

(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2005-253852

(P2005-253852A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/00

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-72584 (P2004-72584)	(71) 出願人	000005821 松下電器産業株式会社
(22) 出願日	平成16年3月15日(2004.3.15)	(74) 代理人	100093067 弁理士 二瓶 正敬
		(72) 発明者	大川 栄一 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB06 EE07 EE08 EE09 EE22 GA18 HH12 HH15 HH17 JC37 KK42

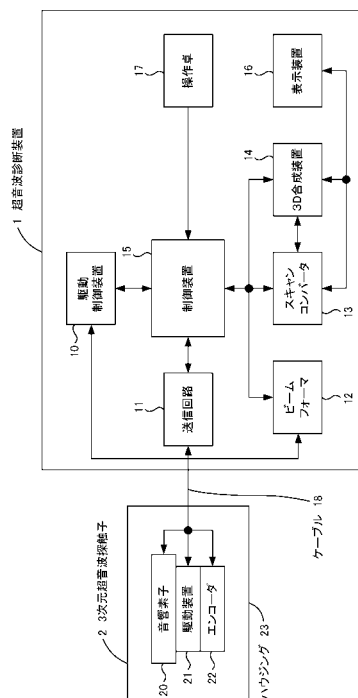
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 速いフレームレートで広範な視野を設定するとともに、詳細な画像を表示することが必要な部分に関しては詳細な画像を表示し、3次元画像を合成する際に、関心領域に係る画像のみを高画質としながら、その他の無駄な画像の画質を低減させて、ポリュームレートを向上させる。

【解決手段】 超音波診断装置1に接続されている3次元超音波探触子2に、超音波の送受波を行う音響素子20の位置を変更する駆動装置21と、音響素子20の位置を検出するエンコーダ(位置検出手段)22とを設け、超音波診断装置に、エンコーダによる位置検出結果に基づいた駆動装置による音響素子の位置制御を行うための駆動制御装置10を設ける。この構成により、3次元画像の構成要素となる複数の超音波断層像のそれぞれにおける音線の密度分布を可変とし、各超音波断層像において、効率の良いスキャンを行うための関心範囲を設定できるようにする。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を送受信し、かつ、電気信号と超音波とを相互に変換する音響素子を有する超音波探触子と、

前記音響素子が出力した前記電気信号から音線を合成するビームフォーマと、

前記ビームフォーマで合成された複数の前記音線から 1 枚の断層像を合成するスキャンコンバータと、

前記スキャンコンバータで合成された複数の前記断層像から 3 次元画像を合成する 3 次元画像合成手段と、

前記 3 次元画像を構成する複数の前記断層像のそれぞれにおいて、複数の前記音線の密度分布を任意に設定するための音線分布可変手段と、 10

前記 3 次元画像合成手段によって合成された前記 3 次元画像を表示するための表示手段とを、

有する超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記音響素子の位置を検出するための位置検出手段と、

前記位置検出手段が検出した前記音響素子の位置情報に基づいて、前記断層像の位置を補正する断層像補正手段を有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記 3 次元画像を合成する際に使用される複数の前記断層像において、複数の前記断層像のうちの少なくとも 1 枚の前記断層像における複数の前記音線の密度分布が異なるように構成されている請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。 20

## 【請求項 4】

前記音線分布可変手段が、1 枚の前記断層像における複数の前記音線の密度分布を段階的に設定できるように構成されている請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記 3 次元画像を合成する際に使用される複数の前記断層像において、複数の前記断層像のうちの少なくとも 1 枚の前記断層像における複数の前記音線の太さが異なるように構成されている請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。 30

## 【請求項 6】

詳細に観察したい部位に係る前記 3 次元画像の関心範囲の解像度を、前記関心範囲以外の解像度よりも高く設定するための関心範囲設定手段を有する請求項 1 から 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

操作者が、前記表示手段に前記断層像と共に表示される前記関心範囲の境界線の選択及び移動を行うための操作手段を有し、

前記関心範囲設定手段による前記関心範囲の設定が、前記操作手段による前記境界線の位置に基づいて行われるように構成されている請求項 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記関心範囲設定手段による前記関心範囲の設定結果が、前記表示手段における前記 3 次元画像の表示に反映されるように構成されている請求項 7 に記載の超音波診断装置。 40

## 【請求項 9】

観察対象とする部位を設定するための部位設定手段を有する請求項 5 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、疾病などの診断を行うために、超音波を用いて被検体内の体内臓器などを可視化する技術を利用した超音波診断装置に関する。 50

## 【背景技術】

## 【0002】

従来の超音波診断装置では、被検体（観察対象）内に超音波を送信して、その反射波を受信することによって、被検体内の画像の生成が行われる。この画像は被検体内を可視化するものであり、例えば、被検体の疾病の診断や治療などに利用されている。

## 【0003】

例えば、下記の特許文献1には、超音波の送受波により立体的投影画像を表示する場合に、分解能又はフレームレートの向上を選択的に行えるようにした超音波診断装置が開示されている。図7は、従来の超音波診断装置における立体的投影画像の表示例を示す図であり、特許文献1に開示されている技術の特徴を示すものである。

