

(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2006-167100

(P2006-167100A)

(43) 公開日 平成18年6月29日(2006.6.29)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-362853 (P2004-362853)	(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
(22) 出願日	平成16年12月15日(2004.12.15)	(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	青柳 康太 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社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD09 EE11 JC31 JC33 JC37 KK22

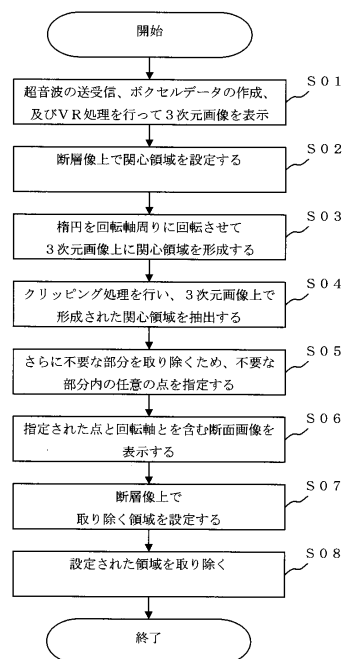
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 球体に近い対象を簡便に抽出することを可能とし、リアルタイム性が損なわれない超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置によって収集された3次元画像から関心領域を抽出する際に、その3次元画像の任意の断面における断層像上に2次元で表される関心領域を形成し、その2次元で表される関心領域を回転させた3次元で表される回転体を関心領域として3次元画像を抽出して表示する。例えば、円形状又は楕円形状とすると、3次元で表される回転体は球体又は回転楕円体となり、3次元画像から球体又は回転楕円体に含まれる画像を抽出することになる。このように球体又は回転楕円体を関心領域とすると、胎児の頭部のように曲面を有する対象への関心領域の設定が容易になり、曲面を有する対象の3次元画像を容易に抽出することが可能となる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を超音波で走査することにより得られた受信信号に基づいてボクセルデータを生成し、前記ボクセルデータに基づいて 3 次元画像と前記 3 次元画像の任意の断面における断層像とを生成する画像生成手段と、

前記断層像上において操作者によって指定されることによって、2次元で表される第 1 の関心領域を形成する第 1 の関心領域形成手段と、

前記第 1 の関心領域を所定の回転軸で回転させることで、3次元で表される回転体を第 2 の関心領域として形成する第 2 の関心領域形成手段と、

前記第 2 の関心領域に含まれる画像を前記 3 次元画像から抽出する第 1 の抽出手段と、 10

前記第 1 の抽出手段により抽出された 3 次元画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 の関心領域形成手段は、2次元で表される略円形状又は楕円形状の領域を第 1 の関心領域として形成し、

前記第 2 の関心領域形成手段は、前記略円形状又は前記楕円形状の 1 軸を回転軸として前記略円形状又は前記楕円形状を回転させることで、3次元で表される略球体又は回転楕円体を第 2 の関心領域として形成す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】

前記第 1 の関心領域形成手段は、操作者によって前記断層像上の任意の 2 点が指定されると、前記 2 点を通る直線を軸とした略円形状又は楕円形状の領域を第 1 の関心領域として形成し、

前記第 2 の関心領域形成手段は、前記 2 点を通る直線を回転軸として前記略円形状又は前記楕円形状を回転させることで、3次元で表される略球体又は回転楕円体を第 2 の関心領域として形成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】

前記第 1 の抽出手段により抽出された後の 3 次元画像の任意の断面における断層像上に、2次元で表される第 3 の関心領域を形成する第 3 の関心領域形成手段と、

前記第 3 の関心領域に対応する 3 次元画像上の領域を第 4 の関心領域として、前記 3 次元画像から前記第 4 の関心領域に含まれる画像を抽出する第 2 の抽出手段とを、更に有し 30

、

前記表示手段は、前記第 2 の抽出手段により抽出された 3 次元画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 の抽出手段により抽出された後の 3 次元画像上に、操作者により任意の点が指定されると、前記任意の点におけるボクセルデータの値を基に前記 3 次元画像から所定の領域を除去する除去手段を更に有し、

前記表示手段は、前記除去手段により除去された後の 3 次元画像を表示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】**

この発明は、超音波診断装置にて 3 次元画像を生成し、その 3 次元画像の関心領域を抽出する技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体の体内を撮影する装置として、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置、超音波診断装置等の画像診断装置が用いられている。近年になって 2 次元の断層像の撮影のみならず、3次元画像の撮影及び表示が実用化され、臨床の場において利用されつつある。 50

【0003】

上記に挙げた画像診断装置のなかでも、超音波診断装置は小型で非侵襲性であり、被検体のX線被爆がないため、特に胎児の発育診断等には必要不可欠な装置となっている。

【0004】

さらに3次元画像データの収集が可能な超音波プローブを用いることにより、3次元画像をリアルタイムに生成して表示する装置も提案されている(例えば、特許文献1)。

【0005】

3次元画像はボリュームレンダリング等の手法により生成されて画面に表示されるが、視線方向に沿って観察したい領域(関心領域(ROI))よりも手前側に輝度の高いものが存在すると遮蔽物となり、その観察した領域(関心領域(ROI))を観察することができない。

