

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 276066

(P2001 - 276066A)

(43)公開日 平成13年10月9日(2001.10.9)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 B 0 5 7
	15/00		5 B 0 8 0
H 0 4 N 1/387	200	H 0 4 N 1/387	5 C 0 7 6

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2000 - 91015(P2000 - 91015)

(22)出願日 平成12年3月29日(2000.3.29)

(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

(72)発明者 和久 敏哉

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(72)発明者 橋本 敬介

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社
東芝那須工場内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)

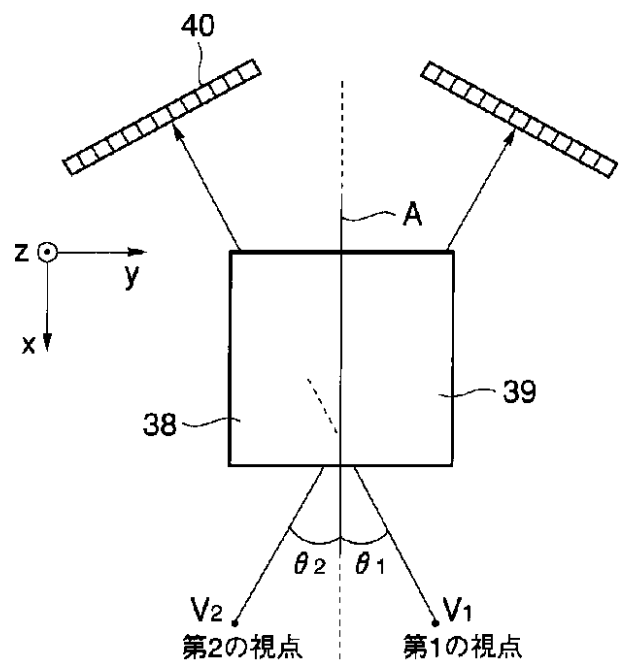
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 三次元画像処理装置

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置の特徴を生かした三次元画像処理を行う三次元画像処理装置を提供する。

【解決手段】 ボリュームデータに切断面を設定することで、複数の分割データを生成する。分割データ毎に独立した光源を設け、独立したボクセル追跡処理を行う。得られた各投影画像を合成することで、各切断面が見開きとなる合成画像を生成し、リアルタイム表示する三次元画像表示装置。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 一以上のポリウムデータを記憶する記憶手段と、

前記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウムデータから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、

前記各分割ポリウムデータに対して、任意の方向からの投影画像を生成する画像生成手段と、

前記各投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、

前記合成画像を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする三次元画像処理装置。

【請求項 2】 前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから 3 以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 1 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 3】 前記画像生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 1 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 4】 一以上のポリウムデータを記憶する手段と、

上記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウムデータから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、

前記分割ポリウムデータのそれぞれに対して相似変換を行い、複数の変換ポリウムデータを生成する変換手段と、

前記各変換ポリウムデータに対して、任意の方向からの投影画像を生成する画像生成手段と、

前記各投影画像を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする三次元画像処理装置。

【請求項 5】 前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから 3 以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 4 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 6】 前記画像生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 4 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 7】 一以上のポリウムデータを記憶する記憶手段と、

前記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウムデータから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、

前記各分割ポリウムデータに対して、任意の方向から

*の投影画像を生成する画像生成手段と、
前記各投影画像を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする三次元画像処理装置。

【請求項 8】 前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから 3 以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 7 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 9】 前記生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴とする請求項 1 記載の三次元画像処理装置。

【請求項 10】 前記画像生成手段は、一つのポリウム或いは分割ポリウムに対して、複数の異なる投影法によって投影画像を生成することを特徴とする請求項 1、4、7 のうちいずれか一項記載の三次元画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置等と組み合わせて使用可能な三次元画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】医療用画像機器は、被検体についての多くの情報を画像により提供するものであり、疾病の診断、治療や手術計画等を初めとする多くの医療行為において重要な役割を果たしている。現在では、主な医療用画像機器として、超音波診断装置、X線CT装置、磁気共鳴イメージング(MRI)装置、核医学診断装置等がある。その中でも超音波診断装置は、画像化の対象となる物理量が超音波であるという特性から、他の医療用診断機器にはない種々の特徴を有している。この超音波診断装置について、特に大きな特徴について述べると、以下のようなものである。

【0003】超音波診断装置は、通常、複数の撮影モードを有しており、撮影対象に応じたモード選択が可能である。例えば、Bモードと称される撮影方式は、被検体内部の超音波の伝達速度の違いを輝度の変化として画像化するものであり、組織そのものを表示する場合に適している。また、ドップラモードと称される撮影方式は、血管内を流れる赤血球により散乱された反射波の変化を画像化するものであり、血流情報を表示する場合に適している。

【0004】さらに、超音波診断装置は、上述の表示形態による断層画像を重ねて経時的に表示する、又は複数枚を経時的に並べて同時に表示する等のリアルタイム表示が可能である。このリアルタイム表示によれば、臓器等の現実動作を疑似画像として見る事が可能であり、医療分野におけるその有効性は多大なものである。

【0005】一方、医療分野における三次元画像処理技

術は、著しい発展を遂げている。特に三次元画像を利用した診断等は、内臓等の構造を非侵襲的に、そして立体的に把握できる診断法として、大きな割合を占めるものとなっている。診断等に利用される三次元画像処理装置は、通常、上述した超音波診断装置に代表される医療用撮影機器と組み合わせて使用される。すなわち、三次元画像処理装置は、それぞれの医療用撮影機器の撮影方式による断層画像を収集してポリウムデータを生成し、所定の処理を施して三次元画像を表示する装置として利用されている。この断層画像から生成されたポリウムデータを立体的に表示する方法については、種々の方法が開発されている。例えば、所定の撮影方式によるポリウムデータから閾値処理を行って表面を抽出し、当該表面を三次元的に表示するサーフェスレンダリング、ポリウムデータを構成する個々の画素値に不透明度や色を割り当て、データそのものを三次元的に表示するポリウムレンダリング、また、特願平 10-275354 号に開示されている、MPR 画像とサーフェスレンダリング画像若しくはポリウムレンダリング画像とを合成して表示するフュージョンレンダリング等がある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した三次元画像処理は、被写体から測定する物理量は装置によって異なるにも関わらず、装置断層画像を撮影した装置によってその画像処理を区別することなく、一律的な技術を適用していることが多い。超音波診断装置における三次元画像処理について考察すると、それぞれ目的とする対象が異なる複数の撮影モードが存在するにも関わらず、X線CT装置やMRIと同様な画像処理が行われており、その特性が十分考慮されたものではなかった。従って、例えば、超音波により心臓や腹部臓器等を撮影し従来の画像処理を施した画像は、一般にコントラストが低いものとなり、その輪郭等がはっきりしないことが多い。

