質を想定しているが、実際には肝臓に限らず、腎臓、心臓及び甲状腺等、様々な領域で適用可能である。

【0016】

図1は、本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムの機能の実施形態を示すブロック図である。

【0017】

図1は、被検体の断層像を表示する超音波診断装置10を示す。その超音波診断装置10には、超音波プローブ11、超音波診断装置本体12、入力装置13及び表示装置14が設けられる。

【0018】

超音波プローブ11は、大きくは、超音波診断装置本体12からの駆動信号を基に超音波を発生して被検体Pからの反射波を電気信号（エコー信号）に変換する複数の圧電振動子と、その圧電振動子に設けられる整合層と、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リング材とから構成される。超音波プローブ11から被検体Pに超音波が送信されると、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11に受信される。受信された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

10

20

30

40

50

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 9 】

超音波診断装置本体 1 2 には、超音波送受信部 2 1、画像処理部 2 2、画像生成部 2 3、画像再構成部 2 4、表示制御部 2 5、コンピュータ 3 0、通信制御装置 3 1 及び外部記憶装置 3 2 が設けられる。なお、超音波診断装置本体 1 2 に設ける超音波送受信部 2 1、画像処理部 2 2、画像生成部 2 3、画像再構成部 2 4 及び表示制御部 2 5 は集積回路等のハードウェアで構成される場合について説明するが、その場合に限定されるものではない。超音波送受信部 2 1、画像処理部 2 2、画像生成部 2 3、画像再構成部 2 4 及び表示制御部 2 5 の全部又は一部が、ソフトウェア的にモジュール化された超音波画像表示プログラム（ソフトウェアプログラム）として機能する場合であってもよい。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 は、超音波送受信部 2 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示した超音波送受信部 2 1 には、送信ビームフォーマ 4 1、パルサ 4 2、プリアンプ 4 3 及び受信ビームフォーマ 4 4 が設けられる。

【 0 0 2 2 】

送信ビームフォーマ 4 1 は、コンピュータ 3 0（図 1 に示す）から指示される送信条件、例えば送信周波数、送信バースト波数、送信駆動素子数（送信開口）及び送信フォーカス（送信遅延）等に従って、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信ビームを形成するためのレートパルスを繰り返し発生させる。このとき、B モード等の距離分解能が優先されるモードでは、広帯域の時間的に短いパルスが発生される一方、ドプラモード等の感度が優先されるモードでは、比較的狭帯域の時間的に長いパルスが発生される。

20

【 0 0 2 3 】

パルサ 4 2 は、送信ビームフォーマ 4 1 によって発生されたレートパルスを受け、超音波プローブ 1 1 の圧電振動子を実際に振動させるためのパルスが発生させる。

【 0 0 2 4 】

プリアンプ 4 3 は、超音波プローブ 1 1 からのエコー信号を、チャンネル毎に増幅する。

30

【 0 0 2 5 】

受信ビームフォーマ 4 4 は、プリアンプ 4 3 によって増幅された受信信号に、コンピュータ 3 0（図 1 に示す）から指示される受信条件、例えば受信周波数、受信バースト波数、受信駆動素子数（受信開口）及び受信フォーカス（受信遅延）等を与える。受信ビームフォーマ 4 4 は、その後チャンネル毎の信号を加算して、受信ビームを電子的に形成させ、走査線信号を取得する。なお、受信信号をデジタル信号に変換して遅延をかけてもよい。

【 0 0 2 6 】

ここで、超音波診断装置 1 0 によって生成される 1 枚の 2 次元的な画像は、走査線方向の異なる複数の 1 次元的な走査線信号の集まりによって構成される。例えば、1 枚の部分画像の生成に必要な走査線本数を N とすると、 N は 2 0 0 本、3 0 0 本等である。

40

【 0 0 2 7 】

また、図 1 に示した画像処理部 2 2 には、B モード処理部 2 2 a 及びドプラ処理部 2 2 b が設けられる。

【 0 0 2 8 】

画像処理部 2 2 の B モード処理部 2 2 a は、超音波送受信部 2 1 から走査線信号を受け取り、信号対ノイズ比（ S/N 比）を最適にするような受信フィルタ等を施し、診断画像に必要な信号を抽出する。近年、送信波に対して 2 倍の高調波成分を抽出し映像化するティッシュハーモニック映像法が採用されているが、この高調波信号の抽出も、B モード処

50

理部 2 2 a で行なわれる。引き続き B モード処理部 2 2 a は、対数増幅及び包絡線検波処理等を施す。

【 0 0 2 9 】

ドプラ処理部 2 2 b は、超音波送受信部 2 1 から受け取った走査線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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。

【 0 0 3 0 】

画像生成部 2 3 は、例えば、複数の画像の加算平均を施す時間スムージング処理、あるいは空間的に微分処理を施すエッジ抽出処理等、操作者の好みに応じた走査線信号を生成する。又は、画像生成部 2 3 は、ドプラ画像に関しては、平均速度画像、分散画像、パワ
10
ー画像及びこれらを組み合わせた走査線信号を生成する。その後、画像生成部 2 3 は、各走査線信号をデジタル変換して、走査線情報としてコンピュータ 3 0 に記憶させる。

