

(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2008-99729

(P2008-99729A)

(43) 公開日 平成20年5月1日(2008.5.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2006-282665 (P2006-282665)

(22) 出願日

平成18年10月17日 (2006.10.17)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 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 100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 栗田 康一郎

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

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE08 GB06 HH02

HH17 HH21 HH26 HH28 JC26

JC37 KK31

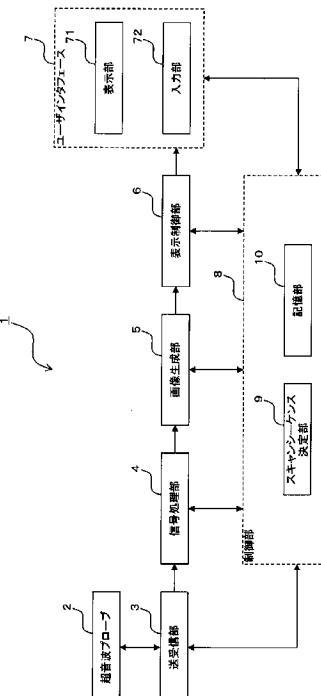
(54) 【発明の名称】超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】所望の領域の画質を向上させつつ、ボリュームレートの低下の防止を図ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送受信部3は制御部8の制御の下、診断部位に対して設定された関心領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度を、関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度よりも高くして、その診断部位を超音波ビームで走査する。さらに、送受信部3は、関心領域以外の領域については並列同時受信を行う。これにより、関心領域については高精細な画像を取得しつつ、ボリュームレートの低下を防止することが可能となる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所望の3次元領域のうち、関心領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度を、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度よりも高くして、前記所望の3次元領域を超音波ビームで走査するスキャン手段と、

前記走査によって取得された受信ビームに基づいて前記所望の3次元領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記スキャン手段は、前記関心領域以外の領域では並列同時受信を行うことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。 10

【請求項 3】

前記スキャン手段は、超音波ビームを主走査方向に走査して所定のスライス面を走査し、さらに、前記主走査方向に直交する方向に超音波ビームを走査して複数のスライス面を走査することで、前記所望の3次元領域を走査し、各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を変えることで、前記各スライス面で受信される受信ビームの本数を等しくすることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記スキャン手段は、

前記各スライス面における前記関心領域以外の領域に対しては、超音波ビームを間引きして送信する送信手段と、 20

前記関心領域以外の領域では並列同時受信を行う受信手段と、

を有することを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スキャン手段は、超音波画像であって、超音波ビームの送信方向に略直交する面の超音波画像を表示手段に表示させ、前記略直交する面の超音波画像上で前記関心領域の指定を受け付ける制御手段を更に有することを特徴とする請求項1から請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、診断の対象となる部位を模した形状を有し、関心領域を指定するためのマーカを生成して、前記略直交する面の超音波画像に重ねて前記表示手段に表示さ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。 30

【請求項 7】

前記スキャン手段は、心臓を診断部位として超音波ビームで走査し、

前記画像生成手段は、その走査によって取得された受信ビームに基づいて、前記心臓の超音波画像であって、前記略直交の面の超音波画像データを生成し、

前記制御手段は、前記関心領域を指定するためのマーカであって、心臓の形状を模して3つの領域に分割された橢円状のマーカを生成して、前記略直交の面の超音波画像データに基づく超音波画像に重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。 40

【請求項 8】

前記スキャン手段は、前記関心領域のみを超音波ビームで走査し、

前記画像生成手段は、前記走査していない領域においては、受信ビームが存在すると仮定して、前記各スライス面で受信される受信ビームと、その仮定した受信ビームとを合わせた受信ビームの数を各スライス面において等しくして、前記所望の3次元領域の超音波画像データを生成することを特徴とする請求項3から請求項7のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記スキャン手段は、前記表示手段の表示画面正面に存在する領域を前記関心領域とし、超音波ビームの送信の走査線密度を、その領域以外の領域に対する超音波ビームの送信 50

の走査線密度よりも高くして、前記所望の3次元領域を超音波ビームで走査することを特徴とする請求項1から請求項8のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項10】

所望の3次元領域を超音波ビームで走査するスキャン手段と、コンピュータと、を備えた超音波診断装置の前記コンピュータに、

関心領域の指定を受け付けて、前記所望の3次元領域のうち、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信回数を間引くことで、前記関心領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度が、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度よりも高くなるように、前記関心領域と前記関心領域以外の領域における走査線密度を求める演算機能を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

10

【請求項11】

前記スキャン手段は、前記超音波ビームを主走査方向に走査して所定のスライス面を走査し、さらに、前記主走査方向に直交する方向に超音波ビームを走査して複数のスライス面を走査することで、前記所望の3次元領域を走査し、前記関心領域以外の領域では並列同時受信を行い、

前記演算機能は、各スライス面で受信される受信ビームの本数が等しくなるよう、前記各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を求める特徴とする請求項10に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

この発明は、3次元領域を超音波によって走査する超音波診断装置に関し、特に、領域によって送受信条件を変えて超音波を走査する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波の送受信を繰り返しながら所定範囲を走査（スキャン）し、その走査で得られたデータに基づいて超音波画像を生成する。

