

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5288865号
(P5288865)

(45) 発行日 平成25年9月11日 (2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月14日 (2013.6.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2008-105680 (P2008-105680)
 (22) 出願日 平成20年4月15日 (2008.4.15)
 (65) 公開番号 特開2009-254506 (P2009-254506A)
 (43) 公開日 平成21年11月5日 (2009.11.5)
 審査請求日 平成23年3月31日 (2011.3.31)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義
 (72) 発明者 佐々木 琢也
 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内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の走査領域に超音波を送受信することでボリュームデータを取得し、このボリュームデータに基づき画像を生成する超音波診断装置であって、

指定又は予め定められた基準断面で前記ボリュームデータを分割して得られた両領域のうち、一方の領域における前記基準断面を一端面とする所定の厚みの領域を重複領域として他方の領域に加え、各々にレンダリング処理を行うことで前記両領域の投影画像をそれぞれ生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成された前記両領域の前記投影画像を並べて表示する表示手段と、を備える

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像生成手段は、さらに、前記他方の領域における前記基準断面を一端面とする所定の厚みの領域を重複領域として前記一方の領域に加えて、前記レンダリング処理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。

【請求項 3】

前記重複領域の厚みの可変操作が入力される操作手段をさらに備え、

前記画像生成手段は、

前記操作手段で入力された厚みの領域を前記重複領域として加えて前記レンダリング処理を行う、

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することで取得したボリュームデータをレンダリング処理して投影画像を生成し、該投影画像を表示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、X線やCT診断装置などの他の画像診断装置に比べ安価で、被曝が無く、非侵襲でリアルタイムに観測するための有用な装置として広く利用されている。また、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から、肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管など診断に適用されている。

10

【0003】

近年、コンピュータの演算処理の急速な向上に伴い、被検体内部を継続的にスキャンすることで得られた4Dデータをレンダリングして3次元動画像を生成し、この3次元動画像を基にして診断及び治療が行えるようになってきた。超音波診断装置においても、超音波ビームを被検体内の空間に3次元的に送受信できる2次元アレイ超音波プローブによってボリュームデータを連続して取得し、順次レンダリング処理することにより3次元動画像を生成できる（例えば、特許文献1参照。）。

【0004】

20

レンダリング処理は、レンダリングしようとする領域を視線の方向へ投影処理することで立体を表現した投影動画像を作成するものである。一例として、表面表示法や、ボリュームレンダリング法があげられる。ボリュームレンダリング法では、視点から見た領域のボクセルデータをサンプリングし、不透明度に従った光の透過と視点への反射を計算し、陰影付けを行いつつ、投影動画像を生成する。

【0005】

近年の超音波診断装置では、このレンダリング処理により基準断面から走査領域を見た投影動画像を生成し、基準断面の画像、その他各種の断面の画像とともに並べて表示することで、医師等による被検体内の3次元的な認識をサポートしている。

【0006】

30

また、超音波診断装置は、医師等の操作に応じてレンダリングする領域に対する視点を変更させて再表示させたり、医師等の操作に応じてレンダリングする領域を変更させて再表示させたりして、医師等による被検体の3次元的な認識をさらに高める技術も提供されている（例えば、特許文献2参照。）。

【0007】

さらに、処理速度の向上から、基準断面で分割した領域をそれぞれレンダリング処理してそれらの投影動画像を同時に表示する技術も提示されている。両投影動画像を同時に表示することで、基準断面を基準にした走査領域の立体的な構造が把握しやすくなる。

【0008】

しかし、この分割した領域の両投影動画像を同時表示する場合における視点変更時の振る舞いについては未だ確立されているとはいえない。例えば、従来は、分割された領域のいずれか一方の視点をその領域を見下ろす位置に変更した場合、表示上では、分割された領域の片方については見下ろし表示がなされ、他方については見上げ表示がなされるというように、分割された領域のそれぞれを異なる視点から観察しているように表示されてしまう。

40

【0009】

即ち、表示上では、分割された領域の物理的な配置関係がくずれてしまうことがあった。従って、操作者は、表示されている投影画像を基に頭の中で走査領域の立体的構造を構築し直さなくてはならず、作業効率の低下が指摘されていた。

【0010】

50

【特許文献１】特開２００４－２７５２２３号公報

【特許文献２】特開２００４－３６２８５３号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、レンダリング処理するための視点が変更されても、表示上では分割された両領域を切り口を基準に一点から観察しているように表現することにより、走査領域の立体的な構造をより直感的に理解することができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

10

【００１２】

上記課題を解決するために、本発明の第１の態様は、被検体内の走査領域に超音波を送受信することでボリュームデータを取得し、このボリュームデータに基づき画像を生成する超音波診断装置であって、指定又は予め定められた基準断面で前記ボリュームデータを分割して得られた両領域のうち、一方の領域における前記基準断面を一端面とする所定の厚みの領域を重複領域として他方の領域に加え、各々にレンダリング処理を行うことで前記両領域の投影画像をそれぞれ生成する画像生成手段と、前記画像生成手段により生成された前記両領域の前記投影画像を並べて表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。

【００１３】

20

前記画像生成手段は、さらに、前記他方の領域における前記基準断面を一端面とする所定の厚みの領域を重複領域として前記一方の領域に加えて、前記レンダリング処理を行ってもよい。

【００１４】

超音波診断装置は、前記重複領域の厚みの可変操作が入力される操作手段をさらに備え、前記画像生成手段は、前記操作手段で入力された厚みの領域を前記重複領域として加えて前記レンダリング処理を行ってもよい。

【発明の効果】

【００１９】

30

本発明によれば、分割された領域の投影動画像の見下ろし又は見上げ角度が常に同一となり、走査領域を基準断面を切り口として見開いて、一点から両領域に分かれた切り口を同時に見下ろす又は見上げるように表現できるため、立体的な構造をより直感的に理解することができる。

【００２０】

また、分割された領域に重複領域を含めてレンダリング処理を行うことで、基準断面上の関心領域が分割された領域に分けられてしまっても、またはどちらかに偏ってしまっても、双方の領域に関心領域の情報が欠けることなく含まれることとなり、どちらの投影画像を参照してもより良好に関心領域を観察することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

40

以下、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【００２２】

（第１の実施形態）

図１は、超音波診断装置の構成を示す構成図である。図２は、超音波プローブが備える圧電素子を示す模式図である。

【００２３】

図１に示すように、超音波診断装置１は、３次元スキャンが可能な超音波プローブ２と接続されている。この超音波診断装置１は、超音波プローブ２に被検体の走査領域内に向けて超音波を送受信させ、受信した超音波から被検体内の画像を生成し、この画像を視認

50

可能にモニターに表示させる。被検体は、例えば患者である。走査領域は、超音波を送受信して画像化する空間である。特にこの超音波診断装置 1 は、被検体内に 3 次元的に超音波を送受信させ、ボリュームデータを時系列上連続して生成し、3 次元動画像を表示する。ボリュームデータは、走査領域内の様子を表現した 3 次元画像のデータであり、超音波の焦点の画素値を示すボクセルデータの集まりである。

【0024】

図 2 に示すように、超音波プローブ 2 は、2 次元状に複数の圧電素子 2 a を配列させて構成される。圧電素子 2 a は、チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム ($LiNbO_3$)、チタン酸バリウム ($BaTiO_3$)、又はチタン酸鉛 ($PbTiO_3$) 等のセラミック材料で組成されている。

10

【0025】

圧電素子 2 a は、音響 / 電気可逆的変換素子であり、パルス信号が印加されると超音波を発振し、超音波を受波するとその超音波の強度に応じてエコー信号を出力する。エコー信号を超音波診断装置 1 で処理することによって被検体内の画像が可視化される。2 次元状に複数の圧電素子 2 a を配列させた超音波プローブ 2 は、3 次元的に超音波を送受信し、超音波プローブ 2 の表面から放射状に広がるボリュームデータをエコー信号として受信する。

【0026】

超音波診断装置 1 は、送信部 3 と受信部 4 と信号処理部 5 と画像生成部 6 とモニター 7 とコントローラ 8 と操作卓 12 とを備える。送信部 3 と受信部 4 とが超音波プローブ 2 に接続される。画像生成部 6 は、座標変換部 61 と断面画像生成部 62 と投影画像生成部 63 とを備える。