【0007】また、複数の撮影モードを有することやリアルタイム表示が可能であること等により、他の医療用画像機器にはない独自の表示技術が考えられる余地がある。

【0008】更に、上記複数のイメージング装置によって得られるポリウムデータを複合して見たいという要望もあり、表示方法の確立が急がれる。

【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、超音波診断装置の特性を考慮し、被検体について適切な画像化を行うことで、医療における診断能の向上を実現する三次元画像装置を提供することを目的とする。

【0010】(1) 本発明は、一以上のポリウムデータを記憶する記憶手段と、前記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウム

データから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、前記各分割ポリウムデータに対して、任意の方向からの投影画像を生成する画像生成手段と、前記各投影画像を合成した合成画像を生成する合成画像生成手段と、前記合成画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする三次元画像処理装置である。

【0011】(2) 本発明は、(1)の装置において、前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから3以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0012】(3) 本発明は、(1)の装置において、前記画像生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0013】(4) 本発明は、一以上のポリウムデータを記憶する手段と、上記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウムデータから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、前記分割ポリウムデータのそれぞれに対して相似変換を行い、複数の変換ポリウムデータを生成する変換手段と、前記各変換ポリウムデータに対して、任意の方向からの投影画像を生成する画像生成手段と、前記各投影画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする三次元画像処理装置である。

【0014】(5) 本発明は、(4)の装置において、前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから3以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0015】(6) 本発明は、(4)の装置において、前記画像生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0016】(7) 本発明は、一以上のポリウムデータを記憶する記憶手段と、前記ポリウムデータのそれぞれに対し切断面を設定することで、当該各ポリウムデータから複数の分割ポリウムデータを生成する生成手段と、前記各分割ポリウムデータに対して、任意の方向からの投影画像を生成する画像生成手段と、前記各投影画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする三次元画像処理装置である。

【0017】(8) 本発明は、(7)の装置において、前記画像生成手段は、前記ポリウムデータのそれぞれに対して複数の切断面を設定し、各ポリウムデータから3以上の分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0018】(9) 本発明は、(1)の装置において、

前記生成手段は、前記ポリウムデータ毎に独立な切断面を設定することで、各ポリウムデータから分割ポリウムデータを生成する機能を有することを特徴としている。

【0019】(10)本発明は、(1)、(4)(7)のうちいずれか一つの装置において、前記画像生成手段は、一つのポリウム或いは分割ポリウムに対して、複数の異なる投影法によって投影画像を生成することを特徴としている。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の第1実施形態～第4実施形態を図面に従って説明する。

【0021】(第1の実施形態)第1の実施形態においては、一のポリウムデータを所定の切断面で分割し、当該面に関して見開き状態の三次元画像としてリアルタイム表示する三次元画像処理装置について説明する。なお、当該一のポリウムデータについては、撮影形態を問わない。すなわち、Bモード、カラードブラモードのいずれの撮影形態によって得られたポリウムデータであってもかまわない。

【0022】図1は、各実施形態に係る三次元画像処理装置2を有する超音波診断装置1の概略構成を示している。

【0023】図1において、超音波診断装置1は患者10の被写体12をイメージングする医療用画像機器である。

【0024】同図において、イメージング用超音波プロープ20は、患者10内の被写体12を含む生体内領域14に監視用超音波を照射するための接触子であり、圧電素子で形成されている。

【0025】送受信回路22は、組織そのものを表示する場合に適したBモード、血流情報を表示する場合に適したドップラモード等、所定の撮影モードによる電気信号を音波として生体内領域14へ照射し、また、生体内領域14からの反射音波を受波する回路である。そして、受波した音波の電気信号は次段のBモード処理部24とCFM(カラーフローマッピング)処理部26に伝送される。

【0026】Bモード処理部24は、送受信回路22より受信した電気信号からBモード信号生成処理を行い、検出信号を画像処理部25とDSC29に送り出す。

【0027】CFM処理部26は、送受信回路22より受信した信号の速度・分散情報を基にカラーコーディングを実行し、その結果を画像処理部25とDSC29に送り出す。

【0028】画像処理部25は、受信したBモード検出信号或いはカラードブラ信号に基づいて、ボクセルデータから成るポリウムデータを作成する。このポリウムデータは、以下の手順によって作成することができる。すなわち、例えばBモード検出信号に基づく場合、

Bモードによる被写体についての断面画像データ及び位置情報データを、三次元メモリ空間上に配置する。そして、断層画像データのスライスごとに被写体の領域を抽出し、このスライスを線形補間等により断層画像データを補いながら積み上げて三次元画像の画素値(ボクセル)を生成することで得られる。各ポリウムデータは、画像処理部25が有する磁気ディスク等の記憶部に記憶される。

【0029】画像処理部25は、生成されたポリウムデータに対して、レンダリング処理を実行することで、投影画像を作り出す。すなわち、投影画像は、三次元空間に視点と観察方向を設定し、この観察方向に垂直な二次元画像上の各ピクセルと視点とを結ぶレイを仮定し、当該レイに沿ったボクセル値に基いて不透明度と色を割り当てたピクセル値へのマッピング(レンダリング処理)を行うことで生成される。本発明に係る三次元画像処理装置が実行するレンダリング処理には、種々の形態が存在する。その内容については、後で詳しく説明する。

【0030】DSC29は、Bモード処理部24、CFM処理部26からの信号を書き込み、TVスキャン変換して表示部35に送り出す。

【0031】DSC29は、入力した超音波スキャンのラスタ信号列を、ビデオフォーマットのラスタ信号列に変換する。また、DSC29は、ドブラ法を用いて血流速度をカラー表示する。

