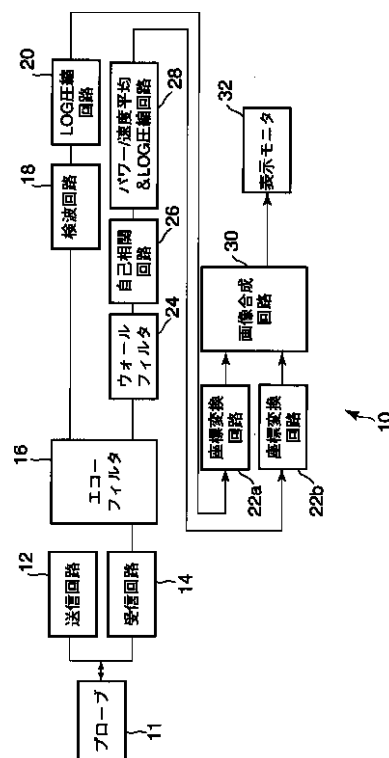




【特許請求の範囲】

【請求項 1】第 1 の撮影形態によって被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域が特定可能な第 1 の超音波画像データを発生する第 1 のデータ発生手段と、
第 2 の撮影形態によって前記被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域及び心筋領域組織が映像化された第 2 の超音波画像データを発生する第 2 のデータ発生手段と、
前記第 1 の超音波画像データにおける心腔領域を特定し、当該特定された心腔領域に基づいて前記第 2 の超音波画像データにおける心腔領域或いは心筋領域を特定する画像処理手段と、
を具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】前記第 1 の撮影形態によって照射される超音波は、前記被検体に投与された造影剤を破壊しない音圧の超音波であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】前記第 2 の撮影形態によって照射される超音波は、前記被検体に投与された造影剤を破壊する音圧の超音波であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】前記第 1 のデータ発生手段及び前記第 2 のデータ発生手段は、前記各超音波の高調波成分に基づいて前記第 1 の超音波画像データ及び前記第 2 の超音波画像データをそれぞれ発生することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】前記第 1 の撮影形態は、ハーモニック B モードであり、
前記第 2 の撮影形態は、ハーモニックパワードブラモード或いはハーモニック B モードであること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】前記第 1 の撮影形態は、低音圧ハーモニック B モードであり、
前記第 2 の撮影形態は、高温圧ハーモニックパワードブラモード或いは高温圧ハーモニック B モードであること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、
前記超音波プローブで受波された超音波エコーの振幅強度に対応したデータを生成する B モード処理手段と、
前記超音波プローブで受波された超音波エコーの周波数偏移に基づいて速度に関連するデータを生成するカラー処理手段と、
前記 B モード処理手段から出力されるデータに基づいて心腔領域と心筋領域とを判別し、当該判別された心腔領域と心筋領域とにおいて異なる内容の画像処理を前記カラーデータに施して表示画像を生成する画像処理手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】ハーモニック B モードによって被検体の内

部を超音波で走査し、心腔が当該領域を特定できる程度に映像化された第 1 の超音波画像データを得るステップと、
ハーモニックパワードブラモード或いはハーモニック B モードによって前記被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域及び心筋領域組織が映像化された第 2 の超音波画像データを得るステップと、
前記第 1 の超音波画像データに基づいて心腔領域を特定し、当該特定された心腔領域に基づいて前記第 2 の超音波画像データにおける心腔領域或いは心筋領域を特定するステップと、
を具備することを特徴とする超音波画像撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波造影剤対応の超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波画像診断装置は、無侵襲検査法で組織の断層像を表示するものであり、X 線診断装置、X 線 CT 装置、MRI および核医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示による動態観察が可能、装置が小型で安価、X 線などの被曝がなく安全性が高い等の特徴を有している。このため循環器（心臓）、腹部（肝臓、腎臓など）、乳腺、甲状腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われている。