20

【0027】

送信部 3 は、パルス信号を発生し、圧電素子 2 a に対してパルス信号を印加する。この送信部 3 は、パルス発生器 11 と遅延回路 10 と高出力回路 9 とを備えている。

【0028】

パルス発生器 11 は、パルス信号を発生する回路である。内部に基本信号を発生するクロック生成器を有し、基本信号の周波数を基に、予め設定された周波数データが表す周波数のパルス信号を出力する。遅延回路 10 は、パルス発生器 11 が発生させたパルス信号を圧電素子 2 a 毎に遅延させる回路である。予め設定された遅延データを基に遅延を発生させる。例えば、片側に配列されている圧電素子 2 a に対して多くの遅延をかければ、他方の側で超音波ビームが集束する。即ち、このパルス発生器 11 による遅延シーケンスによって主走査方向の走査範囲で超音波ビームが揺動する。高出力回路 9 は、遅延がかけられたパルス信号を高電圧に変換し、圧電素子 2 a に印加する。副走査方向の走査範囲は、印加する圧電素子 2 a の列を変える。

30

【0029】

受信部 4 は、超音波プローブ 2 から走査領域内の各焦点のエコー信号を受信する。この受信部 4 では、エコー信号を増幅し、デジタル信号に変換する。さらに、各圧電素子 2 a から出力されたエコー信号に受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与え整相加算し、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された単一のエコー信号を生成する。受信部 4 は、処理後のエコー信号を信号処理部 5 へ出力する。

40

【0030】

信号処理部 5 は、走査領域内の各焦点に対するエコー信号の振幅情報の映像化を行い、それらをまとめて B モードのボリュームデータを生成する。ボリュームデータは、走査領域内の各焦点に対するエコー信号の集まりである。具体的には、受信部 4 から出力されたエコー信号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する。検波したデータに対して対数変換により圧縮処理を施す。

【0031】

画像生成部 6 は、ボリュームデータを MPR 処理して断面画像を生成し、またボリュームデータをレンダリング処理して投影画像を生成する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る画

50

像生成部 6 の画像生成態様を示す模式図であり、(a) はポリウムデータを軸 A x と直交する方向から見た側面図、(b) はポリウムデータを軸 A x 側から見た上面図である。軸 A x とは、ポリウムデータのローカル座標系における圧電素子 2 a の 2 次元配列の重心から深さ方向に延びる軸である。また、図 4 は、視点が変更されたときの第 1 の実施形態に係る画像再生態様を示す模式図であり、(a) はポリウムデータを軸 A x と直交する方向から見た側面図、(b) はポリウムデータを軸 A x 側から見た上面図である。

【 0 0 3 2 】

座標変換部 6 1 は、デジタルスキャンコンバータであり、ポリウムデータを直交座標で表されるワールド座標系にモデリング変換しておく。さらに座標変換部 6 1 は、レンダリング処理の際、与えられた視点 V p 1 と視点 V p 2 の 2 つの視点座標系にポリウムデータをモデリング変換する。ワールド座標系は、3 次元空間全体を定義する座標系である。視点座標系は、視点 V p 1 と V p 2 をそれぞれ原点とし、視点 V p 1 及び視点 V p 2 が覗く方向をそれぞれ Z 軸とするレンダリング処理のための座標系である。視点座標系は、ワールド座標系との位置関係が定義されている。

10

【 0 0 3 3 】

視点 V p 1 と視点 V p 2 が操作卓 1 2 を用いて変更されると、座標変換部 6 1 は、変更された視点 V p 1 と視点 V p 2 をワールド座標系に配置し直し、さらにポリウムデータを新たな視点座標系でモデリング変換し直す。

【 0 0 3 4 】

20

図 3 の (a) に示すように、座標変換部 6 1 は、基準断面 S に沿った軸 A x の方向と視点 V p 1 の方向とがなす角度と、基準断面 S に沿った軸 A x の方向と視点 V p 2 の方向とがなす角度とが常に同一となる位置に配置し直す。換言すると、視点 V p 1 の方向と基準断面 S とのなす見上げ又は見下ろし角と、視点 V p 2 の方向と基準断面 S とがなす見上げ又は見下ろし角とが、常に同一となる位置に配置し直す。基準断面 S は、ポリウムデータが表現する領域を 2 つの領域 A と B に分割する断面であり、主走査方向に沿って設定される。軸 A x は、ポリウムデータのローカル座標系における圧電素子 2 a の 2 次元配列の重心から深さ方向に延びる軸である。

【 0 0 3 5 】

また、図 3 の (b) に示すように、本実施形態において座標変換部 6 1 は、基準断面 S に沿った軸 A x とは直交する方向と視点 V p 1 の方向とがなす角度と、基準断面 S に沿った軸 A x とは直交する方向と視点 V p 2 の方向とがなす角度とが常に同一となる位置に配置し直す。換言すると、超音波送受信の深さ方向である軸 A x と直交する水平方向においては、視点 V p 1 の方向と基準断面 S とがなす角度と、視点 V p 2 の方向と基準断面 S とがなす角度が常に同一となる位置に配置し直す。

30

【 0 0 3 6 】

つまり、本実施形態では、座標変換部 6 1 は、視点 V p 1 及びその方向と視点 V p 2 及びその方向とが常に基準断面 S を中心とした面対称で配置し直す。

【 0 0 3 7 】

また、図 4 の (a) 及び (b) に示すように、視点 V p 1 が操作卓 1 2 を用いて基準断面 S に対する所定迎角に変更されると、座標変換部 6 1 は、変更後の迎角で基準断面 S となす角度に視点 V p 1 の位置を変更する。伴って、座標変換部 6 1 は、視点 V p 2 を基準断面 S を中心として視点 V p 1 と面対称となる位置に変更する。迎角は、基準断面 S に沿った軸 A x の方向となす角度及び基準断面 S に沿った軸 A x とは直交する方向となす角度である。

40

【 0 0 3 8 】

視点 V p 1 と視点 V p 2 と基準断面 S の位置座標の初期値は、初期値で表される基準断面 S に対して面対称となる位置関係で予め定められている。操作卓 1 2 を用いて基準断面 S が変更されると、座標変換部 6 1 は、基準断面 S の変位量を視点 V p 1 と視点 V p 2 の位置座標の初期値に加算することで、基準断面 S を変更した後の視点 V p 1 及び V p 2 が

50

決定される。

【0039】

投影画像生成部63は、基準断面Sで分割された領域AとBとをそれぞれ投影領域としてレンダリング処理により投影変換して、領域A及び領域Bに対する投影動画像を生成する。

【0040】

投影画像生成部63によるレンダリング処理は、例えばボリュームレンダリング処理である。ボリュームレンダリング処理は、いわゆる透過投影変換処理であり、不透明度に従った光の透過と視点への反射を計算し、陰影付けを行いつつ、投影動画像のフレームデータを順次生成する手法である。即ち、視点に近い側がより投影動画像に反映される。

10

【0041】

投影画像生成部63は、視点から覗く方向へ向かって、基準断面Sが手前となる領域をその視点に対する投影領域とする。即ち、投影画像生成部63は、基準断面S側がより強く反映されるようにレンダリング処理をおこなう。

【0042】

基準断面Sを挟んで一方が領域A、他方が領域Bに分割されていれば、投影画像生成部63は、領域Aについては、基準断面Sを超えて向こう側に配置されている視点Vp1から見たレンダリング処理を行う。また、投影画像生成部63は、領域Bについては、基準断面Sを超えて向こう側に配置されている視点Vp2から見たレンダリング処理を行う。投影画像生成部63には、領域Aに対して視点Vp1を用い、領域Bに対して視点Vp2を用いるように予め設定されている。

20

【0043】

詳しくは、投影画像生成部63は、視点Vp1の座標系で表された領域Aを構成するボクセルデータを、視点Vp1の覗き方向であるZ軸と直交する平面へ投影していく。また、投影画像生成部63は、視点Vp2の座標系で表された領域Bを構成するボクセルデータを、視点Vp2の覗き方向であるZ軸と直交する平面へ投影していく。

