

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4328077号
(P4328077)

(45) 発行日 平成21年9月9日(2009.9.9)

(24) 登録日 平成21年6月19日(2009.6.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2002-283804 (P2002-283804)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成14年9月27日 (2002. 9. 27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2004-113630 (P2004-113630A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成16年4月15日 (2004. 4. 15)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成17年8月24日 (2005. 8. 24)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	川島 知直
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		審査官	川上 則明
		(56) 参考文献	特開2001-017430 (JP, A)
			特開平11-113913 (JP, A)
			特開平07-155328 (JP, A)
			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】

被検体の体腔内において超音波ビームを放射状に照射してラジアル走査を行うラジアル走査型超音波振動子を進退させ、当該ラジアル走査型超音波振動子の進退に伴って時系列の複数のラジアル断層像を生成する超音波診断装置において、

前記時系列の複数のラジアル断層像各々に対応する前記ラジアル走査型超音波振動子の位置および方向情報を検出する位置方向情報検出手段と、

前記位置方向情報検出手段により得られた、前記時系列の複数のラジアル断層像各々の位置および方向情報に基づき、前記ラジアル走査型超音波振動子の進退の経路に沿った断層像を生成する断層像生成手段と、

を備え、

前記ラジアル走査型超音波振動子の進退の経路が一平面内にない場合に、前記時系列の複数のラジアル断層像の各々におけるラジアル走査の放射状の照射中心を通る複数の互いに平行な切断平面の各々と、当該切断平面が通るラジアル走査の放射状の照射中心を有するラジアル断層像の各々との交線成分を求める交線成分抽出手段を設け、

前記断層像生成手段は、前記交線成分抽出手段で求められた複数の前記交線成分を基にして前記進退の経路に沿った経路断層像を生成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記交線成分抽出手段は、新たな前記ラジアル断層像が得られる度に、前記交線成分を

抽出し、

前記断層像生成手段は、新たな交線線分が抽出される度に、前記経路断層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。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、ラジアル走査型超音波振動子を被検体の体腔内を進退させ、進退に伴って時系列の複数のラジアル断層像を生成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

10

特開平 11 - 113913 号公報では先端に位置検出器等を設け、湾曲もしくは屈曲した管腔に沿って汎用のラジアル走査型超音波プローブ（光学観察窓を設けた超音波内視鏡を含む）を進退させ、複数の超音波断層像を取得することで経路に沿った空間の超音波画像データを簡単に取得する超音波診断装置が開示されている。空間の超音波画像データの表現方法は種々検討されており、特開平 11 - 113913 号公報で開示されている装置では超音波 3 次元画像や、向きの異なる平面で切断した複数の断面像で表現をしている。

【0003】

一方、特開平 11 - 318884 号公報、特開 2000 - 243766 号公報では空間の画像データから血管、腸などの観察対象に沿った曲面で縦切りにした断面像を簡単に作成したり、どの曲面で縦切りしたかを示すガイド像を表示する装置が開示されている。

20

【0004】

この装置では原画像に含まれる観察対象の内部に、複数の視点を設定する視点設定手段を設け、この複数の視点を通る曲面で縦切りをした断層像を表示している。

【0005】

【特許文献 1】

特開平 11 - 113913 号公報

【0006】

【特許文献 2】

特開平 11 - 318884 号公報

【0007】

30

【特許文献 3】

特開 2000 - 243766 号公報

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特開平 11 - 113913 号公報で開示されている装置のように空間の超音波画像データを或る平面で切断した断面像で表現をすると、管腔が図 14 のような切れ切れの画像として表現されてしまい、管腔の全体像が画面に表示されないことが多い。これは、必ずしも生体の管腔が特定の平面内を走行していないことが原因である。図 14 は管腔が一部で断面より奥側を走行している状態を示している。

【0009】

40

そのため、この装置には以下の課題がある。

- ・第 1 の課題：管腔に沿って病変がどのように広がっているかがわかりにくい。
- ・第 2 の課題：検査中において管腔のどの部分を走査しているかがわかりにくい。

【0010】

一方、この特開平 11 - 318884 号公報、特開 2000 - 243766 号公報で開示されている装置は、曲面を描出する際の視点の設定を、検査後、すなわち管腔が管腔としてつながって見えるために必要な原画像を全て取得した後に行っている。

【0011】

したがって検査後には上記第 1 の課題が果たすことができるが、検査中にリアルタイムに上記第 1 の課題を果たすことができないという欠点があった。また、この装置では、検査

50

中（特に走査中）において管腔のどの部分を走査しているかわかりにくいという上記第2の課題を果たすことができないという欠点があった。

【0012】

そもそも、特開平11-318884号公報、特開2000-243766号公報で開示されている装置では、体腔内管腔に挿入した超音波プローブを用いて検査を行うことを全く想定していない。

【0013】

一般に体腔内でラジアル走査型超音波プローブを用いる際には、被検体への侵襲と検査効率の見地から、検査中に病変部を発見、画像を記録し、だいたいの診断をつけてできるだけ早く超音波プローブを抜去するという検査方法が通例である。

10

【0014】

しかし、特開平11-318884号公報、特開2000-243766号公報で開示されている装置では、上述の第1、第2の課題が検査中に解決されていないため、必要な画像を記録できたか否かがはっきりせず、断面像をわかりやすく表現するという効果を発揮できていなかった。

【0015】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ラジアル走査型超音波プローブを体腔内で進退させることで、検査中にも管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、また検査中において管腔のどの部分を走査しているかを容易に認識することのできる超音波診断装置を提供することを目的としている。

20

【0016】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波診断装置は、被検体の体腔内において超音波ビームを放射状に照射してラジアル走査を行うラジアル走査型超音波振動子を進退させ、当該ラジアル走査型超音波振動子の進退に伴って時系列の複数のラジアル断層像を生成する超音波診断装置において、前記時系列の複数のラジアル断層像各々に対応する前記ラジアル走査型超音波振動子の位置および方向情報を検出する位置方向情報検出手段と、前記位置方向情報検出手段により得られた、前記時系列の複数のラジアル断層像各々の位置および方向情報に基づき、前記ラジアル走査型超音波振動子の進退の経路に沿った断層像を生成する断層像生成手段と、を備え、前記ラジアル走査型超音波振動子の進退の経路が一平面内にない場合に、前記時系列の複数のラジアル断層像の各々におけるラジアル走査の放射状の照射中心を通る複数の互いに平行な切断平面の各々と、当該切断平面が通るラジアル走査の放射状の照射中心を有するラジアル断層像の各々との交線成分を求める交線成分抽出手段を設け、前記断層像生成手段は、前記交線成分抽出手段で求められた複数の前記交線成分を基にして前記進退の経路に沿った経路断層像を生成することを特徴とする。

