

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

複数の走査範囲のそれぞれを順次的に繰り返し走査するように前記超音波プローブを駆動する手段と、

1つの前記走査範囲を走査した際における前記超音波プローブでの受信信号に基づいて1つの範囲画像を生成するもので、この範囲画像の生成を前記複数の走査範囲に関してそれぞれ行う範囲画像生成手段と、

前記複数の走査範囲のそれぞれに関して生成された複数の前記範囲画像を並べて示すとともに、前記複数の範囲画像のうちで最も新しい走査に関する最新範囲画像とそれ以外の範囲画像とを目視により区別可能とする表示用画像を生成する表示用画像生成手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表示用画像を表示する表示手段をさらに備え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】

前記範囲画像生成手段は、1つの走査範囲の走査途中に、当該走査範囲について既に得られた前記受信信号に基づく前記範囲画像の生成を繰り返し行い、

前記表示用画像生成手段は、走査中の走査範囲に最も新しく生成された前記範囲画像を前記最新範囲画像とすることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記範囲画像生成手段は、3次元画像を前記範囲画像として生成することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記生成手段は、前記最新画像と他の画像とを区別可能とするマーカを前記表示用画像に含めることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記生成手段は、前記超音波プローブが送信する超音波ビームの伝播方向にほぼ直交する直線、曲線または折れ線を前記マーカとして前記表示用画像に含めることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記生成手段は、最新範囲画像とそれ以外の範囲画像とで前記表示用画像における表示の条件が異なるように前記表示用画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記生成手段は、前記条件として輝度、彩度、あるいは色相の少なくとも 1 つを異ならせることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記生成手段は、前記最新範囲画像と前記最新範囲画像に隣接する範囲画像との境界付近における前記条件の変化を平滑化することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を走査して被検体の画像を生成する超音波診断装置に係り、特に画像を得ようとする範囲を複数の走査範囲に区切って、この走査範囲毎に走査を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

3次元画像を生成可能な超音波診断装置は、既に知られている。この主の超音波診断装置で3次元画像を生成するためには、送受信ビームを2つの軸方向に偏向するか、送信ビームを1つの軸方向に偏向するとともに他の軸方向に開口移動する。このため、2次元の断層走査に比べて走査線数が多くなり、1つの画像を得るための走査に要する時間が長くなる。1回の送受信における走査線数を増加することによって、1つの画像を得るための走査時間の短縮を図ることはできるが、例えば90度×90度といった広い範囲の走査を、例えば毎秒30回といった短い更新周期で行うことは困難な状況である。これはシステムの実現手段および生体に投入して安全な音響エネルギーの範囲の制約から、同時に送受信する走査線の範囲にわたり、均一に十分な送信エネルギー送信できないことに起因する。 10

【0003】

そこで走査範囲を複数に分割し、走査する走査範囲を心拍に同期して変更しながら、複数の走査範囲に関する3次元画像をそれぞれ生成し、これらの3次元画像を合成して、全体のボリュームレンダリング画像（VR像）あるいは多断面画像（MPR像）といった全体の3次元画像を生成することにより、広い走査範囲の画像を短い更新周期で得る方法が実施されている。

【0004】

さらに、このように合成された3次元画像を実時間で表示すれば、心拍の変動、患者の呼吸、患者の動き、あるいは操作者による探触子の動きなどに起因して全体画像が不連続になってしまっていないかを確認する上で有用である。 20

【特許文献1】特許第2557410号公報

【特許文献2】米国特許第5195931号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、合成されている複数の画像のどれが現在の走査領域に相当するかを判別することが困難であるため、過去の走査が不連続であるのか、それとも今の走査で不連続になったかが不明確であり判別が困難であった。

【0006】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、個別の走査により生成された複数の画像の間の不連続が、最新の走査範囲に関する画像において発生したか否かを容易に判別可能とすることにある。 30