【 0 0 3 1 】

画像再構成部 2 4 は、コンピュータ 3 0 に 1 枚の部分画像を構成する全ての走査線信号が揃うと、コンピュータ 3 0 から走査線情報を読み込み、画像再構成を行なう。

【 0 0 3 2 】

表示制御部 2 5 は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列をテレビ等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して表示画像を生成する。なお、表示画像には、診断に必要なパラメータ数値、時間情報及び患者名等の情報を合成してもよい。表示制御部 2 5 は、表示画像を表示装置 1 4 に表示させる。
20

【 0 0 3 3 】

コンピュータ 3 0 は、情報処理装置（計算機）としての機能を有し、超音波診断装置本体 1 2 の動作を制御する。コンピュータ 3 0 には、制御プロセッサ（CPU: Central Processing Unit）3 0 a、内部記憶装置 3 0 b 及び画像メモリ 3 0 c が設けられる。

【 0 0 3 4 】

制御プロセッサ 3 0 a は、操作者によって入力装置 1 3 が操作されることにより指令が入力されると、内部記憶装置 3 0 b に記憶しているプログラムを実行する。又は、CPU 3 0 a は、外部記憶装置 3 2 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され通信制御装置 3 1 で受信されて外部記憶装置 3 2 にインストールされたプログラム等を、内
30
部記憶装置 3 0 b にロードして実行する。

【 0 0 3 5 】

内部記憶装置 3 0 b は、ROM (Read Only Memory) 及び RAM (Random Access Memory) 等の要素を兼ね備え、IPL (Initial Program Loading)、BIOS (Basic Input/Output System) 及びデータを記憶したり、制御プロセッサ 3 0 a のワークメモリや画像の一時的な記憶に用いたりする記憶装置である。ここでは、内部記憶装置 3 0 b は、プログラムや、診断情報（患者 ID 及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件等が記憶されている。

【 0 0 3 6 】

画像メモリ 3 0 c は、RAM として機能し、画像生成部 2 3 から受信した走査線情報を一時的に記憶する。
40

【 0 0 3 7 】

通信制御装置 3 1 は、各規格に応じた通信制御を行なう。通信制御装置 3 1 は、入力装置 1 3、外部記憶装置 3 2 及びネットワーク N に関するインターフェースである。超音波診断装置本体 1 2 によって得られた画像や解析結果等は、通信制御装置 3 1 によって、ネットワーク N を介して周辺装置に転送可能である。

【 0 0 3 8 】

外部記憶装置 3 2 としては、HD (Hard Disk) 等が挙げられ、外部記憶装置 3 2 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。外部記憶装置 3 2 は、超音波診
50

断装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（Operating System）等も含まれる）や、画像再構成部 24 によって再構成された画像等を記憶する記憶装置である。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力装置 25 によって行なうことができる GUI（Graphical User Interface）を提供させることもできる。

【0039】

外部記憶装置 32 に記憶された画像は、例えば診断の後に操作者が呼び出すことができる。その場合、表示制御部 25 を介して表示装置 14 に表示画像を表示して、画像を静止画的に表現することが可能である一方、複数枚の表示画像を使って、画像を動的に再生することが可能である。さらに、外部記憶装置 32 に記憶された画像を、通信制御装置 31 を介して LAN（Local Area Network）等のネットワーク N に接続された周辺装置に転送することも可能となっている。

10

【0040】

入力装置 13 は、超音波診断装置本体 12 に接続され、操作者からの各種指示、条件、関心領域（ROI：Region Of Interest）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を超音波診断装置本体 12 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス及びキーボード等を有している。

【0041】

表示装置 14 は、表示制御部 25 からのビデオ信号に基づいて、生体内の B モード像（形態学的情報）や、ドプラ像（血流情報）を表示する。

20

【0042】

ここで、超音波診断装置 10 は、1 枚の超音波画像を表現するために異なる m （ m ：2 以上の整数）枚（ m フレーム分）の部分画像（第 1 画像及び第 2 画像）をステレオグラムとして生成して表示する。以下、便宜上、ステレオグラムとして利用される部分画像を 2（ $m = 2$ ）枚としているが、3 枚以上の部分画像をステレオグラムとして利用することもできる。

【0043】

図 3 は、ステレオグラムの原理を説明するための図である。

【0044】

図 3（a）及び（b）には家と木が描かれた画像を示し、それらの配置が微小に異なっている（ここでは簡単のため、家と木は平面的に描いている）。図 3（a）に示した画像を右目で、図 3（b）に示した画像を左目で見ると（交差法）、両眼の微小なずれが実際に奥行きのある物体を見る場合の視差（両眼視差）と経験上類似するため、立体的に知覚され、家が手前に、木が奥に存在するように見える。