【0032】画像合成部31は、画像処理部25におけるレンダリング処理によって得られた各投影画像を合成し、表示部33に送り出す。この合成画像は、表示部33によって表示される。

【0033】スキャンコントローラ34は、撮影モードに応じたスキャンのタイミングや走査段数を制御する制御部である。

【0034】入力装置35は、キーボードやマウス等からなり、オペレータが三次元画像処理装置1等の各種入力指示を行うインタフェースである。

【0035】次に、上記構成を有する三次元画像処理装置2において、一のポリウムデータに対し一切断断面を設定することで二つの分割データを生成し、各分割データに対する各投影画像を同時にリアルタイム表示する場合について、設定切断面の種類に分類して説明する。各投影画像は、それぞれに固有の視点を設けたレンダリング処理によって得られる。

【0036】これらの画像処理は、治療における手術前のシミュレーション等に利用されるものである。

【0037】まず、切断面が一平面である場合について説明する。

【0038】図2は、三次元ボクセル空間に配置された、複数のボクセルから成る被写体12のポリウムデータ37を示している。

【0039】表示部33には、当該ポリウムデータを初期設定に基づいてレンダリング処理して得られた、被写体12の三次元画像（投影画像）が表示されている（このときの光源を例えばV0とする）。オペレータは、表示部33に表示された三次元画像に対し、マウス等の対話機器からなる入力装置35によって、所望する位置に切断面の設定を行う。画像処理部25は、この切断面の設定入力を受けて、被写体12のポリウムデータ37に切断面の設定を行う。この設定は、投影画像に設定された切断面の各画素と、三次元ボクセル空間にお

けるボクセルとの対応に基づいて行われる。
【0040】今の場合、切断面を一平面としている。従って、切断面の設定は、表示部33に表示された三次元画像に対して三点を指定することで当該三点を通る平面が設定される、或は、所定の操作により表示部33に表示された三次元画像に切断面が表示され、マウス等により対話的に当該切断面を任意の位置にずらして設定する等の構成が考えられる。

【0041】図3は、切断面Aが設定された被写体12のポリウムデータ37を示した図である。説明の簡単のため、切断面Aは、 $z-x$ 平面に平行な平面としているが、以下の説明は一般性を失わない。当該切断面Aによって、被写体12のポリウムデータ37から新たな分割データ38と分割データ39とが生成される。

【0042】次に、分割データ38と分割データ39とに対して実行するレンダリング処理について説明する。このレンダリング処理では、分割データ38、分割データのそれぞれに対して、独立した視点からのボクセル追跡処理（レイキャスティング）が実行される。

【0043】以下、第1の実施形態では、設定された各切断面によって見開き状態として表示する場合を例として説明を行う。

【0044】図4は、各分割データに対して施されるボクセル追跡処理を説明するための図であり、図3に示した被写体12のポリウムデータ37を上方から見た図である。

【0045】分割データ38に対しては、レイと切断面Aとのなす角が θ_1 で特徴付けられる第1の光源（視点）V1を想定したボクセル追跡処理が実行される。（レイの方向は視線方向、光源は視点と呼ばれることもある。）すなわち、二次元画像40上の一ピクセルと光源とを結ぶ一本のレイを仮定し、当該レイに沿った分割データ38のボクセル値に基いて不透明度と色を割り当てたピクセル値へのマッピングを行い、第1の投影画像を生成する。このとき、分割データ39の全てのボクセルには、不透明度0が割り当てられる。

【0046】次いで、分割データ39に対するボクセル追跡処理も同様に実行され（光源を、レイと切断面Aとのなす角が θ_2 で特徴付けられる第2の光源V2としている。）、第2の投影画像が生成される。

【0047】各投影画像は、DSC29においてビデオフォーマットのラスタ信号列に変換され、画像合成部31において一フレーム画像として合成される。そして、表示部33に合成画像として表示される。

【0048】図5は、表示部33に表示される、第1の投影画像と第2の投影画像とによる合成画像を模式的に示している。

【0049】同図における合成画像は、各パラメータ θ_1 、 θ_2 を適当に選ぶことで、（切断面Aを境界とした）左右の見開き像となっている。これは、図2で設定した切断面Aが、三次元ボクセル空間の $z-x$ 平面と略平行な平面であったことに対応している。当然ではあるが、例えば切断面Aを $x-y$ 平面と略平行に設置した場合には、上下の見開き像として合成され表示される。

【0050】さらに、各レンダリング処理における光源の位置は、それぞれ θ_1 、 θ_2 の各パラメータで特徴付けられていた。各パラメータはもちろん独立に変更可能である。従って、例えば、 $\theta_1=30^\circ$ 、 $\theta_2=90^\circ$ した場合には、第1の投影画像は切断面を 30° 傾けて観察した三次元画像を、第2の投影画像は、切断面の三次元画像そのものを表示することになる。また、 $\theta_1=\theta_2=30^\circ$ とすれば、図5に示すような見開き像による表示形態となる。

【0051】この様な構成によれば、任意の切断面で分割した被写体12の三次元画像を表示することが可能である。従って、臓器の内部情報等を容易に取得することができる。その結果、手術のシミュレーション、立案、評価等を容易に実行することができ、治療に役立てることができる。

【0052】以上は、それぞれの分割データに対して独立な光源を設定し、独立なレンダリング処理を実行することで、切断面により分割された臓器の三次元画像を得た。しかし、同一の結果を得るためのレンダリング処理法は唯一ではない。例えば、ボクセル空間において一般的に成り立つ数学的処方を施すレンダリング処理によっても、同様に平面で分割された被写体像を得ることも可能である。すなわち、被写体12の各分割データ38、39に相似変換（平行移動、回転、拡大を施す一次変換）を施すことで、相対的に上述の方法と同一の環境を作り出し、新たな光源を設けることなくレンダリング処理を実行することで、同一の結果を得ることができる（以下、この方法を相似変換法と称する）。以下、この相似変換法について説明する。

【0053】オペレータによって、図2に示す切断面Aが設定されたとする。このとき、相似変換法によれば、分割データ38に対して $- \theta_1$ 回転する一次変換が施される（この回転は、 z 軸方向を進行方向とした右ねじの回転方向を正としている）。同様に、分割データ39に対して、 z 軸回りに θ_2 回転する一次変換を施す。