【0003】

所謂2次元超音波プローブは、超音波振動子を2次元的に配列することにより、3次元領域を超音波ビームによって走査することができる。3次元的に走査が行われることによって取得されたボリュームデータは、ボリュームレンダリング処理（以下、VR処理と称する場合がある）やMPR処理（Multi Planar Reconstruction）などの画像処理が施されることにより、3次元画像データや任意断面における画像データなどが生成される。

30

【0004】

このような超音波診断装置では、ボリュームレートと超音波画像の画質とはトレードオフの関係になっている。例えば、ボリュームレートを高めつつ、高精細な超音波画像を取得する場合、3次元の走査領域を狭くして走査する必要がある。超音波ビームの送受信回数を減らして超音波ビームの走査線密度を粗くすれば、ボリュームレートを向上させることができるが、その走査で取得される超音波画像の画質は低下してしまう。一方、超音波ビームの送受信回数を増やして超音波ビームの走査線密度を高くすれば、高精細な超音波画像を取得することができるが、その走査でのボリュームレートは低下してしまう。このように、超音波ビームの走査線の密度が高いほど、その走査によって取得される超音波画像の画質は向上するが、ボリュームレートは低下してしまう。一方、超音波ビームの走査線の密度が低いほど、その走査でのボリュームレートは向上するが、その走査によって取得される超音波画像の画質は低下してしまう。

40

【0005】

従来においては、超音波ビームの送受信によって取得された超音波画像上に関心領域（ROI）を設定し、超音波ビームによって走査する範囲を制限する機能を有する超音波診断装置が提案されている（例えば特許文献1）。

50

【0006】

【特許文献1】特開2005-245936号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来においては、超音波ビームで走査する領域全体の走査線密度を変更していたため、所望の3次元領域を超音波ビームで走査することで3次元の超音波画像を取得するにあたって、その超音波画像に表されている部位のうち、診断に必要な部位のみの画質を向上させることはできなかった。例えば、心臓の超音波画像を取得する場合であって、その心臓のうち心臓壁を注目する場合であっても、その心臓壁の画質のみを向上させることはできなかった。このように、従来においては、超音波画像全体の画質を調整することができるのみで、部分的に超音波画像の画質を調整することができなかった。

【0008】

走査する領域全体の走査線密度の変更のみが可能であると、走査する領域全体の走査線密度を低くした場合、ボリュームレートは向上するが、注目部位の画質が低下してしまい、診断に適した高精細な超音波画像が得られなくなってしまう問題がある。また、走査する領域全体の走査線密度を高くした場合、注目部位を含めた全体の画質は向上するが、ボリュームレートが低下してしまったため、リアルタイム性を求める診断に適した超音波画像が得られなくなってしまう問題がある。

【0009】

例えば、心臓のように動いている部位を診断する場合はリアルタイム性が要求されるため、ボリュームレートを向上させようとして走査する領域全体の走査線密度を低くすると、心臓壁などの注目部位の画質までも低下してしまう問題がある。一方、心臓壁などの注目部位の画質を向上させるために、走査する領域全体の走査線密度を高くすると、ボリュームレートが低下してしまったため、心臓などの動いている部位の診断に適した超音波画像が得られなくなってしまう問題がある。

【0010】

この発明は上記の問題を解決するものであり、所望の領域の画質を向上させつつ、ボリュームレートの低下の防止を図ることができる超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御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】

【0011】

請求項1に記載の発明は、所望の3次元領域のうち、関心領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度を、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度よりも高くして、前記所望の3次元領域を超音波ビームで走査するスキャン手段と、前記走査によって取得された受信ビームに基づいて前記所望の3次元領域の超音波画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

請求項10に記載の発明は、所望の3次元領域を超音波ビームで走査するスキャン手段と、コンピュータと、を備えた超音波診断装置の前記コンピュータに、関心領域の指定を受け付けて、前記所望の3次元領域のうち、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信回数を間引くことで、前記関心領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度が、前記関心領域以外の領域に対する超音波ビームの送信の走査線密度よりも高くなるように、前記関心領域と前記関心領域以外の領域における走査線密度を求める演算機能を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0013】

この発明によると、関心領域での超音波ビームの送信の走査線密度を関心領域以外の領域よりも高くすることで、関心領域の画質を向上させつつ、ボリュームレートの低下を防止することが可能となる。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1及び図2を参照して説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図2は、2次元超音波プローブによって走査される領域を示す図である。

【0015】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、関心領域(ROI)として指定された領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高くすることで高精細な超音波画像を取得する。また、関心領域(ROI)以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信の走査線密度を低くすることで、ボリュームレートを向上させる。これにより、関心領域(ROI)においては高精細な超音波画像を取得しつつ、全体のボリュームレートの低下を防止する。以下、超音波診断装置1の各部の構成を説明する。

【0016】

超音波プローブ2は、超音波振動子がマトリックス(格子)状に配置された2次元超音波プローブからなり、3次元的に超音波ビームを送信して反射波を受信することで、放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。また、2次元超音波プローブの代わりに、1次元超音波プローブを超音波プローブ2に用いてもよい。例えば、超音波振動子が所定方向(走査方向)に配列され、超音波振動子を走査方向に直交する方向に機械的に揺動可能な1次元超音波プローブを用いてもよい。

