

(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2005-334088

(P2005-334088A)

(43) 公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2004-153952 (P2004-153952)
 (22) 出願日 平成16年5月24日 (2004.5.24)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 秋野 隆哉
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 BB13 BB14 BB21 BB24
 EE09 EE11 FE01 JC28 JC29
 JC32 JC33 KK09 KK22 KK25
 KK31 KK43 KK44 LL03

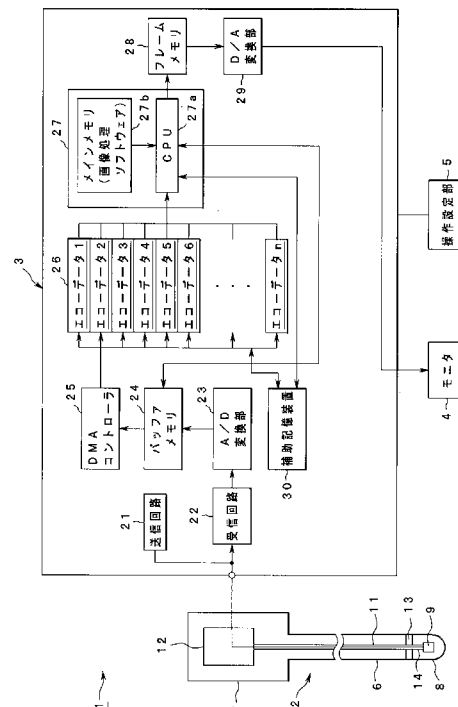
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 少ない走査によって所望の超音波画像を得られ、周辺組織との位置関係や向きを把握し易い画像を得られる超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する装置である。超音波診断装置1は、エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリ26と、このシネメモリ26中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部27とを具備して構成されている。シネメモリ26は、三次元領域のエコーデータを記憶可能であり、画像処理部27は、シネメモリ26に記憶した三次元領域を交差する任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成するように構成されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、

前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部と、

を具備し、

前記シネメモリは、三次元領域のエコーデータを記憶可能であり、

前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を交差する任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を画像化し、この画像化した三次元領域に対して任意に移動・回転可能なマーカ面を表示させ、

操作者により操作される前記マーカ面の位置及び傾きに応じて、このマーカ面によって切り取られる任意断面画像を生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】

前記画像処理部は、操作者により操作され確定された前記マーカ面の座標を算出し、この算出したマーカ面の座標に対応する前記エコーデータの格納位置を算出し、この算出した格納位置から対応するエコーデータを前記シネメモリから読み出してこの読み出したエコーデータに基づき前記任意断面画像を生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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波診断装置は、広く用いられている。超音波診断装置は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からのエコー信号を受信する。このエコー信号の強弱に応じて画像化することで、超音波診断装置は、病変部の超音波断層画像（以下、超音波画像とも言う）を取得し病変部の状態を診断できるようになっている。

【0003】

このような超音波診断装置は、X線画像のような透視断層像を得ることができ、X線と違って被爆などの影響も無いため、脾臓や胆嚢など消化管から直接観察することのできない臓器の病変を観察する際に有用である。

上記従来の超音波診断装置には、体表より超音波探触子をあてて超音波を送受信する体表型と、内視鏡、プローブなどの挿入部先端部に超音波探触子を設けて体内より超音波を送受信する体内型がある。

【0004】

上記従来の超音波診断装置によって得られる超音波画像が断層像であるため、操作者は、上記超音波画像がどのような位置、向きから見た画像なのかを判断することが困難である。

このため、特に体内型の超音波診断装置において、超音波画像の三次元化が要望されている。

【0005】

上記要望を受け、従来の超音波診断装置は、例えば、複数枚の断層像を積層し、断層像

間の領域は補間することによって擬似的な三次元画像を得られるような装置が各種提案されている。

上記従来の超音波診断装置は、例えば、特開 2 0 0 2 - 1 4 3 1 6 7 号公報や特開 2 0 0 2 - 3 0 6 4 8 2 号公報に記載されているように、超音波の送受信方向に沿った断層像と、送受信方向に垂直な方向の断層像と、断層像を積層した三次元画像とを同時に表示するなどして、位置及び方向を判断し易い表示を行う装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 4 3 1 6 7 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 1 5 2 3 1 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0 0 0 6】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置は、超音波の送受信方向に沿った、もしくは送受信方向に垂直な断層像しか表示できない。このため、管腔の走行状態などを観察するには、管腔に沿った方向もしくは垂直な方向に超音波を送受信する必要がある。

特に、体内型の超音波診断装置においては、任意の方向に超音波を送受信することが容易ではない。このため、体内型の超音波診断装置は、所望の超音波画像を一度の走査で得ることが困難であった。また、体内型の超音波診断装置は、得られた超音波画像と周辺組織との位置関係や向きとを把握することが困難であった。

【0 0 0 7】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、少ない走査によって所望の超音波画像を得られ、周辺組織との位置関係や向きを把握し易い画像を得られる超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 8】

本発明の請求項 1 は、被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部と、を具備し、前記シネメモリは、三次元領域のエコーデータを記憶可能であり、前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を交差する任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成することを特徴としている。

30

また、本発明の請求項 2 は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を画像化し、この画像化した三次元領域に対して任意に移動・回転可能なマーカ面を表示させ、操作者により操作される前記マーカ面の位置及び傾きに依りて、このマーカ面によって切り取られる任意断面画像を生成することを特徴としている。

また、本発明の請求項 3 は、請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記画像処理部は、操作者により操作され確定された前記マーカ面の座標を算出し、この算出したマーカ面の座標に対応する前記エコーデータの格納位置を算出し、この算出した格納位置から対応するエコーデータを前記シネメモリから読み出してこの読み出したエコーデータに基づき前記任意断面画像を生成することを特徴としている。

40

【発明の効果】

【0 0 0 9】

本発明の超音波診断装置は、少ない走査によって所望の超音波画像を得られ、周辺組織との位置関係や向きを把握し易い画像を得られるという効果を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 1 0】

以下、図面を参照して本発明の一実施例を説明する。

【実施例 1】

【0 0 1 1】

図 1 ないし図 2 9 は本発明の一実施例に係わり、図 1 は一実施例の超音波診断装置を示

50

す全体構成図、図 2 はヘリカル走査方式の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略図、図 3 は図 2 のヘリカル走査方式で得られる円形状の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を示す概略図、図 4 は図 3 の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を積層して得られた円柱状の三次元領域（立体画像 Gs）を示す概略図、図 5 はコンベックス型の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略正面図、図 6 は図 5 の概略側面図、図 7 は図 5 及び図 6 のコンベックス型の超音波探触子で得られる扇型の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を示す概略図、図 8 は図 7 の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を積層して得られた扇型の三次元領域（立体画像 Gs）を示す概略図、図 9 はセクタ型の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略正面図、図 10 は図 9 の概略側面図、図 11 は図 9 及び図 10 のセクタ型の超音波探触子で得られる扇状の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を示す概略図、図 12 は図 11 の二次元フレーム（ラジアル画像 Gr）を積層して得られた角錐状の三次元領域（立体画像 Gs）を示す概略図、図 13 は n フレームの画像データを取得する際の概念図、図 14 はシネメモリにおける画像データ取得時のデータ格納の概念図、図 15 は操作設定部に用いられるキーボードを示す平面図、図 16 はメニュー画面の一例を示す図、図 17 は「2 面表示」におけるエコーデータ取得の進行に伴う画面表示の変化する経過を例示した説明図、図 18 は「4 面表示」におけるエコーデータ取得の進行に伴う画面表示の変化する経過を例示した説明図、図 19 は「2 面表示」の第 1 の画像表示例、図 20 は「2 面表示」の第 2 の画像表示例、図 21 は「4 面表示」の第 1 の画像表示例、図 22 は「4 面表示」の第 2 の画像表示例、図 23 はデータ読み出し画面の一例を示す画像表示例、図 24 は任意断面モード前の「4 面表示」における画像表示例、図 25 は任意断面モードの「4 面表示」における画像表示例、図 26 は画像生成・表示処理のフローチャート、図 27 は任意断面モードの「2 面表示」における第 1 の画像表示例、図 28 は図 27 の立体画像 Gs の平面図、図 29 は図 27 の立体画像 Gs の右側面図、図 30 は図 27 の立体画像 Gs の正面図、図 31 は任意断面モードの「2 面表示」における第 2 の画像表示例、図 32 は図 31 の立体画像 Gs の平面図、図 33 は図 31 の立体画像 Gs の右側面図、図 34 は図 31 の立体画像 Gs の正面図、図 35 は超音波探触子の方向マーカを示す概念図、図 36 は方向マーカを用いた際の第 1 の画像表示例、図 37 は方向マーカを用いた際の第 2 の画像表示例、図 38 は表面抽出処理を施す前の「4 面表示」における画像表示例、図 39 は表面抽出処理を施した際の「4 面表示」における画像表示例、図 40 はエッジ強調処理を施す前の「2 面表示」における画像表示例、図 41 はエッジ強調処理を施した際の「2 面表示」における画像表示例、図 42 は立体画像 Gs の水平側面を高目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 43 は立体画像 Gs の水平側面を低目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 44 は立体画像 Gs の凸部分の幅を狭目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 45 は立体画像 Gs の凸部分の幅を広目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 46 は立体画像 Gs の凸部分の突出量を少な目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 47 は立体画像 Gs の凸部分の突出量を多目に調整した「2 面表示」における画像表示例、図 48 は立体画像 Gs に対して座標軸回りに回転調整する前の「2 面表示」における画像表示例、図 49 は図 48 の立体画像 Gs に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 1 の画像表示例、図 50 は図 48 の立体画像 Gs に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 2 の画像表示例、図 51 は図 48 の立体画像 Gs に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 3 の画像表示例、図 52 は図 48 の立体画像 Gs に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 4 の画像表示例である。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示すように本発明の一実施例の超音波診断装置 1 は、被検体内に挿入され、超音波の送受を行う超音波探触子（超音波プローブとも言う）2 と、この超音波探触子 2 が着脱自在に接続され、超音波画像を構築する処理を行う超音波観測装置本体（以下、装置本体と略す）3 と、この装置本体 3 から出力される映像信号が入力されることにより超音波画像を表示する CRT や液晶モニタなどの表示装置であるモニタ 4 と、装置本体 3 に対する設定指示等を行う操作設定部 5 とから構成される。

【 0 0 1 3 】

超音波探触子 2 は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部 6 と、この挿入部 6 の後端に設けた操作部（把持部）7 とを有している。超音波探触子 2 は、挿入部 6 の先端部 8 に超音波振動子 9 を内蔵している。

超音波探触子 2 は、挿入部 6 内を挿通されたフレキシブルシャフト 1 1 の先端側に前記超音波振動子 9 が取り付けられている。フレキシブルシャフト 1 1 は、後端が操作部 7 に設けた駆動部 1 2 に接続されている。

【 0 0 1 4 】

駆動部 1 2 は、超音波振動子 9 を機械的に回転させたり回転軸に沿って移動させたり、電氣的に超音波の信号遅延をさせたりすることによって、超音波の送波方向を制御するようになっている。 10

また、超音波探触子 2 は、挿入部先端部 8 付近において、フレキシブルシャフト 1 1 の軸受け 1 3 により回転自在に支持された硬質のシャフト 1 4 を介して超音波振動子 9 に接続されている。

【 0 0 1 5 】

尚、超音波探触子 2 は、挿入部先端部 8 が超音波を透過する図示しない音響キャップで覆われている。また、超音波振動子 9 の周囲は、超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている。尚、軸受け 1 3 は、超音波伝播媒体を音響キャップから後方側に漏れるのを防止するシール機能も有する。

超音波探触子 2 は、フレキシブルシャフト 1 1 内部を挿通する信号線を介して超音波振動子 9 が前記装置本体 3 に電氣的に接続されている。 20

【 0 0 1 6 】

超音波探触子 2 は、前記駆動部 1 2 に内蔵した図示しない第 1 モータを駆動することで、超音波振動子 9 が回転駆動されてラジアル走査するようになっている。更に、超音波探触子 2 は、駆動部 1 2 に内蔵した図示しない第 2 モータを駆動することで、フレキシブルシャフト 1 1 が挿入部 6 の軸方向（長手方向で例えば Z 軸方向とする）に進退動されることで超音波振動子 9 が進退動してリニア走査することができる。

【 0 0 1 7 】

即ち、超音波探触子 2 は、駆動部 1 2 の第 1 モータと第 2 モータとを同期させて同時にもしくは交互に回転駆動させることで、超音波振動子 9 がスパイラル状に超音波を送受信して被検体内の三次元領域をヘリカル走査することができるようになっている（図 2 参照）。 30

【 0 0 1 8 】

装置本体 3 は、超音波振動子 9 を所定のピッチ単位でヘリカル走査して得た超音波エコーデータを座標変換し、挿入部 6 の軸方向にほぼ垂直な二次元超音波画像（以下、ラジアル画像と記す）G_r（図 1 7、図 1 8 参照）を複数生成するようになっている。