30

【0045】

図 4 は、2 枚の部分画像のステレオグラムとの関係を説明するための図である。

【0046】

図 4（a）は第 1 の送受信条件で生成される第 1 画像の一部拡大図を、図 4（b）は第 2 の送受信条件で生成される第 2 画像の一部拡大図をそれぞれ示している。送受信条件を異ならせて生成した 2 枚の部分画像間においてスペックルの位置や形状が異なることは公知であるが、超音波送受信部 21 によって送受信条件を微小に異ならせると、各部分画像上のスペックルの差異も微小となる。一方、各部分画像上の微小構造物に関しては、スペックルと比較して、位置や形状の差異はより微小か、あるいは差異が全くない。

40

【0047】

よって、2 枚の部分画像を生成してステレオグラムとして表示すれば、各部分画像上でスペックルの位置が両者で微妙に異なるため、両眼視差に起因して手前面に（飛び出して）見えたり、奥面に（奥まって）見えたりする。すなわち、知覚上、ターゲットとしての微小構造物と不要物としてのスペックルとは、あたかも異なった奥行きの別の面に存在するように見える。なお、心理的に近くされる奥行き間を図 5 に示す。図 5 に示すように、

50

両眼視差に起因して、微小構造物が手前面に、スペックルが奥面に見える。

【0048】

本発明は、2枚の部分画像をステレオグラムとして利用するために、2種類の送受信条件にて2枚の部分画像を生成するものである(図6にて説明する。)。又は、2枚の部分画像をステレオグラムとして利用するために、2種類の受信条件にて2枚の部分画像を生成するものである(図6にて説明する。)。ここで、2枚の部分画像をステレオグラムとして利用するために必要な送受信条件の差異は非常に微小であることが望ましく、単独の画像では、その変化を視認できない程度でも効果がある。換言すれば、ステレオグラムによる奥行き間は、人間にとって非常に敏感に知覚される。

【0049】

よって、超音波送受信部21によって送受信条件を微小に異なせると、画像処理部22からは2枚の部分画像に相当する走査線信号が画像生成部23に送られるため、画像生成部23は2枚の部分画像に相当する走査線信号をほぼ同時に取得する。又は、超音波送受信部21によって受信条件を微小に異なせると、画像処理部22からは2枚の部分画像に相当する走査線信号が画像生成部23に送られるため、画像生成部23は2枚の部分画像に相当する走査線信号をほぼ同時に取得する。そして、画像再構成部24によって再構成された2枚の部分画像を表示装置14に表示すると、部分画像の基本的な描画性をほとんど変化させることなく、スペックルと微小構造物を知覚的に分離することが可能となる。

【0050】

続いて、本発明に係る超音波診断装置10のシーケンスについて、図6に示すフローチャートを用いて説明する。

【0051】

まず、制御プロセッサ30aによって、内部記憶装置30bに記憶されたプログラムが実行されると、指示情報の入力及要求される。操作者が入力装置13を用いて指示情報を入力することによって、ステレオグラムとして有用である2($m=2$)枚の部分画像を生成するための2($m=2$)種類の送受信条件が設定される(ステップS1)。

【0052】

ここで、ステップS1による m 種類の送受信条件の設定は、例えば、1)送信フォーカス及び受信フォーカス、2)送信開口及び受信開口、3)音速パラメータ、に差異をもた

【0053】

1)送信フォーカス及び受信フォーカス

超音波送受信部21によって送信フォーカス及び受信フォーカスに差異をもたせると、第1画像を構成する n ($n=1, 2, \dots, N$)本目の超音波ビーム(走査線)と、第2画像を構成する n 本目の超音波ビームとに差異をもたせることができる。よって、2枚の部分画像間のスペックルの様相を容易に異ならせることができる。例えば、送信フォーカス及び受信フォーカスを、深さ5cmと5.4cmとして、2枚の部分画像間の送信フォーカス及び受信フォーカスに差異をもたせる。

【0054】

2)送信開口及び受信開口

超音波送受信部21によって超音波の送信開口及び受信開口に差異をもたせると、超音波ビームの方向に差異をもたせることができる。よって、2枚の部分画像間のスペックルの様相を容易に異ならせることができる。なお、送信開口及び受信開口を異ならせる場合、送信開口及び受信開口の位置の差異はスペックルノイズ除去法で行なう場合に比べ、より微小でよい。

