

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-130162

(P2006-130162A)

(43) 公開日 平成18年5月25日(2006.5.25)

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)
G06T 15/00 (2006.01)

F I

A61B 8/12
G06T 15/00 200

テーマコード (参考)

4C601
5B080

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-324250 (P2004-324250)

(22) 出願日 平成16年11月8日 (2004.11.8)

(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 小室 雅彦

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

(72) 発明者 川島 知直

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 EE30 FE03 FE04 GA20

GA25 JC02 JC29 JC33 JC37

KK28

5B080 AA17 GA00

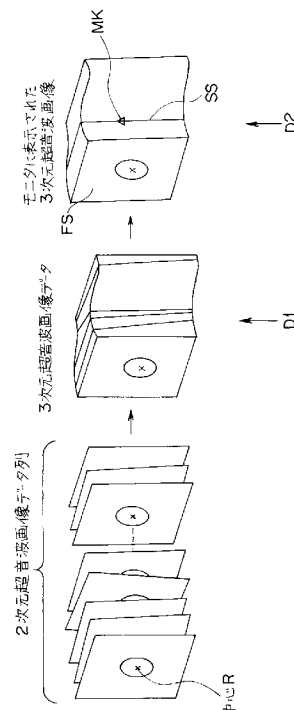
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 体腔内の正確な立体構造が認識できる2次元超音波画像を生成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、プローブ3に具備した超音波振動子9を用いて断層像である複数の第1の2次元超音波画像を作成する超音波観測装置2と、複数の第1の2次元超音波画像のそれぞれの位置及び方向を示す位置情報を検出する位置算出装置5と、位置情報に基づき、複数の第1の2次元超音波画像に対して所定の画像処理を行う画像処理装置を有する。所定の画像処理は、互いに平行な平面に沿って切り出した複数の第2の2次元超音波画像を生成する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

プローブに具備した超音波振動子を用いて断層像である複数の第 1 の 2 次元超音波画像を作成する超音波断層像作成手段と、

前記複数の第 1 の 2 次元超音波画像のそれぞれの位置及び方向を示す位置情報を検出する位置検出手段と、

前記位置情報に基づき、前記複数の第 1 の 2 次元超音波画像に対して所定の画像処理を行う画像処理手段とを有し、

前記所定の画像処理は、互いに平行な平面に沿って切り出した複数の第 2 の 2 次元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。

10

【請求項 2】

前記所定の画像処理は、前記複数の第 1 の 2 次元超音波画像に基づいて 3 次元超音波画像データを構築し、該 3 次元超音波画像データから、前記複数の第 2 の 2 次元超音波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】

前記複数の第 2 の超音波画像は、所定の方向に沿って等間隔に切り出された画像であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

さらに、表示手段を有し、

前記所定の画像処理は、前記複数の第 2 の 2 次元超音波画像を一覧もしくは順次表示するために、前記表示手段に表示データを出力することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記画像処理手段は、一覧表示された前記複数の第 2 の 2 次元超音波画像の中から選択された画像を前記表示手段において拡大表示するための拡大表示データを出力することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

さらに、前記複数の第 2 の超音波画像のそれぞれにおいて指定された領域の面積を算出する面積算出手段を有することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

さらに、前記複数の第 2 の超音波画像のそれぞれにおいて前記領域が指定され、前記面積算出手段によって算出された複数の面積と、前記領域が指定された前記複数の第 2 の超音波画像間の間隔とに基づいて、指定された前記領域に関わる体積を算出する体積算出手段を有することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記領域は、前記表示手段において表示された前記複数の第 2 の超音波画像のそれぞれにおいて指定された図形によって囲まれた領域であることを特徴とする請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、生体に超音波を送信し生体組織からの反射波を受信して超音波画像を得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、被検体である生体内に超音波を送信し、その反射信号から生体の断層像である超音波画像を生成する。超音波画像は、リアルタイムで生体内の様子を観察でき、医療診断のために広く普及し利用されている。

【0003】

50

例えば特開平 5 - 4 2 1 4 8 号には、3 次元画像構築を行う際、スパイラル走査を行うため、超音波プローブの根元側にある専用の駆動装置によって超音波プローブを進退させることにより超音波プローブの軸方向における位置を推定する超音波診断装置が開示されている。

【0004】

また、例えば特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号には、磁場発生手段を超音波プローブ先端部に具備し、外部の磁気センサによって超音波プローブ先端部の位置及び配向を特定する超音波診断装置が開示されている。

【0005】

こうした超音波診断装置は、3 次元超音波画像を得ることができるが、診断の際には 2 次元超音波画像も必要である。そのため、複数の 2 次元超音波画像を一覧表示させ、所望の 2 次元超音波画像を観察することがある。

【0006】

また、例えば、特許第 3 3 5 0 2 0 8 号で開示される画像表示装置では、被検体の体軸方向または時間軸方向に沿って X 線を用いて得られた不均等間隔の複数枚の原画像に対し、原画像を補間・加算平均して等間隔な画像を生成している。

【特許文献 1】特開平 5 - 4 2 1 4 8 号

【特許文献 2】特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号

【特許文献 3】特許第 3 3 5 0 2 0 8 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波診断においては、体腔内の正確な立体構造を認識することが、診断上有効である。そのため、超音波画像が 3 次元的に構成されている方が、立体構造を認識するのに有用である。3 次元の超音波画像上で認識した箇所、例えば患部を詳細に観察する場合には、その患部の 2 次元の超音波画像が必要となる。患部が複数ある場合は、複数の 2 次元の超音波画像が必要となる。

【0008】

しかし、特開平 5 - 4 2 1 4 8 号に開示の超音波診断装置では 3 次元的な画像を得ることができるが、開示された超音波プローブが軸方向に直線状的にしか走査できず、例えば湾曲した管腔の超音波画像を 3 次元的に得ることはできなかった。