10

【0006】

この遮蔽物を取り除く方法としてクリッピングと称される方法が採用されている。このクリッピングは、視点と関心領域(ROI)との間に存在する不要な画像を除去して関心領域(ROI)の可視化を図る処理であり、クリッピングされた領域(除去された領域)では、例えば画素値を一定の値(例えば黒色)として表示する。

【0007】

従来においては、画面に表示された3次元画像を参照して、操作者がその画面に表示された3次元画像上に線を描き、その線の奥行き方向に所定の平面を設定することで取り除く領域と表示する領域とを分けてクリッピングを行っていた。

20

【0008】

【特許文献1】米国特許第4596145号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、従来のクリッピング方法によって胎児の頭部等のように球体に近い対象をクリッピングして抽出する場合、3次元で曲面的にクリッピングする必要がある。従来の手法によるとクリッピングする領域を曲面的に設定することができないため、3次元画像の視線方向を少しずつ変えてクリッピングする領域を設定してクリッピングを行う必要がある。つまり、3次元で表される球体に近い対象物を曲面的にクリッピングするために、ある視線方向からクリッピングを施した後、別の視線方向からクリッピングを施し、さらに別の視線方向からクリッピングを施す必要がある。そして、クリッピングされた領域が最終的に曲面的に表されるように、これらの操作を何度も繰り返す必要がある。

30

【0010】

従来のクリッピング方法においては、あらゆる方向からクリッピングを何回も繰り返さなければならないため、操作が煩雑になり、簡便な操作でクリッピングすることができなかった。さらに、クリッピングの操作を何回も行って球体に近い対象物を抽出するためには、熟練した技量が要求されるため、球体に近い対象物を容易に抽出できない問題がある。このように、操作が煩雑になり、簡便な操作でクリッピングすることができないため、短時間で目的の画像(関心領域(ROI))を抽出することができず、更に、クリッピングの精度が操作者の技量に依存してしまう。

40

【0011】

特に、クリッピング処理を施して目的の画像(関心領域(ROI))をリアルタイムに表示するためには、被検体を撮影中に短時間に精度良くクリッピングを行って目的の画像(関心領域(ROI))を抽出して表示する必要がある。しかしながら従来のクリッピング方法によると、目的の画像(関心領域(ROI))を抽出するために時間を要し、更に熟練した技量を要するため、短時間に精度良く目的の画像(関心領域(ROI))を抽出することができず、超音波診断装置の特長であるリアルタイム性を損ねることになる。

【0012】

この発明は上記の問題を解決するものであり、球体に近い対象を簡便に抽出することを

50

可能とし、そのことによりリアルタイム性が損なわれない超音波診断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】

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体を超音波で走査することにより得られた受信信号に基づいてボクセルデータを生成し、前記ボクセルデータに基づいて3次元画像と前記3次元画像の任意の断面における断層像とを生成する画像生成手段と、前記断層像上において操作者によって指定されることによって、2次元で表される第1の関心領域を形成する第1の関心領域形成手段と、前記第1の関心領域を所定の回転軸で回転させることで、3次元で表される回転体を第2の関心領域として形成する第2の関心領域形成手段と、前記第2の関心領域に含まれる画像を前記3次元画像から抽出する第1の抽出手段と、前記第1の抽出手段により抽出された3次元画像を表示する表示手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記第1の関心領域形成手段は、2次元で表される略円形状又は楕円形状の領域を第1の関心領域として形成し、前記第2の関心領域形成手段は、前記略円形状又は前記楕円形状の1軸を回転軸として前記略円形状又は前記楕円形状を回転させることで、3次元で表される略球体又は回転楕円体を第2の関心領域として形成することを特徴とするものである。請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記第1の関心領域形成手段は、操作者によって前記断層像上の任意の2点が指定されると、前記2点を通る直線を軸とした略円形状又は楕円形状の領域を第1の関心領域として形成し、前記第2の関心領域形成手段は、前記2点を通る直線を回転軸として前記略円形状又は前記楕円形状を回転させることで、3次元で表される略球体又は回転楕円体を第2の関心領域として形成することを特徴とするものである。請求項4に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記第1の抽出手段により抽出された後の3次元画像の任意の断面における断層像上に、2次元で表される第3の関心領域を形成する第3の関心領域形成手段と、前記第3の関心領域に対応する3次元画像上の領域を第4の関心領域として、前記3次元画像から前記第4の関心領域に含まれる画像を抽出する第2の抽出手段とを、更に有し、前記表示手段は、前記第2の抽出手段により抽出された3次元画像を表示することを特徴とするものである。請求項5に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記第1の抽出手段により抽出された後の3次元画像上に、操作者により任意の点が指定されると、前記任意の点におけるボクセルデータの値を基に前記3次元画像から所定の領域を除去する除去手段を更に有し、前記表示手段は、前記除去手段により除去された後の3次元画像を表示することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0014】