【0055】

図7は、超音波ビームの差異の一例を説明する図である。

【0056】

図7に示すように、垂直方向を 0° とすると、第1画像を構成する超音波ビームは、超

10

20

30

40

50

音波ビーム L_1 (-45°), L_3 (-44°), ..., L_{89} (-1°), L_{91} (0°), ..., L_{179} (44°), L_{181} (45°) の方向に形成される。一方、第2画像を構成する超音波ビームは、 L_2 (-44.5°), L_4 (-43.5°), ..., L_{90} (-0.5°), L_{92} (0.5°), ..., L_{180} (44.5°), L_{182} (45.5°) の方向に形成される。なお、超音波ビームの形成順序は、第1画像を構成する超音波ビーム L_1 , L_3 , ..., L_{181} を順に形成した後、第2画像を構成する超音波ビーム L_2 , L_4 , ..., L_{182} を順に形成してもよい。しかし、ステレオグラムに有用な2枚の部分画像を生成するためには、2枚の部分画像を略同時に生成することが望ましいので、2枚の部分画像を構成する超音波ビームを交互に L_1 , L_2 , ..., L_{181} , L_{182} の順に形成することが好適である。

10

【0057】

3) 音速パラメータ

超音波送受信部21は、例えば音速パラメータを 1540 (m/秒) と 1560 (m/秒) として差異をもたせる。音速パラメータに差異をもたせることによって、音波を収束させる見かけ上の深さが変化するので、スペックルの異なる2枚の部分画像が生成できる。なお、ステレオグラムに有用な2枚の部分画像を生成するためには、音速パラメータを約 20 (m/秒) 程度異ならせることが好適である。

【0058】

超音波送受信部21は、ステップS1によって設定された2種類の送受信条件のうち第1の送受信条件に従って超音波パルスを送波させ、第1画像を構成する n 本目の送信ビームを形成させる(ステップS2)。ステップS2では、まず、送信ビームフォーマ41によって、所定のレート周波数で、超音波の送信ビームを形成するためのレートパルスを発生させる。このとき、Bモード等の距離分解能が優先されるモードでは、広帯域の時間的に短いパルスが発生される一方、ドプラモード等の感度が優先されるモードでは、比較的狭帯域の時間的に長いパルスが発生される。次いで、パルサ42は、送信ビームフォーマ41によって発生されたレートパルスを受け、超音波プローブ11の圧電振動子を実際に振動させるためのパルスを発生させる。

20

【0059】

続けて、超音波送受信部21は、超音波プローブ11から送られるエコー信号に対して、ステップS1によって設定された2種類の送受信条件のうち第1の送受信条件を与え、第1画像を構成する n 本目の受信ビームを形成させる(ステップS3)。ステップS2では、まず、プリアンプ43によって、超音波プローブ11からのエコー信号を、チャンネル毎に増幅する。次いで、受信ビームフォーマ44によって、プリアンプ43によって増幅された受信信号に第1の送受信条件を与え、その後チャンネル毎の信号を加算して、第1画像を構成する n 本目の受信ビームを電子的に形成させ、第1画像を構成する n 本目の走査線信号を取得する。

30

【0060】

画像処理部22のBモード処理部22aは、超音波送受信部21から第1画像を構成する n 本目の走査線信号を受け取り、信号対ノイズ比を最適にするような受信フィルタ等を施し、診断画像に必要な信号を抽出する。引き続きBモード処理部22aは、対数増幅及び包絡線検波処理等を施す。又は、ドプラ処理部22bは、超音波送受信部21から第1画像を構成する n 本目の走査線信号を受け取り、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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。

40

【0061】

次いで、超音波送受信部21は、ステップS1によって設定された2種類の送受信条件のうち第2の送受信条件に従って超音波パルスを送波させ、第2画像を構成する n 本目の送信ビームを形成させる(ステップS4)。続けて、超音波送受信部21は、超音波プローブ11から送られるエコー信号に対して、ステップS1によって設定された2種類の送受信条件のうち第2の送受信条件を与え、第2画像を構成する n 本目の受信ビ

50

ームを形成させる（ステップS5）。

【0062】

画像処理部22のBモード処理部22aは、超音波送受信部21から第2画像を構成するn本目の走査線信号を受け取り、信号対ノイズ比を最適にするような受信フィルタ等を施し、診断画像に必要な信号を抽出する。引き続きBモード処理部22Aは、対数増幅及び包絡線検波処理等を施す。又は、ドプラ処理部22bは、超音波送受信部21から第2画像に相当するn本目の走査線信号を受け取り、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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。

【0063】

次いで、所要の断層に関する第1画像及び第2画像の生成に必要な走査線本数の走査線情報が画像メモリ30cに記憶されているか否か、すなわち、 $n = N$ であるか否かを判断する（ステップS6）。ステップS6の判断にてYes、すなわち、 $n = N$ であると判断された場合、画像再構成部24は各走査線情報を基に、第1画像及び第2画像を再構成する（ステップS7）。

【0064】

表示制御部25は、一般的には、超音波スキャンの走査線信号列をテレビ等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し、第1画像及び第2画像から構成される所要の断層に関する表示画像を生成する（ステップS8）。表示制御部25は、表示画像をステレオグラムとして表示装置14に表示させる（ステップS9）。

【0065】

ここで、両眼視差によって奥行き間を知覚するステレオグラムの表示方法の例として、a)液晶シャッターによる表示方法、b)立体ディスプレイによる表示方法、c)立体視眼鏡による表示方法、d)赤青フィルム眼鏡による表示方法がある。