【課題を解決するための手段】

【0007】

以上の目的を達成するために本発明は、超音波プローブと、複数の走査範囲のそれぞれを順次的に繰り返し走査するように前記超音波プローブを駆動する手段と、1つの前記走査範囲を走査した際における前記超音波プローブでの受信信号に基づいて1つの範囲画像を生成するもので、この範囲画像の生成を前記複数の走査範囲に関してそれぞれ行う範囲画像生成手段と、前記複数の走査範囲のそれぞれに関して生成された複数の前記範囲画像を並べて示すとともに、前記複数の範囲画像のうちで最も新しい走査に関する最新範囲画像とそれ以外の範囲画像とを目視により区別可能とする表示用画像を生成する表示用画像生成手段とを備えて超音波診断装置を構成した。 40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、個別の走査により生成された複数の画像の間の不連続が、最新の走査範囲に関する画像において発生したか否かを容易に判別可能とすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の一実施形態について説明する。

【0010】

図1は本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。この超音波診断装置は、超音波プローブ1、装置本体2および表示器3から構成される。

【0011】

超音波プローブ1は、超音波ビームを放射するとともに、この超音波ビームが照射されることによって被検体で生じた超音波エコーを受信する。超音波プローブ1としては、被検体の内部の3次元領域を超音波ビームにより電子的に高速で走査することができるように、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の振動子がマトリクス状に配列されてなる2次元アレイ型を採用するのが好適である。

【0012】

装置本体2は、送受信ユニット4、受信走査回路5、信号処理ユニット6、ホストCPU7およびディスプレイユニット8を含む。 10

【0013】

送受信ユニット4は、送受信スイッチ(T/R SW)12、送信回路11およびプリアンプ13を含む。送受信スイッチ12は、送信時には超音波プローブ1に送信回路11を接続し、受信時には超音波プローブ1にプリアンプ13を接続する。送信回路11は、クロック発生器、分周器、送信遅延回路およびパルサを含み、超音波プローブ1に備えられた振動子を駆動する。すなわち、一定の周波数を持つクロックパルスを出発点として、例えば5KHz程度の所要周波数のレートパルスを得る。このレートパルスを送信遅延回路によって適宜に遅延させた上で、パルサに与えて高周波の電圧パルスを発生する。そしてこの電圧パルスを振動子に印加することによって振動子を機械的に振動させる。振動子の機械的振動により発生される超音波が被検体内の音響インピーダンスの境界で反射することによってエコーが生じる。このエコーが振動子に到達すると、このエコーによって振動子が機械的に振動される。これにより振動子に電気信号、すなわち受信信号が発生する。プリアンプ13は、受信信号を後述する処理に適切なレベルまで増幅する。増幅された受信信号は、受信走査回路5に送られる。 20

【0014】

なお、プローブケーブルの本数を素子アレイの数より少なくするためにプローブ内に送信回路を設けたり、送信または受信の部分ビームフォーマを設けても良い。

【0015】

受信走査回路5は、複数(ここではn個)のデジタルビームフォーマ14₁~14_nを含む。受信走査回路5へと与えられた受信信号は、これらデジタルビームフォーマ14₁~14_nのそれぞれに輸入される。デジタルビームフォーマ14₁~14_nは、それぞれ異なる位相ずれパターンで受信信号を整相加算する。これにより、それぞれ指向方向が異なるn個のエコー信号が生成される。 30

【0016】

なお、3次元走査(ボリュームスキャンともいう)に要する時間を短縮して、1秒あたりの3次元領域の走査回数(ボリュームレート)を向上しリアルタイム性を促進するために、各振動子に与える電圧パルスの遅延制御によって超音波ビームを意図的に太くする。そして、この太い超音波ビームを1回送信する毎に、指向方向の異なる複数のエコー信号を生成し、いわゆる多方向同時受信を実現している。 40

【0017】

信号処理ユニット6は、エコープロセッサ17、ドブラプロセッサ18、3Dプロセッサ19およびアプリケーションプロセッサ20を含む。そしてこれらのプロセッサ17~20は、いずれもバス15、16に接続されている。バス15には、ビームフォーマ14₁~14_nもそれぞれ接続されている。