30

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0018】

第1の実施の形態：

40

図1ないし図10は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は超音波診断装置の構成を示す構成図、図2は図1の超音波内視鏡の先端の構成を示す図、図3は図1の超音波診断装置の処理の流れを説明するフローチャート、図4は図1の超音波診断装置の作用を説明する第1の図、図5は図1の超音波診断装置の作用を説明する第2の図、図6は図1の超音波診断装置の作用を説明する第3の図、図7は図1の超音波診断装置の作用を説明する第4の図、図8は図1の超音波診断装置の作用を説明する第5の図、図9は図1の超音波診断装置の作用を説明する第6の図、図10は図1の超音波診断装置の作用を説明する第7の図である。

【0019】

以下、図1から図10を用いて、本実施の形態の超音波診断装置の構成と作用とを説明す

50

る。

【 0 0 2 0 】

(構成)

図 1 に示すとおり、本実施の形態の超音波診断装置 1 は、超音波内視鏡 2 と、超音波観測部 3 と、位置検出部 4 と、モニタ 5 と、キーボード 6 と、マウス 7 とを設けて構成されている。

【 0 0 2 1 】

超音波内視鏡 2 は、可撓性のある材質で構成された被検体体腔内への挿入部 1 1 と、挿入部先端の超音波振動子 (後述) を駆動するモータ 1 3 を備えた駆動部 1 4 とを設けている。

10

【 0 0 2 2 】

このうち、挿入部 1 1 先端の様子を図 2 を用いて説明する。図 2 に示す通り、挿入部 1 1 先端には超音波を透過する材質で生成された音響的に半透明な先端キャップ 1 5 が設けられている。先端キャップ 1 5 の内部には超音波振動子 1 2 が設けられており、先端キャップ 1 5 内にはいわゆる音響媒体 (図示せず) が充填されている。超音波振動子 1 2 はやはり可撓性のある材質で作られたフレキシブルシャフト 1 6 に接続されている。フレキシブルシャフト 1 6 は駆動部 1 4 内のモータ 1 3 へ接続されている。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子 1 2 はフレキシブルシャフト 1 6 内の信号線 (図示せず) を介して駆動部 1 4 経由で超音波観測部 3 内の画像構築回路 (後述) と接続している。挿入部 1 1 先端には空間に磁場を張る送信コイル 1 7 が設けられており、信号線を介して位置検出部 4 内のコイル駆動回路 (後述) と接続している。この送信コイル 1 7 は直交する 2 方向 (図 2 の y と z) を軸として巻かれており、この z 軸は超音波内視鏡 2 の挿入方向、y 軸は z 軸に垂直でラジアル走査平面 (後述) に平行な方向である。

20

【 0 0 2 4 】

図 1 に戻り、超音波観測部 3 は、超音波振動子 1 2 にパルス電圧状の励起信号を出力するとともに超音波振動子 1 2 からのエコー信号に各種の受信信号処理を施して超音波の画像データを構築する画像構築回路 2 1 と、複数枚の画像データを記憶する画像メモリ 2 2 と、画像データに各種の画像処理を施す画像処理回路 2 3 と、画像データに D / A 変換処理を施しアナログビデオ信号に変換する表示回路 2 4 と、ハードディスクあるいは大容量のメモリで構成された 3 次元データ記録部 2 5 と、位置検出部 4 との通信を行い位置方向データをバス 2 6 へ供給する通信回路 2 7 と、キーボード 6 やマウス 7 からの入力をコントローラ 2 8 に伝える外部入力制御回路 2 9 とを設け、バス 2 6 は、これらの各回路、各部に制御命令やデータの授受を行い、またコントローラ 2 8 はこのバス 2 6 を経出して各回路に制御命令を出すようになっている。

30

【 0 0 2 5 】

位置検出部 4 は、送信コイル 1 7 にコイル励振信号を出力するコイル駆動回路 3 1 と、所定の配置方法で特定の位置に固定され、送信コイル 1 7 が張る磁場を逐次検知して電気的な受信信号を出力する複数の受信コイル (以下、受信コイル群と記す) 3 2 と、受信コイル群 3 2 が出力する受信信号から位置方向データを出力する位置算出回路 3 3 とを設けている。

40

【 0 0 2 6 】

図 1 の太破線はラジアル断層像 (後述) 、経路断層像 (後述) に関連する信号 / 画像データの流れ、細破線は位置方向データの流れである。

【 0 0 2 7 】

(作用)

以下、本実施の形態の作用を説明する。

ラジアル断層像を構築する作用について説明する。

【 0 0 2 8 】

超音波振動子 1 2 は、超音波観測部 3 内の画像構築回路 2 1 からのパルス電圧状の励起信

50

号を受け取って媒体の疎密波である超音波のビームに変換する。超音波ビームは音響媒体と先端キャップ 15 とを伝わり超音波内視鏡 2 外部へと照射され、被検体内からの反射エコーが超音波ビームとは逆の経路を辿って超音波振動子 12 へ戻る。超音波振動子 12 は反射エコーを電氣的なエコー信号に変換して励起信号とは逆の経路で画像構築回路 21 へ伝達する。

【0029】

さらに、この作用を反復的に繰り返す一方で、駆動部 14 内のモータ 13 が回転することによりフレキシブルシャフト 16 と超音波振動子 12 がそれぞれ図 2 のブロック矢印 18 の方向へ回転する。このため超音波ビームが超音波内視鏡 2 の挿入部 11 に垂直な図 2 の平面（以下、ラジアル走査平面）19 内を順次放射状に照射され、いわゆるメカニカルラジアル走査が実現する（以下、単にラジアル走査とする）。