【0017】

ここで、超音波プローブ2によって走査される領域について図2を参照して説明する。図2(a)に示すように、超音波プローブ2が走査できる走査領域Sは、3次元的な空間である。具体的には、超音波ビームを送受信方向(図中のY方向)に送信して主走査方向(図中のX方向)に超音波ビームを走査することで、送受信方向(Y方向)と主走査方向(X方向)とで規定されるスライス面S1を走査する。さらに、主走査方向に直交する副走査方向(図中のZ方向)に超音波ビームを走査することで、複数のスライス面S1、S2、S3、…を走査し、これによって、3次元空間である走査領域Sを走査する。

【0018】

送受信部3は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波ビームを発生させるとともに、超音波プローブ2が受信したエコー信号を受信する。

【0019】

送受信部3の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けけて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路(チャンネル)の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ2の各超音波振動子に供給するようになっている。

【0020】

送受信部3の送信部は、制御部8から出力された制御信号に従って、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波ビームを発生させる。その制御信号には、超音波プローブ2による走査範囲を示す情報などが含まれ、送信部はその情報に従って超音波プローブを駆動する。

【0021】

また、送受信部3の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ2の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部3によって加算処理

理された信号を「RFデータ（または、生データ）」と称する。

【0022】

送受信部3の送信部は、制御部8の制御の下、超音波ビームを部分的に間引きして送信することが可能となっている。つまり、送信部は、超音波ビームの送信の走査線密度を部分的に変えて送信することが可能となっている。また、送受信部3の受信部は、制御部8の制御の下、並列同時受信可能な構成となっている。つまり、受信部は、1回の超音波ビームの送信で、複数の異なる方向の走査線に対応する複数の受信ビームを生成することができる。例えば、並列同時受信数が「4」であれば、送受信部3は、1回の超音波ビームの送信で、送信方向を中心として対称な4本の走査線上の受信ビームを生成することができる。

10

【0023】

送受信部3から出力されるRFデータは、信号処理部4に出力される。信号処理部4は、Bモード処理部やCFM処理部などを備えて構成されている。

【0024】

信号処理部4のBモード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から超音波ラスタデータを生成する。具体的には、RFデータに対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部4のCFM処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。具体的には、CFM処理回路は、位相検波回路、MTIフィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。このCFM処理回路は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理(MTIフィルタ処理)が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

20

【0025】

画像生成部5は、信号処理部4から複数の超音波ラスタデータを受けて、座標変換によってボクセルデータを生成する。そして、画像生成部5は、ボクセルデータに対して、サーフェイスレンダリング処理や、ボリュームレンダリング処理や、MPR処理(Multi Planar Reconstruction)などの画像処理を施すことに、3次元画像データや任意断面における画像データなどの超音波画像データを生成する。この画像生成部5が、この発明の「画像生成手段」の1例に相当する。

30

【0026】

表示制御部6は、画像生成部5によって生成された超音波画像データに基づく画像を表示部71に表示させる。ここで、表示部71に表示される画像の1例について図3を参照して説明する。図3は、超音波画像を示す表示画面の図である。

【0027】

例えば、画像生成部5によって、3次元画像データ、スライス面に沿った断層像データ、及び、送受信方向に直交する面に沿った断層像データ（以下、「C面画像データ」と称する）が生成された場合、図3(a)に示すように、表示制御部6は、3次元画像31、スライス面に沿った断層像32、及び、C面画像33を表示部71に同時に表示させる。このように、複数種類の画像を表示することで、複数方向から診断部位を観察することができる。図3においては、心臓を診断部位として、心臓の3次元画像、断層像、及びC面画像を1例として示している。

40

【0028】

そして、表示制御部6は、関心領域(ROI)を表すマーカを各画像にそれぞれ重ねて表示させる。この実施形態では、画質を向上させる領域を関心領域(ROI)によって指定する。例えば、図3(b)に示すように、表示制御部6は、C面画像33に関心領域(ROI)を表すマーカ34を重ねて表示させる。また、表示制御部6は、マーカ34の位置に合わせて、関心領域(ROI)を表すマーカ31aを3次元画像31に重ねて表示させ、関心領域(ROI)を表すマーカ32aを断層像32に重ねて表示させる。マーカは

50

、操作者が入力部 7 2 を用いて任意の形状に変え、任意の位置に設定することができる。関心領域 (R O I) を表すマーカによって指定された領域が、高精細な画像の取得対象となる領域である。

【 0 0 2 9 】

この実施形態では、1例として心臓を診断部位として説明する。心臓の心壁は3つの筋肉(壁)で構成されており、それぞれの筋肉には栄養血管である環状動脈が存在する。冠状動脈の動きが悪くなると心機能が低下し、梗塞を引き起こす。このような場合、心壁を注目して診断が行われるため、心壁の高精細な超音波画像が必要となる。従って、関心領域 (R O I) に心壁を含めさせる。