【0054】図6は、上記相似変換後の各分割データ3

8, 39を示した図であり、相似変換法におけるボクセル追跡処理を説明するための図である。光源V0は、例えば分割前のポリウムデータ37(図1参照)について施されたレンダリング処理において、初期設定とした光源である。

【0055】分割データ38、分割データ39に対して、光源V0からのレイによってボクセル追跡処理を行い、二次元画像40にマッピングすることで、図5に示した左右見開きの投影画像を生成する。

【0056】投影画像は、DSC29においてビデオフォーマットのラスタ信号列に変換され、表示部33に三次元画像として表示される。

【0057】なお、当該相似変換法において、切断面Aの位置及び回転パラメータ θ_1 、 θ_2 はそれぞれ任意に設定可能であることは、言うまでもない。また、光源V0とは異なる新たな光源を設定することも可能である。

【0058】なお、以下引き続き説明される各実施態様については、相似変換法によっても全く同様の結果を得ることができる。

【0059】切断面は曲面とすることも可能である。すなわち、表示部33に表示された三次元画像に対して設定された曲面の画素とボクセルデータとの対応をとることによって、三次元ボクセル空間における切断面を設定することができる。そして、平面の場合と同様の処理を施すことで、曲面によって分割された被写体の三次元画像を得ることが可能である。

【0060】曲面の設定方法としては、以下に述べる方法が考えられる。

【0061】(1) 設定した平面の一点をマウスでつまみ(例えば、一点にカーソルを合わせてドラッグ操作等)、この点と平面とを滑らかに接続する楕円体面、球面、放物曲面等を設定する。この他に、スプライン曲線を用いてもよい。

【0062】(2) 小さな三角形に平面を分割し、頂点をマウス等によって移動させることで曲面を設定する。

【0063】(3) 複数の平面を設定し、これらの平面に接するような放物曲面等を設定する。

【0064】(4) ユーザが指定した複数の点を通過する放物曲線等を設定する。

【0065】(5) 予め準備された曲率の異なる数種類の球面に対し、マウス等により位置の移動、曲率の変更を行うことで曲面等の設定を行う。曲面だけでなく、異なるパラメータを用いた楕円体面や放物曲面を用いることも考えられる。

【0066】次に、一のポリウムデータに対し独立な二つの切断面を設定して分割し、各節断面に関する見開き像として表示する例について説明する。

【0067】まず、二つの切断面によって生成された3つの分割データに関するレンダリング処理を説明する。

【0068】図7は、図2に示した一のポリウムデー

タ37に対して、独立した二つの切断面B、Cを設定することで、3つの分割データ41、42、43を生成した図を示している。同図では、簡単のため、二つの切断面をともにz-x平面に平行な平面としている。

【0069】各切断面の設定操作は、既に述べたとおりである。3つの分割データ41、42、43より、次に示すような複数パターンの見開き像を得ることができる。

【0070】例えば、分割データ41と分割データ43とに対して(すなわち、分割データ42の削除した残りの二つの分割データに対して)、それぞれ独立した視点を設けてボクセル追跡処理を行い、図5と類似した見開き像を得ることができる。このようにして得られる三次元画像の利点は、興味のない部分を削除して、必要な部分に関する見開き像等を取得できることである。

【0071】また、分割データが3つ存在することより、例えば図8(a)、(b)に示すように、分割データ41+分割データ42(以下、分割データ44と称する)と、分割データ43+分割データ42(以下、分割データ45と称する)とに対して、それぞれ独立した視点を設けたレンダリング処理を実行してもよい。

【0072】その他の組み合わせを対象としたレンダリング処理によっても、別の投影画像を得ることができる。いずれを選択するかは、診断する者の興味による。

【0073】なお、光源の変更することで被写体に関する任意の方向からの画像が得られること、相似変換法によっても同様の結果が得られることは、既に述べた通りである。

【0074】次に、二つの異なる切断面A、Dによって生成された4つの分割データに関するレンダリング処理を説明する。

【0075】図9は、図1に示した一のポリウムデータに対して、独立した二つの平面を設定することで、4つの分割データを生成した図を示している。同図では、簡単のためx-y平面と垂直な二つの切断面を例としているが、以下の説明は一般性を失わない。

【0076】各切断面の設定操作は、既に述べたとおりである。二つの切断面D、Eによって、図1に示した一のポリウムデータから4つの分割データ44、45、46、47が生成される。この4つの分割データより、例えば次に示すような複数パターンの見開き像を得ることができる。

【0077】図10は、分割データ44と分割データ48とに対して、それぞれ独立した視点を設けて実行されるボクセル追跡処理を施すことで得られた見開き像を示している(ただし、分割データ48=分割データ45+分割データ46+分割データ47)。この分割データ48と分割データ44とをレンダリング処理の対象として取り出すためには、各切断面を境界とした2値論理演算を実行する。この演算を以下に述べる。

【0078】すなわち、分割データ44を取り出すためには、切断面Dを境界として手前側を「1」奥側を「0」とし、一方、切断面Aを境界として向かって左側を「1」右側を「0」とし、論理積をとればよい。また、分割データ48に関しては、その否定をとればよい。

【0079】また、分割データが4つ存在することから上記論理演算を組み合わせ、図11に示すように、例えば分割データ48と、分割データ49（ただし、分割データ49＝分割データ44＋分割データ46＋分割データ47）とに対して、それぞれ独立した視点を設けたレンダリング処理を実行してもよい。さらに、図11に示す投影画像以外に、その他適切な論理演算をとることで、種々の組み合わせの分割データからなる投影画像を得ることができる。

【0080】また、図9に示した4つの分割データに対して、次に述べる他のレンダリング処理を実行することで、図12に示す投影画像を得ることも可能である。

【0081】すなわち、適切な4つの光源を新たに設定し、各分割データ44、45、46、47に対して独立したレンダリング処理を実行する。そして、各分割データの投影画像を合成部31において合成することにより、図12に示した投影画像を生成することが可能である。

【0082】なお、既に述べたように、相似変換法によっても同様の結果が得られる。また、切断面は平面に限定されないことは既に述べたとおりである。従って、曲面の切断面及び平面の切断面を組み合わせることによって、任意形状に切断した被写体の投影画像を得ることも可能である。ポリウムとしては、Bモードとカラードブラ、Bモードと他モダリティ（例えば、X線CT装置等）の組み合わせ等がある。