【0009】

また、特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号によれば、湾曲した管腔の画像データを 3 次元的に得ることができるが、湾曲した管腔の形状に沿ってプローブを進退させたときに得られる 2 次元超音波断層像は、様々な方向を向いたものである。そのため、複数枚の 2 次元超音波断層像を表示装置に一覧表示した場合は、それぞれの断層像は必ずしも 1 つの視線方向から観察したものとはなっていない。つまり、一覧表示された断層像群から想像理解される体腔内の立体構造は、本来の構造とは違ったものになる虞がある。

【0010】

一方、特許第 3 3 5 0 2 0 8 号で開示される X 線を用いた画像表示装置では、不均等間隔の複数枚の 2 次元の原画像に対して補間・加算平均を行い、等間隔な新たな 2 次元画像を生成して一覧表示している。しかしながら、元となる 2 次元の原画像は被検体の体軸方向又は時間軸方向に沿っている必要、あるいは沿っていないなければならないという制限があった。湾曲した管腔の超音波画像は必ずしも被検体の体軸方向又は時間軸方向に沿わないため、特許第 3 3 5 0 2 0 8 号で開示される画像表示装置の技術を用いて、観察したい患部の 2 次元の超音波画像を得ることができなかった。

本発明は、以上の点に鑑みて成されたものであり、体腔内の正確な立体構造が認識できる 2 次元超音波画像を生成することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

本発明の超音波診断装置は、プローブに具備した超音波振動子を用いて断層像である複数の第1の2次元超音波画像を作成する超音波断層像作成手段と、前記複数の第1の2次元超音波画像のそれぞれの位置及び方向を示す位置情報を検出する位置検出手段と、前記位置情報に基づき、前記複数の第1の2次元超音波画像に対して所定の画像処理を行う画像処理手段とを有し、前記所定の画像処理は、互いに平行な平面に沿って切り出した複数の第2の2次元超音波画像を生成する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、互いに平行な面に沿って切り出された複数の2次元超音波画像を生成し、表示することができるので、体腔内の正確な立体構造を認識することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明を実施の形態により図面を用いて説明する。

(第 1 の 実 施 の 形 態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、超音波観測装置2と、被検体の体腔内へ挿入するプローブ3と、複数の受信コイルからなる受信アンテナ4と、位置算出装置5と、画像処理装置6と、入出力インターフェース装置7を含む。

【 0 0 1 4 】

プローブ3は、体腔内へ挿入される挿入部3aと、プローブ自体を操作する操作部8とからなる。挿入部3aには、超音波振動子9と、送信コイル10とが設けられている。プローブ3の操作部8には、図示しないモータが設けられており、超音波振動子9はこのモータと図示しないシャフトで接続されている。入出力インターフェース装置7は、マウス11と、キーボード12と、モニタ13と、プリンタ14とからなる。

【 0 0 1 5 】

図2は、挿入部3aの先端部の構成を説明するための模式図である。図3は、図2のⅠⅠ-ⅠⅠⅠ線に沿った断面を説明するための模式図である。ここでは、超音波振動子9に接続されているシャフト、及び送信コイル10の配線は省略し、それぞれの配置状態を示す。図2に示されるように、超音波振動子9と送信コイル10は、可撓性のあるプローブ3の挿入部3aの先端部に位置している。送信コイル10は、プローブ3の挿入軸方向Vに設けられた第1コイル10aと、挿入軸方向Vに垂直な方向V₁₂に設けられた第2コイル10bにより構成される。以降、単に送信コイル10と記述した場合は、第1コイル10aと第2コイル10bを含む。特に第2コイル10bは、後述する様に超音波振動子9で得られる超音波画像の12時方向と平行な向きに設けられている。

【 0 0 1 6 】

位置算出装置5は、送信コイル10および受信アンテナ4と各々電氣的に接続される。また、画像処理装置6は大容量の画像メモリ15を有し、多数の画像を記憶することができる。

【 0 0 1 7 】

以上の構成に係る超音波診断装置1の作用について、次に説明する。

超音波振動子9は、プローブ3の操作部8内にあるモータにより、回転しながら体腔内で超音波の送受信を繰り返し、プローブ3の挿入方向に対して直交する平面内を放射状に走査を行なう。この走査方法は、一般的にラジアル走査として知られている。

【 0 0 1 8 】

超音波振動子9は、このラジアル走査で受信したエコーを電気信号に変換し、超音波観測装置2に出力する。超音波断層像作成手段としての超音波観測装置2は、エコー信号に包絡線検波、対数増幅、アナログ・デジタル(以下、A/Dと略す)変換、そして極座標系から直交座標系への変換等の処理を行い、一回のラジアル走査に対して一枚の2次元の超音波画像データを作成する。作成された2次元超音波画像(第1の2次元超音波画像)

10

20

30

40

50

のデータは画像処理装置 6 へ出力される。ここでは、2 次元超音波画像データの作成に関する詳細は公知であるため省略する。

【0019】

送信コイル 10 は、周囲の空間に向かって例えば交流磁場を励振する。受信アンテナ 4 は、送信コイル 10 からの磁場を感知する。受信アンテナ 4 は、感知した磁場を電流に変換し、電気信号として位置算出装置 5 へ出力する。位置検出手段としての位置算出装置 5 は、電気信号を A/D 変換して送信コイル 10 の位置を表す位置ベクトル $r = (x, y, z)$ と、送信コイルの巻線軸の方向を表す 2 つの方向ベクトル V と V_{12} とを検出する。位置算出装置 5 によって算出される位置及び方向は、作成された 2 次元超音波画像の位置と方向を示すことになる。本実施の形態では、2 次元超音波画像の位置は、所定の原点に 10 対する位置であり、2 次元超音波画像の方向は、所定の 3 次元空間内における 2 次元超音波画像の法線方向及び 2 次元超音波画像内における所定の方向（例えば 12 時方向）である。