【 0 0 3 0 】

例えば、C面画像 3 3 には心筋が表されているため、C面画像 3 3 上に、心筋に模した形状の関心領域 (R O I) を設定する。図 3 (b) に示す例では、表示制御部 6 は、C面画像 3 3 上に心筋の形状に模したマーカ 3 4 を重ねて表示させる。

【 0 0 3 1 】

ここで、C面画像 3 3 上に表示される心筋の形状に模したマーカ 3 4 について、図 4 を参照して説明する。図 4 は、関心領域 (R O I) を表すマーカを示す模式図である。図 4 に示すように、心筋の形状に模したマーカ 3 4 は、3つの領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c に分けられている。これら3つの領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c は、心壁の3つの筋肉(壁)の形状に対応している。これら3つの領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c の形状は、操作者が入力部 7 2 を用いて任意の形状に変えることができる。このように、心壁に相当するマーカ 3 4 を、心筋が表されている C面画像 3 3 に重ねて表示することにより、心壁に対する関心領域 (R O I) の設定が容易になる。

【 0 0 3 2 】

以上のように、注目部位の形状を模したマーカによって関心領域 (R O I) を指定することで、高精細な画像を得たい領域を簡便に指定することが可能となる。

【 0 0 3 3 】

さらに、操作者は入力部 7 2 を用いることで、マーカ 3 4 に含まれる3つの領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c のうち、すべての領域を関心領域 (R O I) として指定したり、3つの領域のうち、2つ又は1つの領域を関心領域 (R O I) として指定したりしてもよい。例えば、心筋のすべての領域を詳細に観察したい場合、操作者は入力部 7 2 を用いて、マーカ 3 4 に含まれる3つの領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c のすべてを関心領域 (R O I) として指定すればよい。また、例えば、領域 3 4 a に含まれる領域のみを特に詳細に観察したい場合は、領域 3 4 a のみを関心領域 (R O I) として指定すればよい。

【 0 0 3 4 】

以上のように、ユーザインタフェース 7 を用いて関心領域 (R O I) が指定されると、ユーザインタフェース 7 から制御部 8 に関心領域 (R O I) の位置情報が出力される。

【 0 0 3 5 】

制御部 8 は、超音波診断装置 1 の各部を制御する。この実施形態では、制御部 8 は、関心領域 (R O I) の指定を受け付けて、超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)と並列同時受信数を求めて、送受信部 3 の送信部による超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)を制御し、さらに、送受信部 3 の受信部による並列同時受信数を制御する。具体的には、制御部 8 は、スキャンシーケンス決定部 9 と記憶部 10 を備え、スキャンシーケンス決定部 9 が、超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)と並列同時受信数を求める。以下、スキャンシーケンス決定部 9 の処理内容について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、関心領域の内外における超音波ビームの送信回数と、受信ビームの本数を示す模式図である。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、超音波プローブ 2 を上部から見た模式図であり、超音波ビームの受信位置 2 1、スライス面 S 1、S 2、S 3、・・・、及び関心領域 (R O I) 2 2 が表されている。図 5 において斜線で示す関心領域 (R O I) 2 2 は、図 2 (b) 及び図 3 に示すマーカ 3

10

20

30

40

50

4 によって指定された領域である。また、マーカ 3 4 に含まれる領域 3 4 a、3 4 b、3 4 b のうち、すべての領域が指定されている場合、関心領域 (R O I) 2 2 は領域 3 4 a、3 4 b、3 4 c を表しており、例えば領域 3 4 a が指定されている場合、関心領域 (R O I) 2 2 は領域 3 4 a を表していることになる。

【 0 0 3 7 】

この実施形態では、関心領域 (R O I) として指定された領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高め、関心領域 (R O I) 以外の領域においては超音波ビームを間引きして送信することで超音波ビームの送信回数を減らして並列同時受信を行う。これにより、関心領域 (R O I) については高精細な超音波画像が得られる。また、関心領域 (R O I) 以外の領域では超音波ビームの送信回数が減るため、ボリュームレートを向上させることができる。よって、関心領域においては高精細な超音波画像が得られつつ、全体としてボリュームレートの低下を防止することができる。この実施形態では、1 例として、並列同時受信数の最大数を「8」とする。つまり、送受信部 3 は、1 回の超音波ビームの送信で、最大 8 本の走査線上の受信ビームを生成することができるものとする。

10

【 0 0 3 8 】

例えば、図 3 (b) に示すように、C 面画像 3 3 上において、関心領域 (R O I) を指定するマーカ 3 4 が指定されると、ユーザインタフェース 7 からそのマーカ 3 4 の位置情報が制御部 8 に出力される。スキャンシーケンス決定部 9 はマーカ 3 4 の位置情報を受けると、図 2 (b) に示す各スライス面について、マーカ 3 4 によって特定される関心領域 (R O I) の大きさに応じて、関心領域 (R O I) 内における超音波ビームの送信回数 (送信の走査線密度) を決定し、さらに、関心領域 (R O I) 以外の領域における超音波ビームの送信回数 (送信の走査線密度) と並列同時受信数を決定する。

20

【 0 0 3 9 】

また、スキャンシーケンス決定部 9 は、各スライス面での受信ビーム数が同一となるように、各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を調整する。例えば、各スライス面における走査線の数を 10 本と想定した場合、各スライス面での受信ビームの数が 10 本となるように、スキャンシーケンス決定部 9 は、各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を調整する。