10

## 【0004】

図7に示すように、特許文献1に開示されている超音波診断装置では、アレイ振動子（音響素子20）を電子走査（スキャン）することによって、音線（超音波ビーム）101が全走査範囲において走査される通常モード（図7（A）参照）に加え、通常モードと同一本数の音線101によって関心領域（ROI：Region of Interest、関心範囲とも呼ばれる）の範囲のみを走査する解像度優先モード（図7（B）参照）、通常モードと同一ピッチの音線101によって関心領域の範囲のみを走査するフレームレート優先モード（図7（C）参照）の2つのモードをさらに選択することができるようになっている。

## 【0005】

また、下記の特許文献2には、被検体内部の超音波で走査される多数の走査線により形成される走査領域のうちの超音波を送信し、穿刺針の通過経路を含む第1の領域について、その走査領域のうちの第1の領域を除く第2の領域よりも高い走査線密度（音線の密度）で走査することによって、穿刺術を施す際の関心領域となる穿刺針先端近傍の領域における2次元画像の画像分解能を向上させることを可能とし、フレームレートの向上及び画質の向上の両立を図る技術が開示されている。

20

【特許文献1】特開平10-277030号公報（図6、段落0044～0048）

【特許文献2】特開平11-33021号公報（図7、段落0075～0084）

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかしながら、特許文献1に記載の技術によれば、3次元画像のフレームレートを優先する場合には、粗い超音波断層像を短時間で取得できる一方、画像解像度を優先して詳細な3次元画像を取得する場合には、超音波断層像の取得に多大な時間を要するという問題点がある。また、特許文献1に記載の技術では、例えば、穿刺時などにおいて、細胞取得部位を詳細に観察するために解像度の高い超音波断層像を取得する一方、途中の穿刺針経路に関しては血管などの大まかな位置を確認するために粗い超音波断層像でよいというような要望に応えることはできない。すなわち、特許文献1に記載の技術では、画像の更新間隔を遅くして全体を詳細に観察するか、視野範囲を狭めて細胞取得部位のみを表示するかのいずれかのモードしか選択できないという問題点がある。また、さらに、広範囲にわたって詳細な超音波断層像を高速で取得するためには、複数の超音波を同時に送受信しなければならず、超音波診断装置の回路規模が増大するという問題点がある。

30

40

## 【0007】

また、特許文献2に記載の技術によれば、超音波断層像内において音線密度分布の設定に変化を設けることによって、フレームレートの向上を実現する粗い解像度の画像領域と、画質の向上を実現する細かい解像度の画像領域とを有する2次元画像が取得可能である。しかしながら、一般的に観察対象となる人体の臓器などは、直線や平面などによって構成されているわけではなく、曲線又は曲面で構成されていたり、臓器の上下で異なるサイズを有していたりする。すなわち、図8に示すように、1つの臓器から取得される3つの超音波断層像（図8（A）～（C）のそれぞれの図面参照）において、通常の場合、関心領域は異なる位置に存在することになる。特許文献2に記載の技術では、各超音波断層像

50

において音線密度及び画像取得範囲が同一であるため、様々な形状を有する臓器をスキャンした場合には、すべての超音波断層像における高解像度領域が、関心領域を含むようにすることは困難であり、例えば、図8(A)、(B)では、関心領域に関して高解像度の画像が取得できるものの、図8(C)では、関心領域に関して高解像度の画像は取得されないという問題点がある。また、図8(C)に示す超音波断層像において、関心領域が高解像度領域に含まれるようにするためには、図8(A)、(B)において、関心領域が存在しない無駄な領域に関しても高解像度領域に設定する必要があるという問題点がある。

**【0008】**

本発明は、上記の問題点を解決するために、回路規模を増大することなく、速いフレームレートで広範な視野を設定するとともに、詳細な画像を表示することが必要な部分に関しては詳細な画像を表示することが可能であり、また、3次元画像を合成する際に、関心範囲に係る画像のみを高画質としながら、その他の無駄な領域の画像の画質を低減させて、ポリウムレートを向上させることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

**【課題を解決するための手段】****【0009】**

上記目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信し、かつ、電気信号と超音波とを相互に変換する音響素子を有する超音波探触子と、

前記音響素子が出力した前記電気信号から音線を合成するビームフォーマと、

前記ビームフォーマで合成された複数の前記音線から1枚の断層像を合成するスキャンコンバータと、

20

前記スキャンコンバータで合成された複数の前記断層像から3次元画像を合成する3次元画像合成手段と、

前記3次元画像を構成する複数の前記断層像のそれぞれにおいて、複数の前記音線の密度分布を任意に設定するための音線分布可変手段と、

前記3次元画像合成手段によって合成された前記3次元画像を表示するための表示手段とを有している。

この構成により、詳細に観察する必要がない部分の音線の数減少させることが可能となり、1枚の断層像を取得するために要する時間を短縮することが可能となる。

**【0010】**

30

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、前記音響素子の位置を検出するための位置検出手段と、

前記位置検出手段が検出した前記音響素子の位置情報に基づいて、前記断層像の位置を補正する断層像補正手段を有している。

この構成により、3次元画像を構成する超音波断層像を取得するために要する時間が異なる場合でも、連続的に断層像を取得することが可能となり、詳細な3次元画像を速いフレームレートで構成することが可能となる。