10

【0030】

画像構築回路 21 は、超音波振動 12 からのエコー信号に包絡線検波・対数増幅・A/D 変換・スキャンコンバート（ラジアルスキャンで生成された極座標系のデータを直交座標系の画像データに変換する処理）等の公知の処理を施して超音波の画像データ（以下、ラジアル断層像）を構築する。このラジアル断層像はバス 26 を介して画像メモリ 22 に出力され記憶される。

【0031】

次に、位置方向データに関わる作用について説明する。

コイル駆動回路 31 は、送信コイル 17 にコイル励振信号を逐次出力する。送信コイル 17 は、空間に磁場を張る。受信コイル群 32 は、磁場を逐次検知して位置算出回路 33 に電氣的な受信信号を出力する。位置算出回路 33 は、受信信号を基に位置方向データを算出し、超音波観測部 3 内の通信回路 27 へ出力する。

20

【0032】

この位置方向データは送信コイル 17 の受信コイル群 32 に対する位置と方向とを含んだデータである。具体的には、位置方向データは送信コイルの位置だけでなく、超音波内視鏡の挿入方向（図 2 の z 軸）と、ラジアル断層像に平行な特定方向（図 2 の y 軸）とを含んでいる。ここで図 2 の y 軸がラジアル断層像の 12 時方向（モニタに表示されたときの上方向）になるよう送信コイル 17 を取り付けると、位置方向データはラジアル断層像の法線方向（図 2 の z 軸）と 12 時方向（図 2 の y 軸）とを含むことになる。

30

【0033】

通信回路 27 は、位置方向データをバス 26 に出力する。位置方向データはバス 26 を介して画像メモリ 22 に出力され記憶される。

【0034】

なお、コントローラ 28 はラジアル断層像と位置方向データとを同期、関連づけて記憶させる。

【0035】

次に、主に経路断層像を生成する作用について説明する。

最初に切断平面の方向を設定する。この切断平面とは、術者は通常、（ラジアル走査型）超音波内視鏡 2 を体腔内で進退させることで順次複数のラジアル断層像を取得した後、空間の画像データとして特定の平面で切断し断面像として観察するが、その際の特定の平面のこと意味する。

40

【0036】

本実施の形態の特徴は各ラジアル断層像の各々に対し、互いに平行な個々の切断平面を設定し、各ラジアル断層像と各切断平面との交線線分を求め、各交線線分を合成して断面像（以下、経路断層像）を生成することにある。

【0037】

以下、図 3 の本超音波診断装置の実際の使われ方のフローチャートに基づき詳細を説明する。

【0038】

50

図 3 に示すように、まずステップ S 1 において、術者が切断平面の方向を設定する。設定方法は種々考えられるが、切断平面の法線方向を表現する矢印状の指標や、切断平面を模式的に表現した板状の指標等を、モニタ 5 上に立体的に表示させて、これらの指標の方向をキーボード 6 やマウス 7 で変更できるようにすると、切断平面の方向が感覚的にわかりやすく望ましい。

【 0 0 3 9 】

この際、設定する瞬間の超音波内視鏡 2 の位置や方向を基にした座標系や、固定された受信コイル群 3 2 の位置や方向を基にした座標系の上で、これらの指標を立体的に表示させると超音波内視鏡 2 や受信コイル群 3 2 との位置関係が術者には一層わかりやすく、設定しやすいため好適である。

10

【 0 0 4 0 】

一方、具体的な作用は次の通りである。術者がキーボード 6 やマウス 7 から切断平面の方向を入力する。この方向に関わる情報は外部入力制御回路 2 9 を経由してコントローラ 2 8 に伝えられ、コントローラ 2 8 からの命令として画像処理回路 2 3 に入力する。画像処理回路 2 3 は指標を立体的に表示できるよう位置方向データを用いて画像処理を施し、表示回路 2 4 を経てモニタ 5 に表示させることで、これら切断平面の方向設定を実現させる。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 2 において、術者がラジアル走査開始を指示する。

【 0 0 4 2 】

20

具体的には、術者がキーボード 6 上のボタン（図示せず）やマウス 7 で各種のメニューを選択すると、コントローラ 2 8 からの命令に基づき画像構築回路 2 1 は励起信号を出力し、モータ 1 3 が回転することでラジアル走査を開始する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 3 において、術者が被検体の体腔内に挿入された超音波内視鏡 2 をラジアル走査させながら管腔に沿って挿抜（以下、手引き）を始める。

【 0 0 4 4 】

この後のステップで、手引きをしながらラジアル走査を繰り返すことで、順次ラジアル断層像が構築されていく。この走査方法を以下、「手引き走査」とする。この様子を図 4 に示す。なお、図 4 では各ラジアル断層像に対し、構築しはじめた順番に 1 番から番号がつけられている。

30

【 0 0 4 5 】

ステップ S 4 において、画像処理回路 2 1 がカウンタとして用意された変数 n に 1 を代入する。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 5 において、画像構築回路 2 1 が第 n 番のラジアル断層像を構築し、コントローラ 2 8 が画像メモリ 2 2 にラジアル断層像と位置方向データとを同期、関連づけて記憶させる。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 6 において、画像処理回路 2 3 が第 n 番の切断平面を求める。具体的には、画像処理回路 2 3 は画像メモリ 2 2 から第 n 番のラジアル断層像とそれに関連づけられた位置方向データとを読み出し、送信コイル 1 7 が超音波振動子 1 2 の近傍に配されていることから、送信コイル 1 7 の位置を第 n 番のラジアル断層像内の超音波振動子 1 2 の回転中心の位置とみなし、そこから第 n 番の切断平面を求める。

40

【 0 0 4 8 】

以下に、第 n 番の切断平面の求め方を詳細に説明する。第 n 番の切断平面を図 5 に示す。第 n 番の切断平面はステップ S 1 で設定された方向を向き、かつ、第 n 番のラジアル断層像の回転中心を通る平面とする。この平面は第 n 番のラジアル断層像に対し、1 枚の平面に定まる。従って n を変えてこのステップを繰り返すと、第 1 番、第 2 番、 $\cdot$ 、 $\cdot$ 、 $\cdot$ の各ラジアル断層像に対し、各 1 枚の切断平面が求められる。このように求められた第 1 番