この発明によると、2次元画像上で形成した領域を回転させて回転体とし、その回転体を関心領域とすることで、3次元画像上における関心領域の形成が容易になり、簡便な操作によって関心領域を形成してその関心領域に含まれる3次元画像を抽出することが可能となる。そのことにより、超音波診断装置の特長であるリアルタイム性を損なわずに、クリッピングにより関心領域を抽出して表示することが可能となる。

【0015】

さらに、2次元画像上で円形や楕円等の領域を形成し、これらを回転させた回転体を関心領域とすることで、曲面を有する関心領域を容易に形成することが可能となる。そのことにより、曲面を有する対象物の3次元画像を容易に抽出することが可能となる。特に胎児の頭部のような対象を観察する場合、胎児の頭部の形状は球体又は楕円体に近いため、2次元画像上で円形又は楕円を形成し、その円形又は楕円を回転させた球体又は回転楕円体を関心領域とすることで、胎児の頭部の3次元画像を容易に抽出することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【0016】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置は、収集された3次元画像から関心領域を抽出する際に、その3次元画像の任意の断面における断層像上に2次元で表される関心領域を形成し、その2次元で表される関心領域を所定の軸を回転軸として回転させて3次元で表される関心領域に含まれる3次元画像を抽出して表示するものである。

【0017】

この実施形態に係る超音波診断装置においては、1次元超音波プローブ又は2次元超音波プローブが用いられる。1次元超音波プローブを用いる場合は、1次元超音波プローブ自体を機械的に走査することで複数の断層像を収集して3次元画像を生成する。一方、2次元超音波プローブを用いる場合は、3次元的に広がる超音波の送受信を行うことにより3次元画像を生成する。

10

【0018】

断層像上に設定される2次元で表される関心領域の形状は任意の形状で構わないが、例えば、円形状又は楕円形状とすると、3次元で表される回転体は球体又は回転楕円体となり、3次元画像から球体又は回転楕円体に含まれる画像を抽出することになる。このように球体又は回転楕円体を関心領域とすると、胎児の頭部のように曲面を有する対象への関心領域の形成が容易になる。

【0019】

このように2次元画像上で円形や楕円等の領域を形成し、これらを回転させた回転体を関心領域とすることで、3次元上で曲面を有する関心領域を容易に形成することが可能となる。そのことにより、曲面を有する対象の3次元画像を容易に抽出することが可能となる。

20

【0020】

以上のように2次元画像上で所定の領域を形成し、この領域を回転させた回転体を関心領域とすることで、3次元画像上における関心領域の形成が容易となり、簡便な操作によって関心領域を形成してその関心領域に含まれる3次元画像を抽出することが可能となる。また、特に略球体や回転楕円体等のように曲面を有する回転体を関心領域とすることで、曲面を有する対象物の3次元画像の抽出が容易になる。そのことにより、リアルタイム性を損なわずにクリッピングにより球体に近い対象を抽出して表示することが可能となる。この発明の実施形態の具体的な構成を以下に示す。

30

【0021】

以下、この発明の実施形態に係る超音波診断装置について、図1乃至図7を参照しつつ説明する。

【0022】

(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を参照しつつ説明する。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。

【0023】

この実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2と、送受信回路3と、信号処理回路4と、DSC5と、ボリュームレンダリング処理回路6(図においてはVR処理回路6として表示する)と、表示装置7と、操作部8と、制御部9とを備えて構成されている。

40

【0024】

超音波プローブ2は、超音波を送受信する圧電素子がマトリックス(格子)状に配置された2次元超音波プローブからなる。そして、走査(スキャン)することによって3次元的に超音波を送受信し、プローブの表面から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、超音波プローブ2として1次元超音波プローブを用いた場合は、超音波プローブ2を機械的に走査することで3次元データを収集する。

【0025】

50

送受信回路3は送信部と受信部とからなり、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波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。

【0026】

送受信回路3内の送信部は、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の各振動子に供給するようになっている。

【0027】

また、送受信回路3内の受信部は、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1の各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、この送受信回路3によって加算処理された信号を「RFデータ(または、生データ)」と称する。

【0028】

信号処理回路4は、Bモード処理回路、ドブラ処理回路、及びカラーモード処理回路を備えている。送受信回路3から出力されたRFデータは、いずれかの処理回路にて所定の処理を施される。

【0029】

Bモード処理回路は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード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。その他、エッジ強調等の処理が行われる場合もある。このBモード処理回路で生成されるデータをBモード超音波ラスタデータという。

【0030】

ドブラ処理回路は、位相検波回路及びFFT演算回路等から構成され、RFデータからドブラ偏移周波数成分を取り出し、更にFFT処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。