20

【 0 0 4 0 】

各スライス面に対して設定される超音波ビームの送信回数 (送信の走査線密度) と並列同時受信数の具体例を、図 5 を参照して説明する。図 5 に示すように、スライス面 S 1 には関心領域 (R O I) 2 2 が含まれていないため、スライス面 S 1 においては並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らす。例えば、スキャンシーケンス決定部 9 は、10 本の走査線のうち、並列同時受信数が「8」の範囲と「2」の範囲に分け、超音波ビームの送信回数を 2 回と決定する。これにより、送受信部 3 の送信部は、スライス面 S 1 においては超音波ビームを 2 回送信し、送受信部 3 の受信部は、1 回の送信で 8 本の受信ビームを生成し、もう 1 回の送信で 2 本の受信ビームを生成することになる。従って、2 回の送信で生成される受信ビームの数は「10」となる。

30

【 0 0 4 1 】

また、スライス面 S 2 には関心領域 (R O I) 2 2 が含まれているため、関心領域 (R O I) 2 2 に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高め、関心領域 (R O I) 2 2 以外の領域において並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らす。例えば、スキャンシーケンス決定部 9 は、10 本の走査線のうち、関心領域 (R O I) 2 2 に含まれる領域においては、その領域の大きさに応じて超音波ビームの送信回数を 4 回とし、関心領域 (R O I) 2 2 以外の領域においては、並列同時受信数が「4」の範囲と「2」の範囲に分け、超音波ビームの送信回数を 2 回とする。つまり、スライス面 S 2 においては、超音波ビームの送信回数の合計を 6 回とする。これにより、送受信部 3 の送信部は、スライス面 S 2 においては超音波ビームを 6 回送信する。具体的には、送受信部 3 の送信部は、関心領域 (R O I) 2 2 に含まれる領域においては超音波ビームを 4 回送信し、送受信部 3 の受信部は計 4 本の受信ビームを生成する。また、送受信部 3 の送

40

50

信部は、関心領域（R O I）2 2以外の領域においては超音波ビームを1回送信し、送受信部3の受信部は計4本の受信ビームを生成し、さらに、送受信部3はもう1回の送信で2本の受信ビームを生成する。従って、6回の送信で生成される受信ビームの数は「10」となる。

【0042】

また、スライス面S3には関心領域（R O I）2 2が含まれているため、関心領域（R O I）2 2に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高め、関心領域（R O I）2 2以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らす。例えば、スキャンシーケンス決定部9は、10本の走査線のうち、関心領域（R O I）2 2に含まれる領域においては、その領域の大きさに応じて超音波ビームの送信回数を6回とし、関心領域（R O I）2 2以外の領域では、並列同時受信数が「2」の範囲と「2」の範囲に分け、超音波ビームの送信回数を2回とする。つまり、スライス面S3においては、超音波ビームの送信回数の合計を8回とする。これにより、送受信部3の送信部は、スライス面S3においては超音波ビームを8回送信する。具体的には、送受信部3の送信部は、関心領域（R O I）2 2に含まれる領域においては超音波ビームを6回送信し、送受信部3の受信部は計6本の受信ビームを生成する。また、送受信部3の送信部は、関心領域（R O I）2 2以外の領域においては超音波ビームを1回送信し、送受信部3の受信部は計2本の受信ビームを生成し、さらに、送受信部3はもう1回の送信で2本の受信ビームを生成する。従って、8回の送信で生成される受信ビームの数は「10」となる。

10

20

【0043】

そして、スライス面S4、S5、S6、・・・に対しても、関心領域（R O I）2 2に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高め、関心領域（R O I）2 2以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らす。

【0044】

以上のように、送受信部3は、関心領域（R O I）2 2に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高めて並列同時受信を行わず、各送信で1本の受信ビームを生成する。一方、送受信部3は、関心領域（R O I）2 2以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信の走査線密度を低くする。さらに、すべてのスライス面における受信ビームの数が同一になるように、超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を調整する。この実施形態では、スキャンシーケンス決定部9は、各スライス面における受信ビームの数が10本となるように、超音波ビームの送信回数と、関心領域（R O I）2 2以外の領域における並列同時受信数を調整する。

30

【0045】

そして、制御部8は、各スライス面における超音波ビームの送信回数、並列同時受信数、及び関心領域（R O I）の位置情報をスキャン条件に含ませて送受信部3に出力する。送受信部3は、制御部8からスキャン条件を受け、そのスキャン条件に従って、図2に示す走査領域Sを超音波ビームによって走査する。

40

【0046】

また、各スライス面においては、受信ビームの本数が同一にならない場合、スキャンシーケンス決定部9は、関心領域（R O I）の形状を変形することで、各スライス面における受信ビームの本数を同一に調整するようにしてもよい。

【0047】

この実施形態によると、関心領域（R O I）に含まれる領域において超音波ビームの送信の走査線密度を高めることで、関心領域（R O I）について高精細な超音波画像を取得することができる。また、関心領域（R O I）以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らすことで、ボリュームレートを向上させることが可能となる。これにより、関心領域（R O I）においては高精細な超音波画像を取得しつつ、全体としてボリュームレートの低下を防止してリアルタイム性を維持することが可能となる。