装置本体 3 は、所定のピッチ単位で連続して得た複数のラジアル画像 G_r を、超音波探触子 2 の挿入部先端部 8 の位置データと関連付けて、擬似的な立体画像（三次元画像）G_s を生成するようになっている。尚、立体画像 G_s を横から見たリニア画像 G_l（垂直リニア画像 G_{v l}，水平リニア画像 G_{h l}）は、例えば複数のラジアル画像 G_r の表面抽出点を平滑化して生成するようになっている。 40

【 0 0 1 9 】

超音波探触子 2 は、装置本体 3 の後述する送信回路 2 1 からのパルス状の送信信号を印加されて発生する超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信してエコー信号に変換し、装置本体 3 の後述する受信回路 2 2 に出力するようになっている。

【 0 0 2 0 】

装置本体 3 は、超音波振動子 9 に対してパルス状の送信信号を印加する送信回路 2 1 と、超音波振動子 9 からのエコー信号を受信する受信回路 2 2 と、この受信回路 2 2 で受信したエコー信号を A / D 変換する A / D 変換部 2 3 と、この A / D 変換部 2 3 で A / D 変 50

換したエコーデータを一時的に保持するバッファメモリ 24 と、このバッファメモリ 24 からエコーデータを転送する転送部としての DMA (Direct Memory Access) コントローラ 25 と、この DMA コントローラ 25 で転送されたエコーデータを複数フレーム (n フレーム) 分保持するシネメモリ 26 と、このシネメモリ 26 中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部 27 と、この画像処理部 27 で生成された画像データを一時的に格納するフレームメモリ 28 と、このフレームメモリ 28 に格納された画像データを D / A 変換してモニタ 4 に出力する D / A 変換部 29 と、図示しないインターフェースを介して画像データ等を記録する HDD 等の大容量の補助記憶装置 30 とを有して構成されている。

【 0 0 2 1 】

10

尚、フレームメモリ 28 に格納された画像データは、モニタ 4 の画面更新タイミングに同期して D / A 変換され、モニタ 4 に出力されるようになっている。

ここで、DMA コントローラ 25 は、画像処理部 27 (後述の CPU) の制御によりバッファメモリ 24 からシネメモリ 26 の所定アドレスにエコーデータを転送するものである。

また、シネメモリ 26 は n 段に構成され、1つのシネメモリ 26 がバッファメモリ 24 からのエコーデータを 1 フレーム毎に順次格納することで、n フレーム分のエコーデータを保持するようになっている。尚、シネメモリ 26 は、三次元領域 (立体画像 G s) のエコーデータを記憶可能である。

【 0 0 2 2 】

20

画像処理部 27 は、CPU (Central Processing Unit) 27 a とメインメモリ 27 b とから構成されている。この画像処理部 27 は、メインメモリ 27 b に記憶された画像処理ソフトウェアに基づき、CPU 27 a がシネメモリ 26 中のエコーデータを読み出して座標変換や積層処理、補間処理などの種々の画像処理を施して上述したラジアル画像 G r , リニア画像 G l (垂直リニア画像 G v l , 水平リニア画像 G h l) , 立体画像 G s を有する画像データを生成するようになっている。

また、画像処理部 27 の CPU 27 a は、後述するようにシネメモリ 26 に記憶した三次元領域 (立体画像 G s) と交差する任意の位置及び傾きを有する超音波画像を生成するようになっている。

【 0 0 2 3 】

30

通常、超音波診断装置 1 は、超音波振動子 9 からの距離方向 (深さ方向) への走査と方位方向への走査によって得られる、走査した二次元領域に関する断層エコーデータを取得するようになっている。更に、超音波診断装置 1 は、断層エコーデータを取得する位置を移動させたり、方向を変位させることにより、三次元領域に関するエコーデータを取得することが可能である。

尚、本実施例では、図 2 に示すように機械的にラジアル走査を行いながら 1 枚の断層像を得る毎にラジアル走査回転軸方向 (リニア方向) へ超音波振動子 9 を進退 (移動) させるヘリカル走査方式を想定している。

【 0 0 2 4 】

40

この場合、ヘリカル走査方式の超音波探触子 2 は、単一の超音波振動子 9 が図 3 に示すように円形状の二次元フレーム (ラジアル画像 G r) を得、この二次元フレーム (ラジアル画像 G r) を積層して図 4 に示すように円柱状の三次元領域 (立体画像 G s) のエコーデータを取得している。

【 0 0 2 5 】

尚、超音波探触子 2 は、上記ヘリカル走査方式に限らず、複数の振動子が電子的に走査されるコンベックス型やセクタ型の電子走査方式であってもよい。

コンベックス型の超音波探触子 2 B は、例えば図 5 及び図 6 に示すように複数の振動子 9 a を扇状に配置し、これら複数の振動子 9 a をそれぞれ順番に駆動して二次元的走査を行い、加えて前後方向に進退動させて三次元領域を走査するようになっている。

【 0 0 2 6 】

50

この場合、コンベックス型の超音波探触子 2 B は、複数の超音波振動子 9 a が図 7 に示すように扇型の二次元フレーム（ラジアル画像 G r）を得、この二次元フレーム（ラジアル画像 G r）を積層して図 8 に示すように扇柱状の三次元領域（立体画像 G s）のエコーデータを取得している。

【 0 0 2 7 】

また、セクタ型の超音波探触子 2 C は、例えば図 9 及び図 10 に示すように複数の振動子 9 c を直線状に配置し、これら複数の振動子 9 c の駆動タイミングを遅延回路 9 d により遅延調整しながらそれぞれ駆動して二次元的走査を行い、加えて前後方向に揺動させて三次元領域を走査するようになっている。

【 0 0 2 8 】

この場合、セクタ型の超音波探触子 2 C は、複数の超音波振動子 9 c が図 11 に示すように扇状の二次元フレーム（ラジアル画像 G r）を得、この二次元フレーム（ラジアル画像 G r）を積層して図 12 に示すように角錐状の三次元領域（立体画像 G s）のエコーデータを取得している。

【 0 0 2 9 】

得られた三次元領域（立体画像 G s）のエコーデータは、図 13 に示すように所定（n フレーム）分、シネメモリ 26 に格納保持されるようになっている。

通常、シネメモリ 26 には深さ方向の位置、方位方向の位置、断層走査方向の位置をそれぞれ指定した場合、対応するエコーデータを容易に参照できるような配置で各エコーデータを格納するようになっている。

【 0 0 3 0 】

尚、本実施例では、図 14 に示すようにシネメモリ 26 において、例えば、1 サンプル（1 画素）8 ビットで 1 ラインのデータを格納するようになっている。尚、ここで、超音波画像は、例えば、数百本の音線と呼ばれる線データで構成され、1 ラインのデータとは数百本（ここでは、512 本）のうちの 1 音線データを表している。

【 0 0 3 1 】

これらシネメモリ 26 に格納保持される三次元領域（立体画像 G s）のエコーデータは、以下の式によりそれぞれ格納位置を容易に算出される。

i フレーム目、j 番目の走査線（音線データ）の k サンプル目のオフセットアドレス of fset[バイト]は、

$$\text{offset} = k + 512 \times (j + 512 \times (i))$$

である。

【 0 0 3 2 】

後述するように画像処理部 27 の CPU 27 a は、シネメモリ 26 に記憶した三次元領域（立体画像 G s）と交差する後述のマーカ面の座標を算出した後、この算出したマーカ面の座標に対応するエコーデータを読み出して任意断面画像を生成するようになっている。このとき、画像処理部 27 の CPU 27 a は、上記式を用いてマーカ面の座標に対応する（シネメモリ 26 に記憶した）エコーデータの格納位置を算出するようになっている。

【 0 0 3 3 】

また、操作設定部 5 は、キーボードやマウス等が接続され、超音波送受信の開始 / 停止や画面表示の変更操作、ゲイン・コントラストなどの画質調整などが行われるようになっている。例えば、操作設定部 5 は、図 15 に示すようにキーボードが構成されている。

図 15 に示すようにキーボード 40 は、「任意断面」キー 41 を押下操作すると、任意断面設定モードに入り、後述のマーカ面が表示されるようになっている。キーボード 40 は、トラックボール 42 を操作することで、後述するようにマーカ面を任意に移動・回転可能に設定可能である。

【 0 0 3 4 】

また、キーボード 40 は、「2 面表示」キー 43 を押下操作すると、ラジアル画像 G r 及び立体画像 G s が 2 面表示される。また、キーボード 40 は、「4 面表示」キー 44 を押下操作すると、ラジアル画像 G r、立体画像 G s 及びリニア画像 G l（垂直リニア画像

10

20

30

40

50

G v l , 水平リニア画像 G h l) が 4 面表示される。

その他にも、キーボード 4 0 は、「メニュー」キー 4 5 を押下操作すると、後述のメニュー画面 (図 1 6 参照) をモニタ 4 の表示画面に表示させるようになっている。操作者は、メニュー中から各々の機能を選択可能である。

【 0 0 3 5 】

また、キーボード 4 0 は、「Save IMG」キー 4 6 と、「Load IMG」キー 4 7 とが配置されている。「Save IMG」キー 4 6 は取得したエコーデータを前記補助記憶装置 3 0 に保存するためのキーであり、「Load IMG」キー 4 7 は補助記憶装置 3 0 からエコーデータを読み出して超音波画像を再生するためのキーである。

図 1 6 に示すようにメニュー画面 5 0 には、上述した「4 面表示」, 「2 面表示」, 「任意断面」, 「Save IMG」, 「Load IMG」機能がある。また、メニュー画面 5 0 には、「Load prev IMG」及び「Load next IMG」機能がある。 10

【 0 0 3 6 】

「Load prev IMG」及び「Load next IMG」機能は、一旦エコーデータを読み出したら、現在読み出されているエコーデータと同一検査のエコーデータを選択することでデータ読み出し画面を表示せずに直接読み出せるようになっている。また、キーボード 4 0 は、同メニュー項目に対応するショートカット操作として、「Ctrl + ↑」や「Ctrl + ↓」のキー押下によっても同様の「Load prev IMG」及び「Load next IMG」操作が行える。これにより、操作者は、メニュー画面 5 0 中から各々の機能を選択可能である。

【 0 0 3 7 】

ここで、図 1 7 及び図 1 8 は、エコーデータ取得の進行に伴う画面表示の変化する経過を例示している。 20

超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 によるヘリカル走査を行っている際、「2 面表示」機能が選択されていると、例えば、図 1 7 に示すようにエコーデータ取得が進行するに伴って、ラジアル画像 G r 及び立体画像 G s の表示領域が広がっていく。

【 0 0 3 8 】

また、超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 によるヘリカル走査を行っている際、「4 面表示」機能が選択されていると、例えば、図 1 8 に示すようにエコーデータ取得が進行するに伴って、ラジアル画像 G r , 立体画像 G s 及びリニア画像 G l (垂直リニア画像 G v l , 水平リニア画像 G h l) の表示領域が広がっていく。 30

【 0 0 3 9 】

尚、図 1 9 及び図 2 0 は「2 面表示」の画像表示例であり、図 2 1 及び図 2 2 は「4 面表示」の画像表示例である。

ここで、図 1 9 は立体画像 G s の奥側が先端側となっている状態 (順方向表示) であり、図 2 0 は立体画像 G s の手前側が先端側となっている状態 (逆方向表示) をそれぞれ表している。また、図 1 9 及び図 2 0 は、立体画像 G s の凸部分 6 0 前面の画像と、ラジアル画像 G r とが位置的に対応付けられている。尚、ここで図示していないが、立体画像 G s の凸部分 6 0 前面と、ラジアル画像 G r とが必ずしも対応付けられる必要はなく、これら画像を独立して制御・表示可能な構成としてもよい。

【 0 0 4 0 】

通常、超音波診断装置 1 においては、立体画像 G s の表示方向を使用者の好みや状況に応じて切換え可能な構成となっていることが普通である。その際、立体画像 G s の表示方向は、ラジアル画像 G r の向きのみを反転したり、ラジアル画像 G r を積層する方向のみを反転する操作も考えられる。 40

【 0 0 4 1 】

しかしながら、立体画像 G s の表示方向は、片方の方向のみを反転すると対象物の形状と矛盾する画像を生成してしまう。このため、立体画像 G s の表示方向は、ラジアル画像 G r の方向と、このラジアル画像 G r を積層する方向とは、連動させるのが普通である。

また、図 2 1 及び図 2 2 に示す「4 面表示」の画像表示例では、4 つに分割された各子 50

画面に表示する画像の種類をいくつかのパターンから選択したり、各子画面に任意の種類の画像を割付け可能である。

【0042】

尚、図21及び図22に示す「4面表示」の画像表示例では、ラジアル画像Gr及びリニア画像G1（垂直リニア画像Gv1，水平リニア画像Gh1）と立体画像Gsの凸部分60前面の画像とが、それぞれ位置的に対応付けられている。これにより、図21及び図22に示す「4面表示」の画像表示例では、ラジアル画像Gr及びリニア画像G1と周辺領域との位置関係を把握し易くなっている。