【0031】

カラーモード処理回路は、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、カラーモード処理回路は、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。このカラーモード処理回路は、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。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0032】

DSC5(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表されるボクセルデータに変換する。DSC5は、上述した信号処理回路4から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを空間情報に基づいた座標系のデータに変換する(スキャンコンバージョン処理)。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示装置7で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。

【0033】

ボリュームレンダリング処理回路6は、DSC5から出力されたボクセルデータに対し

10

20

30

40

50

てボリュームレンダリングを施して3次元画像を生成する。ボリュームレンダリング処理回路8によって作成された3次元画像は、CRT等からなる表示装置7により表示される。

【0034】

さらにこのボリュームレンダリング処理回路6は、操作者によって超音波画像を生成すべき領域を示す関心領域(ROI)が設定されると、クリッピング処理を施すことにより関心領域を抽出して3次元画像を生成する。本実施形態に係る超音波診断装置1には、このクリッピングを行うべき領域の指定方法に特長がある。このクリッピングについては後で詳しく説明する。

【0035】

ボリュームレンダリングは、ボクセルデータに対して所定の視線方向(投影光線の投影方向)を決めて、任意の視点から光線追跡処理を行い、視線上のボクセル値(輝度値等)の積分値や重み付き累積加算値を投影面上の画像ピクセルに出力することによって、臓器等を立体的に抽出して3次元画像を生成するものである。

【0036】

ボリュームレンダリングによる画像は、ボクセルデータセットを特定の視点をもとに特定の方向を有する投影光線を貫くことによって、その投影光線に垂直な投影面に投影されたピクセルに基づいて生成される。投影光線によって貫かれた各ボクセル値により積分値や重み付き累積加算値が計算され、この得られた積分値や重み付け加算値がピクセルに格納される。そして、最終的には、ボクセル値が格納されたピクセルが複数個集まることによって、3次元画像が生成される。

【0037】

クリッピングを行う場合は、ボリュームレンダリング処理回路6は、関心領域(ROI)に含まれるボクセルデータのみに対してボリュームレンダリングを行って3次元画像を生成する。関心領域(ROI)以外の領域については、一定の画素値(例えば、黒)にして表示装置7に表示する。

【0038】

なお、超音波プローブ2、送受信回路3、信号処理回路4、DSC5、及びVR処理回路6がこの発明の「画像生成手段」に相当する。

【0039】

操作部8は、キーボード、マウス、トラックボール、又はTCS(Touch Command Screen)等からなり、制御部9に接続され、操作者の操作によってボクセルデータに対して投影光線の投影方向(視線方向)や関心領域(ROI)の設定等が行われる。制御部9は、超音波診断装置1を構成する各回路に接続され、それらの制御を行なう。

【0040】

また、メモリやハードディスク等からなる記録装置(図示しない)が超音波診断装置1に設置され、信号処理回路4、DSC5、及びVR処理回路6により生成された各データや、超音波診断装置の各種設定条件や、プログラム等が記録されている。

【0041】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1の動作(超音波診断画像生成方法)について図2乃至図7を参照しつつ説明する。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1の動作を順番に示すフローチャートである。

【0042】

超音波プローブ2により被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信してDSC5によりボクセルデータを生成し、更にボリュームレンダリング処理回路6によりボリュームレンダリングを行って3次元画像データを生成する(ステップS01)。

【0043】

具体的には、超音波プローブ2として2次元超音波プローブを用いた場合は、被検体が

10

20

30

40

50

らの反射波を3次元データのエコー信号として受信する。また、1次元超音波プローブを用いた場合は、機械的に超音波プローブ2を走査することにより3次元データを収集する。

【0044】

送受信回路3に入力されたエコー信号は、送受信回路3の受信部にて受信チャンネルごとに増幅された後、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、更に加算されてRFデータが生成される。信号処理回路3に入力されたRFデータは、Bモード処理回路により処理が施されて3次元のBモード超音波ラスタデータが生成される。そして、3次元のBモード超音波ラスタデータはDSC5により直交座標系で表されるボクセルデータに変換され、更にボリュームレンダリング処理回路6によりボリュームレンダリングが施されて3次元画像データが生成される。

10

【0045】

このようにして生成された3次元画像データがボリュームレンダリング処理回路6から表示装置7に出力され、表示装置7の画面上に3次元画像が表示される。表示装置7の画面上に表示される3次元画像の1例を図3に示す。図3は、超音波診断装置1にて生成された3次元画像と断層像とを示す図である。

【0046】

表示装置7の画面7a上には、3次元画像11と任意の断面における断層像12と表示されている。例えば表示装置7の画面7aの左半分(図3の左半分)には3次元画像11が表示され、画面7aの右半分(図3の右半分)には断層像12が表示される。