【0018】

エコープロセッサ17は、ビームフォーマ14₁~14_nから出力されるエコー信号に基づいて、組織の形態的な情報を提供するBモード像データを生成する。

【0019】

ドブラプロセッサ18は、いわゆるカラードプライメージング(CDI)を実現するユニットである。ドブラプロセッサ18は、検波器、MTIフィルタ、自己相関器および演算部を含む。検波器は、ビームフォーマ14₁~14_nから出力されるエコー信号を直交位相で検波して周波数偏移を受けたドブラ信号を取り出す。MTIフィルタは、ドブラ信号における特定の周波数成分だけを通過する。自己相関器は、MTIフィルタを通過した信号の周波数を求める。演算部は、自己相関器により求められた周波数から平均速度、分散、パワーを演算する。なお、MTIフィルタの通過帯域を調整することにより、主に血流を映像化する一般的なドブラモードと、主に心筋等の臓器を映像化する組織ドブラモードとを切り替えることができる。なお、一般的なドブラモードにより得られる画像データを血流ドブラ画像データと称し、組織ドブラモードにより得られる画像データを組織ドブラ画像データと称する。 10

【0020】

3Dプロセッサ19は、エコープロセッサ17で生成されたBモード像データから、例えば左室内壁などの診断対象の3次元的な形態を表す3次元形態画像データを生成する。3Dプロセッサ19は、内蔵しているデータメモリに上記の3次元形態画像データを記憶しておく。3Dプロセッサ19は、データメモリに記憶された3次元形態画像データに基づいて、ボリュームレンダリング画像データや多断面画像データを生成する。また、3Dプロセッサ19は、3次元形態画像を3次元の機能画像データの対応する位置に位置整合して合成する。すなわち3Dプロセッサ19は例えば、3次元形態画像データとドブラプロセッサ18で生成された血流ドブラ画像データとに基づいて、3次元形態画像と血流ドブラ画像とを合成して表す画像のデータを生成する。この場合、3次元血流ドブラ画像の生成のためには、3次元形態画像の生成のためよりも3次元走査に要する時間が長いので、3次元血流ドブラ画像の生成のための走査範囲を、3次元形態画像の生成のための走査範囲より狭くすることが一般的である。これらの走査範囲を最適に設定することが、効率的な検査では大変重要となる。 20

【0021】

アプリケーションプロセッサ20は、受信走査回路5から出力されるエコー信号、エコープロセッサ17で生成されたBモード像データ、ドブラプロセッサ18で生成された平均速度、分散およびパワー、あるいは3Dプロセッサ19で生成されたボリュームレンダリングや多断面表示から分析・加工して得られる情報を画像化する。例えばアプリケーションプロセッサ20は、各種の情報を分析して得られた左室壁の3次元的な動きを表す3次元変位画像データを生成する。 30

【0022】

ホストCPU7は、超音波診断装置における周知の動作を実現するように装置本体2の各部を制御する機能を備える。この機能には、例えば次の2つの機能が含まれる。すなわちホストCPU7は、送信される超音波ビームを電子的に扇状に走査させたり、フォーカスさせるように、送信回路11がパルス電圧を発生するタイミングを素子毎に適宜変える機能を備える。またホストCPU7は、ビームフォーマ14₁~14_nの指向性をそれぞれ制御する機能を備える。なお本実施形態では、セクタ式走査に関して横方向の偏向と縦方向の偏向とを組み合わせることによって、ピラミッド形状の領域について3次元走査を行うこととする。ただし、リニア式走査でもよく、3次元走査の領域は扇型の断面を平行移動して形成される形状や円錐状でも良い。 40

【0023】

ディスプレイユニット8は、エコープロセッサ17、ドブラプロセッサ18、3Dプロセッサ19およびアプリケーションプロセッサ20によって生成された各種の画像データに基づいて、その画像データが表す画像を表示するように表示器3を制御する。