尚、ここで図示してはいないが、立体画像Gsの凸部分60各領域と、ラジアル画像Gr及びリニア画像G1とが必ずしも対応付けられる必要はなく、これら画像を独立して制御・表示可能な構成としてもよい。

【0043】

また、図19～図22の画像表示例には、各画像周辺部に目盛りを併せて表示している。このことにより、超音波診断装置1は、別途計測機能などを用いずとも凡その大きさなどを把握することが容易となる。

尚、「2面表示」は、断層像と周辺領域との位置関係を容易に把握することが可能となり且つ、診断を行うに十分な大きさの断層像が表示されるため、検査時間を短縮することができる。また、「4面表示」は、断層像と周辺領域との位置関係を更に容易に把握することが可能となる。また、「4面表示」は、2つのリニア画像G1（垂直リニア画像Gv1，水平リニア画像Gh1）が併せて表示されることにより、血管や管腔の走行状態を把握することが容易となっている。

【0044】

また、超音波診断装置1は、前記キーボード40の「Load IMG」キー47又はメニュー画面50の「Load IMG」機能进行操作することにより、図23に示すようにデータ読み出し画面70がモニタ4の表示画面に表示されるようになっている。操作者は、キーボード40进行操作することにより、データ読み出し画面70から所望のエコーデータを選択する。これにより、超音波診断装置1は、選択された所望のエコーデータが補助記憶装置30から読み出され、シネメモリ26に複数フレーム（nフレーム）分格納されるようになっている。

尚、本実施例では、得られた超音波画像と周辺組織との位置関係や向きとを把握するために、シネメモリ26に記憶した三次元領域（立体画像Gs）と交差するマーカ面を用いて任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成するようになっている。

【0045】

図24に示す超音波画像は、右上側に立体画像Gsが配置され、右下側に水平リニア画像Gh1が配置され、左上側に垂直リニア画像Gv1が配置され、左下側にラジアル画像Grが配置されている。

ここで、超音波画像は、立体画像Gsの他に二次元画像としてエコーデータの取得方向に垂直な画像（ラジアル画像Gr）もしくは平行な画像（リニア画像G1）しか表示されない場合、立体画像Gsの右側下部の暗色部分が断片の積層として複数の垂直な画像（ラジアル画像Gr）もしくは平行な画像（リニア画像G1）にまたがって見られることとなる。

【0046】

この場合、上記図24に示す超音波画像では、上記暗色部分の形状把握が困難であり、更に暗色部分が一つの塊であるのか、2つ以上の部分に分かれているかといった判断を下すことも困難となる。

そこで、本実施例では、上述した任意断面モードにおいて、図25に示すように立体画像Gs上において任意に移動・回転可能なマーカ面80を表示し、このマーカ面80を所望の位置及び傾きに設定することで、このマーカ面80により切り取られる任意断面画像81を表示するようにしている。この任意断面画像81は、図25の左下側に表示されるようになっている。

【 0 0 4 7 】

これにより、上記図 2 5 に示す超音波画像では、エコーデータの取得方向に対して斜めに傾いた任意断面画像 8 1 を得、形状把握が容易、且つ、暗色部分が一つの塊で形成されていることを一目で把握することができるようになっている。

シネメモリ 2 6 に記憶した三次元領域（立体画像 G s ）中において、マーカ面 8 0 は、キーボード 4 0 のトラックボール 4 2 を操作することで、任意に位置及び傾きを設定可能である。

【 0 0 4 8 】

画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、後述するフローチャートに基づき、マーカ面 8 0 の座標を算出し、この算出したマーカ面 8 0 の座標に対応する（シネメモリ 2 6 に記憶した）エコーデータを読み出して任意断面画像 8 1 を生成するようになっている。尚、任意断面画像からエコーデータ取得時の走査座標系への逆変換は、公知の初歩的な演算により容易に行うことが可能である。

10

【 0 0 4 9 】

このように構成されている超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 を患者（被検体）の体腔内に挿入されて用いられる。超音波診断装置 1 は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からの超音波エコー信号を受信する。

このとき、超音波診断装置 1 は、図 2 で説明したように超音波振動子 9 がスパイラル状に超音波を送受信して被検体内の三次元領域をヘリカル走査する。

【 0 0 5 0 】

20

超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 の超音波振動子 9 から出力されるエコー信号を受信回路 2 2 で受信後、A / D 変換部 2 3 によりデジタル信号（デジタルデータ）に変換し、バッファメモリ 2 4 にデジタルデータが一時格納される。

超音波診断装置 1 は、バッファメモリ 2 4 から D M A コントローラ 2 5 を介してデジタルデータが転送されてシネメモリ 2 6 に書き込まれる。

【 0 0 5 1 】

超音波診断装置 1 は、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a により、シネメモリ 2 6 に格納されている三次元領域のエコーデータに基づいて画像データを生成され、D / A 変換部 2 9 でアナログ信号（アナログ画像信号）に変換された後、モニタ 4 へ出力され、モニタ 4 の表示画面に超音波画像（超音波断層画像）が表示される。

30

【 0 0 5 2 】

ここで、超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 によるヘリカル走査を行っている際、キーボード 4 0 により「2 面表示」が選択されていると、図 1 7 で説明したようにモニタ 4 の表示画面にラジアル画像 G r 及び立体画像 G s が 2 面表示される。

一方、超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 によるヘリカル走査を行っている際、キーボード 4 0 により「4 面表示」が選択されていると、図 1 8 で説明したようにモニタ 4 の表示画面にラジアル画像 G r , 立体画像 G s 及びリニア画像 G l （垂直リニア画像 G v l , 水平リニア画像 G h l ）が 4 面表示される。

【 0 0 5 3 】

尚、最終的に、二面表示は例えば図 1 9 又は図 2 0 に示すように表示され、4 面表示は図 2 1 又は図 2 2 に示すように表示される。

40

ここで、例えば、4 面表示の際に、得られた超音波画像と周辺組織との位置関係や向きとを把握したい場合、操作者は、操作設定部 5 のキーボード 4 0 の「任意断面」キー 4 1 を押下操作して任意断面モードにする。尚、任意断面モードは、上述したようにキーボード 4 0 の「メニュー」キー 4 5 を押下操作し、表示されるメニュー画面 5 0 から「任意断面」を選択操作することで切り替わるようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

超音波診断装置 1 は、図 2 6 に示す画像生成・表示処理のフローチャートに従って、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a による画像生成が行われる。

先ず、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、システム全体の初期化処理を行う（ステップ

50

S 1)。この初期化処理は、操作設定部 5 の操作により予め設定された条件で行われるようになっている。

【0055】

画像処理部 27 の CPU 27 a は、上述したようにシネメモリ 26 に格納されている三次元領域のエコーデータに基づいて画像データを生成し（ステップ S 2）、モニタ 4 の表示画面に超音波画像（超音波断層画像）を表示させる（ステップ S 3）。

画像処理部 27 の CPU 27 a は、任意断面モードに入ったか否かを判断する（ステップ S 4）。

【0056】

任意断面モードに入っていない場合、画像処理部 27 の CPU 27 a は、任意断面モードを終了する。任意断面モードに入っている場合、画像処理部 27 の CPU 27 a は、立体画像 G s にマーカ面 80 を表示する。

【0057】

操作者は、キーボード 40 のトラックボール 42 を操作することで、任意にマーカ面 80 の位置及び傾きを設定する。このとき、先ず、操作者は、トラックボール 42 の操作によりマーカ面 80 の位置を設定し、「Enter」キーを押下操作して確定する。次に、操作者は、トラックボール 42 の操作によりマーカ面 80 の傾きを設定し「Enter」キーを押下操作して確定する。

これにより、マーカ面 80 は、立体画像 G s 上においてこの立体画像 G s と交差して任意に移動・回転する。

【0058】

画像処理部 27 の CPU 27 a は、マーカ面 80 が操作されたか否かを判断し（ステップ S 5）、マーカ面 80 が操作されるまで上記 S 5 の判断を繰り返す。

マーカ面 80 が操作されている場合、画像処理部 27 の CPU 27 a は、確定したマーカ面 80 の座標を算出する（ステップ S 6）。

【0059】

画像処理部 27 の CPU 27 a は、算出したマーカ面 80 の座標に対応する（シネメモリ 26 に記憶した）エコーデータの格納位置を算出し、この算出した格納位置から対応するエコーデータをシネメモリ 26 から読み出す（ステップ S 7）。

【0060】

画像処理部 27 の CPU 27 a は、読み出したエコーデータに基づき、画像データを生成し（ステップ S 8）、モニタ 4 の表示画面に超音波画像を表示させる（ステップ S 3）。

以降、画像処理部 27 の CPU 27 a は、上記 S 3 ~ S 8 を繰り返す。

【0061】

ここで、任意断面モードにおいての超音波画像は、図 27 及び図 31 に示すように表示される。尚、図 27 及び図 31 に示す表示画像例は、「2 面表示」の場合である。

図 27 及び図 31 に示す表示画像例は、右側に表示されている立体画像 G s において、マーカ面 80 が斜めに位置している。このマーカ面 80 の十字状部分 80 a は、任意断面画像 81 の座標軸を表しており、この十字状部分 80 a の交点 80 b がマーカ面 80 の位置を表した、任意断面画像 81 の原点である。

【0062】

図 27 に示すマーカ面 80 は、図 28 ~ 図 30 に示すように立体画像 G s に対して垂直方向から紙面裏側に略 30 度傾いている。また、図 31 に示すマーカ面 80 は、図 32 ~ 図 34 に示すように立体画像 G s に対して水平方向から略 30 度傾いている。

一方、図 27 及び図 31 において、マーカ面 80 によって切り取られる任意断面画像 81 は、左側に表示されている。

【0063】

ここで、図 27 及び図 31 に示すように左側に表示されている任意断面画像 81 は、座標軸が上記立体画像 G s に表示されている十字状部分 80 a に対応している。

10

20

30

40

50

尚、図 28 ~ 図 30 は図 27 の立体画像 G s の正投影図であり、図 32 ~ 図 34 は図 31 の正投影図である。

【0064】

これにより、本実施例の超音波診断装置 1 は、シネメモリ 26 に記憶した三次元領域（立体画像 G s）と交差する任意の位置及び傾きを有する超音波画像を得ることができる。

このため、本実施例の超音波診断装置 1 は、一度のエコーデータ取得走査を行えば、後から取得した三次元領域の範囲内で任意位置及び向き of 断層像を構築することができる。

【0065】

従って、本実施例の超音波診断装置 1 は、何度も超音波走査を行うこと無く検査を進めることができ、検査時間を短縮することができる。

この結果、本実施例の超音波診断装置 1 は、少ない走査によって所望の超音波画像を得られ、周辺組織との位置関係や向きを把握し易い画像を得られる。

【0066】

尚、超音波画像は、実際に積層走査を行った走査方向と、立体画像 G s の向きとの対応関係を表示する方向マーカがあると、断層像と周辺領域との位置関係把握に有用である。そこで、図 35 に示すように超音波診断装置 1 は、断層像の積層方向の走査を超音波探触子 2 の先端から根元に向けて行うことを基本走査とした場合、図 36 及び図 37 に示すように立体画像 G s と積層走査方向との対応付けを行ってもよい。

即ち、図 35 に示すように超音波診断装置 1 は、方向マーカ 91 として超音波探触子 2 の先端側を白丸の○で表し、根元側を黒丸の●で表すようにする。

【0067】

図 36 に示すように立体画像 G s は、積層走査方向に対して紙面手前側が超音波探触子 2 の先端側であり、紙面奥側が超音波探触子 2 の根元側である。

このため、図 36 に示す立体画像 G s は、方向マーカ 91 である白丸○が黒丸●よりも紙面手前側となるように表示する。

【0068】

一方、図 37 に示すように立体画像 G s は、積層走査方向に対して紙面手前側が超音波探触子 2 の根元側であり、紙面奥側が超音波探触子 2 の先端側である。

このため、図 37 に示す立体画像 G s は、方向マーカ 91 である黒丸●が白丸○よりも紙面手前側となるように表示する。

【0069】

これにより、超音波診断装置 1 は、実際に積層走査を行った走査方向と、立体画像 G s の向きとの対応関係が表示でき、断層像と周辺領域との位置関係把握に有用である。

尚、画像処理部 27 の CPU 27a が行う画像処理には、立体画像 G s の斜視表面に対して表面抽出処理を行う機能を設けている。

【0070】

この表面抽出処理は、閾値判定処理によって、取得した領域の表面を抽出するようになっている。

更に、具体的に説明すると、この表面抽出処理は、取得した各断層に関して、超音波振動子 9 が受信したエコーデータの各音線につき深さ方向に各サンプルを探索する。次に、閾値判定処理として、特定の値よりも大きな値が特定の数以上連続して現れた場合に、その深さを境界点位置として判断する。そして、表面抽出処理は、判断した境界点位置を各々の音線に関して繋ぎ合わせたものを境界線とし、この境界線を各断層に関して繋ぎ合わせるによって境界面を形成する。