【0083】上述の一実施形態によって表現された技術的思想の本質は、適切な光源設定、論理演算を利用したレンダリング処理を実行する事で、任意の切断面によって切断された任意の形状を有する被写体の投影画像を得ることができることにある。

【0084】従って、さらに多くの切断面を設定し、所定の論理演算を取ることで、任意形状に切断れた被写体に関する投影画像を得ることも可能である。図13にその一例を示した。

【0085】以上述べた構成によれば、任意の形状に分割された被写体の三次元画像をリアルタイムで観察することができる。その結果、複雑な血管走行、臓器の構造や位置関係を容易に観察することが可能となり、医療における診断能を向上させることができる。

【0086】（第2実施形態）第1実施形態では、切断の対象とするポリウムデータが一つの場合について説明を行った。

【0087】これに対し、第2の実施形態において説明するレンダリング処理では、ポリウムデータが複数存

在する。ポリウムデータが複数となった場合、さらに臨床的に有効な三次元画像を提供することが可能となる。以下の説明では、簡単のためにポリウムデータを二つ（Bモードによって得られた第1ポリウムデータ、カラードブラによって得られた第2ポリウムデータの二つ）とするが、後で述べるように、さらに複数のポリウムデータとする場合についても、容易に拡張することができる。

【0088】まず、切断面が一平面である場合について説明する。

【0089】既に述べた手法に従い、オペレータは、表示部33に表示された被写体12の三次元画像（投影画像）に対し、マウス等の対話機器からなる入力装置35によって、所望する位置に切断面の設定を行う。画像処理部25は、この切断面の設定入力を受けて、被写体12の第1ポリウムデータ及び第2ポリウムデータの対応する位置に切断面の設定を行う。この設定は、第1の実施形態と同様に、投影画像に設定された切断面の各画素と、三次元ボクセル空間におけるボクセルとの対応に基づいて行われる。

【0090】図14は、三次元ボクセル空間に配置された、複数のボクセルの集合から成る被写体12の第1ポリウムデータ50と第2ポリウムデータ51を示している。設定された切断面Aによって、第1ポリウムデータ50から新たな分割データ501と分割データ502とが生成される。そして、分割データ501と分割データ502とのそれぞれに対して、上述したレンダリング処理が実行される。

【0091】また、第2ポリウムデータ51からも切断面Aによって分割データ511と分割データ512とが生成され、それぞれに対してレンダリング処理がなされる。

【0092】各分割データに対するレンダリング処理によって生成された三次元画像を、画像合成部31によって合成することで、図15に示すような切断面Aによって見開き状態となった合成画像を得ることができる。

【0093】次に、切断面Aの設定は第1ポリウムデータのみとし、第2ポリウムデータについては切断面を設定しないで（新たに独立した光源を設定し、ボクセル追跡処理を行う）レンダリング処理を行う場合を考える。この場合には、第2ポリウムデータに基づく投影画像は、分割されていない全体像を表示することになる。従って、図16に示すように、第2ポリウムデータに基づく被写体は、あたかも二つ存在するような投影画像が表示される。

【0094】また、第1ポリウムデータ50と第2ポリウムデータ51のそれぞれに対して、第1の実施形態で述べた各種レンダリング処理を実行し組み合わせることで、種々の三次元画像を得ることが可能である。例えば、第1ポリウムデータ50に対しては図17に示

した切断面 A を設定し、第 2 ポリウムデータ 51 に対しては図 10 で示した様に独立した 2 平面 B、C によって 3 つの分割データを生成し、第 1 の実施形態で述べたレンダリング処理をすることで、図 11 に示す三次元画像を得ることができる。従って、遠近感を失うことなく、臓器の動きを観察しながら内部構造や血流状態も観察することができる。

【0095】当然ではあるが、第 2 の実施形態においても、切断面を曲面とすることができる。

【0096】上述したように、第 1 ポリウムデータ 50 は B モード撮影によって得られたものであり、第 2 ポリウムデータ 51 は、ドプラモードによって得られたものである。従って、仮に被写体が心臓であれば、B モード（第 1 ポリウムデータ）による心壁像と、カラードプラ（第 2 ポリウムデータ）による血流像とを合成した画像とすることができる。

【0097】さらに多くのポリウムデータを合成する場合に置いても、個々のポリウムデータについて第 1 の実施形態で示した各種レンダリング処理を実行し、合成することで、所望する三次元画像を得ることが可能である。

【0098】従って、この様な構成によれば、複数のポリウムデータに基づいて、任意の形状に分割された被写体の三次元画像をリアルタイムで観察することができる。この複数のポリウムデータによる三次元画像は、より多くの臨床情報を含んでいると考えられる。従って診断において、さらに多くの臨床情報を画像として判断しやすい形で提供することができる。その結果、医療における診断能を向上させることができる。

【0099】（第 3 実施形態）続いて述べる第 3 及び第 4 の実施形態は、例えば第 1 及び第 2 の実施形態で述べたレンダリング処理において、ボクセルの濃度値をパラメータとして変化させ、種々の投影画像を取得する例である。以下の説明では、特に心腹部臓器、特に肝臓の疾患を診断する場合において適切な三次元画像を提供し得る三次元画像処理装置について説明する。

【0100】一般に、超音波による画像は、他の医療用診断機器と比較してコントラストが低く、通常のポリウムレンダリングによる表示では、表示対象である胆嚢、腫瘍、血管等がはっきり見えない場合がある。この様なコントラストの低い画像を補う手段として、レンダリング処理において、レイ上のボクセル値の濃度値をパラメータとして調節することで、投影画像のコントラストを調節する方法が考えられる。ボクセル値の濃度値を最大にする方法は、特に最大値投影法と呼ばれ、また、ボクセル値の濃度値を最小にする方法は、最小値投影法と呼ばれる。

【0101】そこで、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態において説明したレンダリング処理に、最大及び最小投影法を適用する場合を考える。すなわち、一ポリ