【0020】

ところで、超音波振動子 9 と送信コイル 10 とは双方とも体腔内に挿入されるプローブ 3 の先端部に設けられており、双方が近傍に固定されるため、送信コイル 10 の位置は超音波振動子 9 の回転中心位置と考えて実使用上差し支えない。

【0021】

そこで、次に図 4 を用いて位置ベクトル r と 2 つの方向ベクトル V と V_{12} を説明する。図 4 は、第 1 の実施の形態に係る位置ベクトルと方向ベクトルを説明するための図である。送信コイル 10 の位置ベクトル r は、超音波画像の中心 R の座標に相当する。位置ベクトル r を算出する際の原点 O は、例えば受信アンテナ 4 の中心等とする。方向ベクトル V は、プローブ 3 の挿入軸方向とする。2 次元超音波画像平面は、プローブ 3 の挿入軸に直交する面であるため、方向ベクトル V は、超音波画像の法線ベクトルに相当する。送信コイル 10 の第 1 コイル 10a は、プローブ 3 の挿入軸方向に配置されているため、第 1 コイル 10a から方向ベクトル V を得ることができる。

【0022】

また、方向ベクトル V_{12} は、方向ベクトル V と直交し、超音波画像の 12 時方向と一致するような方向とする。送信コイル 10 の第 2 コイル 10b は、第 1 コイル 10a と直交し、かつ超音波画像の 12 時方向と平行に設けられているため、第 2 コイル 10b から 30 方向ベクトル V_{12} を得ることができる。

【0023】

さらに、位置算出装置 5 は、方向ベクトル V と V_{12} とを、予め単位長に正規化して算出する。位置算出装置 5 は、これら位置ベクトル r と方向ベクトル V 、 V_{12} とを位置情報として画像処理装置へ出力する。よって、位置情報は、2 次元超音波画像の位置と方向を示す情報である。

【0024】

プローブ 3 の先端部に設けられた超音波振動子 9 がラジアル走査を行いながら、操作者が被検体の体腔内でプローブ 3 を進退させることにより、超音波観測装置 2 が複数の 2 次元の超音波画像データを作成するので、結果として、プローブ 3 の進退経路に沿った複数の 2 次元超音波画像データが得られる。画像処理装置 6 は、超音波観測装置 2 から送られる 2 次元超音波画像データと、位置算出装置 5 から送られる位置情報、すなわち 2 次元超音波画像データの中心位置の位置ベクトル r と方向ベクトル V 、 V_{12} を得て画像メモリ 15 に記憶する。画像メモリ 15 に記憶された 2 次元超音波画像データは画像としてモニタ 13 に表示される。

【0025】

記憶された複数の 2 次元超音波画像データ群は、互いに例えば図 5 のような位置と方向を持った 3 次元空間に配置することができる。図 5 は、3 次元空間内に配置された複数の 2 次元超音波画像データ列を説明するための図である。2 次元超音波画像データを構成する各ピクセルは、3 次元空間内での位置とその輝度を有することとなる。輝度は受信した 50

エコー信号の強度を表す。このようにして、ラジアル走査を続けることにより２次元超音波画像データが順次得られ、それぞれの２次元超音波画像データについてそれを構成する各ピクセルを３次元空間に配置することで、３次元空間内での位置とその輝度を有することになる。

【 0 0 2 6 】

ここで、各ピクセルの３次元空間での位置を求める方法を図６を用いて説明する。図６は、各ピクセルの３次元空間での位置を求める方法を説明するための図である。図６は、２次元超音波画像データの任意の点をPとする。２次元超音波画像データの中心、すなわち超音波振動子の回転中心をRとする。回転中心Rから３時方向の距離をa、１２時方向の距離をbとする。点Pの３次元空間上での位置ベクトルpは、図４と図６より明らかに 10

【 数 １ 】

$$\mathbf{p} = \mathbf{r} + a (\mathbf{V}_{12} \times \mathbf{V}) + b \mathbf{V}_{12} \quad \cdots \text{式 (1)}$$

ただし、 $\mathbf{V}_{12} \times \mathbf{V}$ は $\mathbf{V}_{12}$ と $\mathbf{V}$ の外積である。

【 0 0 2 7 】

各々の２次元超音波画像は操作者が被検体の体腔内でプローブを進退させたときのプローブの進退経路に沿っている。そのため、得られる複数の２次元超音波画像はその中心位置が上下左右にばらつき、その断層面方向が不ぞろいであり、被検体の体軸にも時間軸にも沿わない断層像となる。 20

【 0 0 2 8 】

画像処理装置６は、複数枚の連続した２次元超音波画像データの各々の位置ベクトルrと方向ベクトルV、 $\mathbf{V}_{12}$ をもとに、各々の２次元超音波画像データの全てのピクセルの位置情報を算出する。

【 0 0 2 9 】

次に、画像処理手段としての画像処理装置６は、２次元超音波画像データの全てのピクセルの位置とその輝度から、３次元超音波画像データを構築する。３次元超音波画像データは、３次元空間上にその位置と輝度を持ったデータの集合であると言える。ここで、３次元超音波画像データを構成する各々の３次元空間上のデータをボクセルと呼ぶこととする。各々の２次元超音波画像データは、式(１)を満足する３次元空間上のボクセルPの集合であるといえる。 30

【 0 0 3 0 】

隣り合う前後の２次元超音波画像データ間のすき間にあるボクセルの位置と輝度を、周辺にあるピクセルの位置と輝度から補間して内挿する。また、２次元超音波画像データが交差して重複する部分に関しては輝度を平均化して、３次元超音波画像データとする。このような作用により、複数の２次元超音波画像データから３次元超音波画像データを構築する。３次元超音波画像データは、３次元の超音波画像としてモニタ１３に表示される。