**【0011】**

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、前記3次元画像を合成する際に使用される複数の前記断層像において、複数の前記断層像のうち少なくとも1枚の前記断層像における複数の前記音線の密度分布が異なるように構成されている。

40

この構成により、詳細に観察したい部位がどのような形状であっても、効率良く3次元画像を構成することが可能となる。

**【0012】**

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記音線分布可変手段が、1枚の前記断層像における複数の前記音線の密度分布を段階的に設定できるように構成されている。

この構成により、詳細な部分と粗い部分との境界部分を滑らかに変化させることが可能となり、3次元画像の表示に係る違和感を与えないようにすることが可能となる。

**【0013】**

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、前記3次元画像を合成する際

50

に使用される複数の前記断層像において、複数の前記断層像のうちの少なくとも1枚の前記断層像における複数の前記音線の太さが異なるように構成されている。

この構成により、超音波断層像を取得する際に不要な部分を取得しないので、3次元画像の構成に費やされる時間をさらに短縮化することが可能となる。

【0014】

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、詳細に観察したい部位に係る前記3次元画像の関心範囲の解像度を、前記関心範囲以外の解像度よりも高く設定するための関心範囲設定手段を有している。

この構成により、詳細に3次元画像を観察したい部位を設定することが可能となる。

【0015】

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、操作者が、前記表示手段に前記断層像と共に表示される前記関心範囲の境界線の選択及び移動を行うための操作手段を有し、

前記関心範囲設定手段による前記関心範囲の設定が、前記操作手段による前記境界線の位置に基づいて行われるように構成されている。

この構成により、明確に関心範囲を設定することが可能となる。

【0016】

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、前記関心範囲設定手段による前記関心範囲の設定結果が、前記表示手段における前記3次元画像の表示に反映されるように構成されている。

この構成により、関心範囲を設定した結果を即座に確認することが可能となる。

【0017】

さらに、本発明の超音波診断装置は、上記構成に加えて、観察対象とする部位を設定するための部位設定手段を有している。

この構成により、3次元画像を取得したい部位を設定することが可能となる。

【発明の効果】

【0018】

本発明に係る超音波診断装置は、複数の超音波断層像から3次元画像を構成する際に、各超音波断層像における音線密度を各超音波断層像内で可変として、1枚の超音波断層像内に粗い部分と詳細な部分とを任意に設定できるように構成されており、詳細に観察する必要がある部分に関しては詳細な画像表示を行いながら、視野の広い3次元画像を短時間で構成することができるという効果を有している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。図1は、本発明の実施の形態の超音波診断装置、及び、この超音波診断装置に接続された3次元超音波探触子のそれぞれの内部構成を示すブロック図である。

【0020】

図1に示す3次元超音波探触子2は、超音波と電気信号を相互に変換する音響素子20と、音響素子20の物理的位置を変更する駆動装置21と、音響素子20の位置を電気信号に変換するエンコーダ22と、これらを内包するハウジング23とによって構成されており、ケーブル18を介して超音波診断装置1と接続されている。

【0021】

音響素子20は、電気信号と超音波とを相互に変換する複数の素子によって構成されるのが一般的であり、例えば、複数の圧電素子が短冊状に配置された電子走査アレイと呼ばれるものである。また、音響素子20は、被検体内に超音波を送信するとともに、被検体内で反射して戻ってきた超音波を受信して電気信号に変換し、超音波診断装置1に供給するように構成されている。また、駆動装置21は、音響素子20の物理的位置を変更するための駆動手段である。また、エンコーダ22は、駆動装置21によって変更可能な音響素子20の物理的位置を電気信号に変換して、ケーブル18を介して超音波診断装置1に

10

20

30

40

50

供給する位置検出手段である。

【0022】

一方、図1に示す超音波診断装置1は、駆動制御装置10、送信回路11、ビームフォーマ12、スキャンコンバータ13、3D合成装置14、制御装置15、表示装置16、操作卓17を有している。

【0023】

駆動制御装置10は、ケーブル18を介して、音響素子20の物理的位置を変更するための駆動装置21の動作制御を行う手段であり、後述のように、所望の音線密度に応じた音響素子20の位置変更に係る制御を行うように構成されている。すなわち、駆動制御装置10は、フレームレートなどの調節を行うことを可能とし、3D合成装置14によって合成される3次元画像を構成する複数の断層像のそれぞれにおいて、複数の音線の密度分布を任意に設定することのできる音線分布可変手段としての機能を有している。

10

【0024】

また、送信回路11は、音響素子20に超音波を発信させたり、駆動装置21に対して音響素子20の駆動に係る制御信号を供給したりするための手段である。なお、この送信回路11は、3次元超音波探触子2との間のインターフェースとしての機能も有している。また、ビームフォーマ12は、音響素子20からの電気信号を受信して音線を合成するための音線合成手段である。また、スキャンコンバータ13は、ビームフォーマ12で合成された複数の音線から1枚の超音波断層像を合成するための断層像合成手段である。また、3D合成装置14は、スキャンコンバータ13で合成された複数の超音波断層像から、3次元画像を合成するための3次元画像合成手段である。