【0003】この超音波画像診断装置の撮影法の一つに、コントラストエコーという手法がある。これは、被検体の血管内に微小気泡（マイクロバブル）等からなる超音波造影剤を投与することで、超音波散乱エコーの増強を図るものである。このコントラストエコーによって循環器領域に使用する例として、心筋内に血流が供給されているか否かの評価がある。この評価は、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、心筋が染影しているか否かの判断によって行われる。

【0004】近年、この超音波造影剤を用いた心筋組織血流の表示法として、受波したエコー信号の二次高調波に基づいて映像化を行う方法がある。また、さらに感度及び視認性を向上させるために、ハーモニックドブラ法、パワーパルスインバージョン法等が開発されている。

【0005】これらの手法によって例えば心臓の映像化を行うと、心腔及び心筋が染影された画像を得ることが可能である。このとき、一般に造影剤の密度が高くなる心腔はより強く染影し、造影剤密度が比較的低下する心筋は弱く染影する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】例えば、従来の超音波診断装置において、例えば B モードによって心臓を映像化した場合には、組織からの信号も同一色で処理されるため、心腔と心筋の区別が困難になる場合がある。すな

わち、染影しているのが心腔か心筋かの区別が困難であったり、心腔と心筋との境界がわかりづらい場合がある。

【0007】また、パワーモードの場合にも、ダイナミックレンジの設定等によっては、Bモードの場合と同様に染影しているのが心腔か心筋か、評価が困難となる場合がある。

【0008】一方、このような問題を解決するため、マップの高パワー部の色を変えることで心筋のみの映像化を行う手法も製品化されている。しかしながら、本質的な解決手段とはなっていない。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、染影された心筋を抽出した画像を簡単に取得することができる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【0010】本発明の第1の視点は、第1の撮影形態によって被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域が特定可能な第1の超音波画像データを発生する第1のデータ発生手段と、第2の撮影形態によって前記被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域及び心筋領域組織が映像化された第2の超音波画像データを発生する第2のデータ発生手段と、前記第1の超音波画像データにおける心腔領域を特定し、当該特定された心腔領域に基づいて前記第2の超音波画像データにおける心腔領域或いは心筋領域を特定する画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波画像診断装置である。

【0011】本発明の第2の視点は、第1の視点に係る装置であって、前記第1の撮影形態によって照射される超音波は、前記被検体に投与された造影剤を破壊しない音圧の超音波であることを特徴とするものである。

【0012】本発明の第3の視点は、第1の視点に係る装置であって、前記第2の撮影形態によって照射される超音波は、前記被検体に投与された造影剤を破壊する音圧の超音波であることを特徴とするものである。

【0013】本発明の第4の視点は、第1の視点に係る装置であって、前記第1のデータ発生手段及び前記第2のデータ発生手段は、前記各超音波の高調波成分に基づいて前記第1の超音波画像データ及び前記第2の超音波画像データをそれぞれ発生することを特徴とするものである。

【0014】本発明の第5の視点は、第1の視点に係る装置において、前記第1の撮影形態は、ハーモニックBモードであり、前記第2の撮影形態は、ハーモニックパワードブラモード或いはハーモニックBモードであることを特徴とするものである。

【0015】本発明の第6の視点は、第1の視点に係る装置であって、前記第1の撮影形態は、低音圧ハーモニックBモードであり、前記第2の撮影形態は、高温圧ハーモニックパワードブラモード或いは高温圧ハーモニック

クBモードであることを特徴とするものである。

【0016】本発明の第7の視点は、被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブで受波された超音波エコーの振幅強度に対応したデータを生成するBモード処理手段と、前記超音波プローブで受波された超音波エコーの周波数偏移に基づいて速度に関連するデータを生成するカラー処理手段と、前記Bモード処理手段から出力されるデータに基づいて心腔領域と心筋領域とを判別し、当該判別された心腔領域と心筋領域とにおいて異なる内容の画像処理を前記カラーデータに施して表示画像を生成する画像処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0017】本発明の第8の視点は、ハーモニックBモードによって被検体の内部を超音波で走査し、心腔が当該領域を特定できる程度に映像化された第1の超音波画像データを取得するステップと、ハーモニックパワードブラモード或いはハーモニックBモードによって前記被検体の内部を超音波で走査し、心腔領域及び心筋領域組織が映像化された第2の超音波画像データを取得するステップと、前記第1の超音波画像データに基づいて心腔領域を特定し、当該特定された心腔領域に基づいて前記第2の超音波画像データにおける心腔領域或いは心筋領域を特定するステップとを具備することを特徴とする超音波画像撮影方法である。