【 0 0 3 1 】

３次元超音波画像データは、プローブ３の経路を正確にトレースした立体情報であり、隣り合う２次元超音波画像データの位置と方向のずれに基づいて正確に表現したデータであり、図７のD１に示す構成をしている。図７は、２次元超音波画像データ列から、モニタ１３に表示される３次元超音波画像が生成される過程を示す説明図である。前述のように、３次元超音波画像データは、３次元空間での位置と輝度を持ったボクセルで構成された、稠密なデータの集合である。よって、画像処理装置６は、３次元超音波画像データを作り上げるもとになった２次元超音波画像データの方角や取得した順番に関係することなく、１つのかたまりとして、３次元超音波画像データを再処理することが可能となる。 40

【 0 0 3 2 】

続いて、操作者は、３次元超音波画像データから、互いに平行な平面でスライスすなわち切り出された断層面である２次元の超音波画像（第２の２次元超音波画像）を次のよう 50

にして得ることができる。

先ず、操作者は、表示手段であるモニタ 13 上に表示された 3 次元超音波画像から 2 次元の超音波画像として観察したい部分を特定する。ここで、図 7 の D 2 に示すように 3 次元超音波画像の端面を第 1 面 F S と仮定する。操作者は観察したい部分と第 1 面 F S までの距離をキーボード 12 から入力する。距離の目安は、予めスケールとしてモニタ 13 に表示されている。画像処理装置 6 は、指定された距離に相当するボクセルを 3 次元超音波画像データから抽出し、モニタ 13 上の 3 次元超音波画像上の指定された距離に相当する位置にマーカー M K を重畳表示する（図 7 の D 2）。マーカー M K の位置は、距離の再入力により訂正したり、複数の位置を指定することができる。

【0033】

次に、画像処理装置 6 は、3 次元超音波画像データからマーカー M K の位置を含む、第 1 面 F S に平行な断層像であるスライス面 S S を算出する。3 次元超音波画像データの中からスライス面 S S に該当するボクセルを抽出して、輝度情報を持った 2 次元超音波画像データとする。マーカー M K が複数ある場合は、マーカー M K の位置によって、複数の 2 次元超音波画像データを抽出する。抽出された 2 次元超音波画像データは、画像メモリ 15 に記憶され、表示データとしてモニタ 13 に出力され、2 次元超音波画像としてモニタ 13 に表示される。マーカー M K を複数指定した場合は、画像メモリ 15 から複数の 2 次元超音波画像データを順次読出し、2 次元超音波画像を 1 枚ずつ順番にモニタに表示するか、図 8 に示すようにモニタ 13 上に一覧にして表示する。図 8 は、モニタ 13 の画面上に 20 枚の断層像を一覧表示した例を示す図である。モニタ 13 上に一覧であるい順次に表示された複数の 2 次元超音波画像は、互いに平行な平面に沿った断層像であり、所定の方

【0034】

こうしてモニタ 13 上に一覧表示された複数の 2 次元超音波画像は小さくなる。操作者はキーボードやマウスを用いて一覧表示された複数の 2 次元超音波画像から所望の 1 枚を選択し、拡大表示を指示（例えばマウスで指定した状態でダブルクリック）すると、画像処理装置 6 は、その 1 枚の 2 次元超音波画像を拡大表示するための拡大表示データを生成し、モニタ 13 へ出力する。その結果、選択された 2 次元超音波画像は、モニタ 13 上に 1 枚の 2 次元超音波画像として拡大表示される。

また、モニタ 13 に表示される画像は操作者の要求に応じてプリンタ 14 に出力することができる。

【0035】

本実施の形態では、第 2 コイル 10 b を挿入軸方向に直交する方向に配置したが、第 2 コイル 10 b は方向ベクトル V_{12} を算出可能な任意の角度に配置しても良い。

また、本実施の形態のプロープ 3 のラジアル走査はモータを用いた機械走査式であるが、多数の超音波振動子を電氣的に切替える電子走査式でも良い。例えば、後述する第 4 の実施の形態において説明するコンベックス走査式のプロープを用いてもよい。

【0036】

さらにまた、スライス面 S S を算出する際、3 次元超音波画像の端面を便宜的に第 1 面 F S と仮定したが、プロープ 3 のラジアル走査により得られた任意の 2 次元超音波画像を第 1 面 F S として特定しても良い。

【0037】

以上のように、本実施の形態によれば、2 次元超音波画像は、第 1 面 F S と平行な断層面でスライスされた 2 次元超音波画像であり、特に一覧表示した場合には、3 次元超音波画像データがプロープの経路を正確にトレースした立体情報であるため、操作者は体腔内の正確な立体配置を確認することができる。

【0038】

なお、本第 1 の実施の形態の変形例として、次のような構成がある。

上述した第 1 の実施の形態のごとく、画像処理装置 6 は、3 次元超音波画像データを構築する。画像処理装置 6 は、3 次元超音波画像データを 3 次元超音波画像として、2 次元

10

20

30

40

50

超音波画像と同一のモニタ 13 に表示する。

続いて、操作者は 3 次元超音波画像データから互いに平行な面でスライスした断層面である 2 次元の超音波画像を次のようにして得る。

【0039】

先ず、操作者は 3 次元超音波画像が表示されたモニタ 13 上で、ポインティングデバイスであるマウス 11 を操作してモニタ 13 上のカーソルを移動して、2 次元の超音波画像として観察したい部分を指定する。画像処理装置 6 は、指定された点にマーカー MK を重畳表示する（図 7 の D2）。画像処理装置 6 は、指定された点に対応する 3 次元超音波画像データ中の位置ベクトルを算出し、その指定された点を含みかつ 3 次元超音波画像データの第 1 面 FS に平行な断層像であるスライス面 SS を算出する。3 次元超音波画像データの中からスライス面 SS に該当するボクセルを抽出して、輝度情報を持った 2 次元超音波画像データとする。マーカー MK は複数指定することができ、その際の作用は第 1 の実施の形態と同様である。またモニタ 13 への表示方法も第 1 の実施の形態と同様である。