20

【0047】

断層像12は、操作者によって指定される3次元画像11の任意の断面の断層像である。例えば、操作者が操作部8を操作することにより表示装置7の画面7a上に表示された3次元画像11の断面11cを指定すると、ボリュームレンダリング処理回路6はその指定を受けて、ボクセルデータから指定された断面11cに対応する断層像データを生成して表示装置7に出力する。このように表示された3次元画像11と断層像12は、リアルタイムに更新されて表示される。また、断層像12の断面の位置は、いつでも変更することができる。

【0048】

例えば胎児の頭部を撮影した場合に得られた3次元画像11と断層像12について説明する。図3に示すように、3次元画像11には胎児の頭部を示す3次元画像11aが含まれている。さらにこの例においては、頭部の3次元画像11aの上方と手前側に、輝度の高いものが存在し、これが遮蔽物の3次元画像11bとなって画面7aに表示されている。このように観察したい部分の手前側に輝度の高いものが存在するため、観察したい頭部を観察することができない。断層像12においても、胎児の頭部の断層像12aの他、頭部の上方に遮蔽物の断層像12bとなって画面7aに表示されている。

30

【0049】

このように表示されている3次元画像11から頭部の3次元画像11aを抽出して全体像を表示するため、クリッピング処理を行う。このクリッピングの範囲の設定方法について図4を参照しつつ説明する。図4は、図3に示す断層像12aを拡大した図である。

40

【0050】

操作者は表示装置7の画面7aに表示されている断層像12を観察しながら、操作部8を操作すること観察したい領域である関心領域(ROI)を設定する(ステップS02)。例えば図4に示すように、頭部の断層像12aを含むように2次元で表される楕円状の範囲14aを関心領域(ROI)として設定する。なお、このステップS02にて設定される、2次元で表される関心領域(ROI)がこの発明の「第1の関心領域」に相当する。

【0051】

操作者が操作部8を操作することで楕円を描いてこの範囲14aを設定しても良いが、以下の処理によって容易に楕円状の範囲14aを形成することができる。この楕円状の範

50

図 1 4 a を形成するため、操作者は操作部 8 を操作することにより楕円の長軸 1 4 b 又は短軸 1 4 c の端点を指定する。この例においては、楕円の長軸 1 4 b の端点 1 3 a、1 3 b が指定されている。このように 2 点が指定されると、制御部 9 によって長軸 1 4 b が形成され、更に、短軸 1 4 c が決定される。例えば、楕円の長軸 1 4 b の長さとの比率を予め決めておく。そして、操作者により 2 点の端点 1 3 a、1 3 b が指定されて、制御部 9 により長軸 1 4 b の長さが決定されると、制御部 9 はその長軸 1 4 b の長さとの比率とに従って短軸 1 4 c の長さを決定する。そして、制御部 9 はこの長軸 1 4 b と短軸 1 4 c に基づいて楕円 1 4 a の形状及び大きさを決定する。

【 0 0 5 2 】

つまり、端点 1 3 a と端点 1 3 b とを指定することで長軸 1 4 b の長さが決定され、その長軸 1 4 b の長さに従って短軸 1 4 c の長さが決定され、その長軸 1 4 b と短軸 1 4 c とによって楕円 1 4 a の形状及び大きさが決定されて、画面 7 a 上に表示される。このように、指定された 2 点に基づいて制御部 9 が楕円状の範囲 1 4 a を形成することにより、容易に 2 次元で表される関心領域 (R O I) を設定することができる。

10

【 0 0 5 3 】

なお、楕円 1 4 a が決定された後であっても長軸 1 4 b 及び短軸 1 4 c の長さを変更して楕円 1 4 a の形状及び大きさを変更することは可能である。このようにして 2 次元画像上の関心領域 (R O I) が設定されることになる。

【 0 0 5 4 】

このように 2 次元で表される楕円状の範囲 1 4 a が形成されると、制御部 9 は、例えば長軸 1 4 b を回転軸として楕円 1 4 a を回転させ、3 次元で表される回転楕円体を求める。そして、この回転楕円体に含まれる領域が、3 次元画像上の関心領域 (R O I) として設定される (ステップ S 0 3)。なお、このステップ S 0 3 にて設定される、3 次元で表される関心領域 (R O I) がこの発明の「第 2 の関心領域」に相当する。

20

【 0 0 5 5 】

つまり、2 次元画像の断層像 1 2 上において 2 次元で表される楕円状の範囲 1 4 a を設定し、長軸 1 4 b を回転軸として楕円 1 4 a を回転させることで形成される回転楕円体を 3 次元画像上の関心領域 (R O I) とする。この回転楕円体を 3 次元画像 1 1 に反映させ、この回転楕円体に含まれない領域をクリッピングにより取り除く。

【 0 0 5 6 】

ボリュームレンダリング処理回路 6 は、この回転楕円体からなる関心領域 (R O I) に含まれる座標のボクセルデータに対してのみボリュームレンダリングを施して 3 次元画像データを生成して、その 3 次元画像データを表示装置 7 に出力する (ステップ S 0 4)。このように、関心領域 (R O I) 内の画像を抽出してリアルタイムに表示装置 7 に表示する。