ウムデータについて、最大値投影法により例えば組織像を生成し、最小値投影法によって例えば血管、或いは体腔域像を生成することができる例を説明する。

【0102】画像処理部 25 は、一のポリウムデータに対して、最大値投影法によるレンダリング処理を行う。最大値投影法は、レイ上に存在する（レイが通過する）ポリウムデータのボクセル値の最大値を、投影画像のピクセル値とするレンダリング処理である。一般に、エコー強度が大きいほど対応するボクセル値も大きくなる。従って、エコー強度の高い組織や組織境界面を取り出した投影画像を得ることができる。

【0103】なお、後述するように、血流の三次元画像と合成して表示する場合には、当該レンダリング処理において割り当てる色を半透明とし、組織像から透けて血流像が見えるように描出（透過的投影画像として描出）することが好ましい。

【0104】また、画像処理部 25 は、一のポリウムデータを使用して、最小値投影法によるレンダリング処理を行う。最小値投影法は、レイ上のポリウムデータのボクセル値の最小値を、投影画像のピクセル値とするレンダリング処理である。一般にエコー強度が小さいほど対応するボクセル値は小さいので、最小値によるレンダリング処理を行えば、臓器内の血液等を取り出した画像を得ることができる。この血液等による画像は、臓器内の血管或いは体腔像と等価である（以下、血管・体腔像と称する）。

【0105】DSC 29 は、画像処理部 25 から組織の投影画像と血流の投影画像とを受け取り、ビデオフォーマットのラスタ信号に変換する。

【0106】画像合成部 31 は、組織像と血流像の合成画像を生成する。この合成画像は、組織像と血流像とを並列に並べた合成画像であってもよいし、位置を対応させて重ね合わせることで得られた合成画像であってもよい。

【0107】表示部 33 は、得られた合成画像、或いは組織像や血管・体腔像を表示する。

【0108】なお、以上の様に得られた合成画像、或いは組織像と血流像は、超音波診断装置による画像であるから、スキャンごとに上記処理を繰り返して表示すること、或いは経時的に並べた複数画像を同時に表示することでリアルタイム表示が可能である。

【0109】このような構成によれば、最大値投影法による投影画像、最小値投影法による投影画像、又は両者の合成画像を得ることができる。その結果、生成された三次元画像によって、臓器の構造と血管・体腔管の走行とを同時に観察することができ、さらに、リアルタイム表示によれば、心拍に同期した臓器、血管等の動き或いは治療時の穿刺針の動きを観察することができる。

【0110】（第 4 の実施形態）一般に、治療装置の差、或いは同一装置であってもデータ収集方法の差（例

えば、超音波診断装置では、Bモードとカラードブラとの違い等)により、得られるデータの特性が異なる。更に、同一収集方法であっても、撮影対象、例えば心臓と肝臓では、同様にデータの特性が異なる。従って、それぞれの撮影モード特性に適したレンダリング処理を行うことで、更なる診断能の向上につながる三次元画像の提供が考えられる。

【0111】そこで、第4の実施形態では、第2の実施形態において説明したレンダリング処理に、最大及び最小投影法を適用する場合を考える。すなわち、Bモードによるボリュームデータとドプラモードによるボリュームデータの二つが存在する場合に適用する。そして、Bモードによるボリュームデータについては最大値投影法によるレンダリング処理を行うことで、心壁像を生成する。また、ドプラモードによるボリュームデータについては、最小値投影法によるレンダリング処理を行うことで、心臓内壁像を生成する。そして、前記心壁像と心臓内壁像とを合成することで、より適切な三次元画像表示を実現する三次元画像処理装置について説明する。

【0112】画像処理部25は、Bモードに関するボリュームデータに対して、最大値投影法によるレンダリング処理を行う。また、同時に最小値投影も行う。

【0113】なお、組織像と血流像とを合成して表示する場合には、当該レンダリング処理において割り当てる色を半透明とし、組織像から透けて血流像が見えるように描出(透過的投影画像として描出)することが好ましい。

【0114】画像処理部25は、ドプラモードに関するボリュームデータを使用して、通常のボリュームレンダリングによるレンダリング処理を行う。

【0115】DSC29は、画像処理部25から組織の投影画像と血流の投影画像とを受け取り、ビデオフォーマットのラスタ信号に変換する。

【0116】画像合成部31は、組織像と血流像の合成画像を生成する。この合成画像は、組織像と血流像とを並列に並べた合成画像であってもよいし、位置を対応させて重ねあわせることで得られた合成画像であってもよい。

【0117】表示部33は、得られた合成画像、或いは組織像や血流像を表示する。

【0118】なお、以上の様に得られた合成画像、或いは組織像と血流像は、第3の実施形態と同様にリアルタイム表示が可能である。

【0119】このような構成によれば、最大値投影法による投影画像、最小値投影法による投影画像、又は両者の合成画像を得ることができる。その結果、生成された三次元画像によって、臓器の構造、血管走行、血流という複数の情報を容易に観察することができ、さらに、リアルタイム表示によれば、臓器の運動や治療時の穿刺針の動きを観察することができる。

【0120】以上、本発明を第1～第3の実施形態に基づいて説明したが、上記実施形態に限定されるものではなく、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【0121】

【発明の効果】以上、本発明によれば、コントラストの高い超音波診断装置による三次元画像を得ることができ、また、超音波診断装置の特性を十分生かした三次元画像処理を行うことができる。その結果、医療における診断能を向上させることができる。

【0122】を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、各実施例に係る三次元画像処理装置を有する超音波診断装置の概略構成図である。