20

【0025】

また、制御装置15は、送信回路11、ビームフォーマ12、スキャンコンバータ13、3D合成装置14の各構成要素の動作を制御するための制御手段である。また、表示装置16は、3次元画像や超音波断層像、さらには、その他の様々な画像情報及び文字情報などを表示するためのモニタである。また、操作卓17は、パラメータや動作設定、さらに、音響密度分布を任意に設定するための入力などを操作者が入力するための操作入力手段であり、例えば、トラックボールや操作ボタンなどを有している。

【0026】

次に、図1に示す構成に係る第1の動作例について、図2を参照しながら説明する。図2は、本発明の実施の形態及び従来技術における超音波診断装置に係る音線密度の説明図であり、図2(A)は、本発明の実施の形態における超音波診断装置に係る音線密度の説明図、図2(B)は、従来技術における超音波診断装置に係る音線密度の説明図である。

30

【0027】

図2(A)には、本発明の実施の形態における超音波診断装置1で取得された超音波断層像102の音線密度が図示されている。図2(B)には、従来技術における超音波診断装置で取得された超音波断層像103の音線密度が図示されている。

【0028】

例えば、操作者が操作卓17から細かく観察したい範囲、粗くても構わない範囲を任意に設定でき、図2(A)に示す超音波断層像102では、詳細に観察したい部位(中央部：範囲104)は、音線密度が細かくなっており(例えば、音響素子20のピッチ間隔)、粗い観察でも構わない範囲(開口端部：範囲106a、106b)は、音線密度が粗くなっている(例えば、ピッチの5~6倍の間隔)。また、その中間の範囲105a、105bは音線密度が、範囲104における音線密度よりも粗く、かつ、範囲106a、106bにおける音線密度よりも細かくなっている。なお、音線101の密度が粗い部分は、補間又は複写によって、不足する分の音線101が補われるようにすることが望ましく、これによって、超音波断層像102が途切れ途切れにならなないようにすることが可能となる。また、範囲の設定は、3D画像あるいは断層画像に対し、操作卓17からカーソルで指定するための初期設定の境界線呼び出し、任意に範囲を設定することが可能

40

50

である。例えば、四角形、多角形などの枠で観察対象を囲うなどして、任意に範囲を設定することができる。一方、図2(B)に示す超音波断層像103では、音線密度が一定である。

#### 【0029】

図2(A)と図2(B)とを比較すれば分かるように、1本の音線101を取得するために要する時間は、超音波断層像102と超音波断層像103では同一であり、より少ない音線101で構成されている図2(A)に示す超音波断層像102の方が、図2(B)に示す超音波断層像103よりも短い時間で取得することが可能である。また、図2(A)では、音線密度が細かい範囲104と音線密度が粗い範囲106a、106bとの間に音線密度が中間の範囲105a、105bを設けているので、音線密度の変化による急激な画像の変化などを抑制して、表示画像を閲覧する者に対して、違和感を与えないようにすることが可能となる。また、図2(A)に示す超音波断層像102は短い時間で取得することができるので、複数の超音波断層像102から、3次元画像を合成する際に費やされる時間を短縮することが可能となる。

#### 【0030】

このように、本発明の実施の形態の超音波診断装置に係る第1の動作例によれば、超音波断層像を構成する音線密度を可変とすることにより、関心領域の分解能を保ったままで超音波断層像を取得するのに要する時間を短縮することが可能となり、さらには、3次元画像を短い時間で合成することができるようになる。また、音線密度の変化を緩やかにする(すなわち、範囲105a、105bを設ける)ことによって、表示画像に関して、違和感を与えないようにすることが可能となる。なお、上記の実施の形態では、音線密度を3段階で可変としているが、それよりも細かく音線密度を変化させても同様の効果を得ることが可能である。さらに、音響密度が粗い部分において、音響取得時に焦点を絞らずに甘くし、見かけ上の音線を太くすることで、音線間の異物などを発見しやすくしたり、観察したりできるようにしてもよい。

#### 【0031】

次に、図3を参照しながら、本発明の実施の形態の超音波診断装置に係る第2の動作例について説明する。図3は、本発明の実施の形態の超音波診断装置に係る第2の動作例における超音波断層像の取得動作の説明図であり、3次元超音波探触子2の音響素子20が位置1110から移動方向108に沿って位置1111まで動く間に、断層像を取得する状態を示している。なお、ここでは、各超音波断層像の取得動作1090~109nでは、音線密度及び視野範囲がそれぞれ異なるように設定されている。

#### 【0032】

まず、3次元超音波探触子2の音響素子20は、最初、位置1110にあるものとする。ここで、3次元走査が開始されると、音響素子20は超音波断層像の取得動作1090を行いながら、移動方向108への移動を開始する。超音波断層像の取得動作1090の完了後、さらに、移動方向108への移動を行いながら、超音波断層像の取得動作1091を行う。同様にして超音波断層像の取得動作1092、1093を順次行って、最後の超音波断層像の取得動作109nが完了した時点で、音響素子20は位置1111に到達する。