【0066】

a)液晶シャッター方式

液晶シャッターによる表示方法は、例えば100分の1（秒）といった時間間隔で、第1画像及び第2画像を表示装置14上の左右に交互に表示し、その表示タイミングに同期して、眼鏡のレンズ部の搭載される液晶シャッターを交互にON/OFFさせる。これにより表示装置14上に交互表示される2枚の部分画像に同期して、左右それぞれの視界を開放したり閉じたりすることで、第1画像及び第2画像を1つの画像として立体的に知覚することができる。この場合、超音波診断装置本体12には、表示装置14の交互表示に同期する液晶シャッター眼鏡を設け、表示制御部25は、第1画像及び第2画像を左右交互に表示させる。

【0067】

b)立体ディスプレイによる表示方法

表示装置14として立体ディスプレイを設け、その立体ディスプレイに第1画像及び第2画像を表示させる。よって、観察者は、特別な眼鏡を着用することなしに裸眼で、第1画像及び第2画像を1つの画像として立体的に知覚することができる。この場合の装置構成は、立体ディスプレイの仕様に依存するが、基本的には第1画像と第2画像を所定の画像フォーマットに従い、逐次立体ディスプレイに送信することで達成する。

【0068】

c)立体視眼鏡による表示方法

立体視眼鏡は、観察者がプリズムで視線を曲げた眼鏡を着用し、上下又は左右に並べた2つの視差画像を、片方を左目で、もう片方を右目で見ることによって、観察者は、第1画像及び第2画像を画像として立体的に知覚することができる。立体視眼鏡は、超音波診断装置本体12や表示装置14と同期する必要がなく簡便である。この場合、超音波診断装置本体12は、第1画像及び第2画像を表示装置14上下又は左右に並列表示することで達成する。なお、立体視眼鏡による表示方法は、特に立体視眼鏡をかけず裸眼の状態でも、ある程度練習を行えば、立体視することが可能となるので、第1画像及び第2画像

10

20

30

40

50

を並列表示するという装置機能も本発明の一部に含まれる。

【0069】

d) 赤青フィルム眼鏡による表示方法

表示制御部25は、第1画像を第1色(青)、第2画像を第2色(赤)で生成して加算表示し、表示装置14としてのカラーモニタに表示させる。観察者が、一方の目が青、他方が赤の透過フィルムで構成される眼鏡を着用することによって、第1画像を右目で、第2画像を左目で(又はその逆に)視認することができる。赤青フィルム眼鏡は立体映画上映等にも配布使用され、非常に安価に製造できるという利点がある。

【0070】

また、ステップS9によって画像が表示された後、画像の生成及び表示を終了するか否かを判断する(ステップS10)。ステップS10の判断にてYes、すなわち、画像の生成及び表示を終了すると判断された場合、シーケンスを終了する。なお、シーケンスの終了とは、入力装置13としてのFreezeボタンの入力等による超音波スキャンの停止を指す。

10

【0071】

一方、ステップS6の判断にてNo、すなわち、 $n < N$ であると判断された場合、ステップS2に戻り、超音波送受信部21は、第1画像を構成する次の送信ビームを形成させる。

【0072】

また、ステップS10の判断にてNo、すなわち、画像の生成及び表示を終了しないと判断された場合、新たな断層(新たなタイミング)における画像の生成を行なうために、ステップS2に戻る。一般には動画像を表示するため、ステップS10からステップS2に戻り、ステップS2からS9の処理を繰り返し行ない、操作者から終了の指示を受けるまで新たな断層における画像の生成及び表示を繰り返す。

20

【0073】

なお、送受信条件を変化させてスペックルの位置を微小に変化させる際に、実際にはスペックルの左右の移動方向はランダムであり、その結果、飛び出して見えたり奥まって見えたりする(構造物は不動)。ステレオグラムを利用しているとはいえ、スペックルが奥行き感を持って見えることが重要であり、「飛び出して見える」「奥まって見える」のどちらかは重要ではない。そこで、第1画像と第2画像の表示位置を交互に入れ替えるという方法も有効となる。例えば、c)立体視眼鏡による表示方法の場合、最初のタイミングにおける2枚の部分画像を表示する際は、第1画像を右に第2画像を左に表示し、次のタイミングにおける2枚の部分画像を表示する際は、第1画像を左に第2画像を右に表示する。これを交互に繰り返す。その結果として、スペックルは飛び出して見えると同時に奥まって見え、そのフレームレートが高速の場合、近くされる距離感は曖昧になる。その一方で、構造物は位置を変えないため、はっきりと位置を認識可能となる。

30

【0074】

続いて、本発明に係る超音波診断装置10のシーケンスの変形例について、図8に示すフローチャートを用いて説明する。

【0075】

まず、制御プロセッサ30aによって、内部記憶装置30bに記憶されたプログラムが実行されると、指示情報の入力が必要される。操作者が入力装置13を用いて指示情報を入力することによって、ステレオグラムとして有用である2($m=2$)枚の部分画像を生成するための2($m=2$)種類の受信条件が設定される(ステップS11)。