【0044】

断面画像生成部62は、ボリュームデータの基準断面SをMPR処理により断面変換して断面動画像を生成する。断面画像生成部62は、基準断面Sに並ぶボクセルデータのボクセル値を2次元状に並べたフレームデータを、順次生成されるボリュームデータごとに順次生成する。また、断面画像生成部62は、基準断面Sと直交し、かつ圧電素子2aの2次元配列の重心から深さ方向に延びる軸Axに沿った断面をMPR処理により断面変換して断面動画像を生成する。

30

【0045】

コントローラ8は、CPU(Central Processing Unit)を含み構成され、操作卓12の操作に応じて、送信部3、画像生成部6、及びモニタ7を制御する。操作卓12は、キーボードやトラックボールを含み、視点Vp1及び視点Vp2の移動が可能な操作手段である。モニタ7は、LCD(Liquid Crystal Display)や、CRT(Cathode Ray Tube)等のディスプレイであり、画像生成部6で生成された断面動画像及び投影動画像を表示する。

40

【0046】

図5は、第1の実施形態に係る表示された投影動画像を示す模式図である。(a)は視点の変更前を示し、(b)は視点の変更後を示す。図中の枠は、表示画面に対する基準断面Sの向きを示す。

【0047】

モニタ7には、基準断面Sとこれに直交する断面動画像と、領域Aを視点Vp1の方向に投影して得たA側投影動画像Daと、領域Bを視点Vp2の方向に投影して得たB側投影動画像Dbとが表示される。特に、A側投影動画像DaとB側投影動画像Dbとは、基準断面Sを内向きにして並べて表示される。

【0048】

50

この表示では、図中の枠で示すように、視点変更前であっても視点変更後であってもA側投影動画像D aとB側投影動画像D bの表示画面に対する基準断面Sの向きは、常に表示画面に立設する仮想面に対して対称となる。

【0049】

即ち、この表示では、画像生成部6が基準断面Sを中心とした面对称で視点V p 1とV p 2を配置してA側投影動画像D aとB側投影動画像D bと生成しているために、A側投影動画像D aとB側投影動画像D bの見下ろし又は見上げ角度が常に同一となる。従って、A側投影動画像D aとB側投影動画像D bとにより、走査領域を基準断面Sを切り口として見開き、一点から領域AとBとに分かれた切り口を同時に見下ろす又は見上げる見開き画像が表現できる。これにより、操作者は走査領域を立体的な構造をより直感的に理解

10

【0050】

図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の操作に伴う画像表示動作を示すフローチャートである。なお、説明の都合上、視点V p 1を操作により移動させた場合について説明するが、視点V p 2を操作により移動させても同様である。

【0051】

操作卓12のトラックボールを用いて基準断面Sの位置が変更されると(S 01, Yes)、コントローラ8は、トラックボールの変位から基準断面Sの変位量を計算する(S 02)。座標変換部61は、計算された変位量を視点V p 1と視点V p 2の位置座標に加算することで、基準断面Sの変更後の視点V p 1と視点V p 2の新たな位置座標を算出する(S 03)。

20

【0052】

新たな視点V p 1とV p 2とが設定されると、投影画像生成部63は、新たな視点V p 1の覗き方向に領域Aを投影するレンダリング処理を行ってA側投影動画像D aのフレームデータを順次生成し(S 04)、また投影画像生成部63は、新たな視点V p 2の覗き方向に領域Bを投影するレンダリング処理を行ってB側投影動画像D bのフレームデータを順次生成する(S 05)。

【0053】

このステップにおいて、座標変換部61は、視点V p 1を原点とする視点座標系に領域Aをモデリング変換し、視点V p 2を原点とする視点座標系に領域Bをモデリング変換する。そして、投影画像生成部63は、投影画像生成部63は、領域Aの各ボクセルデータをサンプリングして、視点V p 1の原点の向きにZ軸の方向に沿って各ボクセルデータを投影することで、A側投影動画像D aのフレームデータを生成する。また、投影画像生成部63は、領域Bの各ボクセルデータをサンプリングして、視点V p 2の原点の向きにZ軸の方向に沿って各ボクセルデータを投影することで、B側投影動画像D bのフレームデータを生成する。

30

【0054】

A側投影動画像D aとB側投影動画像D bとが生成されると、コントローラ8は、これら画像を基準断面Sを挟んで並べた表示画面の画像を順次生成し(S 06)、モニタ7に表示させる(S 07)。

40

【0055】

操作卓12のトラックボールを用いて視点V p 1の位置が変更されると(S 08, Yes)、コントローラ8は、トラックボールの変位から視点V p 1の変位量を計算する(S 09)。座標変換部61は、計算された変位量を視点V p 1の位置座標に加算することで、変更後の視点V p 1の新たな位置座標を算出する(S 10)。

【0056】

さらに、座標変換部61は、視点V p 1の新たな位置座標を基準断面Sを中心にした面对称で座標変換することで、視点V p 2の新たな位置座標を算出する(S 11)。

【0057】

その後は、S 04～S 07の処理を行い、新たな視点V p 1に対するA側投影動画像D

50

aと新たな視点V p 2に対するB側投影動画像D bとを生成し、基準断面Sを挟んで並べて表示する。

【0058】

(第2の実施形態)

次に、視点変更に関する他の実施形態について説明する。図7は、視点が変更されたときの画像再生成態様を示す模式図であり、(a)はボリュームデータを軸Axと直交する方向から見た側面図、(b)はボリュームデータを軸Ax側から見た上面図である。

【0059】

図7の(a)に示すように、座標変換部61は、視点V p 1と視点V p 2の基準断面Sに沿った見下ろし又は見上げ角度が常に同一となる位置に配置し直す。一方、図7の(b)に示すように、本実施形態において座標変換部61は、基準断面Sに沿った軸Axとは直交する水平方向においては、視点V p 1の方向と視点V p 2の方向とがなす角度が常に同一となる位置に配置し直す。

【0060】

図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の視点変更動作を示すフローチャートである。なお、説明の都合上、視点V p 1を操作により移動させた場合について説明するが、視点V p 2を操作により移動させても同様である。

【0061】

操作卓12のトラックボールを用いて視点V p 1の位置が変更されると(S21, Yes)、コントローラ8は、トラックボールの変位から視点V p 1の変位量を計算する(S22)。座標変換部61は、計算された変位量を視点V p 1の位置座標に加算することで、変更後の視点V p 1の新たな位置座標を算出する(S23)。

【0062】

さらに、座標変換部61は、視点V p 1の軸Ax成分については基準断面Sを中心にした面对称移動(S24)、及び視点V p 1の軸Axと直交する水平成分については視点V p 1の変位量の減算することで(S25)、視点V p 2の新たな位置座標を算出する。

【0063】

その後は、S04~S07の処理を行い、新たな視点V p 1に対するA側投影動画像Daと新たな視点V p 2に対するB側投影動画像Dbとを生成し、基準断面Sを挟んで並べて表示する。

【0064】

図9は、第2の実施形態に係る表示された投影動画像を示す模式図であり、(a)は視点変更前、(b)は、視点変更後を示す。図中の枠は、表示画面に対する基準断面Sの向きを示す。

【0065】

この表示では、見下ろし又は見上げ角度がA側投影動画像DaとB側投影動画像Dbとの関係において常に同一となる一方、走査領域を基準断面Sを切り口として見開いたときに、切り口をのぞき込む角度を変えた見開き画像を表現できる。

【0066】

例えば、(a)の見開き画像は、基準断面Sを見開いた中心線と正対しているように表示されている一方、(b)の見開き画像は、A側投影動画像DaとB側投影動画像Dbとの見下ろし又は見上げ角度は同一であるが、中心線よりも若干領域B側から分割した領域をのぞき込んでいるように表現される。従って、片方の動画像はより詳細な情報を盛り込んで描画され、他方の動画像にはより奥行きをもった表現で描画されるから、詳細な情報を読みとりつつも、その立体的な構造を把握しやすくなる。

【0067】

(第3の実施形態)

次に、投影画像の生成に関する他の実施形態について説明する。図10は、第3の実施形態に係る画像再生成態様を示す模式図である。

【0068】

図 10 に示すように、第 3 の実施形態に係る画像生成部 6 では、領域 A と領域 B とに重複して存在する重複領域を双方に含めてレンダリングする。

【 0 0 6 9 】

詳しくは、基準断面 S を超えた領域 a 及び b を領域 A 及び B に加えた上でレンダリング処理する。領域 a は、基準断面 S を超えて領域 A とは反対側に拡がり、領域 B に含まれている重複領域である。領域 b は、基準断面 S を超えて領域 B とは反対側に拡がり、領域 A に含まれている重複領域である。