#### 【0033】

各超音波断層像の取得動作1090~109nでは、音線密度及び視野範囲がそれぞれ異なるため、各超音波断層像の取得動作1090~109nに要する時間はそれぞれ異なっている。そのため、連続的に超音波断層像を取得した場合には、超音波断層像を取得した位置がそれぞれ不等間隔となるので、3D合成装置14は、超音波断層像を取得する際の音響素子20の位置を、3次元超音波探触子2のエンコーダ22から取得して、この音響素子20の位置に基づく超音波断層像の位置の補正を行って、3次元画像を合成する。

#### 【0034】

次に、音響素子20は移動方向108とは反対の方向に移動しながら、上述の動作と同様に、被検体に係る超音波断層像を取得し、3次元画像を合成して表示装置16に3次元

10

20

30

40

50

画像の表示を行う。この一連の動作は、終了コマンドが入力されるまで連続して実行される。

#### 【0035】

以上のように、本発明の実施の形態の超音波診断装置1に係る第2の動作例によれば、音響素子20の位置を取得するエンコーダ22を設けて、エンコーダ22による位置の検出結果に基づく超音波断層像の位置の補正を行うことにより、3次元画像を構成する超音波断層像を取得するために要する時間が1つの3次元画像中で異なっても、待ち時間を設けて時間調整をしたりすることなく、正確な3次元画像を高速に合成することが可能となる。

#### 【0036】

次に、図4～図6を参照しながら、本発明の実施の形態の超音波診断装置に係る第3の動作例について説明する。図4は、本発明の実施の形態の超音波診断装置における3次元走査時に、表示装置に表示される内容の一例を示す図である。表示装置16の表示画面16a上には、所望の観察対象に係る3次元画像107が表示される。なお、図4には、立体感ができるように、観察対象を斜め上方から観察した場合の斜視図が表示されている。

10

#### 【0037】

また、図5は、本発明の実施の形態の超音波診断装置における超音波断層像の取得パラメータの修正時に、表示装置に表示される内容の一例を示す図である。例えば、超音波診断装置1の操作者が、操作卓17に設けられている範囲修正スイッチを押下した場合には、表示装置16の画面左上(図5の左上)に、3次元画像107にマーカ112～114が表示される(デフォルト)とともに、それぞれのマーカ位置に対応する超音波断層像1180～1182(図5の右上、左下、右下)が表示されている。

20

#### 【0038】

また、超音波断層像1180～1182のそれぞれには、デフォルトあるいは前回取得時のデータから、画像取得範囲(観察対象となる部位全体)を表す範囲1150～1152、音線密度が細かい範囲1160～1162、音線密度が中間の範囲1170～1175が表示されている。なお、画像取得範囲1150～1152のうち、音線密度が細かい範囲1160～1162、及び、音線密度が中間の範囲1170～1175のどちらか一方に属さない範囲は、音線密度が粗い範囲である。

#### 【0039】

また、図6は、本発明の実施の形態の超音波診断装置における音線密度が細かい範囲の変更を行う場合の一例を示す図である。図6(A)は、音線密度が細かい範囲の変更を行う前の超音波断層像の表示内容であり、図6(B)は、音線密度が細かい範囲の変更を行った後の超音波断層像の表示内容である。なお、図6では、図5に示す超音波断層像1180の表示箇所のみが図示されている。

30

#### 【0040】

例えば、操作者が操作卓17上に設けられたトラックボールを操作して、表示装置16上のカーソル118を移動させ、超音波断層像1180をクリック(選択)する(超音波断層像1180をアクティブにする)。次に、音線密度が細かい範囲1160と音線密度が中間の範囲1171との境界線1160Lをカーソル118によって選択(クリック)する。これにより、境界線1160Lを水平方向に移動させることが可能となり、例えば、図6(A)に示す表示から、図6(B)に示す表示に、音線密度が細かい範囲1160を広くするように(音線密度が中間の範囲1171を狭くするように)、境界線1160Lをドラッグ方向119に移動させて、範囲の変更を行うことが可能となる。

40

#### 【0041】

このようにして変更された内容は、即座に3次元画像107に反映され、詳細な画像領域が修正されることが望ましい。また、操作者が操作卓17上に設けられた範囲修正スイッチを再度押下すると、図4に示すような通常の3次元画像表示に戻れるようになっていくことが望ましい。マーカ112～114が表示されていない部分の画像取得範囲及び関心範囲に関しては、直線補間などにより、それぞれの超音波断層像について自動的に設定

50

されることが望ましい。

【0042】

なお、上述の説明では、超音波断層像1180の音線密度が細かい範囲の修正方法について説明したが、他の超音波断層像の画像取得範囲及び関心範囲の修正に関しても、同様に実施することが可能である。また、画像取得範囲そのものの範囲を広げることができるようにすることも可能であり、このために、画像取得範囲以外の画像を取得して、表示できるようにすることも可能である。