【0018】以上述べた構成によれば、染影された心筋を抽出した画像を簡単に取得することができる。その結果、医師等は当該画像によって心筋に血液が正しく流れている等の臨床情報を的確に把握することができる。

【0019】本発明に係る実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要件が省略されることで発明が抽出された場合、その抽出された発明を実施する場合には省略部分が周知慣用技術で適宜補われるものである。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の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。

【0021】まず、本発明に係る超音波診断装置のブロック構成を、図1を参照しながら説明する。

【0022】図1は、本発明に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【0023】本超音波診断装置10は、プローブ11、送信回路12、受信回路14、グレースケール処理系（エコーフィルタ16、検波回路18、LOG圧縮回路20、座標変換回路22a）、カラー処理系（ウォールフィルタ24、自己相関回路26、パワー/速度平均・LOG圧縮回路28、座標変換回路22b）、画像合成

回路 30、表示モニタ 32 を有している。

【0024】プローブ 11 は、被検体（患者）内に撮影用超音波を照射し、当該被検体からの反射波を受波するための探触子であり、圧電素子等で形成されている。

【0025】送信回路 12 は、図示していないトリガ発生器、遅延回路およびパルサ回路を有している。送信回路 12 は、所定のパルスシーケンスに従って電気パルス信号を生成し当該パルス信号をプローブの振動素子に送ること、走査線毎に所定の収束超音波パルスを生成する。このパルスシーケンスについては、代表的な二つの例に基づいて後で詳しく説明する。なお、パルス回路は、心腔のみを検出するための低音圧ハーモニック B モード用と、心腔及び心筋を検出する高音圧ハーモニックパワー用との、少なくとも二系統を有するものとする。

【0026】このようにプローブ 11 を介して被検体内に照射された超音波は、当該被検体の組織で散乱したエコー信号として再びプローブ 11 で受信され、受信回路 14 に送り出される。

【0027】受信回路 14 は、図示していないプリアンプ、A/D 変換器、受信遅延回路、加算器を有している。プローブ 11 の素子毎に受信回路 14 に出力されるエコー信号は、プリアンプによってチャンネル毎に増幅され、A/D 変換器により A/D 変換される。そして、A/D 変換後のエコー信号は、受信遅延回路により整相加算される。この加算後のエコー信号は、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調されたものとなる。

【0028】受信回路 14 において整相加算処理されたエコー信号は、それぞれの撮影モード（グレースケール或いはカラー）に応じた処理系統に送り出され、映像化される。以下、グレースケール処理系、カラー処理系の順番に説明する。

【0029】（グレースケール処理系）エコーフィルタ 16 は、高域通過フィルタ（ハイパスフィルタ）であり、エコー信号の周波数成分のうち低周波成分を除去して高周波成分（今の場合、二次高調波成分）のみ抽出する回路である。

【0030】検波回路 18 は、エコーフィルタ 16 によって抽出された高周波成分の振幅を検波する回路である。

【0031】LOG 圧縮回路 20 は、所定の対数圧縮度により入力されたエコー信号を圧縮する。この圧縮処理により、被検体の深部の差に基づく信号の強度差が調節される。

【0032】座標変換回路 22 a は、LOG 圧縮回路 20 からの出力信号を受け取り、超音波スキャンの走査線信号列から、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する回路である。