【0071】

これにより、画像処理部 27 の CPU 27a は、例えば、図 38 に示す超音波画像の立体画像 G s に対して斜視表面に表面抽出処理を行う。すると、超音波画像は、図 39 に示すように立体画像 G s の斜視表面に表面抽出処理が行われ表示される。

尚、上記立体画像 G s に対する表示方法の切り替えは、例えばキーボード 40 の所定の

キー操作などによって行えるようになっている。

【0072】

これにより、超音波診断装置1は、立体画像Gsに対して斜視表面を表示できるので、管腔表面と超音波画像とが同時に表示できる。

従って、超音波診断装置1は、内視鏡画像と超音波画像との対比が容易となるので、これら内視鏡画像と超音波画像との位置関係が明確となり、より高度な診断が可能である。

【0073】

また、画像処理部27のCPU27aが行う画像処理には、超音波画像に対して公知の空間フィルタを用いてエッジ強調処理などを施す画質調整を行う機能を設けている。

この画質調整は、例えば、図40に示す超音波画像のラジアル画像Gr及びリニア画像G1に対してエッジ強調処理を行い、図41に示す超音波画像のラジアル画像Gr及びリニア画像G1に対して被検部位のエッジが強調されるようになっている。尚、図40及び図41は、二面表示であるが4面表示であってもよい。

【0074】

これにより、超音波診断装置1は、被検部位のエッジが強調されて被検部位の形状が明確になり、より高度な診断が可能である。

尚、上記エッジ強調処理は、図示しないが立体画像Gsに対して施すようにしてよい。

また、画質調整としては、上記エッジ強調処理の他に明るさ調整やエンボス加工等であってもよい。

【0075】

また、画像処理部27のCPU27aが行う画像処理には、例えば、図42～図52に示すように立体画像Gsに対して凸部分60の高さ、幅、奥行き及び回転角度を調整可能な構成としている。尚、図42～図52は、二面表示であるが4面表示であってもよい。

図42に示すように立体画像Gsは、水平側面を高目に調整している。一方、図43に示すように立体画像Gsは、水平側面を低目に調整している。

【0076】

また、図44に示すように立体画像Gsは、凸部分60の幅を狭目に調整している。一方、図45に示すように立体画像Gsは、凸部分60の幅を広目に調整している。

また、図46に示すように立体画像Gsは、凸部分60の突出量を少な目に調整している。一方、図47に示すように立体画像Gsは、凸部分60の突出量を多目に調整している。

また、図49～図52は、図48に示す立体画像Gsに対して座標軸回りに回転調整している。

【0077】

即ち、図49に示す立体画像Gsは、ラジアル画像GrのX軸回りに+方向（紙面前側）に回転調整している。一方、図50に示す立体画像Gsは、ラジアル画像GrのX軸回りに-方向（紙面後側）に回転調整している。

また、図51に示す立体画像Gsは、ラジアル画像GrのY軸回りに+方向（紙面後側）に回転調整している。一方、図52に示す立体画像Gsは、ラジアル画像GrのY軸回りに-方向（紙面前側）に回転調整している。

【0078】

上記図42～図52に示す画像調整は、操作設定部5のキーボード40により設定するようになっている。

ここで、例えば、操作者は、キーボード40のトラックボール42を操作することで、立体画像Gsに対して凸部分60の高さ、幅、奥行き及び回転角度を調整する。このとき、まず、操作者は、トラックボール42の操作により凸部分60の高さ位置を設定し、「Enter」キーを押下操作して確定する。次に、操作者は、トラックボール42の操作により凸部分60の幅及び突出量（奥行き）を設定し「Enter」キーを押下操作して確定する

10

20

30

40

50

。

【 0 0 7 9 】

更に、操作者は、トラックボール 4 2 の操作により凸部分 6 0 の回転角度を設定し「Enter」キーを押下操作して確定する。尚、回転角度の調整の場合、ラジアル画像 Gr の X 軸回り、Y 軸回りの調整が設定可能になっている。

これにより、超音波診断装置 1 は、立体画像 G s に対して凸部分 6 0 の高さ、幅、奥行き及び回転角度を調整できるので、取得した三次元領域のエコーデータ全体に対して、操作者の所望の領域のみを表示可能である。

【 0 0 8 0 】

尚、本発明は、以上述べた実施例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。 10

【 0 0 8 1 】

[付 記]

(付 記 項 1)

被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、

前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部と、

を具備し、

20

前記シネメモリは、三次元領域のエコーデータを記憶可能であり、

前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を交差する任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 8 2 】

(付 記 項 2)

前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を画像化し、この画像化した三次元領域に対して任意に移動・回転可能なマーカ面を表示させ、

操作者により操作される前記マーカ面の位置及び傾きに応じて、このマーカ面によって切り取られる任意断面画像を生成することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置 30

。

【 0 0 8 3 】

(付 記 項 3)

前記画像処理部は、操作者により操作され確定された前記マーカ面の座標を算出し、この算出したマーカ面の座標に対応する前記エコーデータの格納位置を算出し、この算出した格納位置から対応するエコーデータを前記シネメモリから読み出してこの読み出したエコーデータに基づき前記任意断面画像を生成することを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 8 4 】

(付 記 項 4)

前記画像処理部は、超音波の走査方向に沿った断層像と、取得した複数の断層像を積層及び補間して得られる三次元画像とを同時に含む超音波画像を生成することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【 0 0 8 5 】

(付 記 項 5)

前記画像処理部は、超音波の走査方向に沿った断層像と、超音波の走査方向に垂直かつ互いに直交する面に沿った 2 枚の断層像と、取得した複数の断層像を積層及び補間して得られる三次元画像とを同時に含む超音波画像を生成することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 8 6 】

50

(付記項 6)

被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記エコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、

前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送部と、

前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、

前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部と、

を具備し、

前記シネメモリは、三次元領域のエコーデータを記憶可能であり、

10

前記画像処理部は、前記シネメモリに記憶した三次元領域を交差する任意の位置及び傾きを有する任意断面画像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 8 7 】

(付記項 7)

被検体に超音波を送受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段で受信したエコー信号を保持するシネメモリと、エコー信号を処理して超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、前記超音波画像生成手段に作用し超音波画像生成のためのパラメータを操作者が設定するための操作手段とを備えた超音波診断装置において、

20

前記シネメモリは、三次元領域のエコー信号を記憶可能であり、

前記超音波画像生成手段は、前記シネメモリに記憶した分の三次元領域と交差する任意の位置及び傾きをもつ超音波断層像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 8 8 】

(付記項 8)

被検体に超音波を送受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段で受信したエコー信号を保持するシネメモリと、エコー信号を処理して超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、前記超音波画像生成手段に作用し超音波画像生成のためのパラメータを操作者が設定するための操作手段とを備えた超音波診断装置において、

30

前記シネメモリは、三次元領域のエコー信号を記憶可能であり、

前記超音波画像生成手段は、超音波の走査方向に沿った断層像と取得した複数の断層像を積層及び補間して得られる三次元画像とを同時に含む超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 8 9 】

(付記項 9)

被検体に超音波を送受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段で受信したエコー信号を保持するシネメモリと、エコー信号を処理して超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波画像を表示する表示手段と、前記超音波画像生成手段に作用し超音波画像生成のためのパラメータを操作者が設定するための操作手段とを備えた超音波診断装置において、

40

前記シネメモリは、三次元領域のエコー信号を記憶可能であり、

前記超音波画像生成手段は、超音波の走査方向に沿った断層像と、超音波の走査方向に垂直かつ互いに直交する面に沿った2枚の断層像と、取得した複数の断層像を積層及び補間して得られる三次元画像とを同時に含む超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 0 】

本発明の超音波診断装置は、少ない走査によって所望の超音波画像を得られ、周辺組織

50

との位置関係や向きを把握し易い画像を得られることにより、医療分野に適している。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】一実施例の超音波診断装置を示す全体構成図である。

【図2】ヘリカル走査方式の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略図である。

【図3】図2のヘリカル走査方式で得られる円形状の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を示す概略図である。

【図4】図3の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を積層して得られた円柱状の三次元領域（立体画像Gs）を示す概略図である。

【図5】図3の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を積層して得られた円柱状の三次元領域（立体画像Gs）を示す概略図である。 10

【図6】図5の概略側面図である。

【図7】図5及び図6のコンベックス型の超音波探触子で得られる扇型の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を示す概略図である。

【図8】図7の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を積層して得られた扇型の三次元領域（立体画像Gs）を示す概略図である。

【図9】セクタ型の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略正面図である。

【図10】図9の概略側面図である。

【図11】図9及び図10のセクタ型の超音波探触子で得られる扇状の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を示す概略図である。 20

【図12】図11の二次元フレーム（ラジアル画像Gr）を積層して得られた角錐状の三次元領域（立体画像Gs）を示す概略図である。

【図13】nフレームの画像データを取得する際の概念図である。

【図14】シネメモリにおける画像データ取得時のデータ格納の概念図である。

【図15】操作設定部に用いられるキーボードを示す平面図である。

【図16】メニュー画面の一例を示す図である。

【図17】「2面表示」におけるエコーデータ取得の進行に伴う画面表示の変化する経過を例示した説明図である。

【図18】「4面表示」におけるエコーデータ取得の進行に伴う画面表示の変化する経過を例示した説明図である。 30

【図19】「2面表示」の第1の画像表示例である。

【図20】「2面表示」の第2の画像表示例である。

【図21】「4面表示」の第1の画像表示例である。

【図22】「4面表示」の第2の画像表示例である。

【図23】データ読み出し画面の一例を示す画像表示例である。

【図24】任意断面モード前の「4面表示」における画像表示例である。

【図25】任意断面モードの「4面表示」における画像表示例である。

【図26】画像生成・表示処理のフローチャートである。

【図27】任意断面モードの「2面表示」における第1の画像表示例である。

【図28】図27の立体画像Gsの平面図である。 40

【図29】図27の立体画像Gsの右側面図である。

【図30】図27の立体画像Gsの正面図である。

【図31】任意断面モードの「2面表示」における第2の画像表示例である。

【図32】図31の立体画像Gsの平面図である。

【図33】図31の立体画像Gsの右側面図である。

【図34】図31の立体画像Gsの正面図である。

【図35】超音波探触子の方向マーカを示す概念図である。

【図36】方向マーカを用いた際の第1の画像表示例である。

【図37】方向マーカを用いた際の第2の画像表示例である。

【図38】表面抽出処理を施す前の「4面表示」における画像表示例である。 50

【図 3 9】表面抽出処理を施した際の「4 面表示」における画像表示例である。

【図 4 0】エッジ強調処理を施す前の「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 1】エッジ強調処理を施した際の「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 2】立体画像 G s の水平側面を高目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 3】立体画像 G s の水平側面を低目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 4】立体画像 G s の凸部分の幅を狭目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 5】立体画像 G s の凸部分の幅を広目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。 10

【図 4 6】立体画像 G s の凸部分の突出量を少な目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 7】立体画像 G s の凸部分の突出量を多目に調整した「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 8】立体画像 G s に対して座標軸回りに回転調整する前の「2 面表示」における画像表示例である。

【図 4 9】図 4 8 の立体画像 G s に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 1 の画像表示例である。

【図 5 0】図 4 8 の立体画像 G s に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 2 の画像表示例である。 20

【図 5 1】図 4 8 の立体画像 G s に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 3 の画像表示例である。