【 0 0 7 0 】

基準断面 S は、関心領域 R 上に設定される場合が多い。基準断面 S で関心領域 R を分断してしまうと、領域 A には基準断面 S を超えて向こう側にある関心領域 R の一部についての情報が反映されず、領域 B には基準断面 S を超えて向こう側にある関心領域 R の一部についての情報が反映されないからである。

10

【 0 0 7 1 】

投影画像生成部 6 3 は、領域 A をレンダリングするとき、領域 A と基準断面 S から連続する所定の厚みの領域 a のボクセルデータをサンプリングして視点 V p 1 の方向に投影するレンダリング処理を行う。

【 0 0 7 2 】

また、投影画像生成部 6 3 は、領域 B をレンダリングするとき、領域 B と基準断面 S から連続する所定の厚みの領域 b のボクセルデータをサンプリングして視点 V p 2 の方向に投影するレンダリング処理を行う。

20

【 0 0 7 3 】

加える領域の厚みは、予め初期設定されており、操作卓 1 2 を用いて可変操作が可能となっている。投影画像生成部 6 3 は、基準断面 S から予め記憶されている厚みの値分の距離に位置し、もしくは基準断面 S から入力された厚みの値分の距離に位置するボクセルデータを領域 a や領域 b としてサンプリングする。

【 0 0 7 4 】

図 11 は、第 3 の実施形態に係る投影画像生成の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 5 】

投影画像生成部 6 3 は、視点 V p 1 の覗き方向に領域 A と基準断面 S の向こう側に拡がる領域 a とを合わせた領域を投影するレンダリング処理を行って A 側投影動画像 D a のフレームデータを順次生成し (S 3 1)、また投影画像生成部 6 3 は、視点 V p 2 の覗き方向に領域 B 及び基準断面 S の向こう側に拡がる領域 b とを合わせた領域を投影するレンダリング処理を行って B 側投影動画像 D b のフレームデータを順次生成する (S 3 2)。

30

【 0 0 7 6 】

このステップにおいて、投影画像生成部 6 3 は、投影画像生成部 6 3 は、領域 A と基準断面 S から所定厚みの値分の距離内に拡がる領域 a の各ボクセルデータをサンプリングして、視点 V p 1 の原点の向きに Z 軸の方向に沿って各ボクセルデータを投影することで、A 側投影動画像 D a のフレームデータを生成する。また、投影画像生成部 6 3 は、領域 B と基準断面 S から所定厚みの値分の距離内に拡がる領域 b の各ボクセルデータをサンプリングして、視点 V p 2 の原点の向きに Z 軸の方向に沿って各ボクセルデータを投影することで、B 側投影動画像 D b のフレームデータを生成する。

40

【 0 0 7 7 】

A 側投影動画像 D a と B 側投影動画像 D b とが生成されると、S 0 6 と S 0 7 の処理を実行してモニタ 7 に表示させる。

【 0 0 7 8 】

(第 4 の実施形態)

次に、投影画像の生成に関する他の実施形態について異なる態様を説明する。図 12 は、第 3 の実施形態に係る第 1 の画像再生態様を示す模式図である。図 13 は、重複領域を設定する GUI 画面を示す模式図である。図 14 は、重複領域の設定に応答した第 2 の画像生成態様を示す模式図である。

50

【 0 0 7 9 】

図 1 2 に示すように、画像生成部 6 は、操作卓 1 2 を用いて設定された基準断面 S を境に分割した領域 A と B についてそれぞれに対応する視点 V p 1 もしくは V p 2 から投影し、A 側投影動画像 D a と B 側投影動画像 D b を生成する。

【 0 0 8 0 】

ここで、一般的には、操作者が設定した基準断面 S は、操作者が観察したい関心領域 R とずれてしまう場合がある。そうすると、一方の領域 A 又は B は、関心領域 R が含まれた状態でレンダリング処理されるが、他方の領域 A 又は B には、関心領域 R が含まれないため、関心領域 R を観察するための投影画像としてふさわしくない場合がある。

【 0 0 8 1 】

そこで、コントローラ 8 は、図 1 3 に示す G U I 画面をモニター 7 に表示させる。モニター 7 の G U I 画面には、A 側投影動画像 D a と B 側投影動画像 D b のほか、断面画像生成部 6 2 により生成された基準断面 S の S 断面動画像 D s と領域 A 及び B を横断する T 断面の T 断面動画像 D t とが表示される。

【 0 0 8 2 】

T 断面動画像 D t には、重複領域の範囲を示す帯を示す帯オブジェクト E O が基準断面 S の位置を始端として表示される。この帯オブジェクト E O の幅は、操作卓 1 2 を用いて可変操作が可能となっている。例えば、帯オブジェクト E O をドラッグした状態でカーソルを移動させると、コントローラ 8 は、その移動量の分だけ帯オブジェクト E O の範囲が拡大又は減少して表示させる。同時に、コントローラ 8 は、重複領域の位置とその範囲を示す値を画像生成部 6 に入力する。重複領域が広がる位置は、帯オブジェクト E O の広がる位置に対応し、基準断面 S に対して領域 A 側に広がるか領域 B 側に広がるかにより示される。重複領域の範囲は、帯オブジェクト E O の範囲に対応し、重複領域の厚みにより示される。

【 0 0 8 3 】

投影画像生成部 6 3 は、重複領域の位置及び範囲が入力されると、図 1 4 に示すように、重複領域を基準断面 S を挟んで反対側にある領域 A 又は B のいずれか一方に加えた上で、その重複領域を加えた領域 A 又は B のいずれか一方をレンダリング処理する。

【 0 0 8 4 】

例えば、基準断面 S を関心領域 R よりも領域 A 側に設定し、帯オブジェクト E O を基準断面 S から領域 B 側へ関心領域 R を覆うように設定したものとすると、このとき、投影画像生成部 6 3 は、帯オブジェクト E O で示される重複した領域 a を、基準断面 S を挟んで反対側にある領域 A に加える。そして、投影画像生成部 6 3 は、領域 A と重複した領域 a とを合わせた領域と、領域 B とをそれぞれレンダリング処理する。そうすると、A 側投影動画像 D a についても B 側投影動画像 D b についても関心領域 R を反映した状態で生成及び表示される。

【 0 0 8 5 】

図 1 5 は、第 4 の実施形態に係る投影画像生成の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 8 6 】

操作卓 1 2 のトラックボールを用いて帯オブジェクト E O の広がる位置及び範囲が変更されると (S 4 1 , Y e s)、コントローラ 8 は、トラックボールの変位から重複領域の位置及び厚みを計算する (S 4 2)。

【 0 0 8 7 】

投影画像生成部 6 3 は、重複領域が基準断面 S を挟んで領域 A の反対側であると (S 4 3 , Y e s)、視点 V p 1 の覗き方向に領域 A と重複領域とを合わせた領域を投影するレンダリング処理を行って A 側投影動画像 D a のフレームデータを順次生成し (S 4 4)。

【 0 0 8 8 】

一方、重複領域が基準断面 S を挟んで領域 B の反対側であると (S 4 3 , N o)、投影画像生成部 6 3 は、視点 V p 2 の覗き方向に領域 B と重複領域とを合わせた領域を投影するレンダリング処理を行って B 側投影動画像 D b のフレームデータを順次生成する (S 4

10

20

30

40

50

5)。

【0089】

以上の説明のように、各実施形態の超音波診断装置では、可変操作があったとしても、基準断面Sで分割された領域A及びBに対し、対応する視点Vp1の方向と基準断面Sとがなす見下ろし又は見上げ角と、視点Vp2の方向と基準断面Sとがなす見下ろし又は見上げ角が同一となる位置に設定した上で、レンダリング処理を行う。

【0090】

具体的には、視点Vp1又は視点Vp2のいずれかについて基準断面Sに対する迎角の可変操作が入力されると、視点Vp1と視点Vp2とが基準断面Sを中心に面对称となる関係を維持したまま各視点Vp1、Vp2を連動して移動させた上で、前記レンダリング