10

【0040】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、画像処理装置 6 は、3 次元超音波画像データから、互いに平行な平面で切り出された 2 次元超音波画像を生成するので、術者等は、モニタ 13 に表示された各断層像は 1 つの方向から観察したものとなっているため、一覧表示等された断層像群から体腔内の立体構造を正確に把握することができる。

【0041】

20

（第 2 の実施の形態）

次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成は、第 1 の実施の形態と同じであるので、同一の構成要素については、同一の符号を用いて説明し、構成と作用において異なる事項を説明する。特に、本実施の形態に係る超音波診断装置においては、3 次元超音波画像データの作成処理、プリンタ出力等の基本的な機能は、第 1 の実施の形態と同様である。さらに、プローブにおける走査方式も、ラジアル走査でもコンベックス走査のいずれも適用可能である。

【0042】

本実施の形態に係る超音波診断装置は、観察したい部分を含む周辺の領域を詳細に観察するために、観察したい部分を含む平行かつ等間隔の距離でスライスすなわち切り出された複数の 2 次元超音波画像を表示する。

30

第 1 の実施の形態において説明した図 7 の D2 の 3 次元超音波画像上で観察したい部分の 2 次元の超音波画像を指定するまでの作用は同じである。

【0043】

ここで、スライスされた 2 次元超音波画像間の距離をピッチと呼ぶことにする。操作者が観察したい部分の位置を指定した後、続いてキーボード 12 からピッチと表示する 2 次元超音波画像の枚数を入力する。画像処理装置 6 は、指定されたピッチをボクセル単位に換算し、図 9 に示すように、3 次元超音波画像データを、換算した一定の間隔ピッチ ε で、第 1 の実施の形態で説明した第 1 面 FS に平行な複数のスライス面を指定された枚数分を順に切り出し、複数の 2 次元超音波画像データとして抽出する。図 9 は、一定のピッチでスライスされた複数枚の 2 次元超音波画像データを説明するための図である。抽出した 2 次元超音波画像データは順次画像メモリ 15 に記憶される。各々の 2 次元超音波画像データは、3 次元超音波画像データの中から第 1 面 FS に平行なボクセルを抽出して構成した、輝度情報を持った平面である。

40

【0044】

画像メモリ 15 から指定した枚数分の 2 次元超音波画像データを順次読出し、2 次元超音波画像を 1 枚ずつ順番にモニタ 13 に表示するか、図 8 に示すようにモニタ 13 上に一覧にして表示する。また、第 1 の実施の形態と同様に特定の 1 枚をモニタ上に拡大表示することもできる。

なお、表示する 2 次元超音波画像のピッチや枚数を操作者が入力していたが、ピッチや

50

枚数は、予め決められた固定値でも良い。

【 0 0 4 5 】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置において、一覧表示した２次元超音波画像は、各々第１面ＦＳに対し、平行かつ等間隔の断層面でスライスされた２次元超音波画像である。３次元超音波画像がプローブの経路を正確にトレースした立体情報であるため、正確な立体配置を確認できるとともに、体腔内の奥行き方向について正確な距離感をつかむことができる。

【 0 0 4 6 】

(第３の実施の形態)

次に、本発明の第３の実施の形態について説明する。第３の実施の形態に係る超音波診断装置１の構成は、第１の実施の形態と同じであるので、同一の構成要素については、同一の符号を用いて説明し、構成と作用において異なる事項を説明する。特に、本実施の形態に係る超音波診断装置においては、３次元超音波画像データの作成処理、プリンタ出力等の基本的な機能は、第１の実施の形態と同様である。さらに、プローブにおける走査方式も、ラジアル走査でもコンベックス走査のいずれも適用可能である。

【 0 0 4 7 】

本実施の形態に係る超音波診断装置は、関心領域の体積を算出することができる。そのために、本実施の形態の超音波診断装置において、画像処理装置６は、面積算出手段と体積算出手段を有する。

本実施の形態に係る超音波診断装置は、第２の実施の形態において説明した図８に示すように、平行かつ等間隔（ピッチ ε ）の複数の２次元超音波画像を表示するまでの作用は同じである。

【 0 0 4 8 】

操作者は、体積を算出したい領域が含まれる２次元超音波画像を複数枚選択する。選択された複数の２次元超音波画像の中から１枚目が、図１０に示すように表示される。図１０は、関心領域が指定され、体積が表示されるモニタ１３の画面の例を示す図である。操作者は、２次元超音波画像上の関心領域を囲むべくマウスをドラッグして、モニタ画面上でカーソルを移動させる。画像処理装置６は、関心領域を囲むべく操作者がマウスをドラッグするたびに、その軌跡を描画する。描画された軌跡によって形成される線、あるいは図形によって、関心領域の指定が行われる。軌跡の線が閉曲線となって閉じられることにより、２次元超音波画像上の関心領域が指定される。画像処理装置６は、その指定された関心領域の面積を計測すなわち算出する。面積の計算は閉曲線を形成する各点の位置情報から多角形を生成し、多角形によって囲まれる領域の総ピクセル数で計算する。

【 0 0 4 9 】

続いて、複数の選択された２次元超音波画像の１枚目と同様に、２枚目が図１０のように表示される。２枚目に対しても、１枚目と同様に操作者がマウスで関心領域を指定することによって、画像処理装置６は、関心領域の面積を算出する。この面積の算出は、選択された複数の２次元超音波画像の枚数分だけ繰り返される。

【 0 0 5 0 】

さらに画像処理装置６は、各々の２次元超音波画像の関心領域の面積から、３次元超音波画像上の関心領域に関わる体積を算出する。

ここで、関心領域に関わる体積は次の式（２）で求められる。

３次元超音波画像の体積＝２次元超音波画像１枚の面積× ε ×選択した枚数・・・式（２）

すなわち、体積は、複数の面積とピッチすなわち間隔とに基づいて算出される。求められた体積は実寸に換算されて、図１０に示した体積表示欄３１に数字で表示される。

また、画像処理装置６は、モニタ１３に３次元超音波画像を表示する際に、図１１に示すように、２次元超音波画像上の関心領域の面積を計測する度に、計測した関心領域の閉曲線の内側を色付けして重畳して表示する。図１１は、３次元超音波画像に関心領域を重畳表示した表示例を示す図である。