【0043】

さらに、図5に示す一例では、3枚の超音波断層像(すなわち、3つのマーカ112~114)によって、画像取得範囲及び関心範囲を設定したが、それ以外の枚数の超音波断層像によって、画像取得範囲及び関心範囲の設定が行えるようにすることも可能である。また、マーカ112~114を移動できるようにし、各マーカ112~114を移動することによって、所望の断面の超音波断層像の表示を行えるようにすることも可能である。

10

【0044】

なお、こうした画像取得範囲及び関心範囲などの各設定は、例えば、不図示のメモリなどに設定条件情報として格納可能である。また、こうした設定条件情報は、3次元超音波探触子2による被検体の走査時や表示装置16における3次元画像又は超音波断層像の表示時などに読み出されて、画像表示や駆動制御装置10による駆動制御に係る設定に利用することができる。

【産業上の利用可能性】

20

【0045】

本発明に係る超音波診断装置は、詳細に観察する必要がある部分に関しては詳細な画像表示を行いながら、視野の広い3次元画像を短時間で構成することができるという効果を有しており、疾病などの診断を行うために、超音波を用いて被検体内の体内臓器を可視化する技術を利用した超音波診断装置などに有用である。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置、及び、この超音波診断装置に接続された3次元超音波探触子のそれぞれの内部構成を示すブロック図

【図2】本発明の実施の形態及び従来技術における超音波診断装置に係る音線密度の説明図であり、(A)は本発明の実施の形態における超音波診断装置に係る音線密度の説明図、(B)は従来技術における超音波診断装置に係る音線密度の説明図

30

【図3】本発明の実施の形態の超音波診断装置に係る第2の動作例における超音波断層像の取得動作の説明図

【図4】本発明の実施の形態の超音波診断装置における3次元走査時に、表示装置に表示される内容の一例を示す図

【図5】本発明の実施の形態の超音波診断装置における超音波断層像の取得パラメータの修正時に、表示装置に表示される内容の一例を示す図

【図6】本発明の実施の形態の超音波診断装置における音線密度が細かい範囲の変更を行う場合の一例を示す図であり、(A)は音線密度が細かい範囲の変更を行う前の超音波断層像の表示内容を示す図、(B)は音線密度が細かい範囲の変更を行った後の超音波断層像の表示内容を示す図

40

【図7】従来技術の超音波診断装置における立体的投影画像の表示例を示す図であり、(A)は従来技術の3次元走査における通常時の超音波断層像の音線密度を示す図、(B)は従来技術の3次元走査における解像度優先時の超音波断層像の音線密度を示す図、(C)は従来技術の3次元走査におけるフレームレート優先時の超音波断層像の音線密度を示す図

【図8】従来技術における問題点を説明するための図であり、(A)及び(B)は超音波断層像における高解像度領域が関心領域を含む一例を示す図、(C)は超音波断層像における高解像度領域が関心領域を含まない一例を示す図