30

【 0 0 5 7 】

このクリッピングにより生成された画像を図 5 に示す。図 5 は、クリッピング後の 3 次元画像と断層像とを示す図である。例えば、表示装置 7 の画面 7 a の左半分 (図 5 の左半分) にはクリッピング後の 3 次元画像 1 5 が表示され、画面 7 a の右半分 (図 5 の右半分) には断層像 1 2 が表示されている。

40

【 0 0 5 8 】

クリッピング後の 3 次元画像 1 5 には、ステップ S 0 3 にて設定した関心領域 (R O I) 内に含まれる頭部の 3 次元画像 1 5 a と遮蔽物の 3 次元画像 1 5 b とが含まれている。楕円 1 4 a を長軸 1 4 b 周りに回転させた回転楕円体に含まれる領域を関心領域 (R O I) としてクリッピングを行っているため、クリッピング後の 3 次元画像 1 5 は回転楕円体となっている。

【 0 0 5 9 】

しかし、この例においては上述したクリッピング処理によっても頭部の手前に遮蔽物が存在するため、頭部全体を観察することができない。そこで、この遮蔽物の 3 次元画像 1 5 b を取り除くためのクリッピング処理を行う。以下に遮蔽物の 3 次元画像 1 5 b を取り

50

除くためのクリッピング処理について説明する。

【0060】

まず操作者が表示装置7に表示されている頭部の3次元画像15を参照しながら操作部8を操作して、胎児の顔が正面を向くように3次元画像15を回転させる。図6に回転させられた3次元画像を示す。図6に示すように、表示装置7の画面7aの左半分(図6の左半分)には回転させられた3次元画像16が表示される。

【0061】

この3次元画像16には、正面を向いている頭部の3次元画像16aと遮蔽物の3次元画像16bとが含まれている。この遮蔽物の3次元画像16bを取り除くため、操作者は操作部8を操作することにより、遮蔽物の3次元画像16bに含まれている任意の点17

10

【0062】

このように、3次元画像16上で任意の点17を指定すると、ボリュームレンダリング処理回路6は指定された点17と回転楕円体の回転軸14bとを含む断面の断層像データを生成し、表示装置7に出力する(ステップS06)。例えば、表示装置7の画面7aの右半分(図6の右半分)に、点17と回転軸14bとを含む断面の断層像18が表示される。

【0063】

断層像18には、胎児の頭部の断層像18aと遮蔽物の断層像18bとが含まれている。この断層像18上で再度、2次元で表される関心領域(ROI)を形成して、クリッピングにより除去する領域を設定する(ステップS07)。なお、このステップS07にて設定される、2次元で表される関心領域(ROI)がこの発明の「第3の関心領域」に相当する。

20

【0064】

具体的には、表示装置7に表示されている断層像18を参照しながら操作者が操作部8を操作することにより、遮蔽物の断層像18bが含まれないように改めて2次元で表される関心領域(ROI)を形成して、クリッピングにより取り除く領域を設定する。例えば、図6の右半分に示すように、関心領域(ROI)の縁が破線18cで表されるように、楕円で表されている関心領域(ROI)を部分的に変更し、遮蔽物の断層像18bが含まれないように関心領域(ROI)を形成する。

30

【0065】

このように断層像18上において、遮蔽物の断層像18bが含まれないように2次元で表される関心領域(ROI)を形成すると、制御部9により、その2次元で表される関心領域(ROI)に対応する3次元の領域が3次元画像上における関心領域(ROI)であるとして形成される。そして、3次元画像上においてその関心領域(ROI)に含まれていない部分が、ボリュームレンダリング処理回路6によって除去される。つまり、2次元画像上で設定された領域がそのまま3次元画像に反映され、2次元画像で設定された領域に対応する3次元画像の領域が関心領域(ROI)、換言すればクリッピングにより取り除かれる領域として設定される。なお、3次元画像上における関心領域(ROI)がこの発明の「第4の関心領域」に相当する。

40

【0066】

ボリュームレンダリング処理回路6は、2次元画像の断層像18上で設定されて3次元画像に反映されたクリッピングにより取り除かれる領域に対してクリッピング処理を施して、関心領域(ROI)に含まれる座標のボクセルデータに対してのみボリュームレンダリングを施して3次元画像データを生成し、表示装置7に出力する(ステップS08)。

【0067】

図7にこのクリッピング処理後の画像を示す。表示装置7の画面7aの左半分(図7の左半分)には、遮蔽物の画像がクリッピングされた後の3次元画像19が表示される。また、画面7aの右半分(図7の右半分)には、図6の右半分に示されている断層像18のクリッピング後の断層像20が表示される。