【図 5 2】図 4 8 の立体画像 G s に対して座標軸回りに回転調整した「2 面表示」における第 4 の画像表示例である。

【符号の説明】

【 0 0 9 2 】

1 超音波診断装置

2 超音波探触子

3 装置本体

4 モニタ

5 操作設定部

9 超音波振動子

2 6 シネメモリ

2 7 画像処理部

2 7 a C P U

3 0 補助記憶装置

4 0 キーボード

4 1 任意断面キー

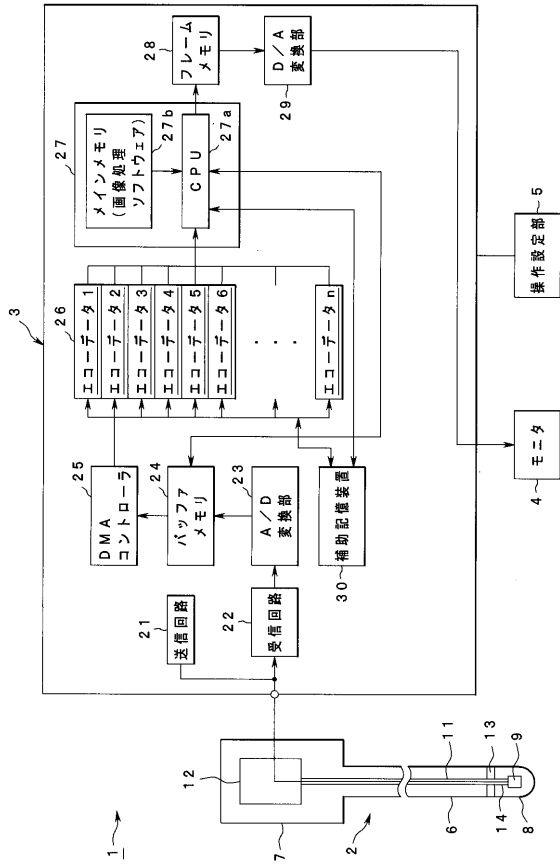
4 2 トラックボール

8 0 マーカ面

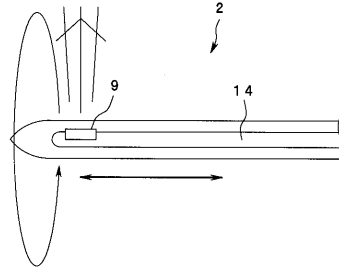
8 1 任意断面画像

代理人 弁理士 伊藤 進

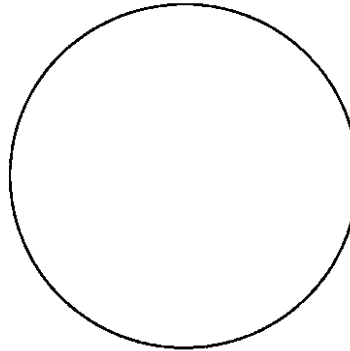
【図 1】



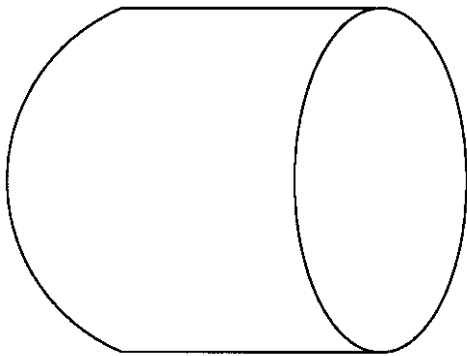
【図 2】



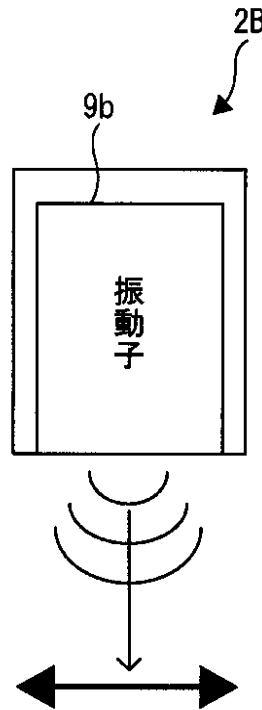
【図 3】



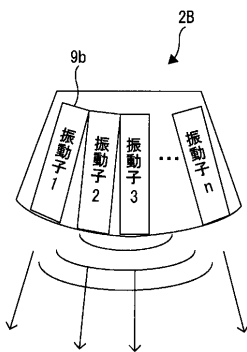
【図 4】



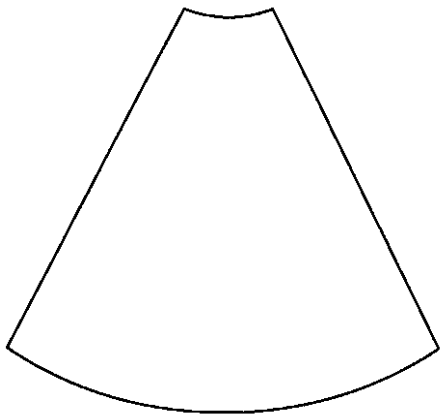
【図 6】



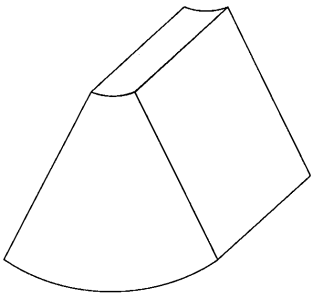
【図 5】



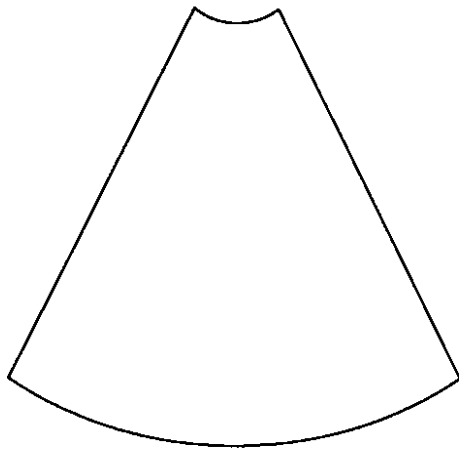
【図 7】



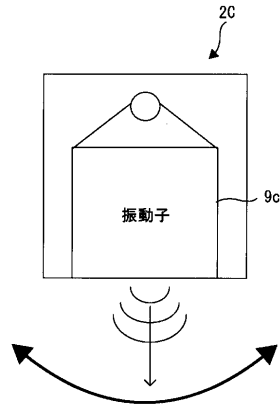
【図 8】



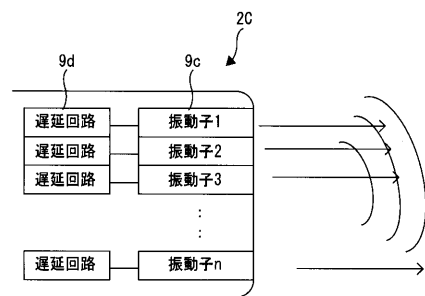
【図 11】



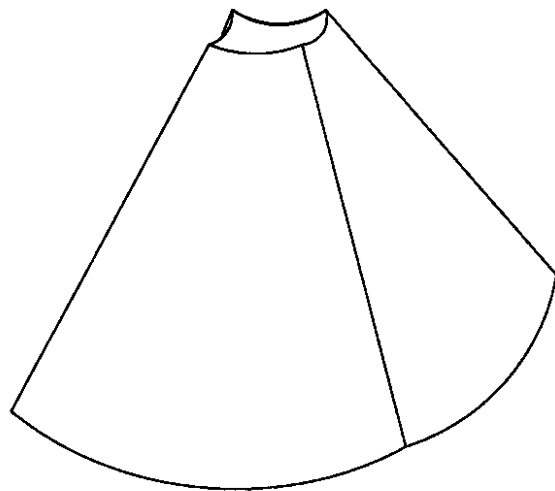