10

【0091】

または、視点Vp1又は視点Vp2のいずれかについて基準断面Sに対する迎角の可変操作が入力されると、超音波の送受信の深さ方向である軸Axと直交する水平方向については視点Vp1と視点Vp2とがなす角度を維持したまま、各視点Vp1と視点Vp2を連動して移動させた上で、レンダリング処理を行う。

【0092】

これにより、A側投影動画像DaとB側投影動画像Dbの見下ろし又は見上げ角度が常に同一となるため、可変操作があっても、走査領域を基準断面Sを切り口として見開き、一点から領域AとBとに分かれた切り口を同時に見下ろす又は見上げる見開き画像を常に表現でき、立体的な構造をより直感的に理解することができる。

20

【0093】

また、分割された領域A及びB、又は領域A若しくはBに重複領域を含めてレンダリング処理を行う。例えば、分割された領域A及びBに、基準断面Sを超えて拡がる所定の厚みの領域a又はbを加えて、レンダリング処理を行う。また、例えば、分割された領域A又はBの一方に、基準断面Sを超えて拡がる所定の厚みの領域を加えて、レンダリング処理を行う。

【0094】

これにより、基準断面S上の関心領域Rが分割された領域に分けられてしまっても、またはどちらかに偏ってしまっても、双方の領域に関心領域Rの情報が欠けることなく含まれることとなり、どちらの投影動画像を参照してもより良好に関心領域Rを観察することができる。

30

【0095】

尚、3次元スキャンが可能な超音波プローブ2として圧電素子2aを2次元状に配した2Dアレイタイプを説明したが、その他、例えばメカ4Dタイプのものであってもよい。メカ4Dタイプの超音波プローブ2は、圧電素子2aを一次元状に配し、その圧電素子2aの配列自体を機械的に揺動させることで、3次元スキャン可能としたものである。また、主走査方向のスキャンは、電子セクタ走査のほか、電子リニア走査、コンベックス走査も採用できる。

【図面の簡単な説明】

40

【0096】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】2次元状に並ぶ圧電素子を示す模式図である。

【図3】第1の実施形態に係る画像生成部の画像生成態様を示す模式図であり、(a)はボリュームデータを軸Axと直交する方向から見た側面図、(b)はボリュームデータを軸Ax側から見た上面図である。

【図4】視点が変更されたときの第1の実施形態に係る画像再生態様を示す模式図であり、(a)はボリュームデータを軸Axと直交する方向から見た側面図、(b)はボリュームデータを軸Ax側から見た上面図である。

【図5】第1の実施形態に係る表示された投影動画像を示す模式図である。

50

【図 6】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の操作に伴う画像表示動作を示すフローチャートである。

【図 7】視点が変更されたときの画像再生成態様を示す模式図であり、(a) はボリュームデータを軸 A x と直交する方向から見た側面図、(b) はボリュームデータを軸 A x 側から見た上面図である。

【図 8】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の視点変更動作を示すフローチャートである。

【図 9】第 2 の実施形態に係る表示された投影動画像を示す模式図であり、(a) は視点変更前、(b) は、視点変更後を示す。

【図 10】第 3 の実施形態に係る画像再生成態様を示す模式図である。

10

【図 11】第 3 の実施形態に係る投影画像生成の動作を示すフローチャートである。

【図 12】第 3 の実施形態に係る第 1 の画像再生成態様を示す模式図である。

【図 13】重複領域を設定する GUI 画面を示す模式図である。

【図 14】重複領域の設定に回答した第 2 の画像生成態様を示す模式図である。

【図 15】第 4 の実施形態に係る投影画像生成の動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 9 7 】

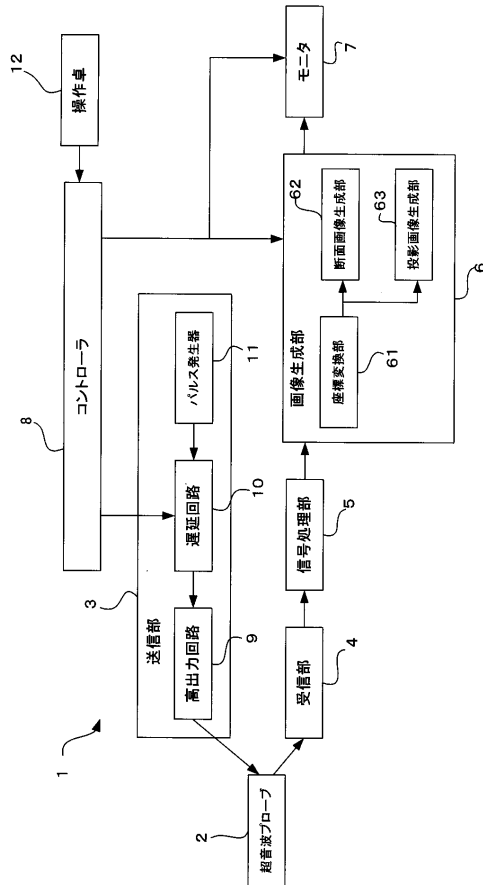
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 2 a 圧電素子
- 3 送信部
- 4 受信部
- 5 信号処理部
- 6 画像生成部
- 6 1 座標変換部
- 6 2 断面画像生成部
- 6 3 投影画像生成部
- 7 モニタ
- 8 コントローラ
- 9 高出力回路
- 10 遅延回路
- 11 パルス発生器
- 12 操作卓
- A , B , a , b 領域
- A x 軸
- S 基準断面
- V p 1 , V p 2 視点
- D a A 側投影動画像
- D b B 側投影動画像
- D s S 断面動画像
- D t T 断面動画像
- E O 帯オブジェクト