【図2】図2は、三次元ボクセル空間に配置された、複数のボクセルから成るボリュームデータを示している。

【図3】図3は、切断面が設定されたボリュームデータを示した図である。

【図4】図4は、各分割データに対して施されるボクセル追跡処理を説明するための図である。

【図5】図5は、一のボリュームデータから得られた、第1の投影画像と第2の投影画像とによる合成画像を模式的に示している。

【図6】図6は、相似変換後の各分割データを示した図である。

【図7】図7は、一のボリュームデータ37に対して、独立した二つの切断面を設定することで生成された3つの分割データを示している。

【図8】図8(a)、(b)は、各分割データに対して実行する、それぞれ独立した視点によるレンダリング処理を説明するための図である。

【図9】図9は、一のボリュームデータに対して、独立した二つの平面を設定することで生成された4つの分割データを示した図である。

【図10】図10は、各分割データに対して、それぞれ独立した視点を設けて実行されるレンダリング処理を説明するための図である。

【図11】図11は、本実施形態に係る三次元画像装置によって得られる三次元画像の他の例を示している。

【図12】図12は、本実施形態に係る三次元画像装置によって得られる三次元画像の他の例を示している。

【図13】図13は、本実施形態に係る三次元画像装置によって得られる三次元画像の他の例を示している。

【図14】図14は、三次元ボクセル空間に配置された、複数の画素の集合から成る二つのボリュームデータを示している。

【図15】図15は、二つのボリュームデータから得られた複数の投影画像を合成した合成画像を模式的に示している。

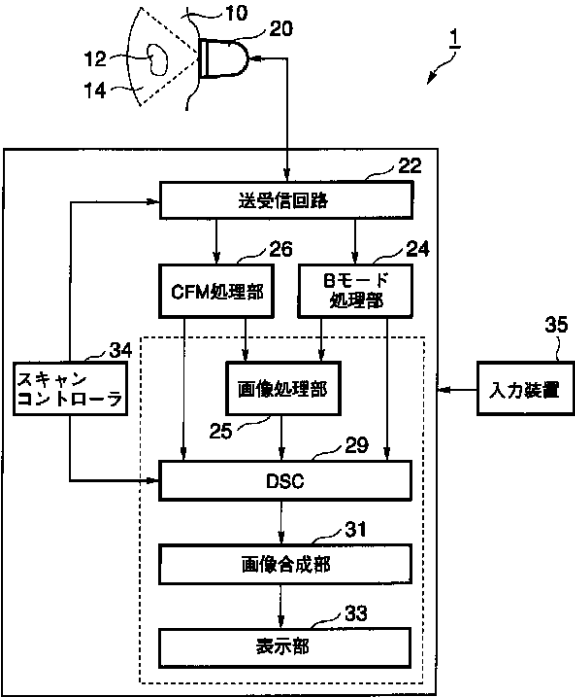
【図16】図16は、二つのボリュームデータから得られた複数の投影画像を合成した合成画像の他の例を模式的に示している。

的に示している。
【図17】図17は、三次元ボクセル空間に配置された、複数の画素の集合から成る二つのポリウムデータを示している。
【図18】図18は、二つのポリウムデータから得られた複数の投影画像を合成した合成画像の他の例を模式的に示している。
【符号の説明】
1...第1の実施形態に係る三次元画像処理装置
2...超音波診断装置
3...第3の実施形態に係る三次元画像処理装置
10...患者
12...被写体

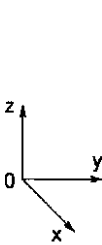
* 14...生体内領域
20...イメージング用超音波プローブ
22...送受信回路
24...Bモード処理部
25...第1のポリウムデータ作成部
26...CFM処理部
29...DSC
31...画像合成部
33...表示部
34...スキャンコントローラ
35...入力装置
37...ポリウムデータ