【図 9】



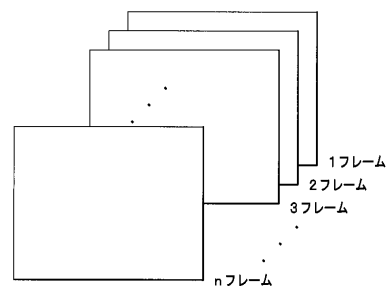
【図 10】



【図 12】

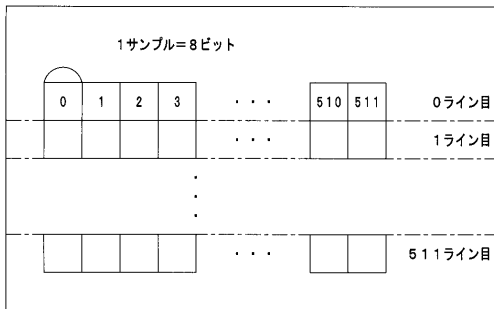


【図 13】

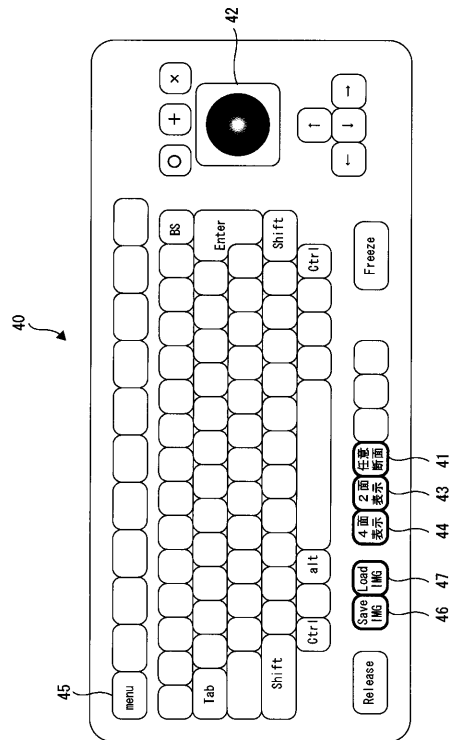


【図 14】

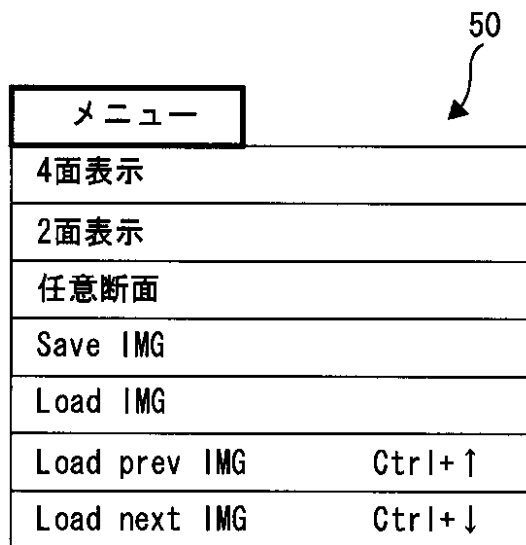
1フレーム（超音波画像取得時）



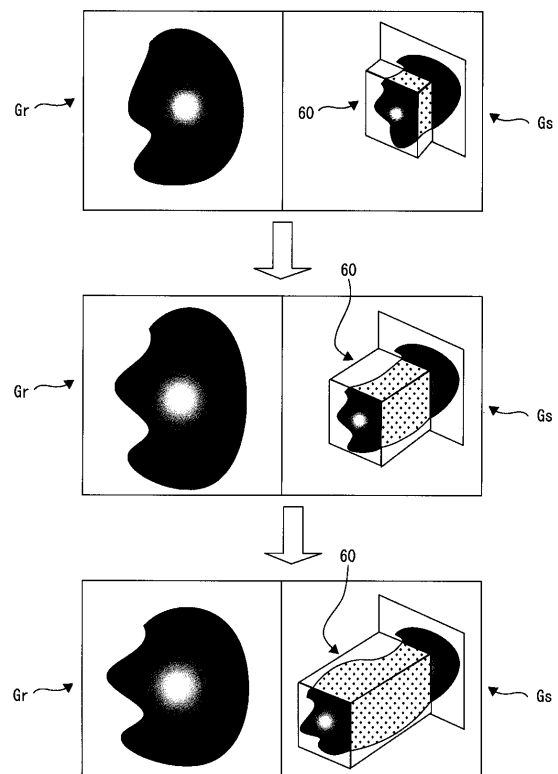
【図 15】



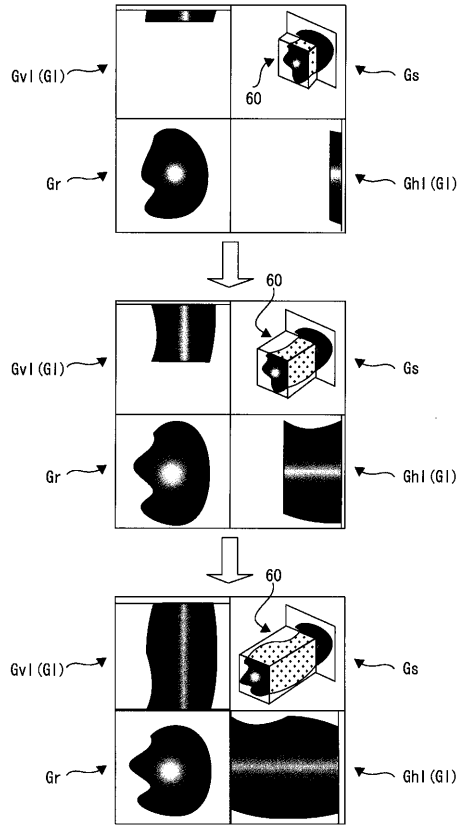
【図 16】



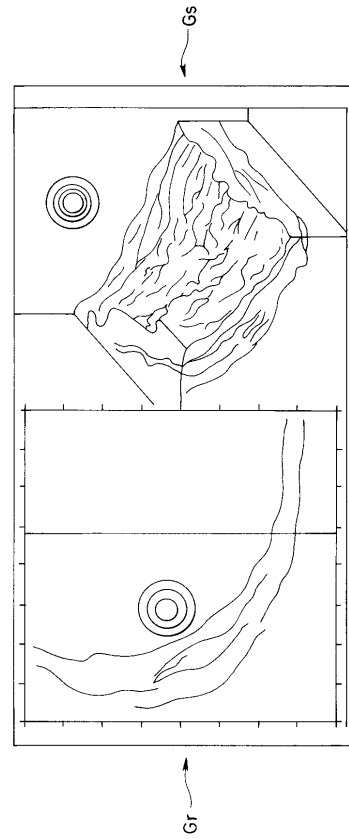
【図 17】



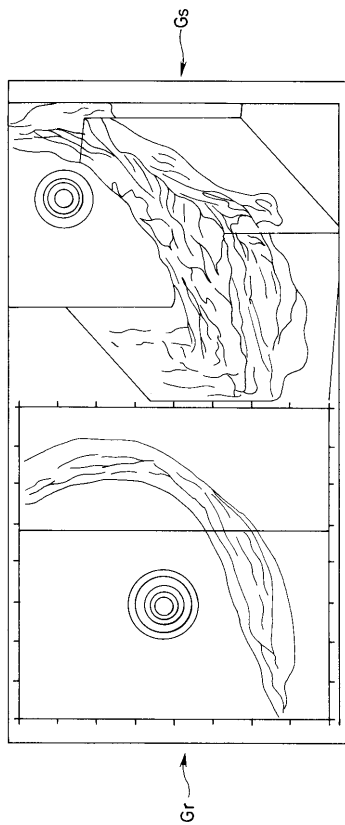
【図 18】



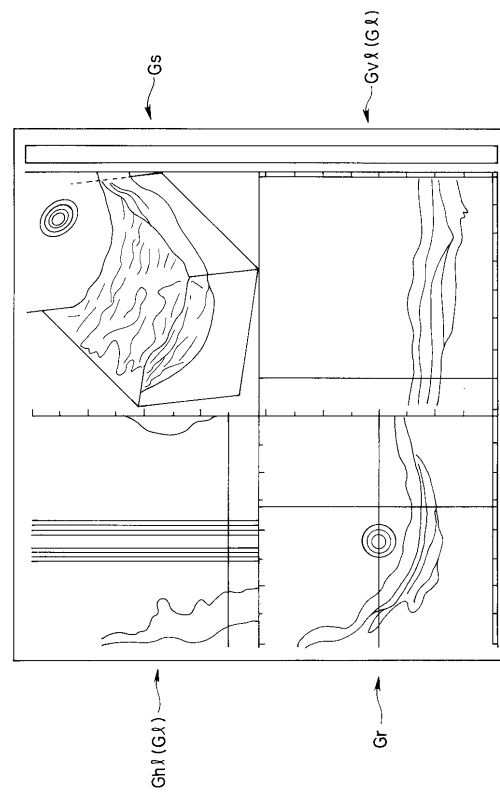
【図 19】



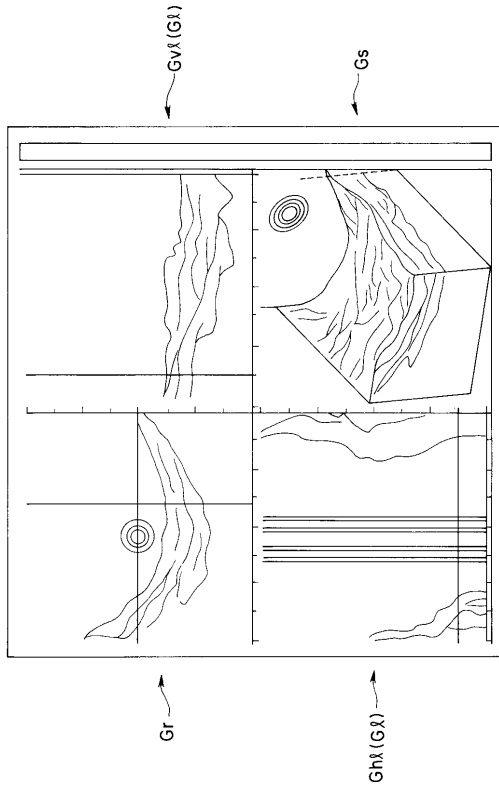
【図 20】



【図 21】



【図 2 2】

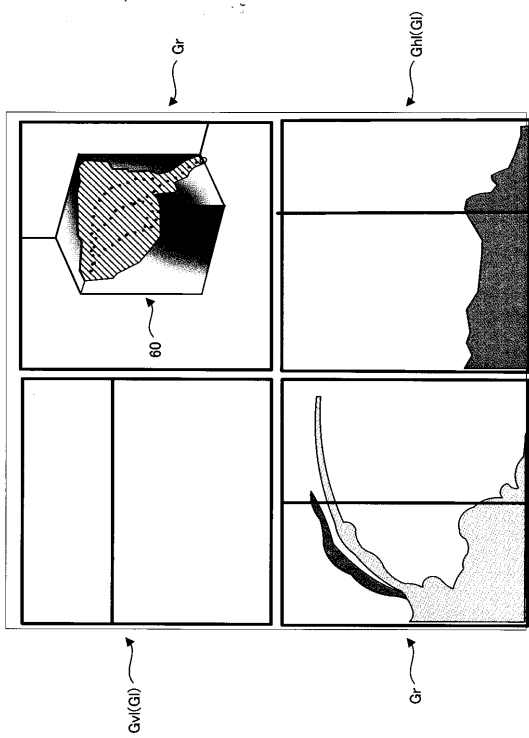


【図 2 3】

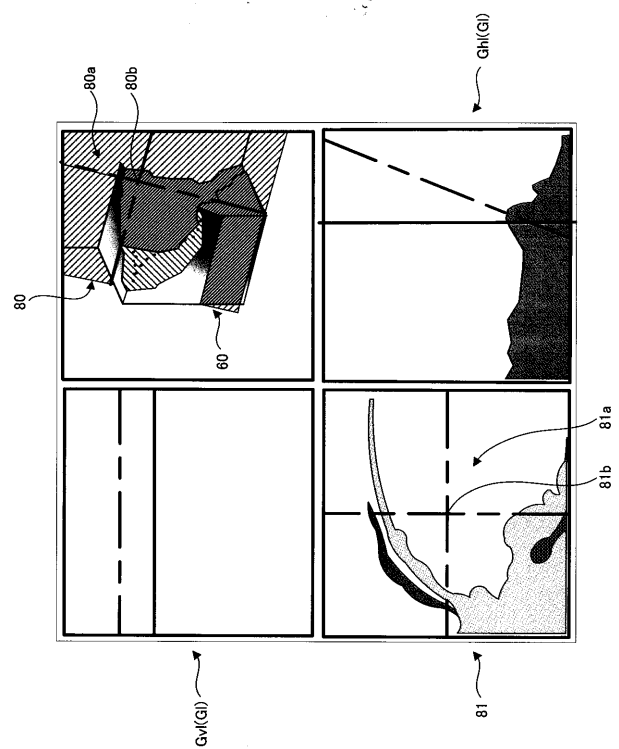
70

コード-の情報 ...		データ一覧		Ok
患者一覧	検査日一覧	患者一覧		Cancel
	20040110 20040117 20040124 20040131 20040207	0001.ing 0002.ing 0003.ing 0004.ing 0005.ing		
サムネイル 画像	abc def ghi jkl			