【0033】（カラー処理系）ウォールフィルタ 24 は、ドブラモード等によって撮影された心筋等からの不要な強い反射（クラッタ）を除去するハイパスフィルタ

である。このウォールフィルタ 24 によって、二次高調波成分の中からさらに組織の動きに基づく反射成分が除かれる。

【0034】自己相関回路 26 は、位相の異なる複数のエコー信号に基づいて各信号間の相関を演算し、平均周波数を算出する回路である。この自己相関回路 26 によって、カラードブラにおける血流速度等が算出される。

【0035】パワー/速度平均・LOG 圧縮回路 28 は、エコー信号の強度や血流速度の平均値を算出する回路である。また、パワー/速度平均・LOG 圧縮回路 28 は、所定の対数圧縮度により入力されたエコー信号を圧縮する。

【0036】座標変換回路 22 b は、パワー/速度平均・LOG 圧縮回路 28 からの出力信号を受け取り、超音波スキャンの走査線信号列から、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する回路である。

【0037】画像合成回路 30 は、後述する処理が施されたグレースケール像とカラー像とを一フレームに合成し、ビデオ信号として表示モニタ 32 に出力する。

【0038】表示モニタ 32 は、CRT 等からなるモニタである。

【0039】次に、上記構成を有する超音波診断装置によって、フラッシュエコーイメージングにより心筋の染影を選択的に映像化する場合の動作について、図 2、図 3 を参照して説明する。この心筋の映像化に関する処理における重要な点は、同一断層に関して異なる撮影法によって心腔（血流）が強調された画像と心筋と心腔（血流）とが表示された画像とを収集し、前者の画像における心腔領域をもとに後者の画像における心腔領域をブランク処理し、心筋のみ取り出すことにある。このとき、前者の画像収集において造影剤を破壊しない工夫を必要とする。なお、この心筋の映像化処理に関する制御は、図示していない制御部によって実行される。

【0040】まず、当該心筋の映像化処理において送信回路 12 から照射される、ある走査線に対するパルスシーケンス制御について、二つの例を挙げて説明する。

【0041】（例 1—低音圧ハーモニック B とパワーハーモニックドブラ法とを用いた心筋の映像化法）まず、パワーハーモニックドブラ法を用いたフラッシュエコーイメージングにより心筋を映像化する手法について説明する。すなわち、心筋及び心腔を表示するのにパワーハーモニックドブラ法を用い、心腔を表示するのに低音圧ハーモニック B モードを使用する手法である。

【0042】図 2 (a) は、例 1 に係る映像化法において実行される、ある走査線に対するパルスシーケンスを示している。図 2 (a) において、最初に心臓組織映像化用の低音圧ファンダメンタル超音波が照射される。この超音波に基づいて、通常の B モードによる断層画像を得ることができる。低音圧であるのは、続いて行われる

超音波走査のため、造影剤（パフュージョン）に影響を与えない為である。

【0043】次に、心腔映像用の低音圧ハーモニック超音波が照射される。一般に、高音圧のハーモニックBモードでは、心筋組織からもティッシュハーモニック成分は発生し、心筋は映像化される。一方、低音圧のハーモニックBモードでは、心筋組織からのティッシュハーモニック成分の発生は低く、組織よりも高調波成分を発生しやすい造影剤からの信号が検出される。その結果、選択的に心腔領域が検出されることになる。また、照射される超音波は低音圧であるから、造影剤に対する影響は少なく、続いて行われるハーモニックパワー条件による超音波送受信においては、十分な造影剤を確保することができる。

【0044】なお、この低音圧ハーモニック超音波による走査において、反射強度の高い心外膜や心内膜からの反射信号が検出される場合がある。しかし、対象としている心筋からは強いエコー信号は検出されないので問題にはならない。また、超音波造影剤は心腔のみでなく心筋へも供給される。しかし、その絶対量は心腔と比較して圧倒的に低いため、心腔の造影輝度は心筋と明確に区別できる程大きな差となって現れる。

【0045】続いて、心筋及び心腔用のパワードツブラ超音波が複数回（図2（a）では8回）送受波される。この超音波送波は、積極的に造影剤を励起させる、又は破壊するように高音圧で行われる。こうして得られたパワーハーモニックのデータは、それぞれ独立にスキャンコンパートされる。