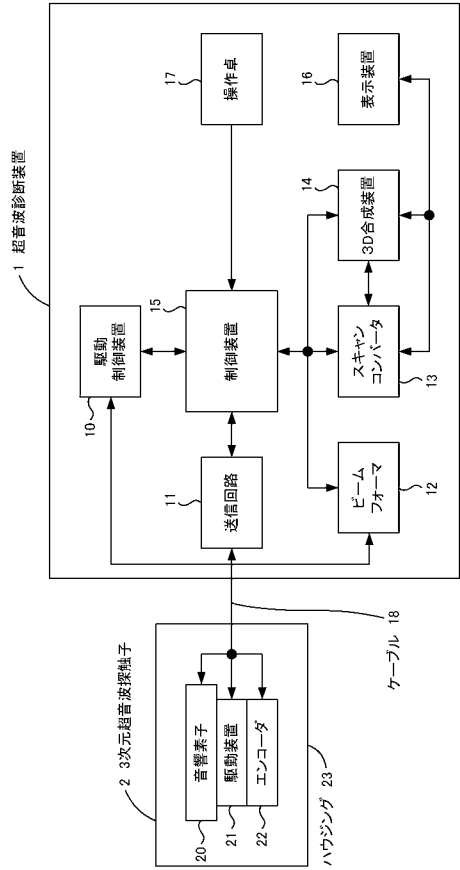
【符号の説明】

50

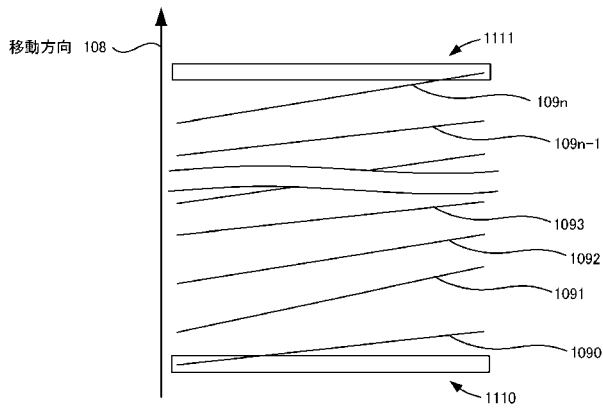
## 【 0 0 4 7 】

1	超音波診断装置	
2	3次元超音波探触子	
10	駆動制御装置	
11	送信回路	
12	ビームフォーマ	
13	スキャンコンバータ	
14	3D合成装置	
15	制御装置	
16	表示装置	10
16 a	表示画面	
17	操作卓	
18	ケーブル	
20	音響素子	
21	駆動装置	
22	エンコーダ	
23	ハウジング	
101	音線(超音波ビーム)	
102、103、1180~1182	超音波断層像	
104、1160~1162	音線密度が細かい範囲	20
105 a、105 b、1170~1175	音線密度が中間の範囲	
106 a、106 b	音線密度が粗い範囲	
107	3次元画像	
108	音響素子の移動方向	
1090~109n	超音波断層像の取得動作	
1110	3次元走査を開始する時の音響素子の位置	
1111	3次元走査を終了する時の音響素子の位置	
112、113、114	マーカ	
1150~1152	画像取得範囲	
1160L	境界線	30
118	カーソル	
119	ドラッグ方向	