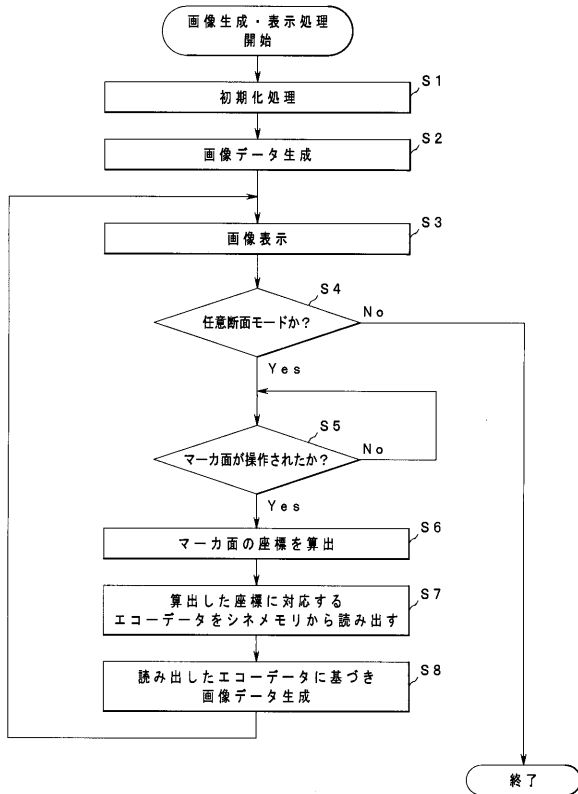
【図 2 4】



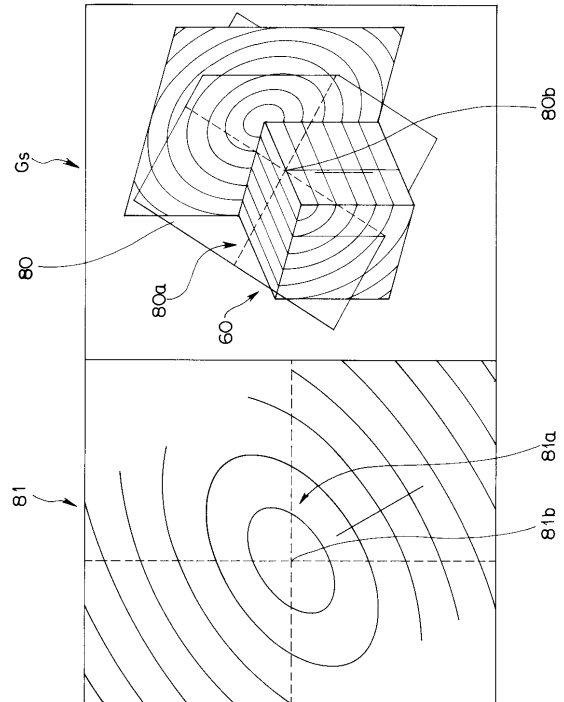
【図 2 5】



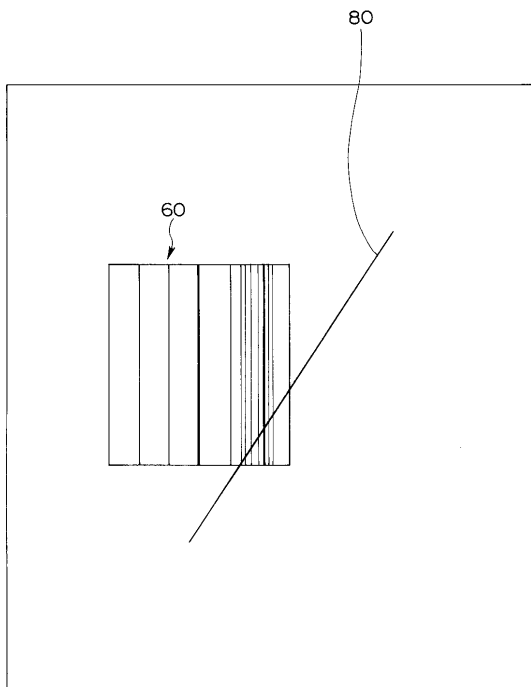
【図 26】



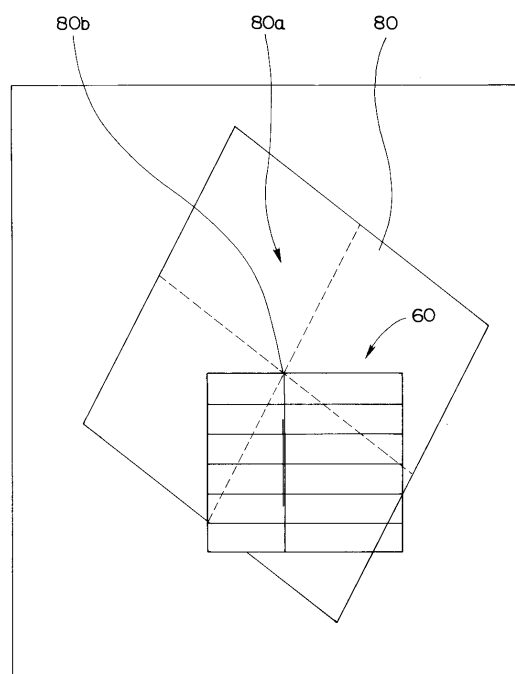
【図 27】



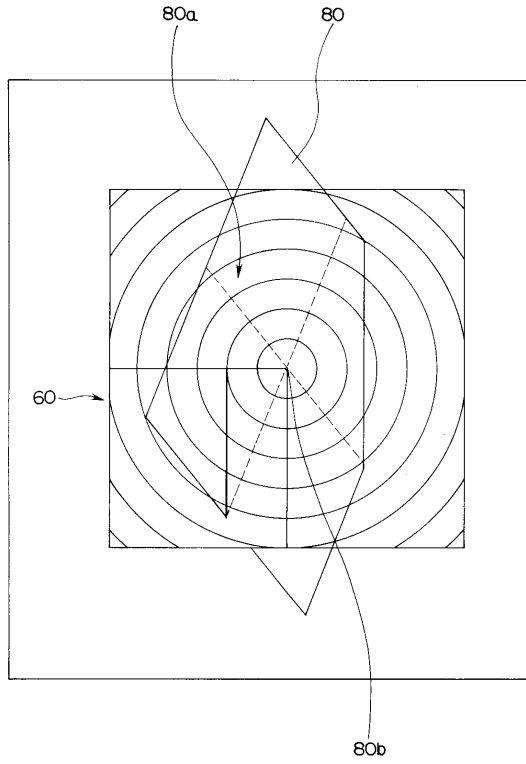
【図 28】



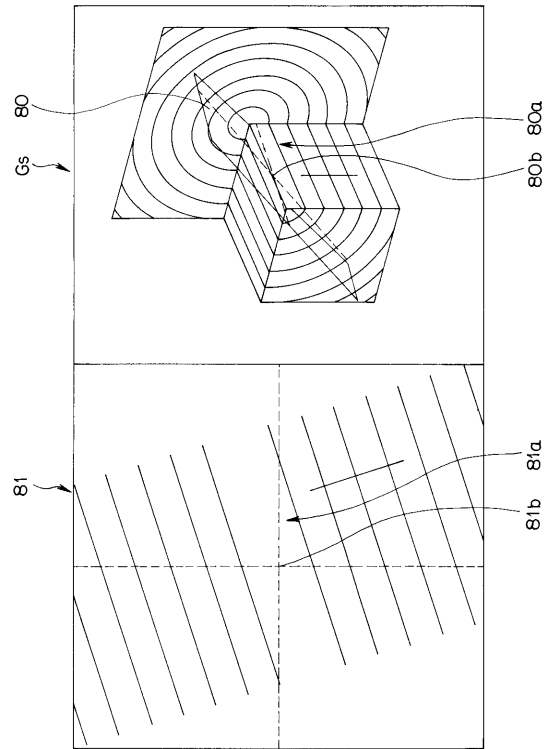
【図 29】



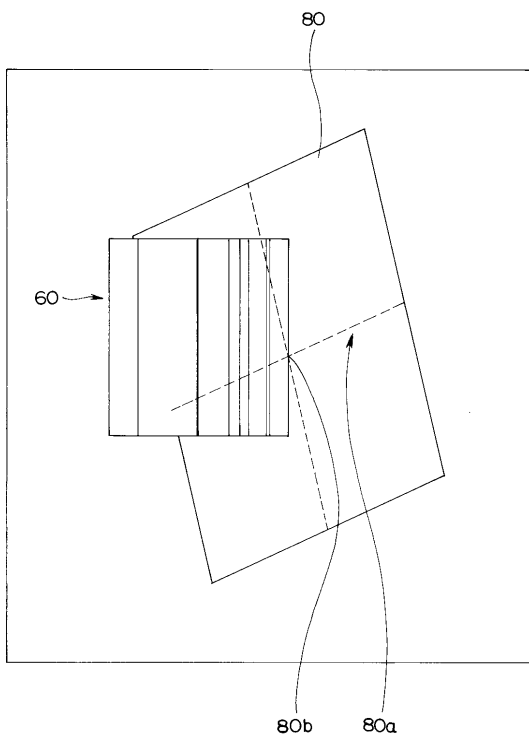
【図 30】



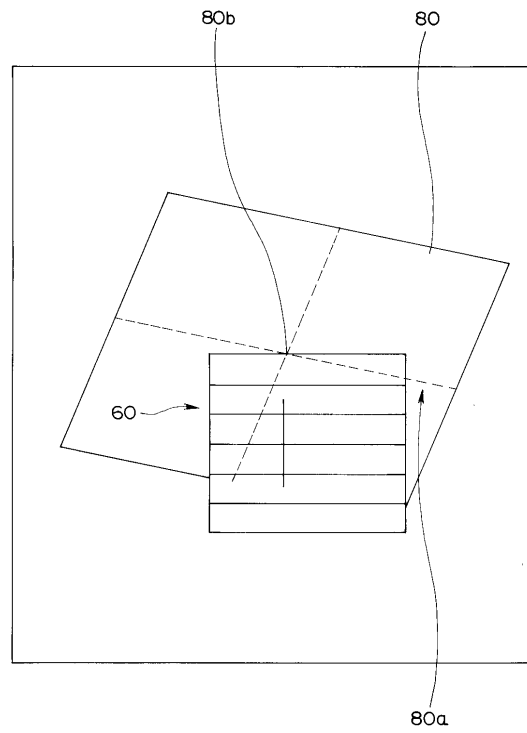
【図 31】



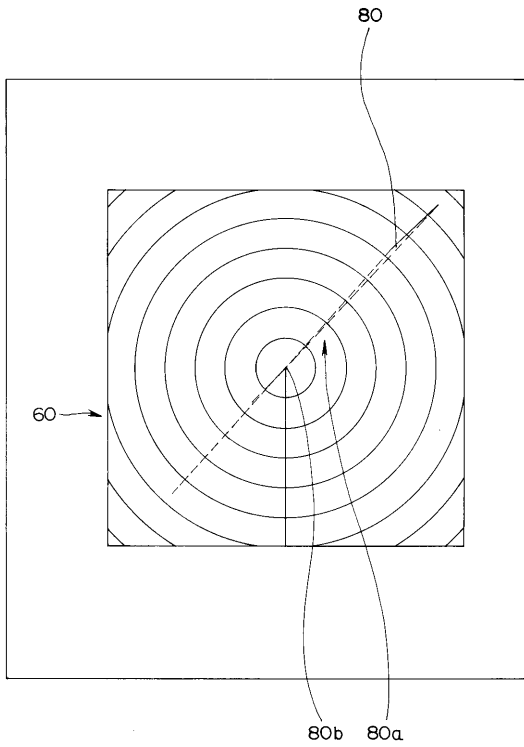
【図 32】



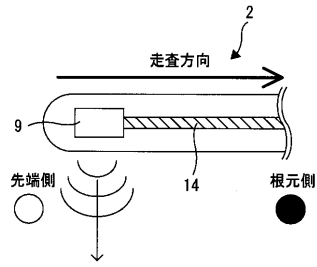
【図 33】



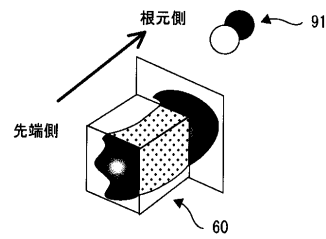
【図 3 4】



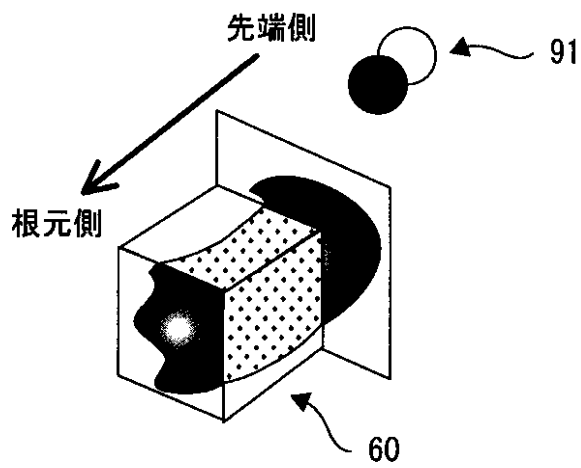
【図 3 5】



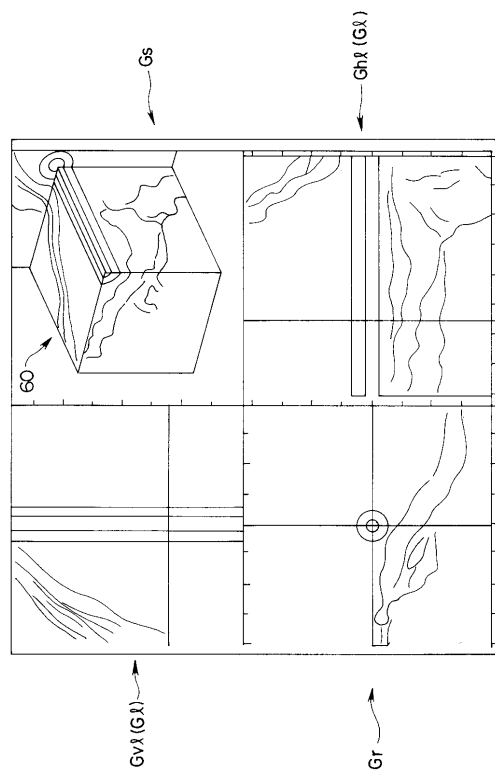
【図 3 6】



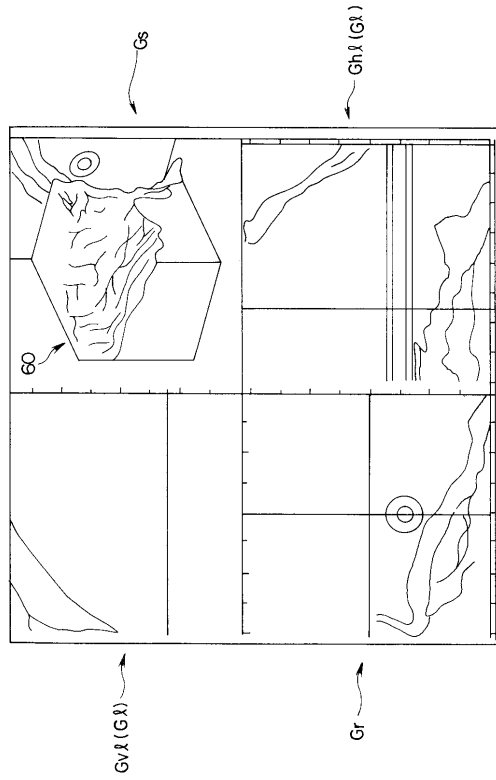
【図 3 7】



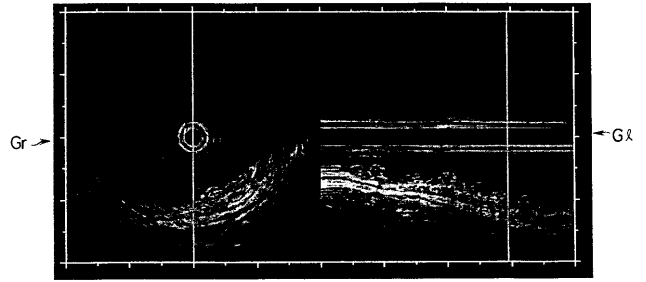
【図 3 8】



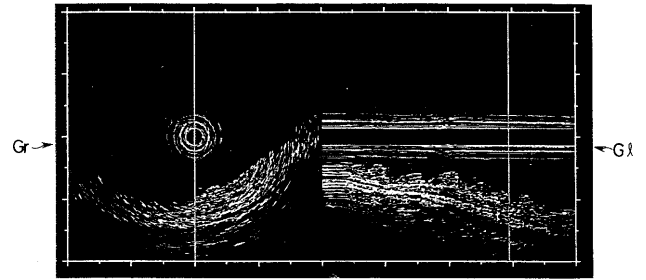
【図 39】



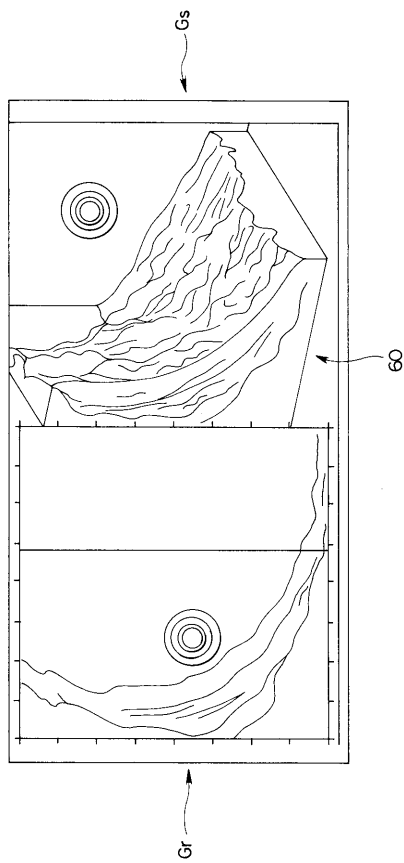
【図 40】



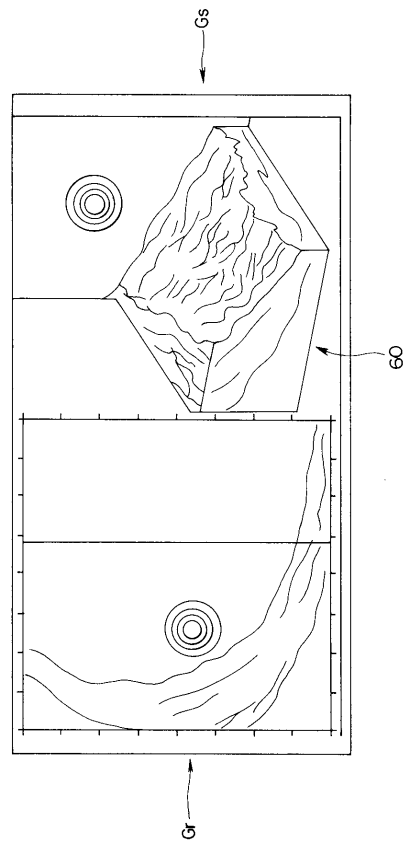
【図 41】



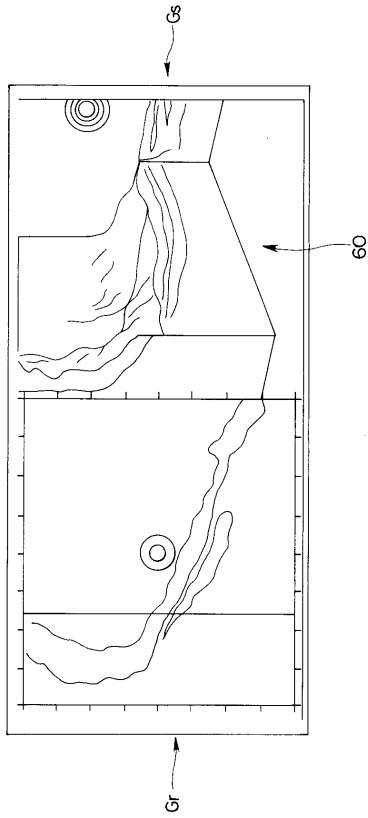
【図 42】