【0046】以上述べた、低音圧ファンダメンタル超音波、低音圧ハーモニック超音波、パワードツブラ超音波のそれぞれによって得られたエコー信号は、順次フィルタ処理、演算処理、圧縮処理等が施される。そして、各信号はそれぞれ独立に座標変換回路22a、22bにおいてビデオフォーマットの走査線信号列に変換され、メモリに書き込まれる。

【0047】（画像合成）次に、上記座標変換回路22a、22bにおいてメモリに書き込まれた各エコー信号に対して、画像合成回路30にて実行される画像処理・合成について説明する。

【0048】まず、低音圧ハーモニックBによって得られた画像のうち、高輝度であった場所（画素）を抽出する。この抽出は、例えば所定の閾値によって二値化すること等で可能である。こうして抽出された高輝度領域は、心腔領域に相当している。既に述べたように、心筋領域と比較して心腔領域は造影剤の密度が濃く輝度が高くなるからである。

【0049】次に、パワーハーモニックによって得られた超音波画像において、上記高輝度と判別された領域に相当する場所（画素）についてはブランク処理を施して、心筋領域のみの画像情報を取り出す。すなわち、座

標変換回路22bにおけるパワーハーモニックによる超音波画像には、心筋及び心腔が映像化されている。この画像において、上記低音圧ハーモニックBによる画像に基づいて抽出された心腔領域に対応する領域（画素）をブランク処理することで、パワーハーモニックによる心筋超音波画像のみ取り出すことができる。このとき、ゲイン調節、パワー表示の色相調節等も行われる。

【0050】図3は、当該画像処理・合成を説明する為の図であり、左心室の超音波画像を模式的に示している。

【0051】図3（a）は、例えば通常のBモードを用いたフラッシュエコーイメージングによって得られた左心室の超音波画像である。この様に、Bモードのみを用いた場合には、組織からの信号も同一色で処理されるため心筋と心腔との区別がつきにくくなってしまう。

【0052】図3（b）は、例えば低音圧高調波を用いて映像化された左心室の超音波画像を示している。同図に示すように、低音圧のハーモニックBモードでは、心筋組織からのティッシュハーモニック成分はほとんど発生せず、主に心腔領域が抽出され映像化されている。

【0053】図3（c）は、パワーハーモニックを用いて得られた左心室の超音波画像に対して、図3（b）に示す心腔領域と対応する領域をブランク処理することによって心筋染影のみを取り出した超音波画像を示している。同図に示す画像は、最終的には図3（b）に示す心腔領域の画像と低音圧ファンダメンタルBモードによる画像とを合成され、表示モニタ32によって表示される。

【0054】以上述べた一連の超音波送受波、画像処理を繰り返すことで、心筋領域を画像表示することができる。

【0055】この様な超音波診断装置10によれば、簡単に心筋領域を抽出して映像化することができる。その結果、例えば心筋内に血液が供給されているか否か等を容易に判断することができる。

【0056】なお、上記画像処理においては、低音圧のハーモニックBモードによって得られた心腔領域をブランク処理した。これに対し、例えば当該ハーモニックBモードによる心腔領域の画像を透明な表示とし、パワーハーモニックによる画像と重ねて（合成して）表示する構成であってもよい。

【0057】（例2 - 低音圧ハーモニックBと高音圧ハーモニックBとによる心筋の映像化法）次に、低音圧ハーモニックBと高音圧ハーモニックBとを用いたフラッシュエコーイメージングにより心筋を映像化する手法について説明する。すなわち、心筋及び心腔を表示するのに高音圧ハーモニックB法を用い、心腔を表示するのに低音ハーモニックBモードを使用する手法である。

【0058】図2（b）は、例2に係る映像化法において実行される、ある走査線に対するパルスシーケンスを

示している。図 2 (b) において、最初に心腔映像化用の低音圧ハーモニック B モード超音波が照射される。この超音波に基づいて、図 3 (b) に示す様な心腔領域が強調された超音波画像を得ることができる。なお、照射される超音波は低音圧であるから、造影剤 (パフュージョン) にはほとんど影響を与えない。