【0024】

表示器3は、ディスプレイユニット8の制御の下に各種の画像を表示する。表示器3としては、例えばLCD(liquid crystal display)やCRT(cathode-ray tube)などが利用できる。なおこの表示器3は超音波診断装置に内蔵せずに、汎用のデバイスを超音波 50

診断装置に接続しても良い。

【0025】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

【0026】

ホストCPU7は、3次元走査の対象となるピラミッド形の領域を例えば図2に示すように複数の走査範囲に分割する。図2では、ピラミッド形の領域を4つの走査範囲R1～R4に分割している。

【0027】

ホストCPU7は、被検者の心拍に同期して、走査範囲R1～R4のそれぞれを順次的に繰り返し走査するように、送受信ユニット4および受信走査回路5を動作させる。すなわち、ホストCPU7は、走査開始後の1番目の心拍に同期して走査範囲R1を、2番目の心拍に同期して走査範囲R2を、3番目の心拍に同期して走査範囲R3を、そして4番目の心拍に同期して走査範囲R4をそれぞれ走査させる。さらにホストCPU7は、5番目以降の心拍においては、上記の順序での走査を繰り返させる。

10

【0028】

図3は走査のシーケンスを詳細に示す図である。

【0029】

走査範囲R1～R4のそれぞれは、横方向について16方向、縦方向について4方向の計64方向に送信方向を順次変えながら、各方向についてのエコーを収集することにより走査される。図3において「1-1」のように表される番号は、ハイフンの前の数字が走査範囲の番号を示し、ハイフンの後の数字が1つの走査範囲内での送信順序を示す。例えば「1-4」は、第1の走査範囲R1における4番目の送信方向であることを示している。かくして、例えば第1の走査範囲R1に関しては、図3に矢印で示す順序で送信方向が変化する。これは例えば、送信の繰り返し周期が3KHzで1つの方向に1回しか送信しない場合で、かつ送信の角度間隔が縦横ともに3度である場合には、横45度、縦9度の範囲を $3\text{KHz}/64 = 62.5\text{Hz}$ で収集する手順となる。心拍数が60回/分である場合は、1心拍に62の走査範囲に関するエコーを収集できることになる。

20

【0030】

この収集を走査範囲R1～R4に対して繰り返すことにより、横45度、縦45度の領域のエコーを得ることができる。なお、走査範囲に分割せずに全領域を走査すると、更新周期は15.6Hzに低下する。

30

【0031】

3Dプロセッサ19は、走査範囲R1～R4に関して得られたエコーのそれぞれに基づいて、走査範囲R1～R4に関する4つの3次元画像をそれぞれ生成する。なお3Dプロセッサ19は、現在走査中の走査範囲に関しても、既に収集されたエコーに基づいて3次元画像を生成する。さらに3Dプロセッサ19は、走査範囲R1～R4のそれぞれに関して最も新しく生成された3次元画像を合成して、ピラミッド形の領域に関する1つの3次元画像を生成する。

【0032】

3Dプロセッサ19は、上記の3次元画像に関して、3次元ボリュームレンダリングの画像や、図4に示すような横方向に切ったアジマス（azimuth）断面の断層像、縦方向に切ったエレベーション（elevation）断面の断層像、あるいは振動子に並行な面で切ったCモードの断層像などを表示器3に表示させるための画像データを生成する。

40

【0033】

図5は3Dプロセッサ19が生成する表示用の画像の一例を示す図である。

【0034】

この画像は、4つの画像を並べて構成されている。これらの4つの画像のうち、左上、右上および右下は、それぞれエレベーション断面の断層像、Cモードの断層像、アジマス断面の断層像である。なお左下の画像は、ボリュームレンダリング（VR）画像である。