50

、第2番、・、・、・の切断平面は全てステップS1で設定された方向を向いており、図4に示すように互いに平行である。

【0049】

ステップS7において、画像処理回路23が第n番のラジアル断層像と第n番の切断平面との交線線分(第n番の交線線分)を求める。この第n番の交線線分を図5に示す。

【0050】

ステップS8において、 $n = 1$ の場合には処理をステップS14にジャンプする。

【0051】

ステップS9において、画像処理回路23が第 $n - 1$ 番の交線線分上の画像情報と第n番の交線線分上の画像情報との間を補間して第n番の断片を作成する。この第n番の断片を図6に示す。補間は交線間を線形に補間する方法や、手引きする経路に沿って非線形に補間する方法など種々考えられる。

10

【0052】

なお、図6では説明の都合上、交線線分が間引かれて描かれており、本来は図7のように交線線分間は密になっている。

【0053】

ステップS10において、画像処理回路23が第n番の断片をそれまでの経路断層像に上書きして更新する。すなわち新たな経路断層像を作成する。この更新された経路断層像を図6に示す。

【0054】

20

ステップS11において、表示回路24が第n番のラジアル断層像と経路断層像とを並べた画像信号を生成する。この画像を図8に示す。図8の左は第n番のラジアル断層像、右は経路断層像である。第n番のラジアル断層像上と経路断層像上のそれぞれの太線は経路断層像を作成するために求めた交線線分をあらわすマーカ(以下、交線マーカ)である。つまり、図8の交線マーカは第n番の交線線分を表し、背景の画像が白黒の画像であるときには緑色など背景とは異なる色で表示される。

【0055】

ステップS12において、モニタ5が第n番のラジアル断層像と経路断層像とを並べて表示する。

【0056】

30

モニタ5が、このステップまでに第 $n - 1$ 番のラジアル断層像と第 $n - 1$ 番の断片までを重畳してきた経路断層像とを表示していた場合には、画面が更新されることになる。

【0057】

ステップS13において、術者がキーボード6やマウス7を介して手引き走査の終了を指示するとラジアル走査が終了する。それ以外の場合は処理をステップS14にジャンプする。

【0058】

具体的には、術者がキーボード6上のボタン(図示せず)やマウス7で各種のメニューを選択して手引き走査の終了を指示すると、コントローラ28からの命令に基づき画像構築回路21は励起信号の出力を停止し、モータ13が回転を停止することでラジアル走査を終了する。

40

【0059】

ステップS14において、画像処理回路23がカウンタとして用意された変数 n に1を加える。その後、画像処理回路23は処理をステップS5へジャンプする。

【0060】

このようにして術者が手引き走査の終了を指示しない限り、ステップS5からステップS14までの処理を繰り返すことになる。

【0061】

ステップS5からステップS14までの処理を繰り返すことで、経路断層像は手引き走査に併せて図8に示すように順次延びていくことになる。

50

【 0 0 6 2 】

なお、本実施の形態は、複数のラジアル断層像からなる画像データを特定の平面で切断して平面の断層像を生成するのではなく、複数のラジアル断層像に対し、複数の切断平面を求め、各ラジアル断層像を各切断平面で切断することで複数の交線線分を求め、その交線線分上の画像データを補間した上で、2次元の画面上に表現した経路断層像を生成したところに特徴がある。

【 0 0 6 3 】

以上は経路断層像を生成する作用を、検査中、特に手引き走査中について説明した。以下では手引き走査後の作用について説明する。

【 0 0 6 4 】

ただし、その前準備として検査中に種々のデータを3次元データ記録部25へ書き込んでおくことが必要である。以下にその詳細を説明する。

【 0 0 6 5 】

ステップS1で術者が切断平面の方向を設定したときに、コントローラ28はこの切断平面の法線方向の方向ベクトルを3次元データ記録部25へ書き込むことにする。

【 0 0 6 6 】

ステップS6で画像処理回路23が第n番のラジアル断層像とそれに関連づけられた位置方向データとを画像メモリ22から読み出すときに、コントローラ28はこの第n番のラジアル断層像と位置方向データとを関連づけて3次元データ記録部25へ書き込む。

【 0 0 6 7 】

このように構成・作用することで、手引き走査中には図3のフローチャートで説明する作用が得られるだけでなく、手引き走査後にも切断平面や連続した複数のラジアル断層像を利用することができる。

【 0 0 6 8 】

次に、手引き走査後の作用について説明する。

まず、コントローラ28はラジアル断層像と位置方向データとを3次元データ記録部25より第1番から順次画像メモリに読み出していく。

【 0 0 6 9 】

その際、術者がステップS1と同様に切断平面を設定し、各要素がステップS4からステップS14までの作用を行うことで、図8に示すように、位置方向データを得る際の手引きの経路に沿って経路断層像を得ることができる。

【 0 0 7 0 】

さらに、図9に示す通り、コントローラ28はキーボード6上の矢印キー（図示せず）やマウス7を介して得られる術者の指示に基づき、経路断層像上の交線マーカとラジアル断層像上の交線マーカの位置や方向を変更できる。

【 0 0 7 1 】

ここで経路断層像上の交線マーカは、各交線線分の位置に選択的に移動させることができる。例えば図9では矢印の方向である。

【 0 0 7 2 】

術者がこの交線マーカを移動させるとそれに応じて・・・第n-1番、第n番、第n+1番・・・のラジアル断層像が順次モニタ5の左側に更新されつつ表示される。

【 0 0 7 3 】

一方、第n番のラジアル断層像上の交線マーカはラジアル断層像上の超音波振動子12の回転中心を中心にして回転することができる。例えば図9では矢印の方向である。

【 0 0 7 4 】

術者がこの交線マーカを回転させるとそれに応じて切断平面が設定し直される。新しい切断平面の設定方法は種々考えられる。以下に詳細を説明する。

【 0 0 7 5 】

例えば、第1の方法は、新しい切断平面を第n番のラジアル断層像に垂直でかつ、第n番のラジアル断層像上の交線マーカを通る平面とするものである。この際、もともとの切断

10

20

30

40

50

平面が第 n 番のラジアル断層像に垂直であったとは限らないが、ここではキーボード 6 やマウス 7 の操作でラジアル断層像上の交線マーカが回転を始めた瞬間に切断平面がラジアル断層像に垂直に設定し直される。