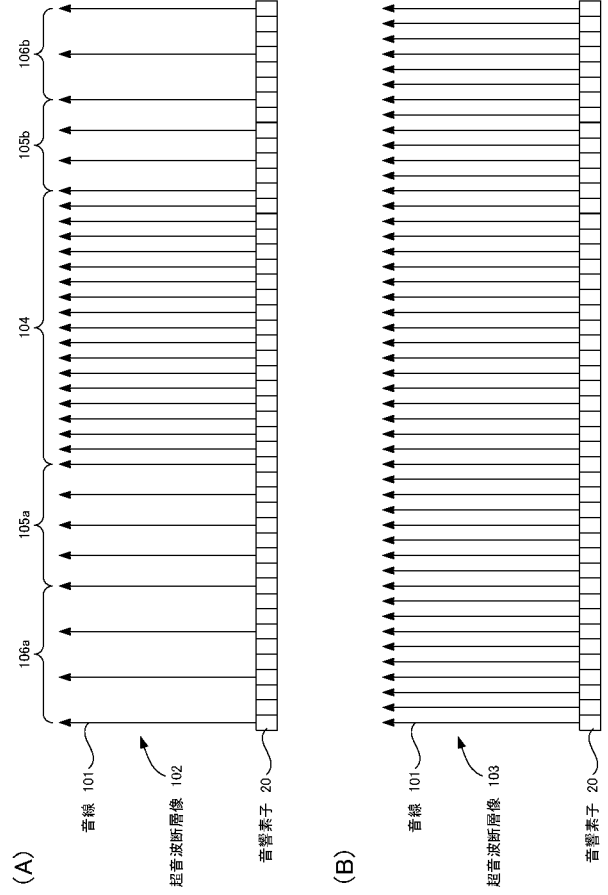
【 図 1 】



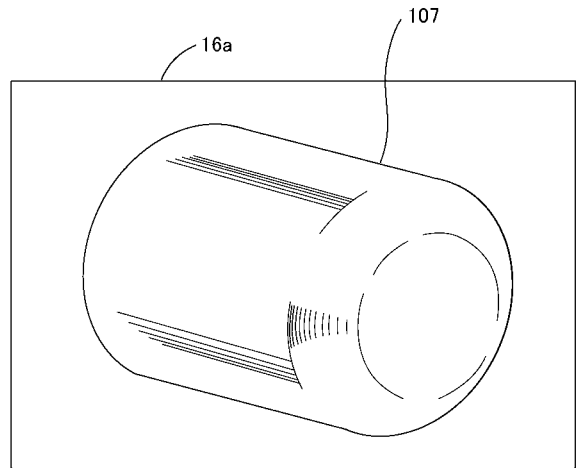
【 図 3 】



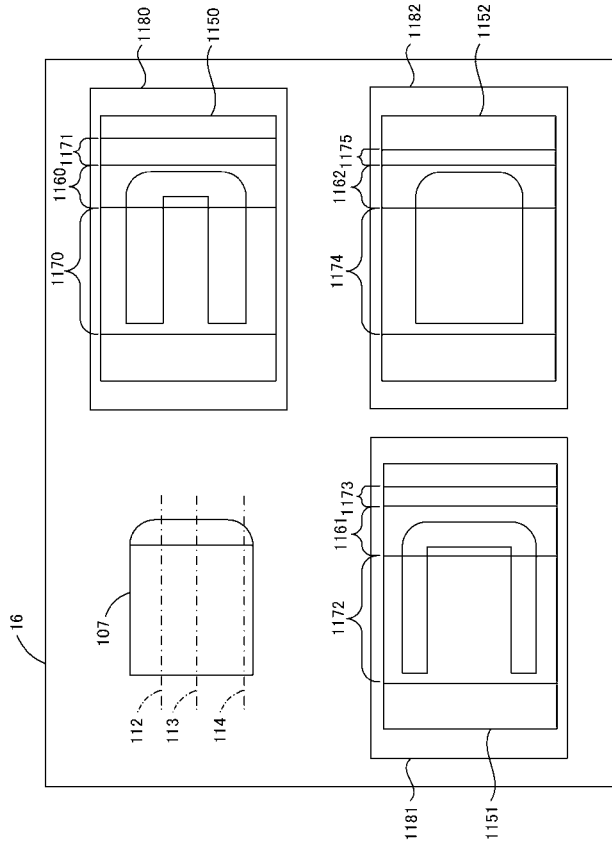
【 図 2 】



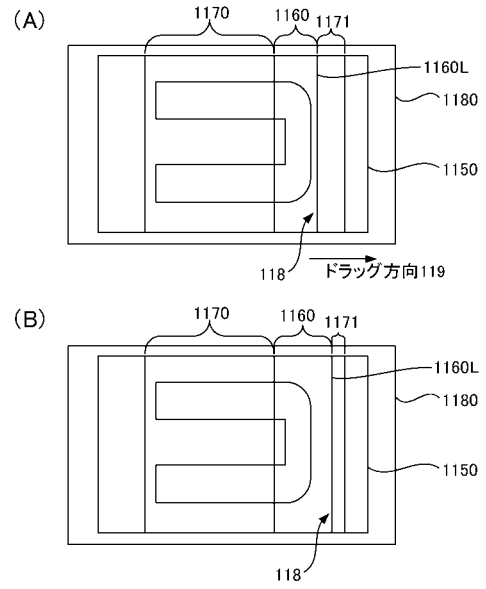
【 図 4 】



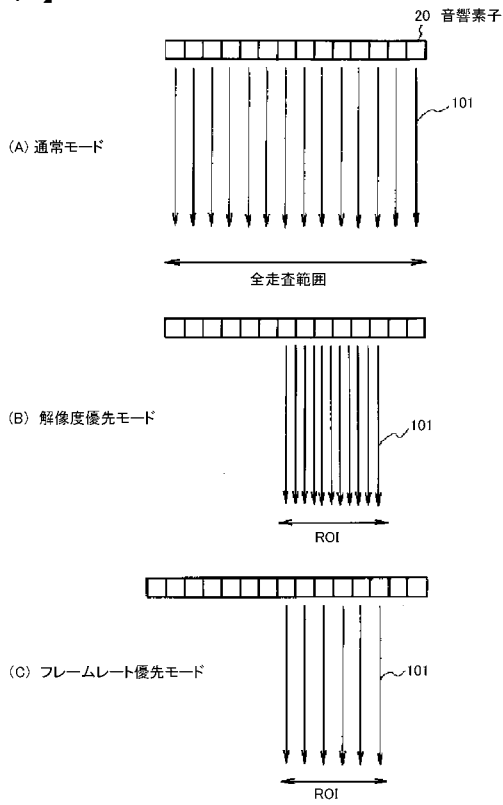
【図5】



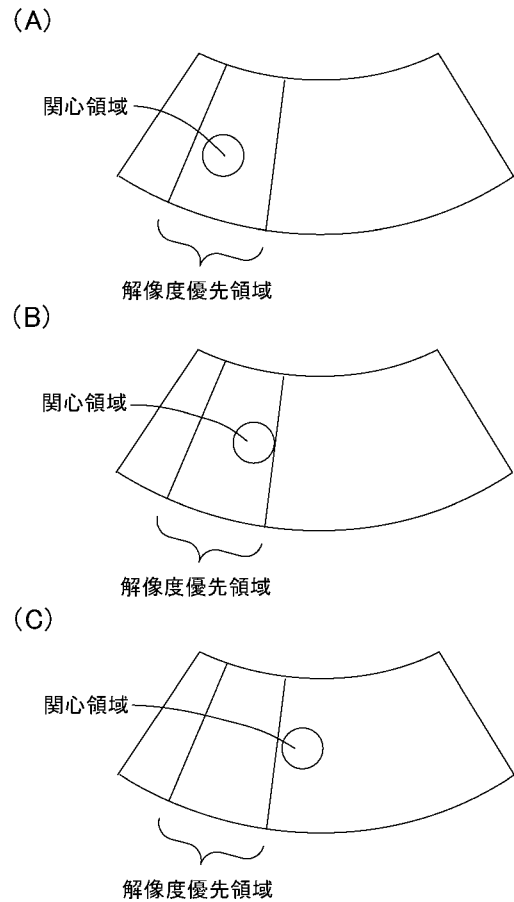
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

【要約の続き】

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005253852A</a>	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2004072584	申请日	2004-03-15
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	大川荣一		
发明人	大川 荣一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GA18 4C601/HH12 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC37 4C601/KK42		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：以高帧频设置宽视野，在需要显示详细图像的部分显示详细图像，以及将三维图像与仅与关注区域相关的图像组合在一起。在改善其他无用图像的图像质量的同时，提高了体积率。解决方案：连接至超声诊断设备1的三维超声探头2配备有驱动装置21，用于更改用于发射和接收超声波的声学元件20的位置以及声学元件20的位置。设置有用于检测的编码器（位置检测单元）22，在超声波诊断装置中，具备驱动控制装置10，该驱动控制装置10基于编码器的位置检测结果，通过驱动装置对声学元件进行位置控制。利用该配置，可以改变作为三维图像的构成要素的多个超声波断层图像中的每个中的声线的密度分布，并且可以在每个超声波断层图像中设置有效扫描的关注范围。为此。[选型图]图1