40

【0076】

ここで、ステップS11による2種類の送受信条件の設定は、図6に示したシーケンスで説明したように、例えば、1)送信フォーカス及び受信フォーカス、2)送信開口及び受信開口、3)音速パラメータ、に差異をもたせることで行なわれる。

【0077】

超音波送受信部21は、送信条件に従って超音波パルスを送波させ、2枚の

50

部分画像をそれぞれ構成する n 本目の送信ビームを形成させる（ステップ $S12$ ）。ステップ $S12$ では、まず、送信ビームフォーマ 41 によって、所定のレート周波数で、超音波の送信ビームを形成するためのレートパルスが発生させる。このとき、 B モード等の距離分解能が優先されるモードでは、広帯域の時間的に短いパルスが発生される一方、ドプラモード等の感度が優先されるモードでは、比較的狭帯域の時間的に長いパルスが発生される。次いで、パルサ 42 は、送信ビームフォーマ 41 によって発生されたレートパルスを受け、超音波プローブ 11 の圧電振動子を実際に振動させるためのパルスが発生させる。

【0078】

次いで、超音波送受信部 21 は、超音波プローブ 11 から送られるエコー信号に対して、ステップ $S11$ によって設定された 2 種類の受信条件のうち第 1 の受信条件を与え、第 1 画像を構成する n 本目の受信ビームを形成させる（ステップ $S13$ ）。ステップ $S13$ では、まず、プリアンプ 43 によって、超音波プローブ 11 からのエコー信号を、チャンネル毎に増幅する。次いで、受信ビームフォーマ 44 は、プリアンプ 43 によって増幅された受信信号に第 1 の受信条件を与え、その後チャンネル毎の信号を加算して、第 1 画像を構成する n 本目の受信ビームを電子的に形成し、第 1 画像を構成する n 本目の走査線信号を取得する。

【0079】

ステップ $S13$ とほぼ同時に、超音波プローブ 11 から送られるエコー信号に対して、ステップ $S11$ によって設定された 2 種類の受信条件のうち第 2 の受信条件を与え、第 2 画像を構成する n 本目の受信ビームを形成させる（ステップ $S14$ ）。

【0080】

画像処理部 22 の B モード処理部 22a は、超音波送受信部 21 から第 1 画像及び第 2 画像を構成する n 本目の走査線信号を受け取り、信号対ノイズ比を最適にするような受信フィルタ等を施し、診断画像に必要な信号を抽出する。引き続き B モード処理部 22a は、対数増幅及び包絡線検波処理等を施す。又は、ドプラ処理部 22b は、超音波送受信部 21 から第 1 画像及び第 2 画像を構成する n 本目の走査線信号を受け取り、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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求める。

【0081】

次いで、所要の断層に関する第 1 画像及び第 2 画像の生成に必要な走査線本数の走査線情報が画像メモリ 30c に記憶されているか否か、すなわち、 $n = N$ であるか否かを判断する（ステップ $S15$ ）。ステップ $S15$ の判断にて Yes 、すなわち、 $n = N$ であると判断された場合、画像再構成部 24 は各走査線情報を基に、第 1 画像及び第 2 画像を再構成する（ステップ $S16$ ）。

【0082】

表示制御部 25 は、一般的には、超音波スキンの走査線信号列をテレビ等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し、第 1 画像及び第 2 画像から構成される所要の断層に関する表示画像を生成する（ステップ $S17$ ）。表示制御部 25 は、表示画像をステレオグラムとして表示装置 14 に表示させる（ステップ $S18$ ）。

【0083】

ここで、両眼視差によって奥行き間を知覚するステレオグラムの表示方法の例としては、図 6 に示したシーケンスで説明したように、a) 液晶シャッターによる表示方法、b) 立体ディスプレイによる表示方法、c) 立体視眼鏡による表示方法、d) 赤青フィルム眼鏡による表示方法がある。

【0084】

次いで、画像の生成及び表示を終了するか否かを判断する（ステップ $S19$ ）。ステップ $S19$ の判断にて Yes 、すなわち、画像の生成及び表示を終了すると判断された場合、シーケンスを終了する。なお、シーケンスの終了とは、入力装置 13 としての $Freeze$ ボタンの入力等による超音波スキンの停止を指す。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 5 】

一方、ステップ S 1 5 の判断にて N o、すなわち、 $n < N$ であると判断された場合、ステップ S 1 2 に戻り、超音波送受信部 2 1 は、第 1 画像及び第 2 画像を構成する次の送信ビームを形成させる。

【 0 0 8 6 】

また、ステップ S 1 9 の判断にて N o、すなわち、画像の生成及び表示を終了しないと判断された場合、新たな断層における画像の生成を行なうために、ステップ S 1 2 に戻る。一般には動画像を表示するため、ステップ S 1 9 からステップ S 1 2 に戻り、ステップ S 1 2 から S 1 8 の処理を繰り返し行ない、操作者から終了の指示を受けるまで新たな断層における画像の生成及び表示を繰り返す。