50

【 0 0 4 8 】

例えば、心臓の心筋を観察する場合、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、心臓の動きに対応する程度のリアルタイム性を維持しつつ、注目部位である心筋の精細な超音波画像を取得することができる。

【 0 0 4 9 】

さらに、この実施形態によると、各スライス面における受信ビームの本数が同一であるため、各スライス面において生成された受信ビームに補間処理を施す必要がないため、画像処理が簡便になる。各スライス面における受信ビームの本数が異なる場合、画像生成部 5 は、各スライス面において生成された受信ビームに対して補間処理を施すことで、ボクセルデータを生成する必要があるが、この実施形態では、その補間処理を施す必要がないため、その分、画像処理が簡便になる。

10

【 0 0 5 0 】

なお、各スライス面における受信ビームの本数が同一になるように、超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を調整せずに、関心領域 (R O I) に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度を高くし、関心領域 (R O I) 以外の領域においては、並列同時受信を行って送信の走査線密度を低くしてもよい。関心領域 (R O I) に含まれる領域においては、超音波ビームの送信の走査線密度が高くなるため、高画質の画像が得られ、関心領域 (R O I) 以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らすことで、ボリュームレートの低下を防止することが可能となる。この場合、画像生成部 5 は、各スライス面において生成された受信ビームに対して補間処理を施すことで、ボクセルデータを生成する必要がある。

20

【 0 0 5 1 】

また、記憶部 10 には、この発明の演算機能を実現するスキャンシーケンス決定プログラムを含む制御プログラムが記憶されている。制御部 8 は C P U を備えて構成され、 C P U が関心領域 (R O I) の指定を受け付けると、記憶部 10 に記憶されているスキャンシーケンス決定プログラムを実行することで、各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を決定する。なお、超音波プローブ 2 、送受信部 3 及び制御部 8 が、この発明の「スキャン手段」に相当する。

【 0 0 5 2 】

ユーザインタフェース 7 は、表示部 71 と入力部 72 を備えて構成されている。表示部 71 は、 C R T や液晶ディスプレイなどのモニタからなり、画面上に断層像、 3 次元画像又は血流情報などが表示される。入力部 72 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポイントティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) などで構成されて、スキャン条件や関心領域 (R O I) などの各種設定が入力される。この入力部 72 で入力されたスキャン条件は、制御部 8 に送られる。

30

【 0 0 5 3 】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 6 を参照して説明する。図 6 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

40

【 0 0 5 4 】

(ステップ S 0 1)

まず、超音波プローブ 2 を被検体の体表に当てて、診断部位 (心臓) を超音波ビームで走査する。そして、画像生成部 5 は、その走査で取得されたボクセルデータに対してボリュームレンダリング処理、 M P R 処理を施すことにより、 3 次元画像データ、及び断層像データなどの超音波画像データを生成し、表示制御部 6 は、その超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 71 に表示させる。例えば、図 3 (a) に示すように、表示制御部 6 は、 3 次元画像 31 、断層像 32 、及び C 面画像 33 を表示部 71 に同時に表示させる。

50

【0055】

(ステップS02)

そして、表示制御部6は、関心領域(ROI)を特定するためのマーカを超音波画像に重ねて表示部71に表示させる。例えば、図3(b)に示すように、表示制御部6は、3次元画像31にマーカ31aを重ね、断層像32にマーカ32aを重ね、C面画像33にマーカ34を重ねて表示部71に表示させる。操作者は、表示部71に表示されている超音波画像を観察し、入力部72を用いてマーカの形状や位置を変えることで、注目部位を指定する。マーカによって特定された関心領域(ROI)の位置情報は、ユーザインタフェース7から制御部8に出力される。

【0056】

10 (ステップS03)

スキャンシーケンス決定部9はユーザインタフェース7から関心領域(ROI)の位置情報を受けると、各スライス面における超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)、及び並列同時受信数を決定する。このとき、スキャンシーケンス決定部9は、関心領域(ROI)の大きさに応じて、関心領域(ROI)内における超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)を決定し、さらに、関心領域(ROI)以外の領域における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を決定する。また、スキャンシーケンス決定部9は、各スライス面において生成される受信ビームの本数が同一になるように、超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を調整する。

【0057】

20 (ステップS04)

制御部8は、各スライス面における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を含むスキャン条件を送受信部3に出力して、送受信部3による超音波ビームの送受信を制御する。送受信部3は、制御部8の制御の下、スキャン条件に従って図2(a)に示す走査領域Sを超音波ビームにて走査する。

【0058】

(ステップS05)

送受信部3によって各スライス面における受信ビームが生成されると、受信ビームは信号処理部4によって所定の処理が施され、その後、画像生成部5によって、3次元画像データ、断層像データ、C面画像データなどの超音波画像データが生成される。

【0059】

30 (ステップS06)

表示制御部6は、画像生成部5によって生成された画像データに基づく超音波画像を表示部71に表示させる。画像生成部5によって3次元画像データが生成された場合は、表示制御部6は、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部71に表示させ、C面画像データが生成された場合は、そのC面画像データに基づくC面画像を表示部71に表示させる。