【 0 0 5 1 】

本実施の形態は、第 1 の実施の形態と同様の効果に加え、さらに、超音波振動子 9 の位置と 2 次元超音波画像の方向を検出する手段を有するため、プローブ 3 の進退経路を正確にトレースした、体腔の曲がり具合を忠実に反映した 3 次元超音波画像データを得ることが出来、このデータに基づいて関心領域の正確な体積を計測することができる。

【 0 0 5 2 】

(第 4 の実施の形態)

次に、本発明の第 4 の実施の形態について図 1 2 から図 1 4 を用いて説明する。第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成は、第 1 の実施の形態と同一の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略し、構成と作用において異なる事項を説明する。特に、本実施の形態に係る超音波診断装置においては、3 次元超音波画像データの作成処理、プリンタ出力等の基本的な機能は、第 1 の実施の形態と同様である。図 1 2 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置のプローブの構成を説明するための模式図である。図 1 3 は、第 4 の実施の形態における生成された複数の超音波断層像を説明するための図である。図 1 4 は、第 4 の実施の形態における位置ベクトルと方向ベクトルを説明するための図である。

10

【 0 0 5 3 】

本第 4 の実施の形態では、第 1 の実施の形態において用いたラジアル走査型のプローブの代わりにコンベックス走査型のプローブを用いる。本実施の形態では電子走査方式のコンベックス走査型のプローブを用いた例を説明するが、本実施の形態は、コンベックス走査型のプローブに限定されるものではない。

20

【 0 0 5 4 】

コンベックス走査型プローブ 4 1 は、プローブ先端に極小な超音波振動子を並べた超音波振動子アレイ 4 2 を具備し、該超音波振動子アレイ 4 2 は、図 1 2 に示すごとくプローブの挿入軸方向に沿うように扇形に配置されている。超音波振動子アレイ 4 2 近傍のプローブ先端内部には第 1 の実施の形態で説明した図 2 と同様に送信コイル 1 0 (第 1 コイル 0 a、第 2 コイル 1 0 b) が配置されている。その他の構成は、図 1 に示す第 1 の実施の形態と同様であり、本実施の形態に関わらない一般的な構成の説明は省略する。

【 0 0 5 5 】

次に、図 1 2 から図 1 4 を用いて本実施の形態の作用を説明する。ただし、第 1 の実施の形態と異なる作用に関して主に説明し、同様の作用に関しては説明を省く。

30

超音波観測装置 2 の制御に従って、超音波振動子アレイ 4 2 は順次駆動され超音波を送受信し、コンベックス走査を行なう。それにより、超音波観測装置 2 は図 1 2 に示すような扇型のコンベックス走査平面の超音波断層像を生成する。得られた超音波断層像の 2 次元の超音波画像データは、第 1 の実施の形態と同様に画像処理装置 6 に送られて処理される。

【 0 0 5 6 】

位置算出装置 5 は、送信コイルの位置を表す位置ベクトル r' と、送信コイルの方向を表す 2 つの方向ベクトル V と $V_{1,2}$ とを検出する。

【 0 0 5 7 】

第 1 の実施の形態における位置ベクトル r は、原点に対する超音波画像の中心の座標としていたが、本実施の形態における位置ベクトル r' は次の様に定義する。図 1 4 に示すようにコンベックス走査平面を構成する左右の辺を点線で示すように延長し、各々の辺の延長線上に交わる点を中心 R' と定義する。本実施の形態においては、該中心 R' の原点に対する座標を位置ベクトル r' で表すこととする。なお、前記中心 R' の位置は送信コイル 1 0 のほぼ近傍であるため、送信コイル 1 0 の位置と考えて実使用上差し支えない。

40

【 0 0 5 8 】

ここで、コンベックス走査平面がラジアル走査断面像と同様な円状平面の一部であると仮定すると、中心 R' は仮想的な円状平面の中心点であると考えることができる。つまり、位置ベクトル r' は第 1 の実施の形態のラジアル走査で得られる位置ベクトル r と同等

50

に取り扱うことができる。

【 0 0 5 9 】

また、コンベックス走査平面の法線方向の単位ベクトルを方向ベクトル V_c と定義する。方向ベクトル V_c は、方向ベクトル V と V_{12} を用いて、以下の式 (3) で求められる。

【 数 3 】

$$V_c = V_{12} \times V \quad \dots \text{式 (3)}$$

ただし、 $V_{12} \times V$ は V_{12} と V の外積である。

10

【 0 0 6 0 】

ここで、コンベックス走査平面がラジアル走査断面像と同様な円状平面の一部であると仮定すると、方向ベクトル V_c は仮想的な円状平面の法線ベクトルであると考えることができる。つまり、方向ベクトル V_c は第 1 の実施の形態のラジアル走査で得られる超音波画像の法線ベクトルである方向ベクトル V と同等に取り扱うことができる。

【 0 0 6 1 】

次に、位置算出装置 5 は、位置ベクトル r' と方向ベクトル V_c と V_{12} を位置情報として画像処理装置へ出力する。

ここで、プローブ先端に設けられた超音波振動子アレイ 42 がコンベックス走査を行ないながら、操作者が被検体の体腔内でプローブを図 12 に示す矢印 T の方向にねじる。これにより、図 13 に示すように、プローブ 41 のねじれに沿った複数枚の 2 次元超音波画像データが得られる。画像処理装置 6 は、超音波観測装置 2 から送られる 2 次元超音波画像データと、位置算出装置 5 から送られる位置情報を画像メモリ 15 に記憶する。