10

【 0 0 8 7 】

なお、図 8 に示したシーケンスの場合は、電子的に受信ビームのみに差異をもたせたものであるから、図 6 に示したシーケンスの場合と比較して半分の超音波送受信で 2 枚の部分画像の生成を行なうことができ、フレームレートの低下を抑制できる。加えて、1 枚の画像を表現するために多数の部分画像の生成及び表示を行なう際には、フレームレートの低下の抑制が顕著である。

【 0 0 8 8 】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムによれば、平滑化画像フィルタのような画像加工を行なうことなしに、画像の画質を維持しながら、人間の知覚情報（視覚心理学）を利用して、ターゲット（微小構造物）と不要物（スペックル）とを分離

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 9 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置及び超音波画像表示プログラムの機能の実施形態を示すブロック図。

【図 2】超音波送受信部の構成を示すブロック図。

【図 3】(a) , (b) は、ステレオグラムの原理を説明するための図。

【図 4】(a) , (b) は、2 枚の部分画像のステレオグラムとの関係を説明するための図。

【図 5】心理的に近くされる奥行き間を示す図。

30

【図 6】本発明に係る超音波診断装置のシーケンスを示す図。

【図 7】超音波ビームの差異の一例を説明する図。

【図 8】本発明に係る超音波診断装置のシーケンスの変形例を示す図。

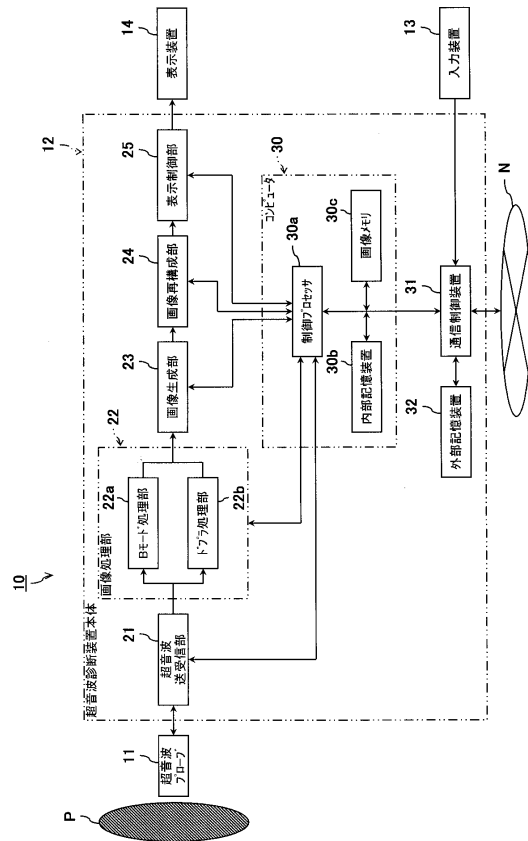
【符号の説明】

【 0 0 9 0 】

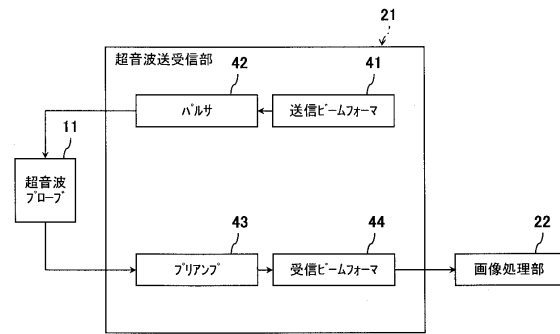
- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 2 超音波診断装置本体
- 1 3 入力装置
- 1 4 表示装置
- 2 1 超音波送受信部
- 2 2 画像処理部
- 2 3 画像生成部
- 2 4 画像再構成部
- 2 5 表示制御部
- 3 0 コンピュータ
- 3 2 外部記憶装置