【 0 0 7 6 】

例えば、第 2 の方法は、新しい切断平面を第 n 番のラジアル断層像ともともとの切断平面とのなす角（すなわち第 n 番のラジアル断層像の法線と、もともとの切断平面の法線とのなす角）を保ち、第 n 番のラジアル断層像上の交線マーカを通る平面とするものである。

【 0 0 7 7 】

第 1 の方法では切断平面が瞬間に垂直に設定し直されることにより経路断層像に急激な変化が生じることがあるが、第 2 の方法のように構成・作用することにより、この急激な変化を回避することができる。

10

【 0 0 7 8 】

術者がこの交線マーカを回転させるとそれに応じて新しい経路断層像が順次モニタ 5 の右側に更新されつつ表示される。

【 0 0 7 9 】

これら手引き走査後の一連の作用は、主にコントローラ 2 8 の命令と画像処理回路 2 3 の作用によって実現する。

【 0 0 8 0 】

以上は経路断層像を生成する作用を、手引き走査後について説明した。以下では手引き走査後に、新たにラジアル走査を行うときの作用について説明する。

20

【 0 0 8 1 】

まず、術者は、経路断層像を構築し、一旦ラジアル走査を停止した後、被検体から超音波内視鏡 2 を抜去せず新たなラジアル走査を行う。ただし、新たなラジアル走査では経路断層像は更新されない。

【 0 0 8 2 】

画像処理回路 2 3 は、現在のラジアル走査平面と既に得られた経路断層像の交線線分を求め、この交線線分の位置を基に交線マーカを生成し、交線マーカを既に得られた経路断層像上に重畳して表示する。この様子を図 1 0 に示す。なお、この際、モニタ 5 画面の左側には現在走査中のラジアル断層像を表示させる。

【 0 0 8 3 】

30

（効果）

本実施の形態の構成・作用により、（ラジアル走査型）超音波内視鏡 2 を体腔内で進退させることで、（ 1 ）検査中にも管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、（ 2 ）検査中において管腔のどの部分を走査しているかわかりやすい。

【 0 0 8 4 】

また、ラジアル断層像が構築される度に、順次、切断平面、交線線分を求め、経路断層像を更新して表示させていったので、2 次元画像の座標変換等は不要で、画像処理の規模が小さくなり、検査中、検査後に関わらず経路断層像を高速に生成、更新することが可能である。

【 0 0 8 5 】

40

また、交線マーカを設け、ラジアル断層像と経路断層像との間の交線を表現させるよう構成したため、検査中 / 検査後に関わらず互いの位置関係がわかりやすい。

【 0 0 8 6 】

また、交線マーカをキーボードやマウスのような入力手段により経路断層像上の交線マーカを移動させ、これに連動してラジアル断層像を更新するよう構成したため、経路断層像をラジアル断層像を探す際のガイドにすることができ、湾曲もしくは屈曲した管腔のどの部分を走査して得たラジアル断層像なのかわかりやすい。従って、所望のラジアル断層像を得やすく、病変等関心領域の描出、発見がしやすい。

【 0 0 8 7 】

さらに、交線マーカを少しずつ移動させながらラジアル断層像を更新させていくことで臓

50

器のつながりや脈管の走行がわかりやすく、病変と周囲臓器との互いの空間的な位置関係もわかりやすい。

【 0 0 8 8 】

また、交線マーカをキーボード 6 やマウス 7 のような入力手段によりラジアル断層像上の交線マーカを回転させ、これに連動して経路断層像を更新するよう構成したため、所望の経路断層像を得やすく、管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、正確である。

【 0 0 8 9 】

また、画像処理回路 2 3 は、既に得られた現在のラジアル走査平面と経路断層像との交線線分を求め、この交線線分の位置を基に交線マーカを生成し、交線マーカを既に得られた経路断層像上に重畳して表示するよう構成したため、術者は経路断層像と交線マーカとを現在のラジアル走査平面のガイドとして使うことができ、病変を簡単に描出することができる。

10

【 0 0 9 0 】

(変形例)

本実施の形態では、図 8 で経路断層像上の交線マーカが移動し、ラジアル断層像を更新させたが、交線マーカを固定し経路断層像をスクロールさせても良い。

【 0 0 9 1 】

手引き走査中に、経路断層像がモニタ画面からはみだす場合には、最新の交線線分が常に画面に表示されるよう経路断層像をスクロールさせても良い。このように構成・作用することで、術者は画面を確認することで体腔内のどこを走査しているかわかりやすい。

20

【 0 0 9 2 】

本実施の形態では、ラジアル断層像上の交線マーカが回転し、経路断層像を更新させたが、交線マーカを固定しラジアル断層像を回転させても良い。

【 0 0 9 3 】

本実施の形態では、手引き走査を超音波内視鏡を手引きすることで行ったが、逆に体腔内深部に挿入する方向に移動させてもよく、進退どちらでも差し支えない。

【 0 0 9 4 】

本実施の形態では、ラジアル断層像と経路断層像とを並べて同時にモニタ上に表示させたが、別体のモニタに表示させても良く、交線マーカを付したまま切り替えて表示させても良い。

30

【 0 0 9 5 】

本実施の形態では、超音波内視鏡 2 の挿入部 1 1 の先端に送信コイル 1 7 を設け、受信コイル群 3 2 は空間中に固定する構成としたが、この送受は逆でも良い。

【 0 0 9 6 】

本実施の形態では、磁場を用いてラジアル断層像の位置と方向とを検出したが、これは加速度を用いてもよく、他の手段でも良い。

【 0 0 9 7 】

第 2 の実施の形態 :

図 1 1 及び図 1 2 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 1 1 は超音波診断装置の構成を示す構成図、図 1 2 は図 1 1 の超音波内視鏡の先端の構成を示す図である。

40

【 0 0 9 8 】

第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 9 9 】

以下、図 1 1 及び図 1 2 を用いて、本実施の形態の超音波診断装置の構成と作用とを説明する。

【 0 1 0 0 】

(構成)