*

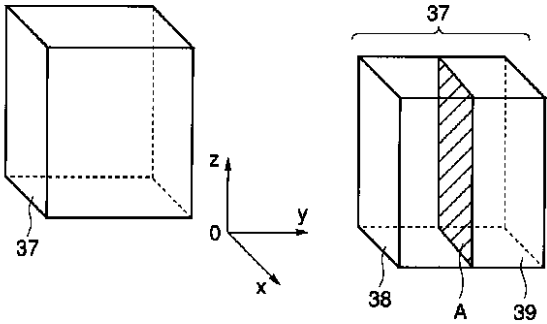
【図1】



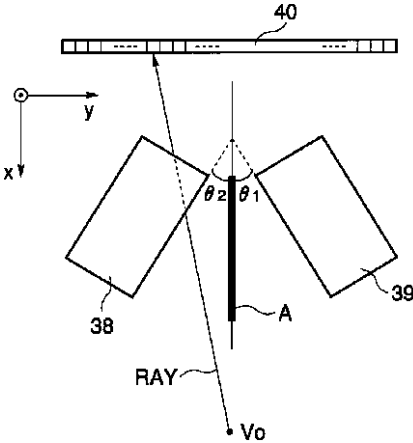
【図2】



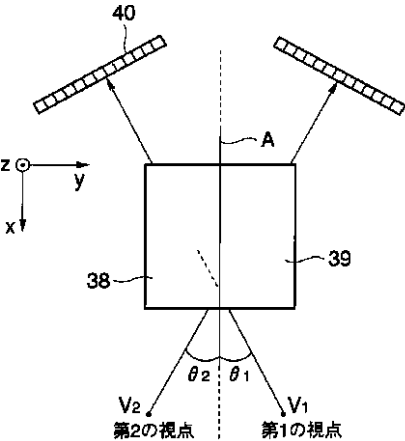
【図3】



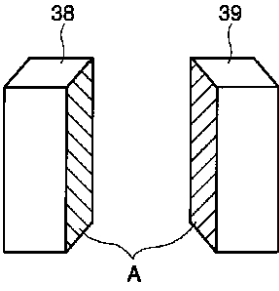
【図6】



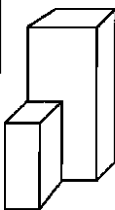
【図4】



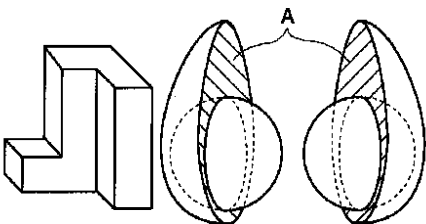
【図5】



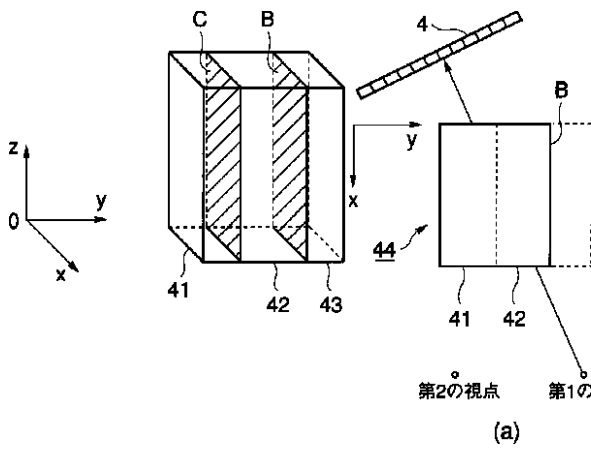
【図13】



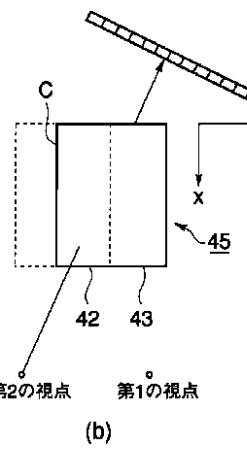
【図16】



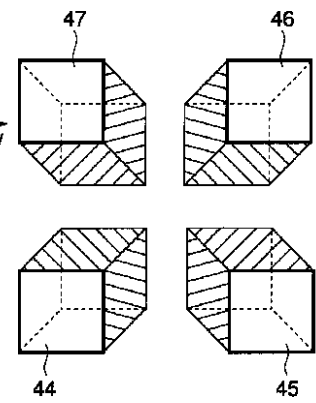
【図7】



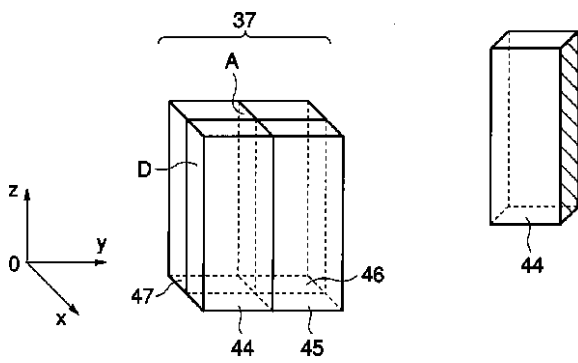
【図8】



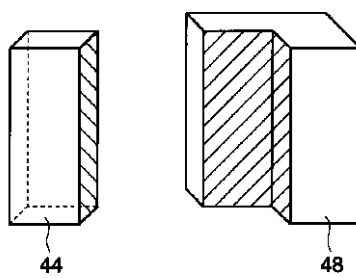
【図12】



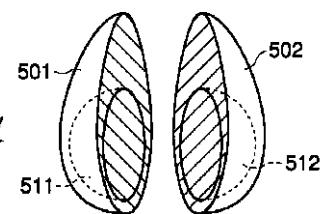
【図9】



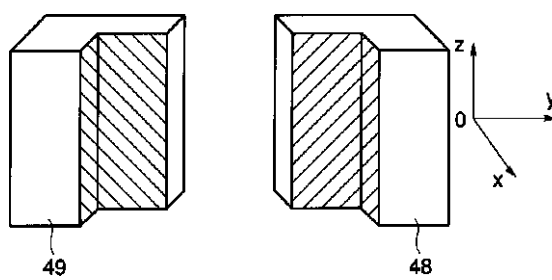
【図10】



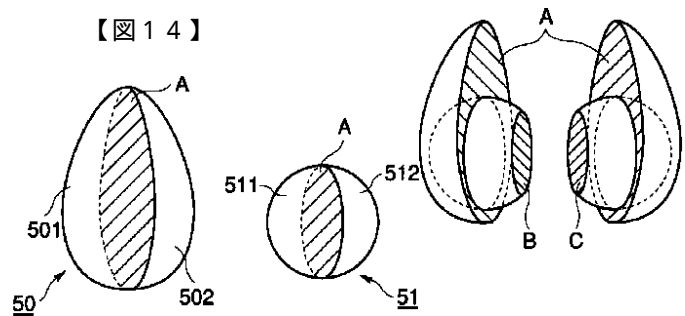
【図15】



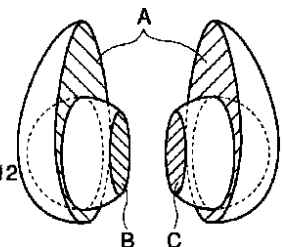
【図11】



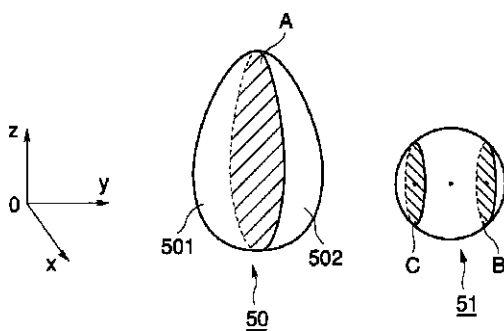
【図14】



【図18】



【図17】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 EE20 JC13 KK02 KK03 KK17
KK19 KK21
5B057 AA07 BA05 CA01 CA13 CB01
CB13 CD03 CD05 CE08 CE16
CH12 DA16
5B080 AA15 AA16 BA03 EA01 FA02
FA08 FA15 GA26
5C076 AA12 AA21 AA24 BA03 BA04
BB42 CA02

专利名称(译)	三次元画像処理装置		
公开(公告)号	JP2001276066A	公开(公告)日	2001-10-09
申请号	JP2000091015	申请日	2000-03-29
[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	和久敏哉 橋本敬介		
发明人	和久 敏哉 橋本 敬介		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08 H04N1/387 G06T15/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 H04N1/387 A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612 H04N1/387.110 H04N1/387.700		
F-TERM分类号	4C301/EE20 4C301/JC13 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK17 4C301/KK19 4C301/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA01 5B057/CA13 5B057/CB01 5B057/CB13 5B057/CD03 5B057/CD05 5B057/CE08 5B057/CE16 5B057/CH12 5B057/DA16 5B080/AA15 5B080/AA16 5B080/BA03 5B080/EA01 5B080/FA02 5B080/FA08 5B080/FA15 5B080/GA26 5C076/AA12 5C076/AA21 5C076/AA24 5C076/BA03 5C076/BA04 5C076/BB42 5C076/CA02 4C601/EE30 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于进行三维图像处理的三维图像处理设备，该三维图像处理设备充分利用超声诊断设备的特性。通过在体积数据中设置切割表面来生成多个分割数据。为每个分割的数据提供一个独立的光源，并执行独立的体素跟踪处理。一种三维图像显示装置，用于合成所获得的投影图像以生成其中每个切割表面都是展开的合成图像，并进行实时显示。