20

【 0 0 6 2 】

本実施の形態の位置ベクトル r' 、方向ベクトル V_c と V_{12} は、第 1 の実施の形態の位置ベクトル r 、方向ベクトル V と V_{12} と同等に取り扱えるため、以降の作用では、画像処理装置は第 1 の実施の形態と同様に複数の 2 次元超音波画像データから 3 次元超音波画像データを生成する。そして、画像処理装置は 3 次元超音波画像データから、互いに平行であるスライス像を抽出する。モニタへの表示方法は第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 6 3 】

本実施の形態では、電子走査方式のコンベックス走査の説明をしたが、機械走査方式でも良い。また、本実施の形態の技術によれば、コンベックス走査型プローブを用いて、前記第 2 および第 3 の実施の形態の作用をも得ることができることは明らかである。

30

【 0 0 6 4 】

以上のように、第 4 の実施の形態に係るコンベックス走査型プローブを用いても第 1 から第 3 の実施の形態と同様な効果が得られる。

なお、以上の 4 つの実施の形態においては、挿入部先端の硬性部内に送信コイルを設け、受信アンテナ内に磁場を検出するための複数の受信用コイルを設けているが、送受信は逆でもよい。すなわち、挿入部先端の硬性部内に受信コイルを設け、上述した実施の形態における受信アンテナの位置に、受信アンテナの代わりに磁場を送信するための複数の送信用コイルを備えた送信アンテナを設けてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

以上のように、4 つの実施の形態に係る超音波診断装置によれば、画像処理装置 6 は、3 次元超音波画像データから、互いに平行な平面で切り出された 2 次元超音波画像を生成するので、術者等は、モニタ 13 に表示された各断層像は 1 つの方向から観察したものとなっているため、一覧表示等された断層像群から体腔内の立体構造を正確に把握することができる。特に、一覧表示したときにこの効果は著しい。

【 0 0 6 6 】

また、互いに平行な 2 次元超音波画像のピッチをそろえて一覧表示した場合には、体腔内の奥行き方向について関心領域の位置と広がりを知ることができるので、病変の最大部

50

や最深部を診断することができるとともに、関心領域の正確な体積が計測できる。

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】第1の実施の形態に係る挿入部の先端部の構成を説明するための模式図である。

【図3】図2のIII-III線に沿った断面を説明するための模式図である。

【図4】第1の実施の形態に係る位置ベクトルと方向ベクトルを説明するための図である。 10

【図5】3次元空間内に配置された複数の2次元超音波画像データ列を説明するための図である。

【図6】各ピクセルの3次元空間での位置を求める方法を説明するための図である。

【図7】2次元超音波画像データ列からモニタに表示される3次元超音波画像が生成される過程を示す説明図である。

【図8】モニタの画面上に複数枚の断層像が一覧表示される画面の例を示す図である。

【図9】本発明の第2の実施の形態に係る、一定のピッチでスライスされた複数枚の2次元超音波画像データを説明するための図である。

【図10】本発明の第3の実施の形態に係る、関心領域が指定され、体積が表示されるモニタの画面の例を示す図である。 20

【図11】第3の実施の形態に係る、3次元超音波画像に関心領域を重畳表示した表示例を示す図である。

【図12】本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置のプロープの構成を説明するための模式図である。

【図13】第4の実施の形態における生成された複数の超音波断層像を説明するための図である。

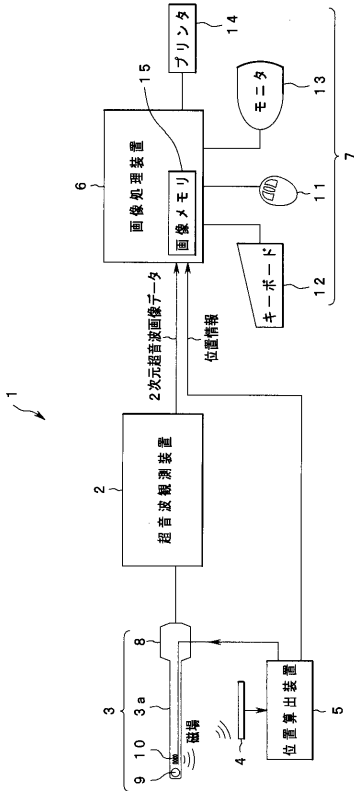
【図14】第4の実施の形態における位置ベクトルと方向ベクトルを説明するための図である。