図 1 1 に示すとおり、本実施の形態の駆動部 1 4 にはモータが存在しない。しかし、図 1

50

2 に示すとおり、本実施の形態の超音波内視鏡 2 a の挿入部先端には超音波振動子を短冊状に切断し、挿入軸の周囲に環状のアレイ（以下、超音波振動子アレイ）5 1 として配列させている。超音波振動子アレイ 5 1 を構成する各超音波振動子はそれぞれ信号線を介して駆動部 1 4 経由で超音波観測部 3 内の画像構築回路 2 1 と接続している。その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 0 1 】

（作用）

第 1 の実施の形態とはラジアル断層像を構築する作用が異なる。

超音波振動子アレイ 5 1 を構成する超音波振動子のうち、一部かつ複数の超音波振動子は、超音波観測部 3 内の画像構築回路 2 1 からのパルス電圧状の励起信号を受け取って媒体の疎密波である超音波に変換する。この際、各励起信号が各超音波振動子に到着する時刻が異なるよう、画像構築回路 2 1 が各励起信号に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子が励起する超音波が被検体内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビームを形成するようにつけられる。

10

【 0 1 0 2 】

超音波ビームは超音波内視鏡 2 a 外部へと照射され、被検体内からの反射エコーが超音波ビームとは逆の経路を辿って各超音波振動子へ戻る。各超音波振動子は反射エコーを電気的なエコー信号に変換して励起信号とは逆の経路で画像構築回路 2 1 へ伝達する。

【 0 1 0 3 】

次に超音波ビームが図 1 2 の矢印で示すラジアル走査をするよう、画像構築回路 2 1 は、超音波ビームの形成に関与する複数の超音波振動子を選択し直し、再び励起信号を送信する。このようにして超音波ビームの角度が変わっていく。これを反復的に繰り返すことにより、いわゆる電子ラジアル走査が実現する。

20

【 0 1 0 4 】

その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 0 5 】

（効果）

第 1 の実施の形態では、メカニカルラジアル走査を採用しているため、フレキシブルシャフト 1 6 のねじれが生じ、このねじれが複数のラジアル断層像間で様にならないことが原因になって、経路断層像上の歪みとなって現れる懸念がある。これは通常のメカニカルラジアル走査では、モータ 1 3 の回転角度位置はモータ 1 3 に隣接しロータリエンコーダによって検出する構成であるためである。

30

【 0 1 0 6 】

しかし、本実施の形態において、電子ラジアル走査を採用したことで、この懸念が解決される。その他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 0 7 】

（変形例）

本実施の形態のラジアル走査は、360°全周のラジアル走査でも、それより欠ける例えば270°のラジアル走査でも良い。

【 0 1 0 8 】

40

第 3 の実施の形態：

図 1 3 は本発明の第 3 の実施の形態に係るカプセル超音波内視鏡の構成を示す構成図である。

【 0 1 0 9 】

第 3 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 1 1 0 】

（構成・作用）

以下、図 1 3 を用いて、本実施の形態の超音波診断装置の構成と作用とを説明する。全体の構成図は図 1 1 と同じである。

50

【 0 1 1 1 】

図 1 3 に示すとおり、本実施の形態ではラジアル走査型超音波プローブとしてカプセル型をした超音波内視鏡（以下、カプセル超音波内視鏡）1 0 1 を採用している。

【 0 1 1 2 】

カプセル超音波内視鏡 1 0 1 には、送信コイル 1 7、超音波振動子 1 2、剛性シャフト 1 0 4、超小型モータ 1 0 2、信号ケーブル 1 0 3 が設けられている。なお、第 1 の実施の形態と異なり、駆動部 1 4 にはモータ 1 3 が存在しない。その代わり、カプセル超音波内視鏡 1 0 1 内には超小型モータ 1 0 2 を設けている。

【 0 1 1 3 】

超音波振動子 1 2 は剛性のある棒状の剛性シャフト 1 0 4 に接続されている。剛性シャフト 1 0 4 は超小型モータ 1 0 2 へ接続されている。超音波振動子 1 2 は剛性シャフト 1 0 4、超小型モータ 1 0 2、信号ケーブル 1 0 3 を経由する信号線 1 0 5 を介して駆動部 1 3 経由で超音波観測部 3 内の画像構築回路 2 1 と接続している。送信コイル 1 7 は空間に磁場を張り、信号線 1 0 5 を介して位置検出部 4 内のコイル駆動回路 3 1 と接続している。

10

【 0 1 1 4 】

その他の構成・作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 1 5 】

（効果）

第 1 の実施の形態では、フレキシブルシャフト 1 6 のねじれが生じ、このねじれが複数のラジアル断層像間で一樣にならないことが原因になって、経路断層像上の歪みとなって現れる懸念がある。これは通常のメカニカルラジアル走査では、モータの回転角度位置はモータに隣接したロータリエンコーダによって検出する構成であるためである。しかし、本実施形態において、フレキシブルシャフト 1 6 ではなく超小型モータ 1 0 2 と剛性シャフト 1 0 4 とを超音波振動子 1 2 の近傍に設けたことで、この懸念が解決される。

20

【 0 1 1 6 】

また、本実施の形態ではカプセル超音波内視鏡 1 0 1 をもちいることにより、被験者がこのカプセルを飲みやすく負担が小さい。また、カプセル超音波内視鏡 1 0 1 は通常、術者がラジアル走査平面を操作しにくい分、被検体のどこを観察しているか大変わかりにくい、本実施の形態の構成・作用を用いて経路断層像を観察することにより、術者はわかりやすく診断することができる。

30

【 0 1 1 7 】

さらに、光学観察窓をつけなくとも被検体のどこを観察しているかわかりやすいため、光学観察窓、CCDカメラ、グラスファイバ、ビデオ信号ケーブル等の構成要素が不要で、カプセル超音波内視鏡 1 0 1 を小型にすることができる。

【 0 1 1 8 】

さらに、通常カプセル超音波内視鏡 1 0 1 は人為的に進退させることが大変に難しい。しかし、カプセル超音波内視鏡 1 0 1 が自然に嚥下、落下、蠕動による進退の過程で経路断層像が作成され、術者は観察することができる。その他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