【0060】

以上のように、関心領域(ROI)に含まれる領域については、超音波ビームの送信の走査線密度が高くなるため、高精細な画像が得られ、また、関心領域(ROI)以外の領域については、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らすことで、ボリュームレートの低下を防止することが可能となる。また、各スライス面にて生成される受信ビームの本数を同一とすることで、補間処理を施す必要がないため、画像処理が簡便になるという効果がある。

【0061】

40 (ステップS07)

表示部71に表示されている画像を操作者が観察し、入力部72を用いて関心領域(ROI)の位置や形状を変えた場合(ステップS07、Yes)、関心領域(ROI)の位置情報がユーザインタフェース7から制御部8に出力され、スキャンシーケンス決定部9は、再び、超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)と並列同時受信数を決定する(

50

ステップS03)。そして、ステップS03からステップS06を繰り返し実行することで、新たな超音波画像を得る。

【0062】

(变形例1)

次に、变形例1について説明する。上記実施形態では、送受信部3は、関心領域(ROI)以外の領域に対しても超音波ビームを送信したが、関心領域(ROI)以外の領域に対しては超音波ビームを送信しなくてもよい。これにより、関心領域(ROI)に含まれる領域のみが超音波ビームで走査されるため、超音波ビームの送信回数が減り、ボリュームレートの低下を防止してリアルタイム性を維持することができる。このとき、関心領域(ROI)に含まれる領域においては、上記実施形態と同様に、超音波ビームの送信の走査線密度を高めて走査を行うことで高精細な画像が得られる。

10

【0063】

また、超音波ビームを送信していない領域(関心領域以外の領域)においては、画像生成部5は、受信ビームが存在すると仮定して、各スライス面における受信ビームの本数を同一にしてボクセルデータを生成し、そのボクセルデータに対して画像処理を施す。これにより、画像生成部5における補間処理を省くことが可能となる。

【0064】

(变形例2)

次に、变形例2について説明する。变形例2では、表示部71に表示されている3次元画像の向きに合わせて、画面正面に存在する部位(例えば心壁)のみを高密度で走査する。表示部71に3次元画像が表示されている状態において、ユーザインターフェース7から、その3次元画像の回転位置情報が制御部8に出力される。スキャンシーケンス決定部9は、その回転位置情報に基づいて、図2(b)に示す各スライス面について、画面正面の領域の大きさに応じて、その領域内における超音波ビームの送信回数(送信の走査線密度)を決定し、さらに、画面正面の領域以外の領域における超音波ビームの送信回数と並列同時受信数を決定する。このように、画面正面の領域以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らす。

20

【0065】

これにより、画面正面の領域においては超音波ビームの送信の走査線密度が高くなるため、その領域について高精細な超音波画像が得られる。また、画面正面の領域以外の領域においては、並列同時受信を行って超音波ビームの送信回数を減らすことにより、ボリュームレートを向上させることが可能となる。その結果、画面正面の領域において高精細な超音波画像を取得しつつ、全体のボリュームレートの低下を防止することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】2次元超音波プローブによって走査される領域を示す図である。

【図3】超音波画像を示す表示画面の図である。

【図4】関心領域(ROI)を表すマーカーを示す模式図である。

【図5】関心領域の内外における超音波ビームの送信回数と、受信ビームの本数を示す模式図である。

40

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0067】

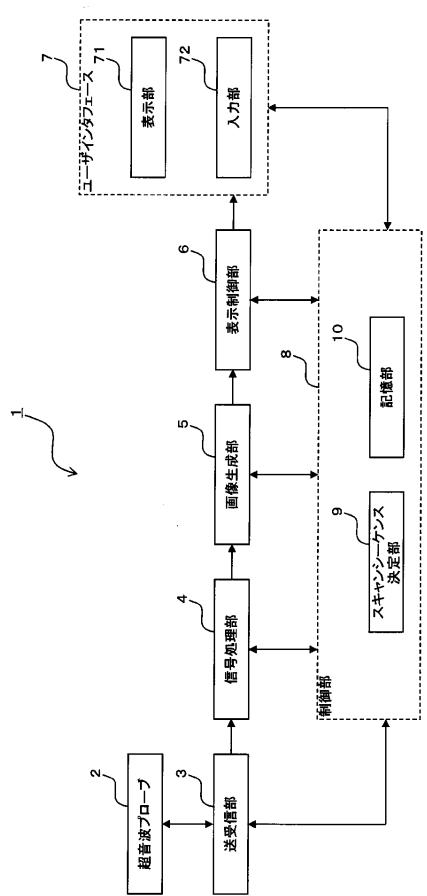
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 8 制御部
- 9 スキャンシーケンス決定部