【0059】次に、心腔及び心筋映像化用の高音圧ハーモニック B モード超音波が照射される。この超音波送波は、積極的に造影剤を励起させる、又は破壊するように高音圧で行われる。

【0060】以上述べた、低音圧ハーモニック超音波、高音圧ハーモニック超音波のそれぞれによって得られたエコー信号は、順次フィルタ処理、検波処理、圧縮処理等が施される。そして、各信号はそれぞれ独立に座標変換回路 22a においてビデオフォーマットの走査線信号列に変換され、個別のメモリに書き込まれる。

【0061】(画像合成) 次に、上記座標変換回路 22a において個別のメモリに書き込まれた各エコー信号に対して、画像合成回路 30 にて実行される画像処理・合成について説明する。

【0062】まず、低音圧ハーモニック B モードによって得られた画像のうち、高輝度であった場所 (画素) を抽出する。この抽出は、例 1 で述べた処理と同様である。

【0063】次に、高音圧ハーモニック B モードによって得られた超音波画像において、上記高輝度と判別された領域に相当する場所 (画素) についてはブランク処理を施して、心筋領域のみの画像情報を取り出す。すなわち、座標変換回路 22a における高音圧ハーモニック B モードによる超音波画像には、心筋及び心腔が映像化されている。この画像において、上記低音圧ハーモニック B による画像に基づいて抽出された心腔領域に対応する領域 (画素) をブランク処理することで、高音圧ハーモニック B モードによる心筋超音波画像のみ取り出すことができる。

【0064】この様な構成においても、簡単に心筋領域を抽出して映像化することができる。その結果、例えば心筋内に血液が供給されているか否か等を容易に判断することができる。

【0065】以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示す (1) ~ (3) のように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【0066】(1) 上記実施形態においては、同一走査線について、B モード及びパワードブラモードが交互に送信されるパルスシーケンス制御を説明した。これに対し、フレーム単位で B モード及びパワードブラモードが交互に送信されるパルスシーケンスであっても同様の結

*果を得ることができる。例えば例 1 では、低音ハーモニック B モードで 1 フレーム分の走査を行った後、高音圧ハーモニックドブラで 1 フレーム分の走査を行い、同様の画像処理を行えばよい。

【0067】(2) ハーモニック B モード像に対して、空間フィルタ等による穴埋め処理等を行うことで、均一なブランク処理を行うことができる。すなわち、心腔内のスペckルパターン等により、特異的に輝度が低いピクセルが存在するが、空間フィルタにより平滑化させる。この結果、明らかに心腔でありブランクすべき領域内で、特異的にブランクされないピクセルが存在することを防止できる。

【0068】(3) 上記実施形態においては、ハーモニック B モード像をハーモニックドブラのブランク処理にのみ使用し、パワーハーモニック像に重ねる組織像はファンダメンタル B モード像とする構成であったが、ハーモニック B モード像による心腔領域の画像を、ハーモニックドブラのブランク処理と最終的に得られる合成画像において利用してもよい。

【0069】(4) 上記実施形態においては、低音圧ハーモニック B モードによって得られた画像に対してマスク処理を行った。これに対し、当該画像の B モードの輝度に応じて色相を変える等の処理によっても、心筋の領域が明確な画像を得ることが可能である。

【0070】(5) ブランク処理は、座標変換前に実行することも可能である。

【0071】

【発明の効果】以上本発明によれば、染影された心筋を抽出した画像を簡単に取得することができる。その結果、医師等は当該画像によって心筋に血液が正しく流れている等の臨床情報を的確に把握することができる

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の概略構成を示した図である。

【図 2】本発明に係る超音波診断装置が実行する、ある走査線に関するパルスシーケンス処理を説明するための図である。

【図 3】本発明に係る超音波診断装置が実行する画像処理を説明するための図である。図 3 (a) はカラー / パワーハーモニックによって映像化された左心室の画像を示している。図 3 (b) は、低音圧高調波で映像化された左心室の画像を示している。図 3 (c) は、超音波診断装置が実行する画像処理によって心筋のみ染影された左心室を示した図である。