40

【 0 1 1 9 】

[付記]

（付記項 1）ラジアル走査型超音波プローブが被検体体腔内を進退する経路で得られる複数のラジアル断層像を基に、新たな断層像を生成する超音波診断装置において、前記複数のラジアル断層像の位置と方向とを検出する位置方向検出手段と、前記位置と前記方向を基に前記進退の経路に沿った経路断層像を生成する経路断層像生成手段とを設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【 0 1 2 0 】

（付記項 2）複数の前記ラジアル断層像の中心を通る平行な複数の平面の各々と、前記

50

ラジアル断層像の各々との交線線分を求める交線線分抽出手段を設け、前記経路断層像生成手段が前記交線線分抽出手段で求められた複数の前記交線線分を基にして前記進退の経路に沿った経路断層像を生成した

ことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 2 1 】

(付記項 3) 前記交線線分抽出手段が、新たな前記ラジアル断層像が得られる度に、前記交線線分を抽出し、

前記経路断層像生成手段が、新たな交線線分が抽出される度に、前記経路断層像を生成する

ことを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【 0 1 2 2 】

付記項 1 ないし 3 の超音波診断装置では、複数のラジアル断層像の位置と方向とを検出する位置方向検出手段と、位置と方向を基に進退の経路に沿った経路断層像を生成する経路断層像生成手段とを設けたため、位置方向検出手段が検出した位置と方向を基に進退の経路に沿った経路断層像を生成することで、(1) 検査中にも管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、(2) 検査中において管腔のどの部分を走査しているかわかりやすい。また、2次元画像の座標変換等は不要で、画像処理の規模が小さくなり、検査中、検査後に関わらず経路断層像を高速に生成、更新することが可能である。

【 0 1 2 3 】

(付記項 4) 前記ラジアル断層像と前記経路断層像とを対比可能に表示する表示手段を設け、前記表示手段が、前記交線線分を示す交線マーカを前記ラジアル断層像と前記経路断層像のうち少なくとも一方の上に重畳して表示する

20

ことを特徴とする付記項 2 または付記項 3 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 2 4 】

付記項 4 の超音波診断装置では、ラジアル断層像と経路断層像とを対比可能に表示する表示手段を設け、表示手段が、交線線分を示す交線マーカをラジアル断層像と経路断層像のうち少なくとも一方の上に重畳して表示したため、検査中/検査後に関わらず互いの位置関係がわかりやすい。

【 0 1 2 5 】

(付記項 5) 前記交線マーカの位置を設定する設定手段を設け、前記表示手段が、前記交線マーカの位置の設定に連動して前記ラジアル断層像もしくは前記経路断層像を更新して表示する

30

ことを特徴とする付記項 4 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 2 6 】

付記項 5 の超音波診断装置では、マーカの位置を設定する設定手段を設け、表示手段が、マーカの位置の設定に連動してラジアル断層像もしくは経路断層像を更新して表示したため、経路断層像をラジアル断層像を探す際のガイドにすることができ、湾曲もしくは屈曲した管腔のどの部分を走査して得たラジアル断層像なのかわかりやすい。従って、所望のラジアル断層像を得やすく、病変等関心領域の描出、発見がしやすい。さらに、交線マーカを少しずつ移動させながらラジアル断層像を更新させていくことで臓器のつながりや脈管の走行がわかりやすく、病変と周囲臓器との互いの空間的な位置関係もわかりやすい。また、所望の経路断層像を得やすく、管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、診断が正確になる。

40

【 0 1 2 7 】

(付記項 6) 前記交線抽出手段が既成の経路断層像と走査中のラジアル走査平面との交線線分を抽出し、

前記表示手段が、前記交線線分を示す交線マーカを走査中のラジアル走査平面のガイドとして、前記既成の経路断層像の上に重畳して表示する

ことを特徴とする付記項 4 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 2 8 】

50

付記項 6 の超音波診断装置では、交線抽出手段が既成の経路断層像と走査中のラジアル走査平面との交線線分を抽出し、表示手段が、交線線分、を示す交線マーカを走査中のラジアル走査平面のガイドとして、既成の経路断層像の上に重畳して表示したため、術者は経路断層像と交線マーカとを現在のラジアル走査平面のガイドとして使うことができ、病変を簡単に描出することができる。

【 0 1 2 9 】

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。

【 0 1 3 0 】

【発明の効果】

10

以上説明したように本発明によれば、ラジアル走査型超音波プローブを体腔内で進退させることで、検査中にも管腔に沿って病変がどのように広がっているかわかりやすく、また検査中において管腔のどの部分を走査しているかを容易に認識することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【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構成図