40

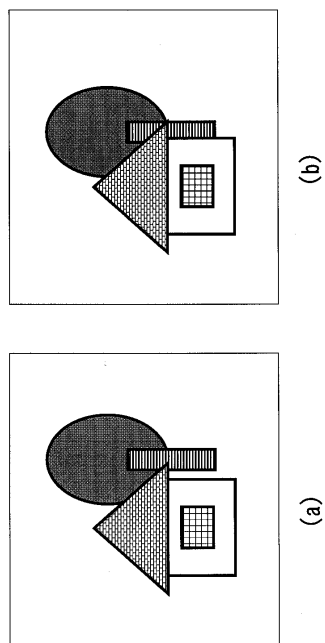
【 図 1 】



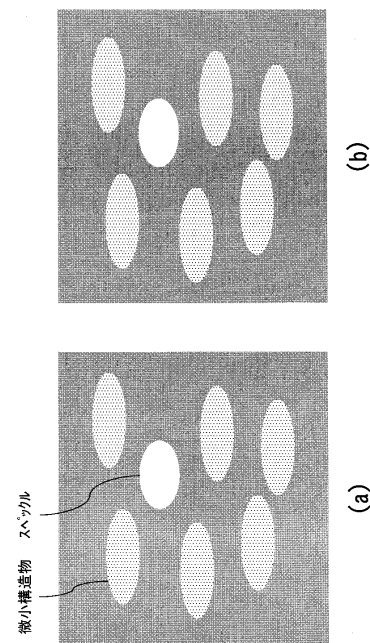
【 図 2 】



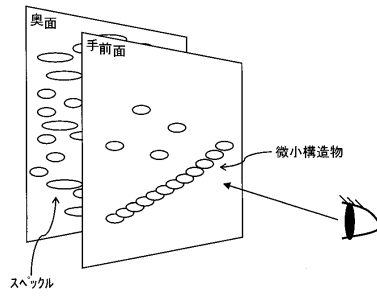
【 図 3 】



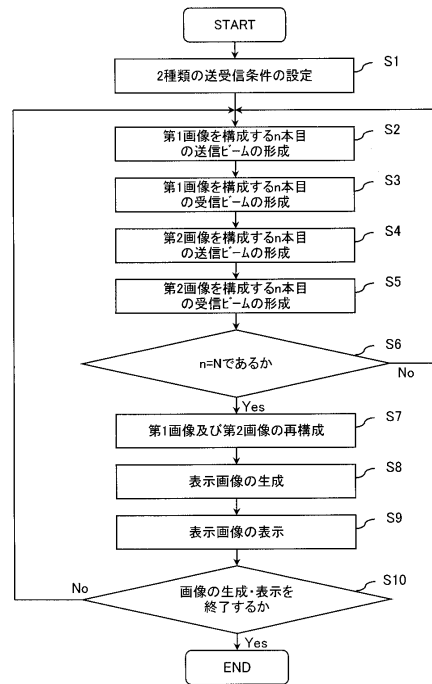
【図 4】



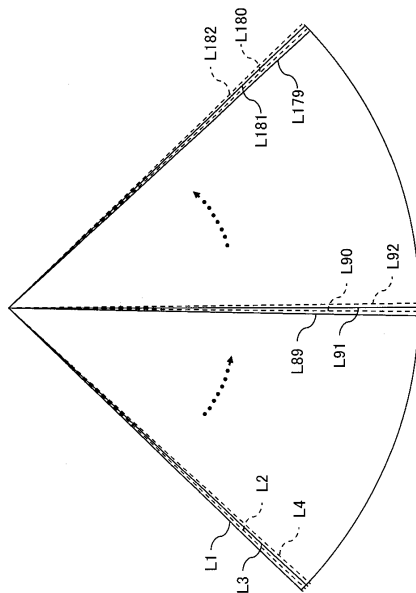
【図 5】



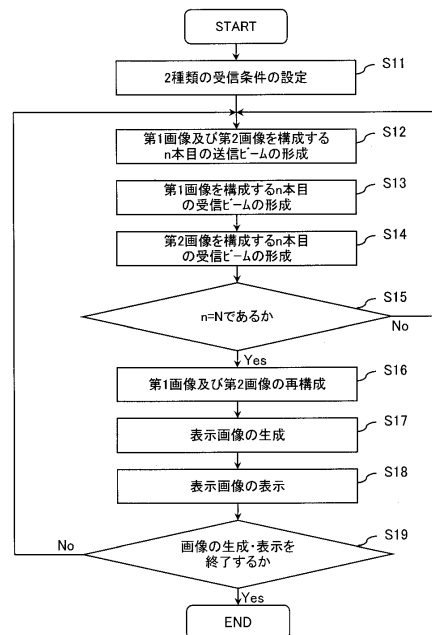
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-333950(JP,A)
特開2000-116651(JP,A)
特開2006-130009(JP,A)
特開平03-099651(JP,A)
特開平08-317926(JP,A)
特開平11-155861(JP,A)
特開2000-157540(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像显示程序		
公开(公告)号	JP5203580B2	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	JP2006169912	申请日	2006-06-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD30 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/HH33 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2008000181A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在保持图像质量的同时分离目标和不必要的对象，而不执行像超声诊断设备中的平滑图像滤波之类的图像处理。解决方案：超声波诊断装置10具有超声波探头11和超声波诊断装置主体12。超声波诊断装置主体12包括超声波发送/接收部分21，图像重建部分24，显示控制部分25和显示装置。超声波发送/接收部分21根据发送/接收条件发送/接收超声波，它们在表示一个图像的第一图像和第二图像之间不同，并获得第一图像和扫描线信号的扫描线信号。为第二个图像。图像重建部分24基于扫描线信号重建第一和第二图像。显示控制部分25生成具有第一和第二图像作为立体图的显示图像，并且显示设备14显示所生成的显示图像。

图 1 1 1