【符号の説明】

10 ... 超音波診断装置

11 ... プローブ

12 ... 送信回路

14 ... 受信回路

16 ... エコーフィルタ

18...検波回路

20...LOG圧縮回路

22a、22b...座標変換回路

24...ウォールフィルタ

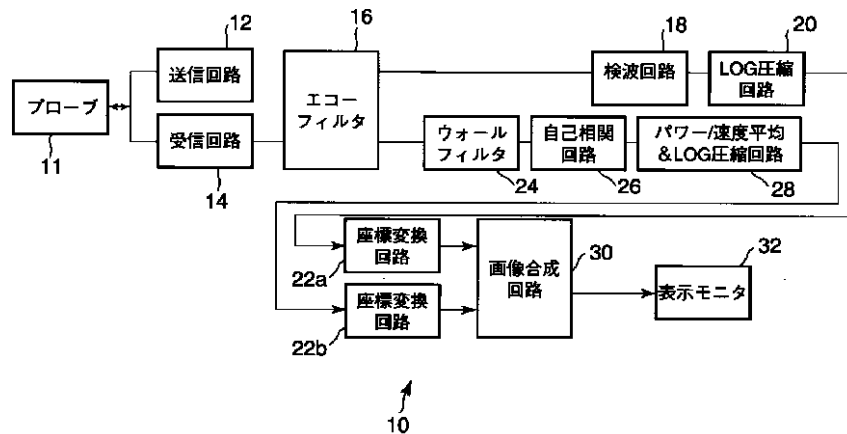
*26...自己相関回路

28...パワー/速度平均 & LOG圧縮回路

30...画像合成回路

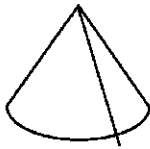
*32...表示モニタ

【図1】



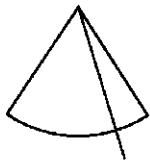
【図2】

ある走査線に対するパルスシーケンス



B, B, D, D, D, D, D, D, D, D
 ↓ パワードブラ (心筋 & 心腔映像化用)
 ↓ 低音圧ハーモニックB (心腔映像化用)
 ↓ 低音圧ファンダメンタルB (心臓組織映像化用)

(a)



ある走査線に対するパルスシーケンス

BL, BH
 ↓ 高音圧ハーモニックB (心筋 & 心腔映像化用)
 ↓ 低音圧ハーモニックB (心腔映像化用)

(b)

【図3】

(a)



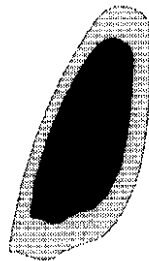
心腔と心筋の区別が難しい

(b)



心腔のみを低音圧高調波で映像化

(c)



心筋染影のみを映像化

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002028160A	公开(公告)日	2002-01-29
申请号	JP2000212910	申请日	2000-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	小柳正道		
发明人	小柳 正道		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/BB11 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE20 4C301/HH02 4C301/JB28 4C301/JC12 4C301/JC13 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE06 4C601/DE08 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE12 4C601/DE15 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(带更正) 解决的问题: 提供一种超声波诊断设备, 其能够容易地获取其中提取了染色的心肌的图像。 解决方案: 低声压谐波B模式使用不会破坏施予对象的造影剂的声压超声波扫描对象内部, 并且心腔区域的亮度高于心肌区域。 获得可视化的第一超声图像数据。 然后, 以高声波谐波功率多普勒模式或高声波谐波B模式对被检体的内部进行超声波扫描, 从而获得使心脏腔室区域和心肌区域组织可视化的第二超声波图像数据。 通过基于第一超声图像数据指定心脏腔区域, 通过基于指定的心腔区域在第二超声图像数据中指定心脏腔区域, 通过将区域消隐 超声诊断设备10, 用于产生其中提取了心肌区域的超声图像30。