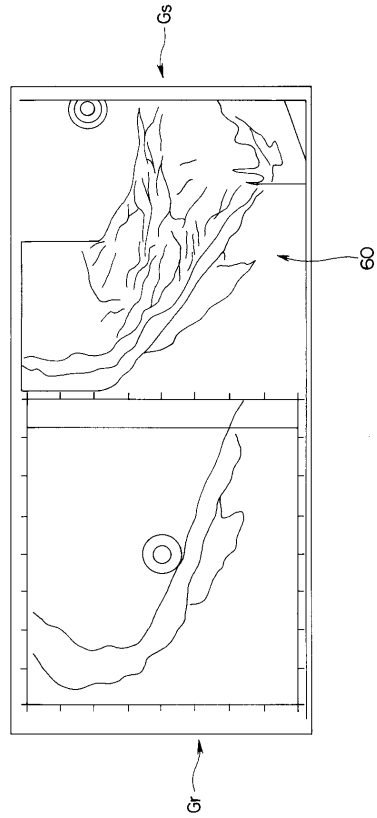
【図 43】



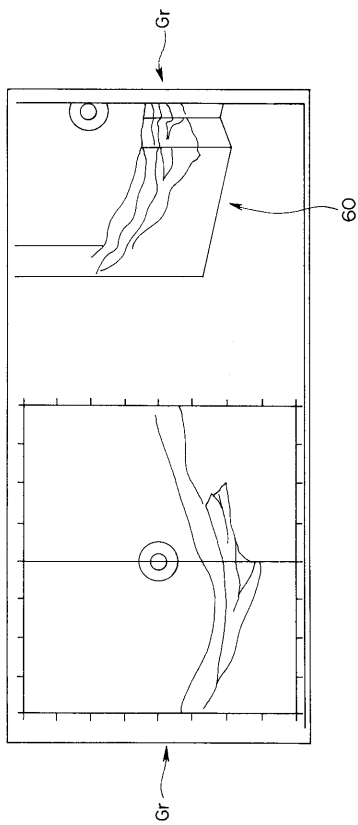
【図 4 4】



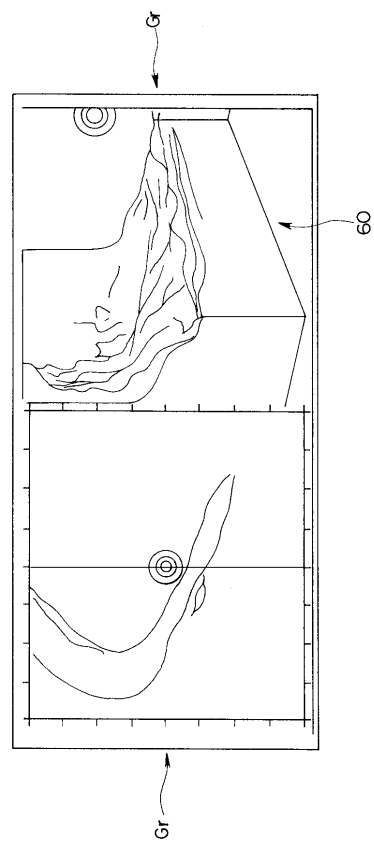
【図 4 5】



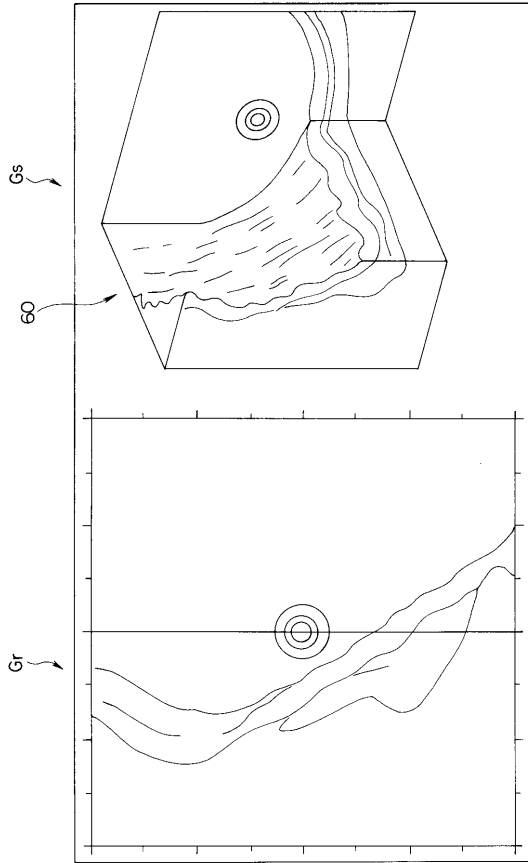
【図 4 6】



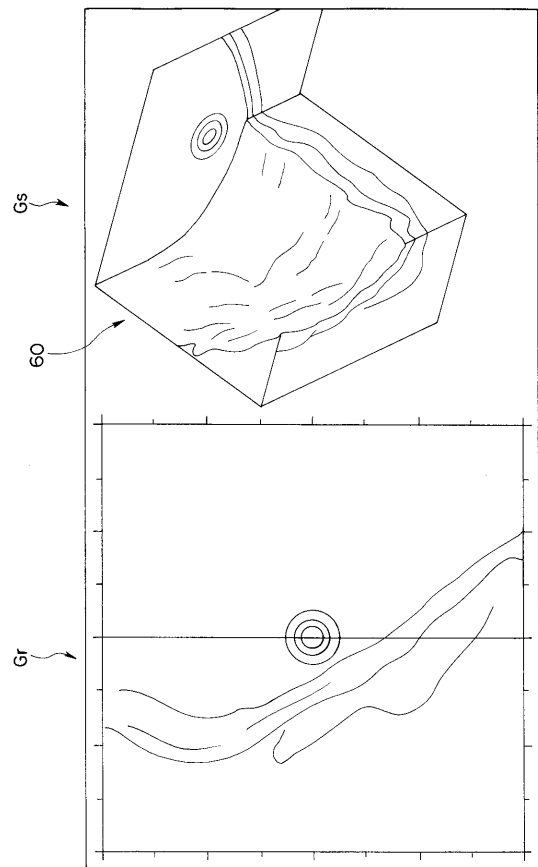
【図 4 7】



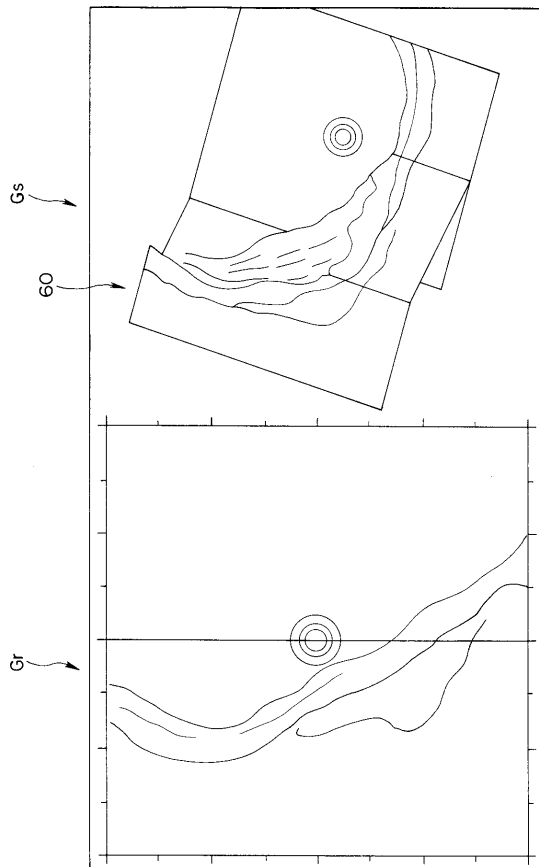
【図 48】



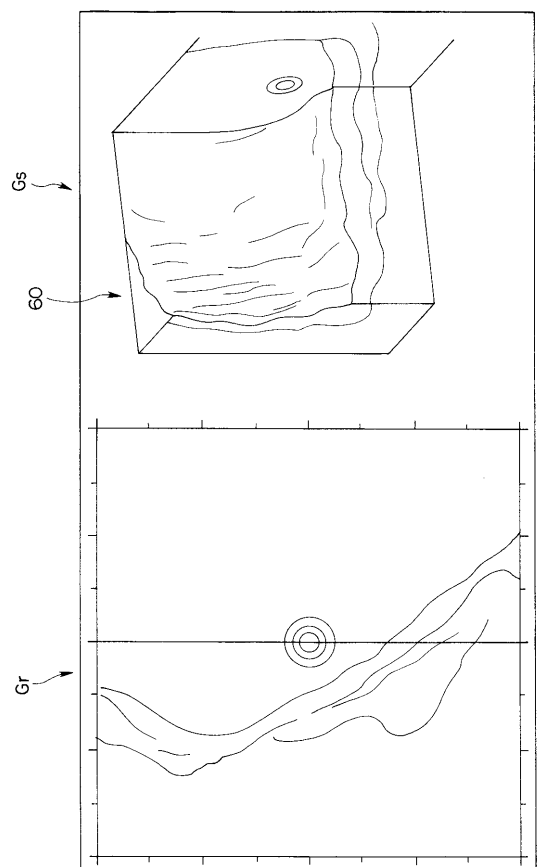
【図 49】



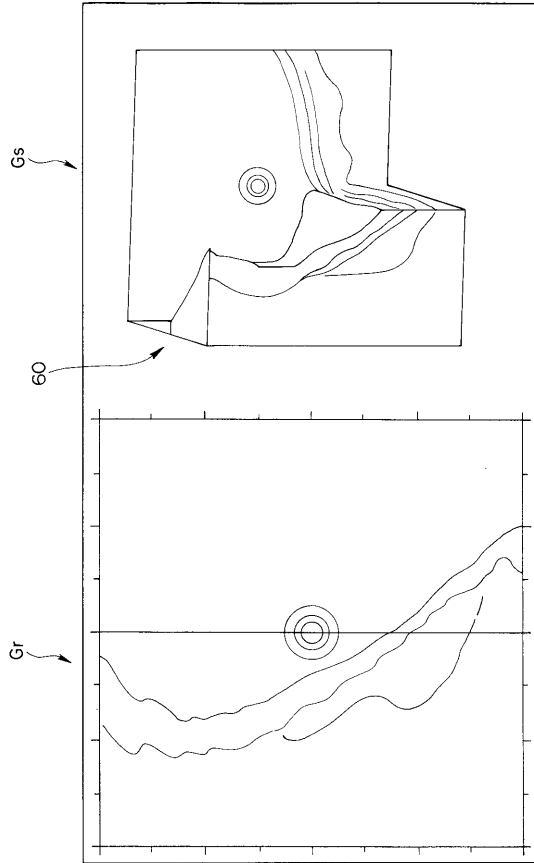
【図 50】



【図 51】



【図 5 2】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005334088A	公开(公告)日	2005-12-08
申请号	JP2004153952	申请日	2004-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋野隆哉		
发明人	秋野 隆哉		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/JC28 4C601/JC29 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL03		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，提供预期的超声图像，扫描较少，并提供图像，以便轻松掌握位置关系和周围组织的方向。解决方案：该超声诊断设备1基于通过相对于对象发送和接收超声波而获得的回波数据来生成超声图像。该超声波诊断设备1具有通过多个帧保持回波数据的电影存储器26，以及基于保留在电影存储器26中的回波数据生成图像数据的图像处理部分27。电影存储器26可以存储三维区域回波数据，图像处理部分27产生任意断层图像，该图像具有与存储在电影存储器26中的三维区域相交的任意位置和梯度。