50

【0068】

図7に示すように、表示装置7には胎児の頭部の3次元画像19aが表示され、クリッピングにより遮蔽物が取り除かれているため、胎児の頭部の全体像を観察することが可能となる。なお、図7の右半分に示す破線20aで表されている部分が、クリッピングされる前の断層像の縁を表している。クリッピングされることにより矢印Aの方向に断層像の縁が変形し、その部分にあった遮蔽物の断層像18bが取り除かれている。そして、その矢印Aの方向に変形した部分に対応する3次元上での領域がクリッピングにより取り除かれるため、図7の左半分に示すように、遮蔽物が取り除かれて頭部の全体を示す3次元画像19aが表示されることになる。

【0069】

以上のように、頭部のような球体に近い対象をクリッピングにより抽出して観察する場合に、まず2次元画像上で楕円を形成し、長軸を回転軸とした回転楕円体を3次元画像上における関心領域(ROI)とすることで、容易に関心領域に含まれる3次元画像を抽出することが可能となる。従来においては、あらゆる角度から3次元画像を観察してクリッピングを行っていたため、操作が煩雑となり、操作者にクリッピング操作の技量が要求されていた。しかしながら本実施形態に係る超音波診断装置によると、2次元画像上で関心領域を形成し、その領域を3次元画像に反映して3次元画像における関心領域とするため、関心領域の設定が簡便になる。そのことによりクリッピング操作に要する時間を短縮することができるため、超音波診断装置の特長であるリアルタイム性が損なわれずに関心領域(ROI)の観察が可能となる。

【0070】

また、本実施形態においては、断層像上において2次元で表される楕円状の領域を形成し、その楕円を回転させることで回転楕円体からなる3次元で表される関心領域(ROI)を形成して、その回転楕円体からなる関心領域に含まれる3次元画像を抽出したが、形成すべき領域の形状は楕円に限られない。楕円の外、断層像上において2次元で表される円形状の領域を形成して、その円を回転させることで球体からなる3次元で表される関心領域(ROI)を形成し、その球体からなる関心領域に含まれる3次元画像を抽出しても良い。さらに、正確な楕円や円ではなく、曲線を有する形状であれば良く、曲線を有する形状であっても曲面を有する回転体が形成されるため、曲面を有する対象物を容易に抽出することが可能となる。

【0071】

なお、ステップS07及びステップS08では、別の方法によってクリッピングにより取り除かれる領域を形成して、クリッピングを行っても良い。例えば、指定された点17のボクセル値を基にクリッピングにより除去する領域を設定しても良い。輝度が高い遮蔽物のボクセルデータのボクセル値はほぼ同じ値であると考えられる。従って、点17に対応するボクセルデータのボクセル値と同じ値のボクセル値を有するボクセルデータについては、ボリュームレンダリングを行わずに一定の画素値(例えば、黒)にすることで、遮蔽物の3次元画像16bを取り除くことが可能となる。このようにクリッピングを行っても、従来と比べて容易にクリッピングすることが可能となる。また、指定された点17のボクセル値と同じ値でなくても、点17のボクセル値を含んだある範囲に含まれるボクセル値を持つボクセルデータについては、ボリュームレンダリングを行わずに一定の画素値として表示しても良い。

【0072】

また、ステップS03及びステップS04にて、回転楕円体によって3次元画像内における関心領域(ROI)を形成してクリッピングを行ったときに、意図せずに削除された領域を容易に再表示することが可能となる。例えば、ステップS07において、図6の右半分に示されている断層像18上に2次元で表される関心領域(ROI)を形成する際に、意図せずに削除された領域が含まれるように関心領域(ROI)を形成する。このように2次元画像上で形成された関心領域(ROI)が3次元画像に反映されて、その3次元で表される関心領域(ROI)に含まれる座標のボクセルデータに対してボリュームレンダリン

10

20

30

40

50

グが施されて、意図せずに削除された画像が含まれた3次元画像が生成されることになる。このように本実施形態に係る超音波診断装置によると、意図せずに削除してしまった領域を容易に再表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0073】

【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】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図3】超音波診断装置で生成された3次元画像と断層像とを示す図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置におけるクリッピングする領域を指定する方法を説明するための図である。 10

【図5】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によりクリッピングされた後の3次元画像と断層像とを示す図である。

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によりクリッピングされた後の3次元画像と断層像とを示す図である。