20

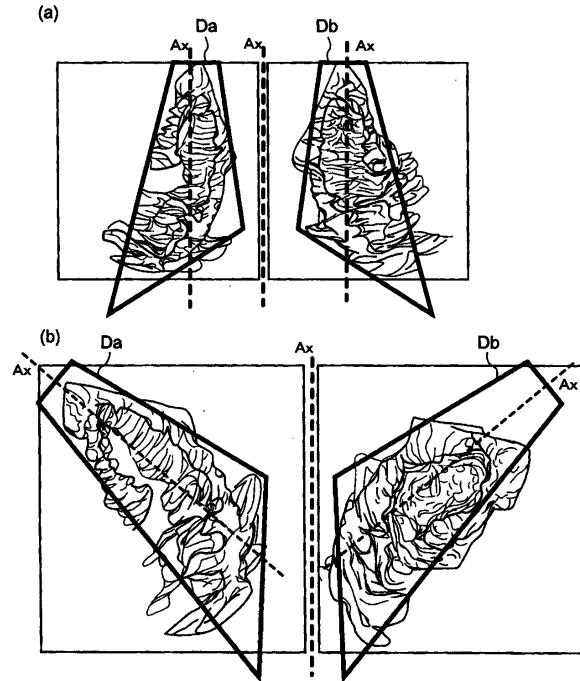
30

40

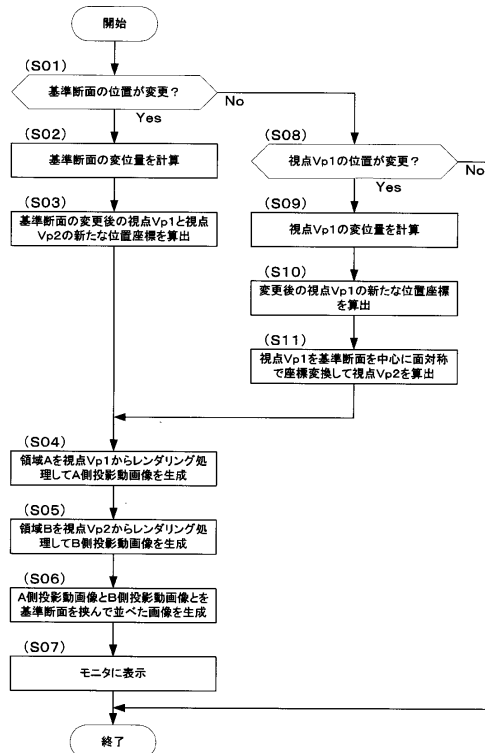
【 図 1 】



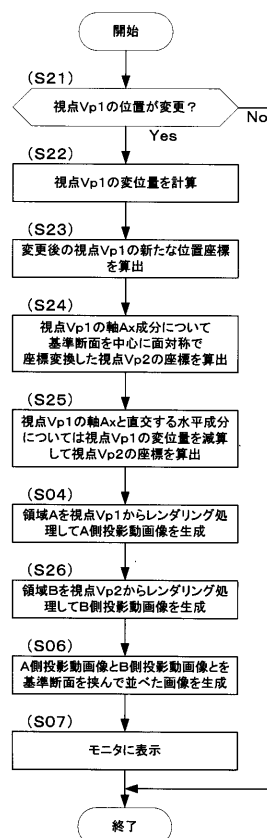
【 図 5 】



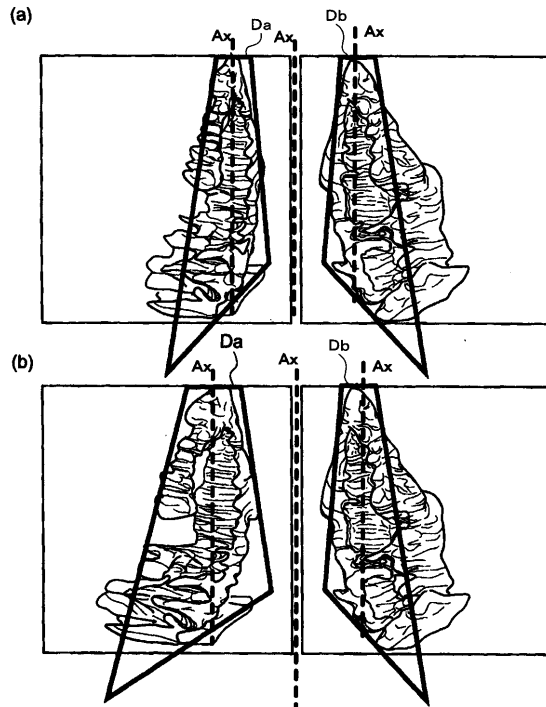
【 図 6 】



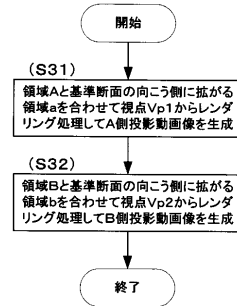
【 図 8 】



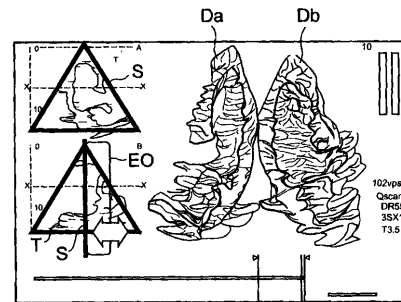
【図 9】



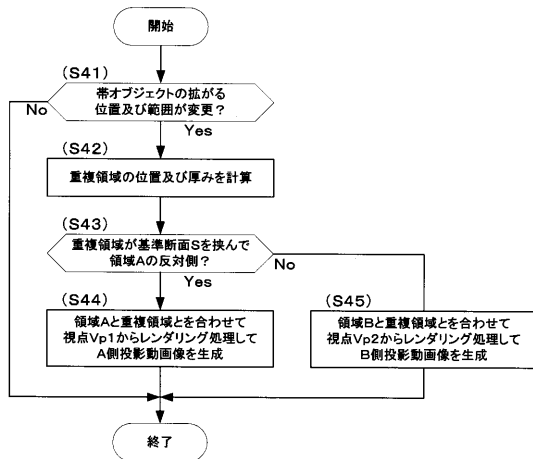
【図 11】



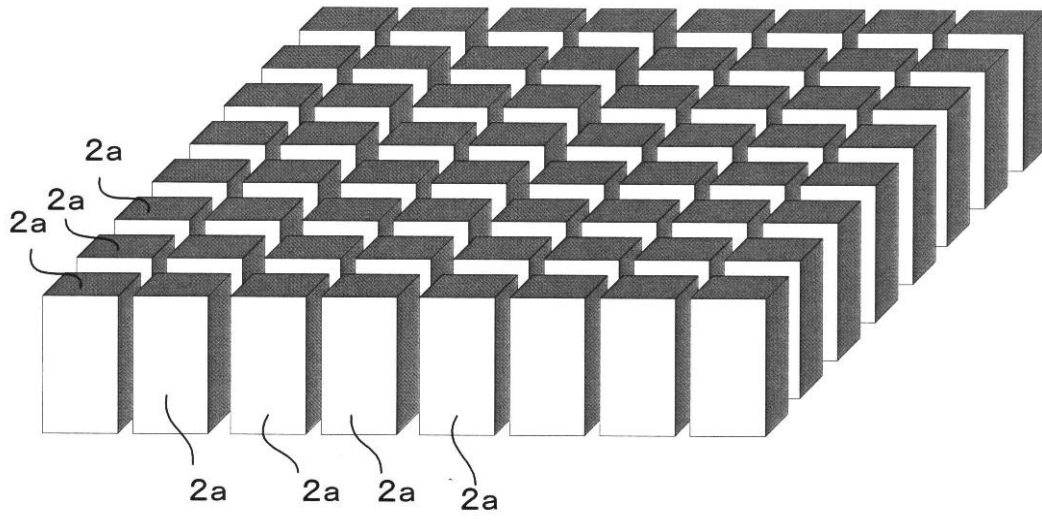
【図 13】



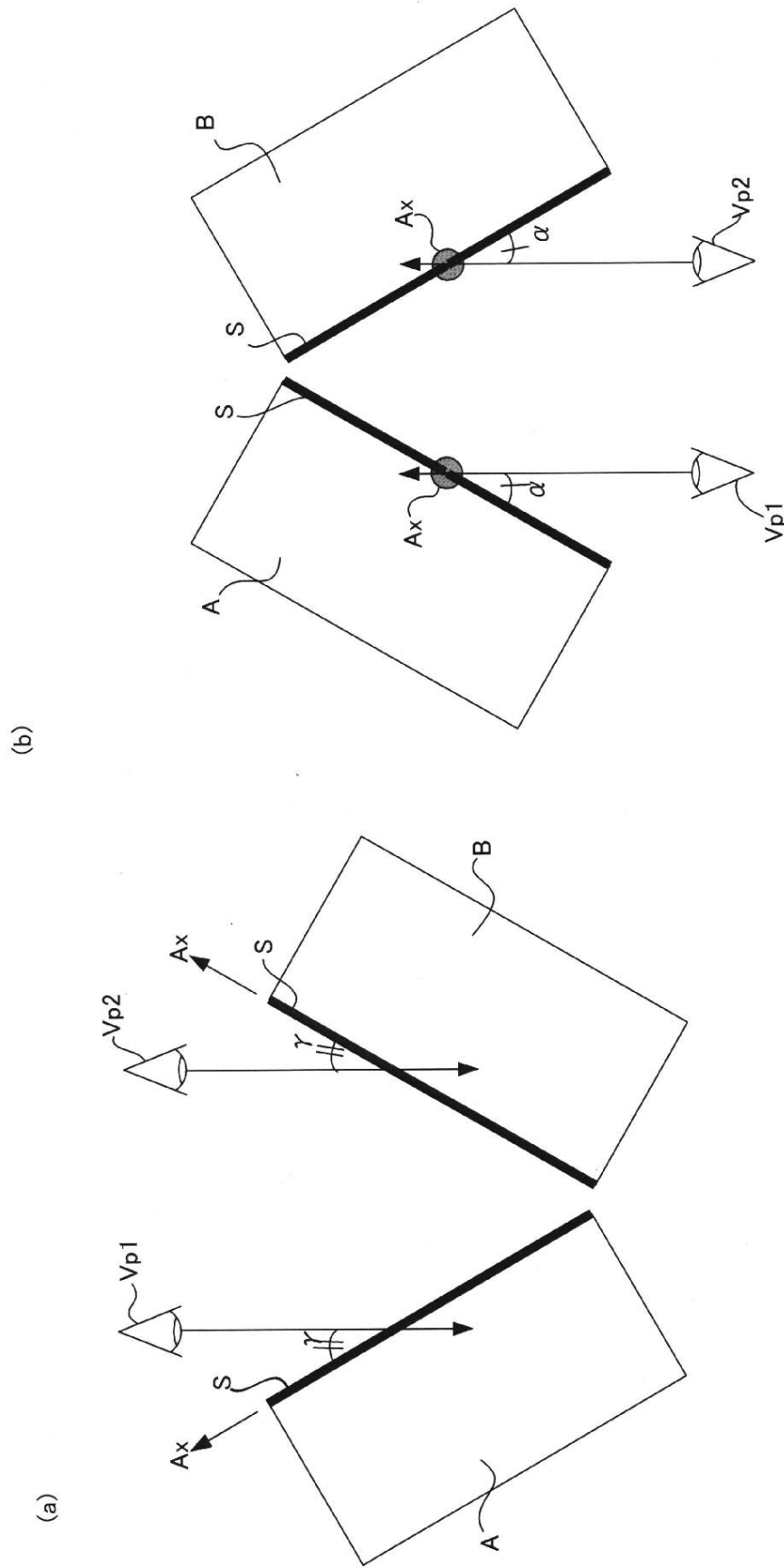
【図 15】