【0035】

50

さてホストCPU7は、現在走査中である走査範囲を表すマーカを表示するための画像データを生成し、これをディスプレイユニット8に送る。ディスプレイユニット8は表示器3を制御し、3Dプロセッサ19により生成された画像とホストCPU7から送られた上記の画像データが表すマーカとを重畳表示させる。このマーカは、以下に説明する具体例のように、超音波ビームの伝播方向にほぼ直交する直線、曲線あるいは折れ線を用いることができる。

【0036】

図6はCモード画像用のマーカを表示するための画像の一例を示す図である。この画像は、直線状のマーカM1、M2をオーバレイマーカとして表す。図7はCモード画像にマーカM1、M2を重畳表示した画像の一例を示す図である。この図7においてマーカM1、M2は、これを2辺とする矩形範囲が現在走査中の走査範囲であることを示している。

10

【0037】

図8はエレベーション断面の断層像にマーカを重畳表示した画像の一例を示す図である。この図8では、曲線状のマーカM3を断層像の円弧状の端部に沿わせて表示している。そしてマーカM3は、これを円弧とする扇形範囲が現在走査中の走査範囲であることを示している。

【0038】

アジマス断面の断層像においては、複数の走査範囲の画像が混在することが無いから、マークM1、M2、M3によるような表示は必要がない。ただし、表示中の断面が現在走査中の走査範囲に含まれる場合にのみ任意のマークを重畳表示するようにしても良い。

20

【0039】

このように本実施形態によれば、マークM1、M2、M3により、表示されている画像のどの範囲が現在走査中の走査範囲に相当するのかを、目視により容易に判別することが可能である。このため、走査範囲間の画像の不連続が、現在走査中の走査範囲で発生したか否かを容易に判別できる。

【0040】

なお本実施形態によれば、マークの表示のために3次元画像のデータを直接に変更してないので、走査を終了した後に画像を確認するレビューモードではマーカを表示しないようにすることが可能である。

【0041】

30

この実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

【0042】

マーカの表示は、前記実施形態とは異なる処理によって実現することもできる。例えば、3Dプロセッサ19内でデータメモリから画像データを読み出す際に、実際の画像データの深さ方向の最後のデータにマーカの輝度を持つ擬似データを付与する。

【0043】

マーカは、現在走査中の走査範囲を囲う枠状などのような前記実施形態とは異なる形態のとすることもできる。

【0044】

マーカを表示するのに代えて、画像の表示条件を現在表示中の走査範囲とその他の走査範囲とで異ならせても良い。例えば、現在表示中の走査範囲とその他の走査範囲とでは、画像の輝度、彩度、あるいは色相のうちの少なくとも1つを互いに異ならせる。

40

【0045】

輝度を異ならせる場合には、3Dプロセッサ19内での表示用の断面作成処理において、データメモリから画像データを読み出す際に、現在走査中の走査範囲以外の画像データの輝度を低減することにより実現できる。輝度を低減させるに当たり、急峻な変化で視覚的に輝度差が強調されて画像のつながりがわかりにくくなることを防ぐために、境界からの角度差により緩やかに輝度低減値を変化させるようにすると良い。輝度低減値は、例えばエレベーション方向の偏向角に応じて変化させれば良い。

【0046】

50

彩度や色相を変化させる場合には、3Dプロセッサ19内で表示用の断面作成処理において、表示用の画像データをRGBデータに変換する際に、現在走査中の走査範囲以外の画像に関するRGBデータの一つの要素の値を低減することにより実現できる。彩度や色相を低減させるに当たり、急峻な変化で視覚的に色の差が強調されて画像のつながりがわからにくくなることを防ぐために、境界からの角度差により緩やかに色変化量を変化させるように色変化量を変化させると良い。色変化量は、例えばエレベーション方向の偏向角に応じて変化させれば良い。

【0047】

多断面表示の画像に代えて、ボリュームレンダリング像や遠近感を持つ多断面表示(パースペクティブ表示)のための画像を使用しても良い。

10

【0048】

連続した時間で走査した走査範囲の境界と不連続な時間で走査した走査範囲の境界とで異なるマーカを用いても良い。

【0049】

組織像に代えて、血流または組織運動の速度または変位を表すカラー Doppler 画像などを使用しても良い。

【0050】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】3次元走査の対象となるピラミッド形の領域を分割して複数の走査範囲が設定される様子を示す図。