【図7】この発明の実施形態に係る超音波新断装置によりクリッピングされた後の3次元画像と断層像とを示す図である。

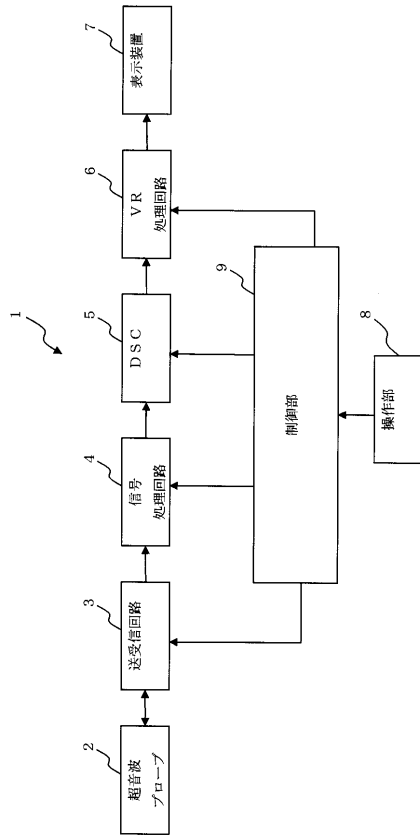
【符号の説明】

【0074】

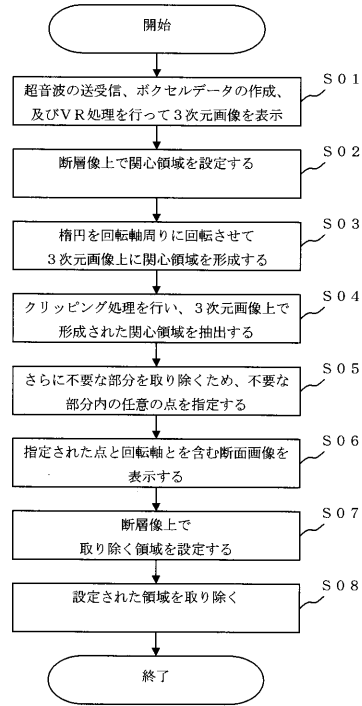
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信回路
- 4 信号処理回路
- 5 D S C (デジタルスキャンコンバータ)
- 6 ボリュームレンダリング処理回路 (V R 処理回路)
- 7 表示装置
- 8 操作部
- 9 制御部

20

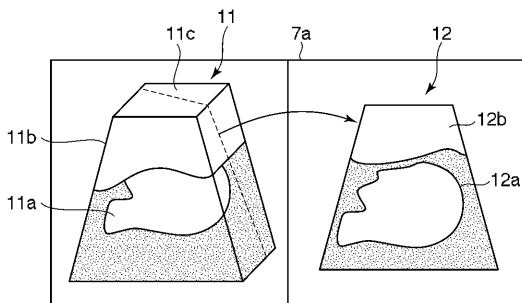
【図1】



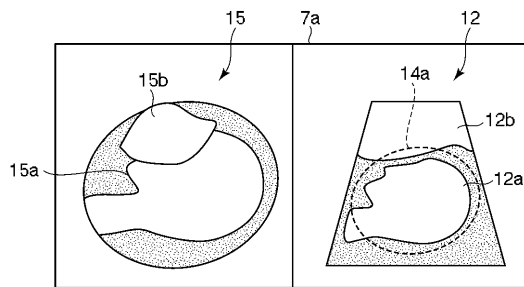
【図2】



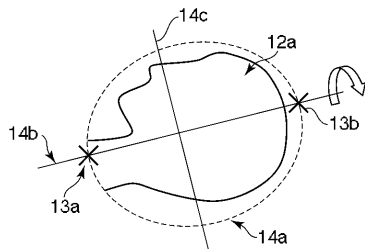
【図3】



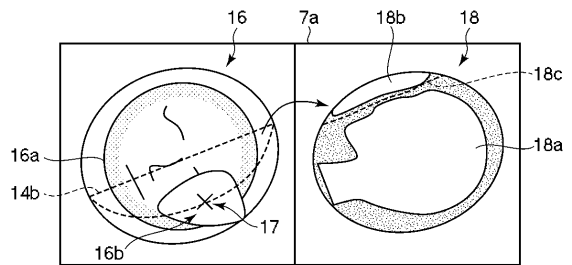
【図5】



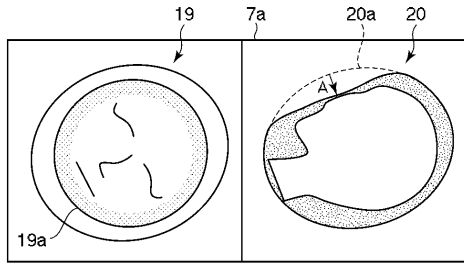
【図4】



【図6】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006167100A	公开(公告)日	2006-06-29
申请号	JP2004362853	申请日	2004-12-15
[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	青柳康太		
发明人	青柳 康太		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22		
其他公开文献	JP4619766B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够容易地提取接近球体的物体并且不损害实时性。当从由超声诊断设备获取的三维图像中提取关注区域时，以二维表示的关注区域在断层图像上形成在三维图像的任意横截面上，通过使用通过旋转二维关注区域作为关注区域而获得的三维旋转体来提取并显示三维图像。例如，当形状是圆形或椭圆形时，三维旋转器是球形或椭球形，并且从三维图像中提取球形或椭球形中包括的图像。当以这种方式将球体或球体用作关注区域时，变得容易将关注区域设置到具有弯曲表面的物体（例如胎儿的头部），并且可以容易地提取具有弯曲表面的物体的3D图像。有可能。[选择图]图2