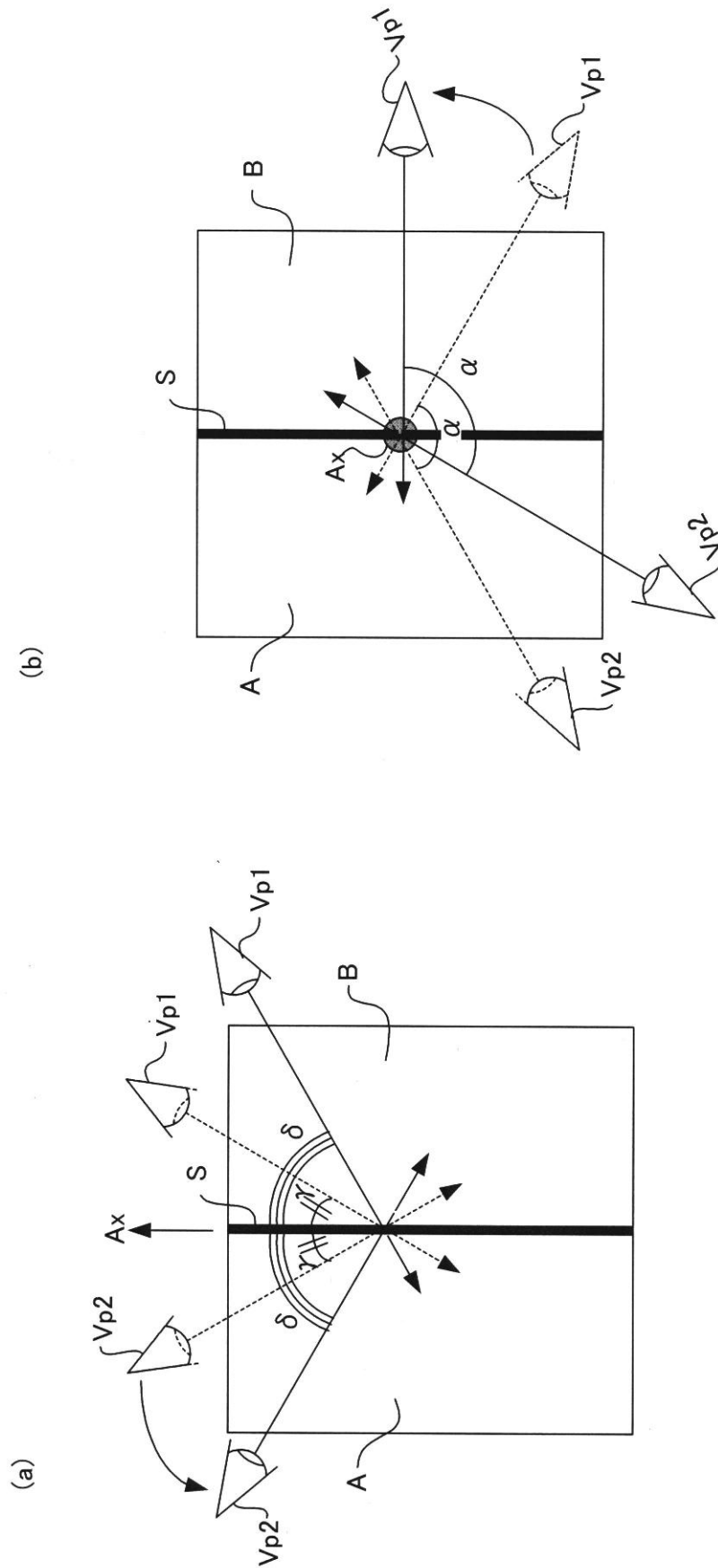
【図 2】



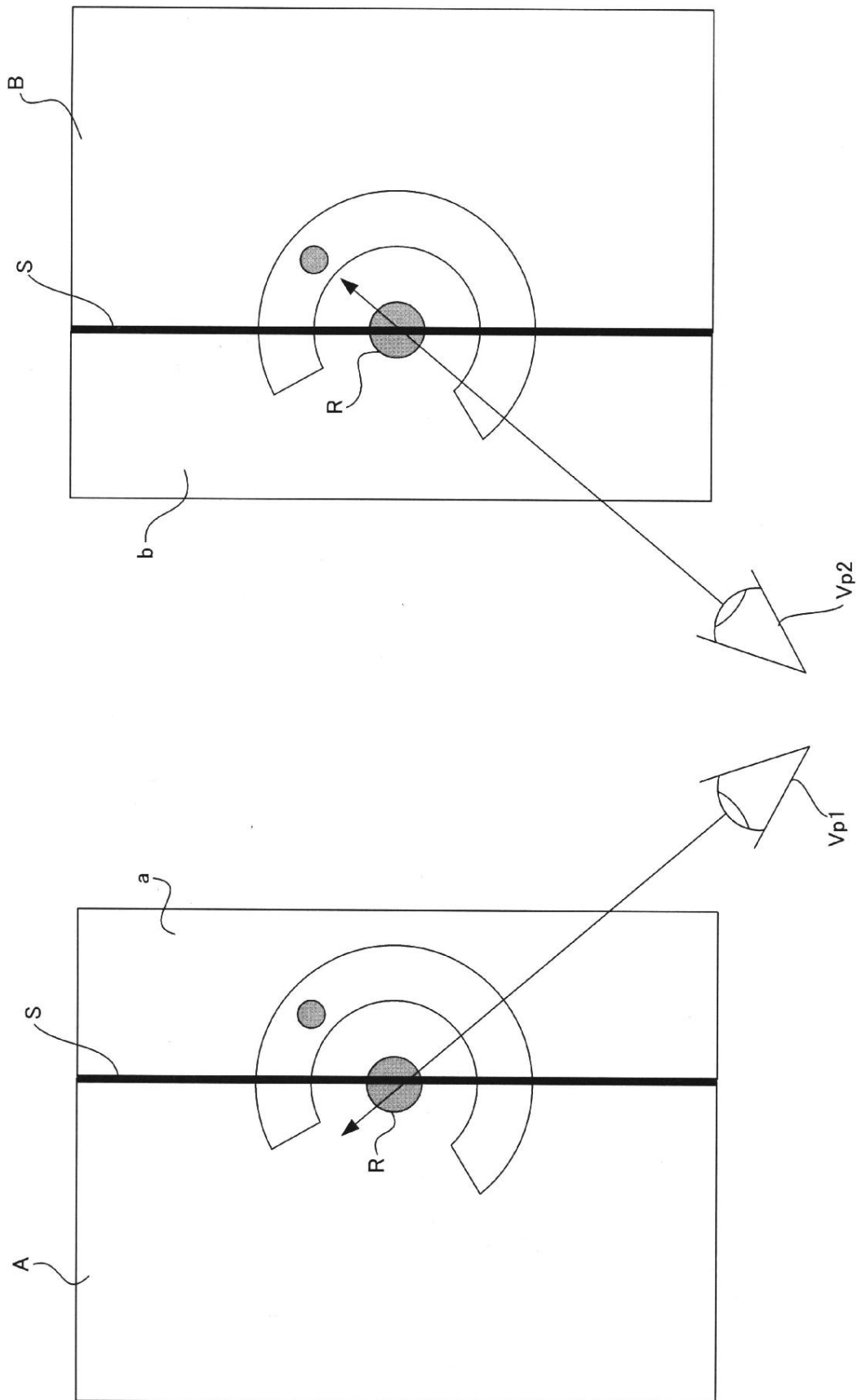
【図 3】



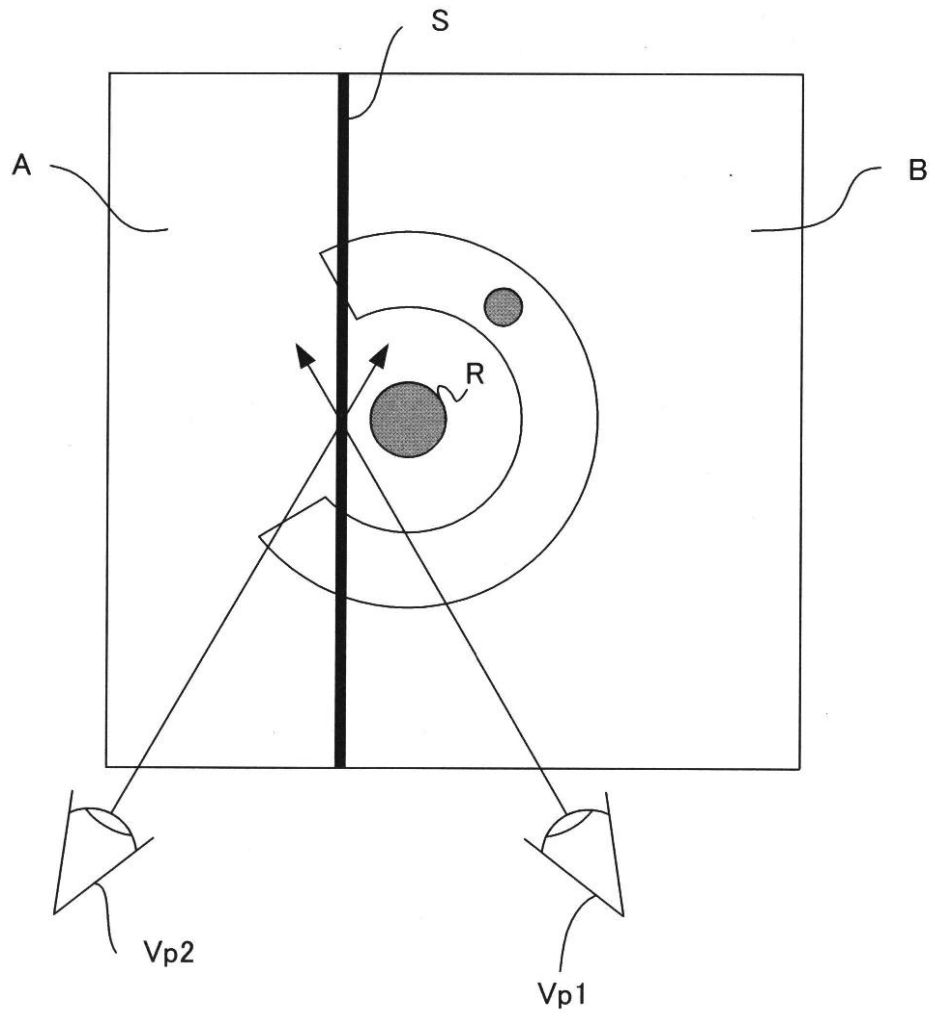
【図 7】



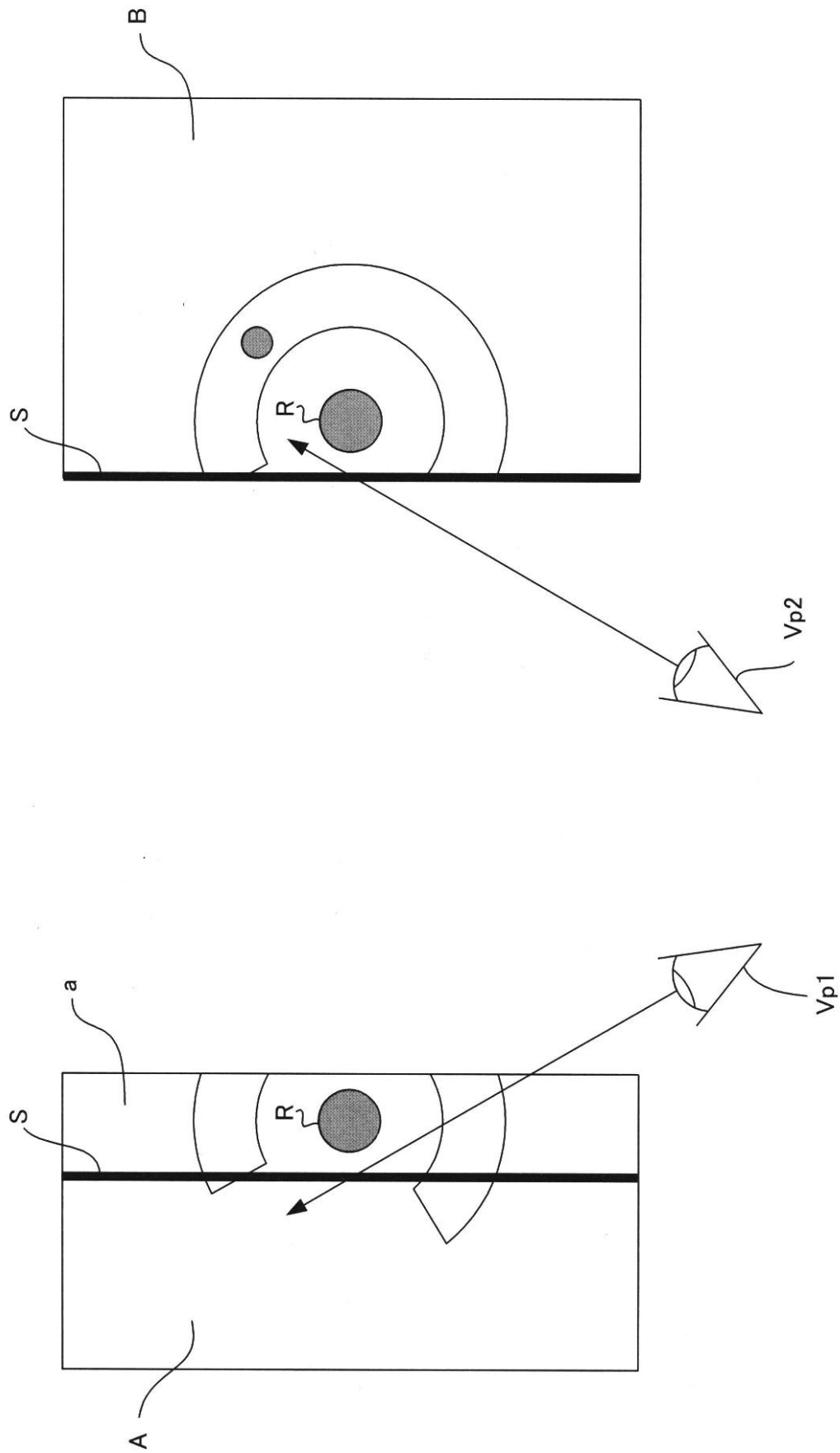
【図10】



【図 12】



【図 14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10 - 5225 (J P , A)
特開2001 - 276066 (J P , A)
国際公開第2007 / 102510 (WO , A 1)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5288865B2	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	JP2008105680	申请日	2008-04-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐々木 琢也		
发明人	佐々木 琢也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB55 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK25		
其他公开文献	JP2009254506A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，通过显示它们，可以更直观地理解两个独立扫描区域的三维结构，就好像从切割后打开的标准部分的角度观察它们一样尽管渲染过程的观点发生了变化。ŽSOLUTION：当视点位于标准部分划分的两个独立区域的相应标准部分的这一侧时，在视点和标准部分之间向下或向上看的角度和另一个角度可以变得相同。然后，从它们的体数据进行渲染处理以生成它们的分割区域投影图像，并通过将它们的标准部分彼此面对地并排放置而将它们显示为双板。Ž