【図3】走査のシーケンスを詳細に示す図。

【図4】3次元画像の表示に用いる断面を説明する図。

【図5】図1中の3Dプロセッサ19が生成する表示用の画像の一例を示す図。

30

【図6】Cモード画像用のマーカを表示するための画像の一例を示す図。

【図7】Cモード画像にマーカM1、M2を重畳表示した画像の一例を示す図。

【図8】エレベーション断面の断層像にマーカを重畳表示した画像の一例を示す図。

【符号の説明】

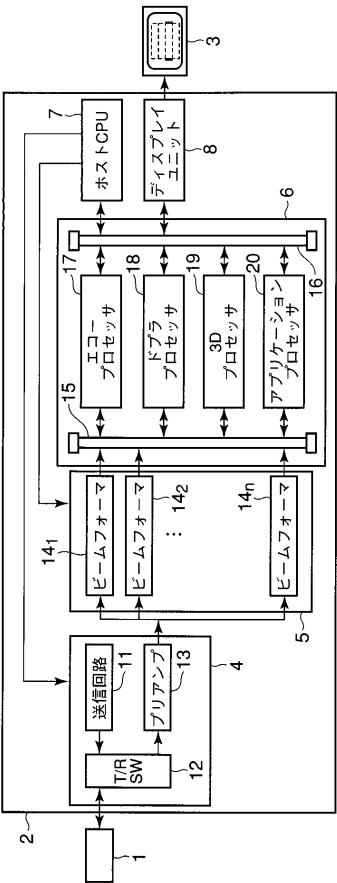
【0052】

1…超音波プローブ、2…装置本体、3…表示器、4…送受信ユニット、5…受信走査回路、6…信号処理ユニット、7…ホストCPU、8…ディスプレイユニット、11…送信回路、12…送受信スイッチ、13…プリアンプ、14₁～14_n…デジタルビームフォーマ、17…エコープロセッサ、18…ドプラプロセッサ、19…3Dプロセッサ、20…アプリケーションプロセッサ。