【符号の説明】 30

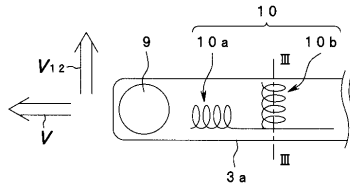
【0068】

1 超音波診断装置、3 プロープ、3a 挿入部、4 受信アンテナ、8 操作部、
9 総音波振動子、10 送信コイル、11 マウス
代理人 弁理士 伊藤 進

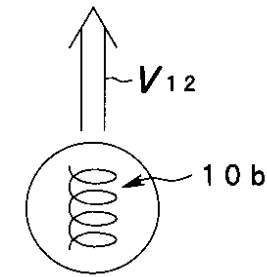
【図1】



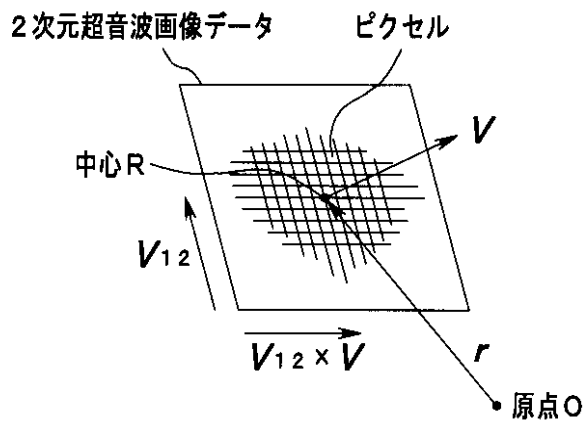
【図2】



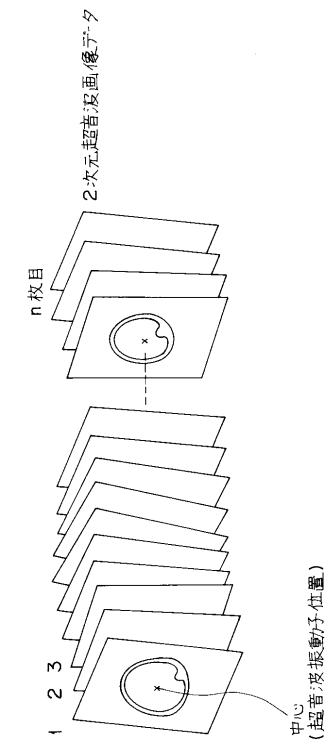
【図3】



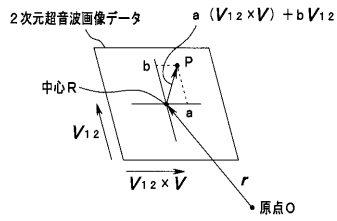
【図4】



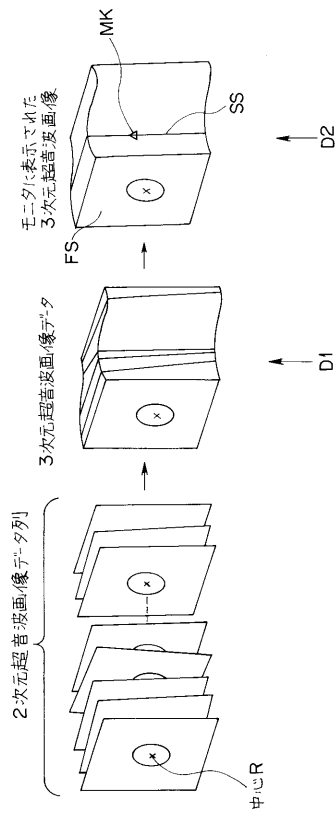
【図5】



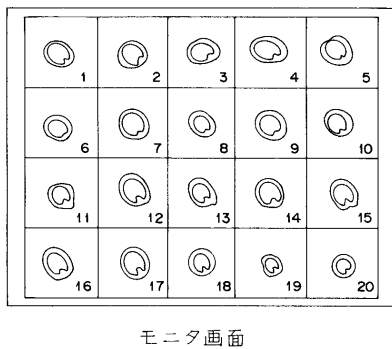
【図 6】



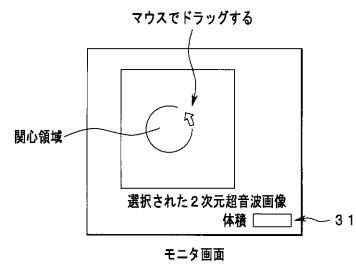
【図 7】



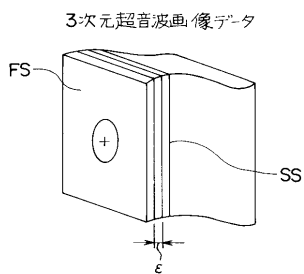
【図 8】



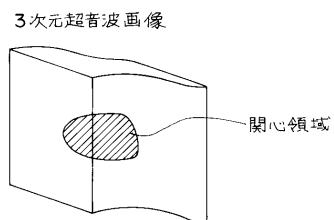
【図 10】



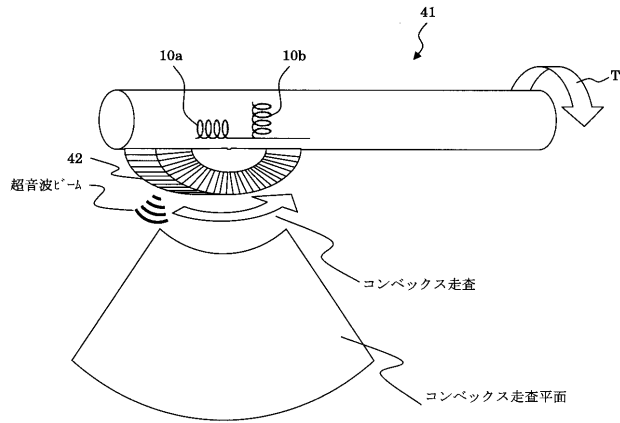
【図 9】



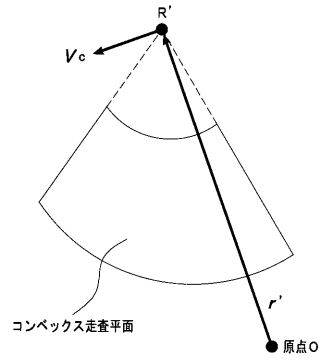
【図 11】



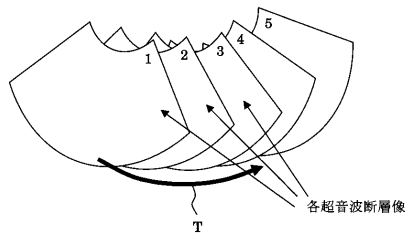
【図 1 2】



【図 1 4】



【図 1 3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006130162A	公开(公告)日	2006-05-25
申请号	JP2004324250	申请日	2004-11-08
[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	小室雅彦 川島知直		
发明人	小室 雅彦 川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12 G06T15/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/12 G06T15/00.200 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/JC02 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK28 5B080/AA17 5B080/GA00		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够生成能够识别体腔中的精确三维结构的二维超声图像。超声波诊断装置（1）包括：超声波观察装置（2），其通过使用设置在探头（3）上的超声波换能器（9）来生成作为断层图像的多个第一二维超声波图像；以及超声波观察装置（2）。位置计算装置5检测表示第一二维超声波图像的各个位置和方向的位置信息，并基于该位置信息对多个第一二维超声波图像进行预定的图像处理。它具有图像处理设备。预定图像处理生成沿着彼此平行的平面切出的多个第二二维超声图像。[选择图]图7