50

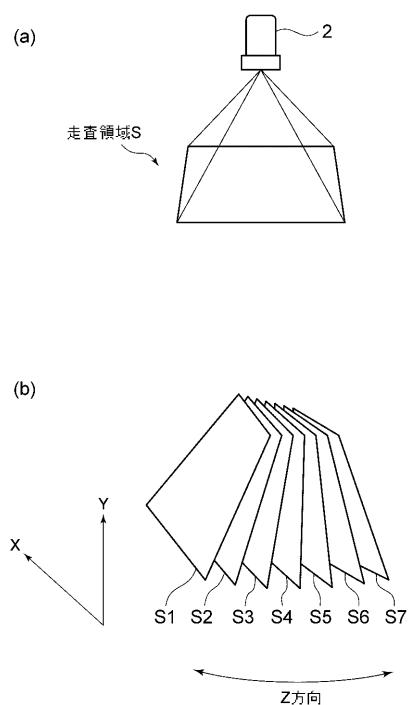
1 0 記憶部

2 1 超音波ビームの受信位置

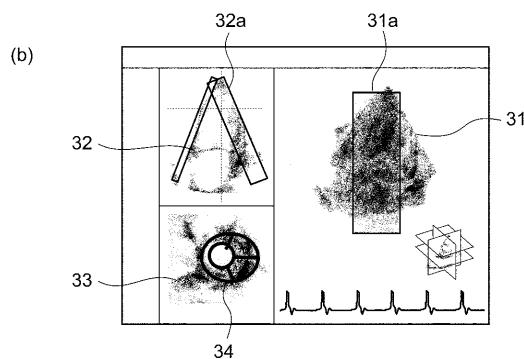
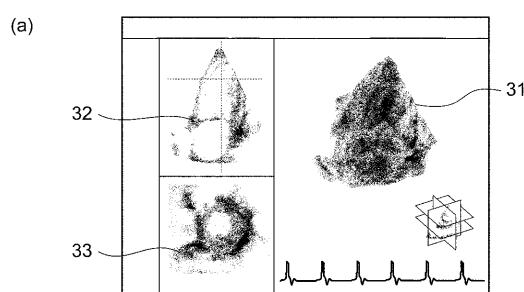
【図1】



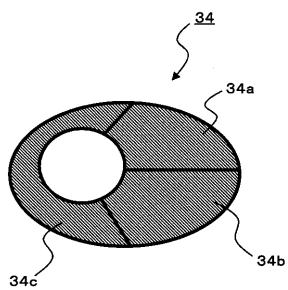
【図2】



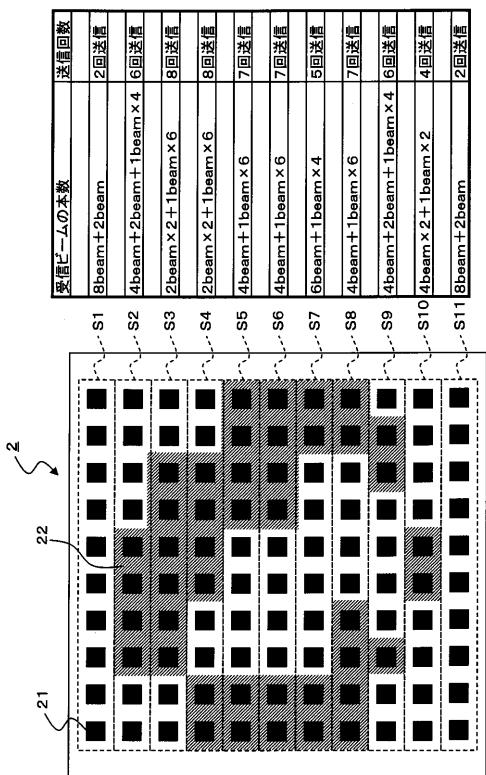
【図3】



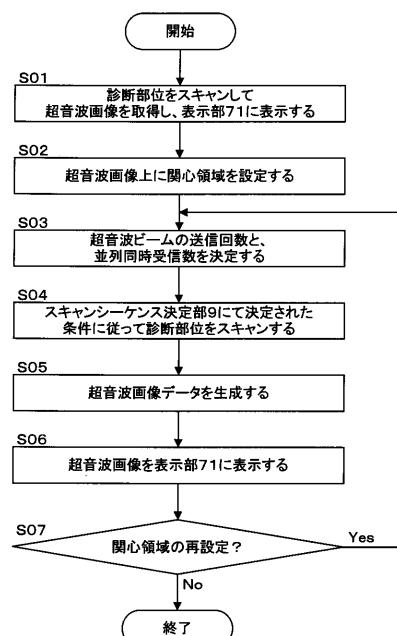
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2008099729A	公开(公告)日	2008-05-01
申请号	JP2006282665	申请日	2006-10-17
[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		
[标]发明人	栗田康一郎		
发明人	栗田 康一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH02 4C601/HH17 4C601/HH21 4C601/HH26 4C601/HH28 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK31		
其他公开文献	JP4969985B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在提高所需区域的图像质量的同时防止体
积率降低的超声波诊断装置。解决方案：在控制单元8的控制下，发送/
接收单元3将超声波束的发送的扫描线密度相对于为诊断站点设置的感
兴趣区域转换为超声波束到除感兴趣区域之外的区域的扫描线密度。扫描
线密度高于扫描线密度，并且用超声波束扫描诊断部分。此外，收发器3
对除感兴趣区域之外的区域执行同时并行接收。这使得可以获得感兴趣
区域的高清晰度图像，同时防止体积率的降低。点域1