40

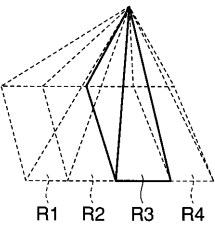
【図 1】

図 1



【図 2】

図 2



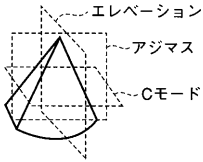
【図 3】

図 3

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	1-1	1-2	1-3	1-4	1-5	1-6	1-7	1-8	1-9	1-10	1-11	1-12	1-13	1-14	1-15	1-16
2	1-17	1-18	1-19	1-20	1-21	1-22	1-23	1-24	1-25	1-26	1-27	1-28	1-29	1-30	1-31	1-32
3	1-33	1-34	1-35	1-36	1-37	1-38	1-39	1-40	1-41	1-42	1-43	1-44	1-45	1-46	1-47	1-48
4	1-49	1-50	1-51	1-52	1-53	1-54	1-55	1-56	1-57	1-58	1-59	1-60	1-61	1-62	1-63	1-64
5	2-1	2-2	2-3	2-4	2-5	2-6	2-7	2-8	2-9	2-10	2-11	2-12	2-13	2-14	2-15	2-16
6	2-17	2-18	2-19	2-20	2-21	2-22	2-23	2-24	2-25	2-26	2-27	2-28	2-29	2-30	2-31	2-32
7	2-33	2-34	2-35	2-36	2-37	2-38	2-39	2-40	2-41	2-42	2-43	2-44	2-45	2-46	2-47	2-48
8	2-49	2-50	2-51	2-52	2-53	2-54	2-55	2-56	2-57	2-58	2-59	2-60	2-61	2-62	2-63	2-64
9	3-1	3-2	3-3	3-4	3-5	3-6	3-7	3-8	3-9	3-10	3-11	3-12	3-13	3-14	3-15	3-16
10	3-17	3-18	3-19	3-20	3-21	3-22	3-23	3-24	3-25	3-26	3-27	3-28	3-29	3-30	3-31	3-32
11	3-33	3-34	3-35	3-36	3-37	3-38	3-39	3-40	3-41	3-42	3-43	3-44	3-45	3-46	3-47	3-48
12	3-49	3-50	3-51	3-52	3-53	3-54	3-55	3-56	3-57	3-58	3-59	3-60	3-61	3-62	3-63	3-64
13	4-1	4-2	4-3	4-4	4-5	4-6	4-7	4-8	4-9	4-10	4-11	4-12	4-13	4-14	4-15	4-16
14	4-17	4-18	4-19	4-20	4-21	4-22	4-23	4-24	4-25	4-26	4-27	4-28	4-29	4-30	4-31	4-32
15	4-33	4-34	4-35	4-36	4-37	4-38	4-39	4-40	4-41	4-42	4-43	4-44	4-45	4-46	4-47	4-48
16	4-49	4-50	4-51	4-52	4-53	4-54	4-55	4-56	4-57	4-58	4-59	4-60	4-61	4-62	4-63	4-64

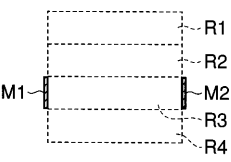
【図 4】

図 4



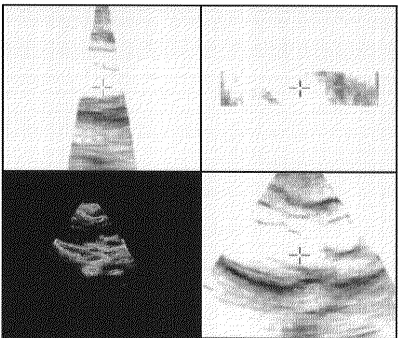
【図 6】

図 6



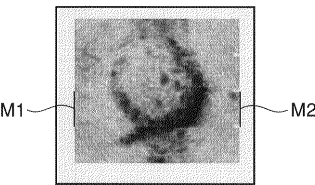
【図 5】

図 5



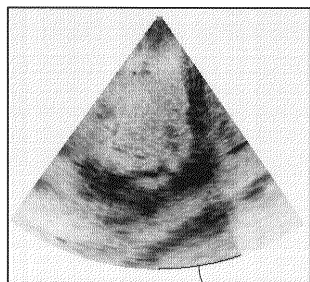
【図 7】

図 7



【図 8】

図 8



M3

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 宮島 泰夫

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB21 DD03 DD15 DE04 EE10 GB06 JC29 JC33

KK12 KK15 KK22 KK26 KK31

5B057 AA07 BA05 CA13 CA16 CB01 CB08 CB13 CB16 CE08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007325664A	公开(公告)日	2007-12-20
申请号	JP2006157657	申请日	2006-06-06
[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	宮島泰夫		
发明人	宮島 泰夫		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB21 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/GB06 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK22 4C601/KK26 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA01 5L096/FA67 5L096/GA41		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了容易地确定在关于最新扫描范围的图像中是否发生了由单独扫描生成的多个图像之间的不连续性。主机CPU 7驱动超声探头1，以便顺序地并且重复地扫描多个扫描范围中的每一个。当扫描一个扫描范围时，3D处理器19基于在超声探头1处的接收信号生成一个范围图像，并且针对多个扫描范围中的每一个生成该范围图像。主机CPU 7，显示单元8和3D处理器19并排显示出针对多个扫描范围中的每一个生成的多个范围图像，以及多个范围图像中的最新范围图像和最新扫描的另一个范围。生成用于显示的图像，该图像允许从图像中视觉上区分。

[选型图]图1