【図 2】図 1 の超音波内視鏡の先端の構成を示す図

【図 3】図 1 の超音波診断装置の処理の流れを説明するフローチャート

【図 4】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 1 の図

【図 5】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 2 の図

20

【図 6】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 3 の図

【図 7】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 4 の図

【図 8】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 5 の図

【図 9】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 6 の図

【図 1 0】図 1 の超音波診断装置の作用を説明する第 7 の図

【図 1 1】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図

【図 1 2】図 1 1 の超音波内視鏡の先端の構成を示す図

【図 1 3】本発明の第 3 の実施の形態に係るカプセル超音波内視鏡の構成を示す構成図

【図 1 4】従来技術の課題を説明する図

【符号の説明】

30

1 ...超音波診断装置

2 ...超音波内視鏡

3 ...超音波観測部

4 ...位置検出部

5 ...モニタ

6 ...キーボード

7 ...マウス

1 1 ...挿入部

1 2 ...超音波振動子

1 3 ...モータ

40

1 4 ...駆動部

1 5 ...先端キャップ

1 6 ...フレキシブルシャフト

1 7 ...送信コイル

2 1 ...画像構築回路

2 2 ...画像メモリ

2 3 ...画像処理回路

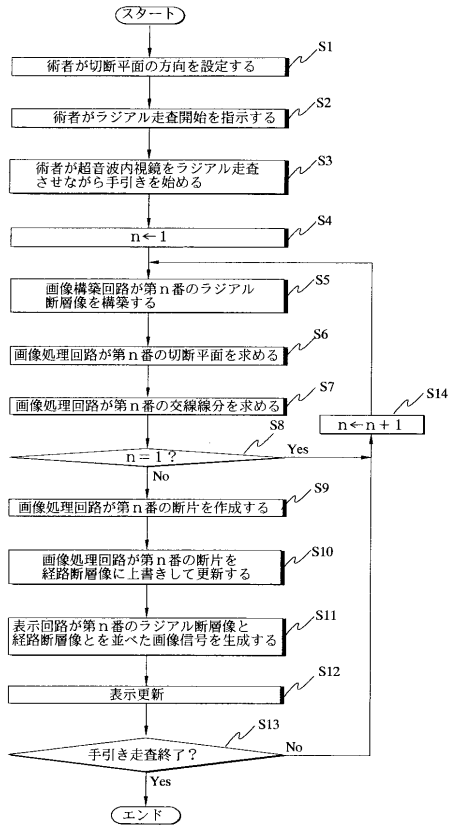
2 4 ...表示回路

2 5 ... 3 次元データ記録部

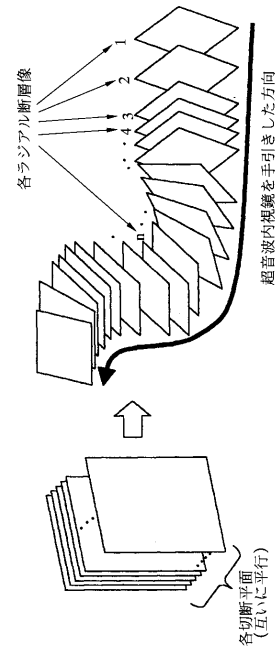
2 6 ...バス

50

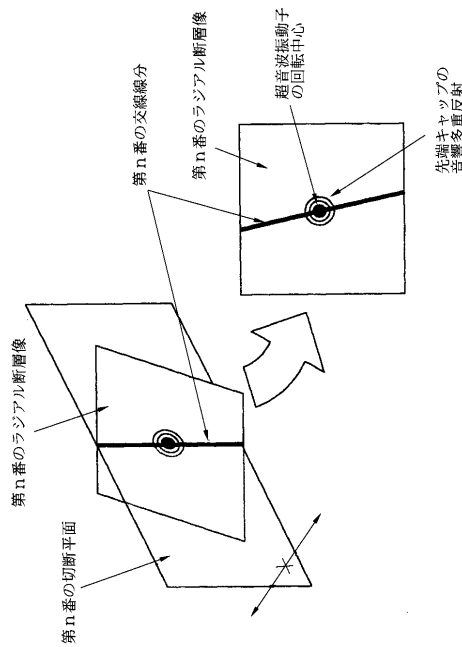
【図 3】



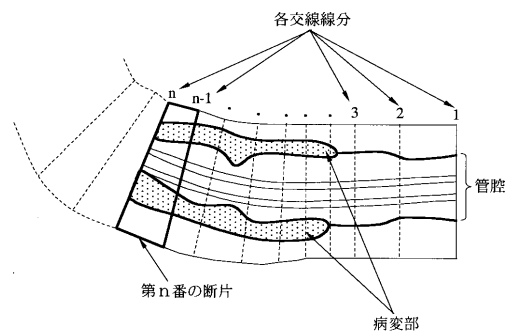
【図 4】



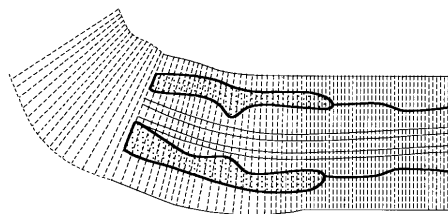
【図 5】



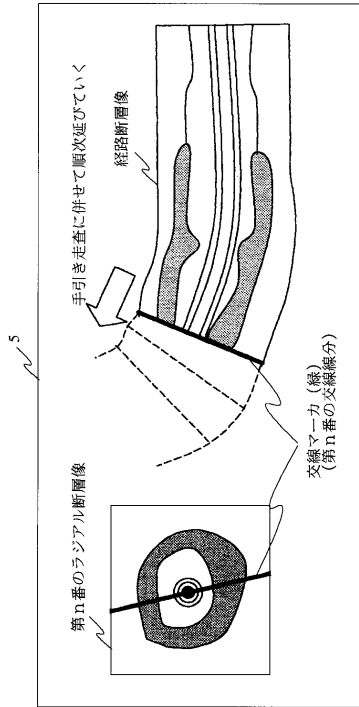
【図 6】



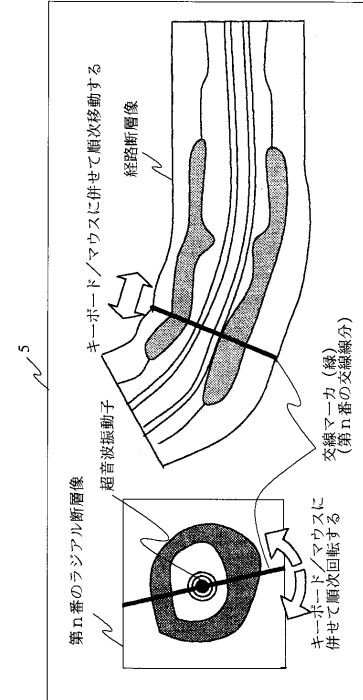
【図 7】



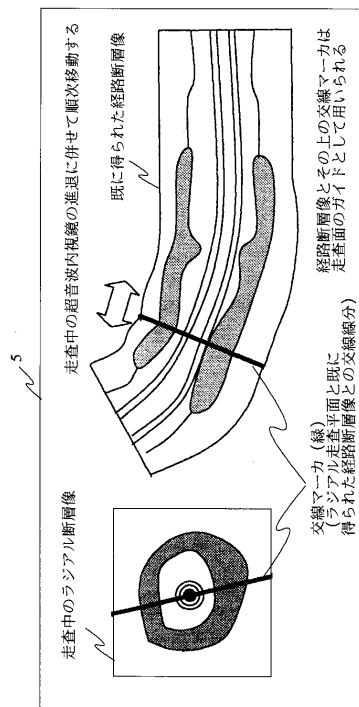
【圖 8】



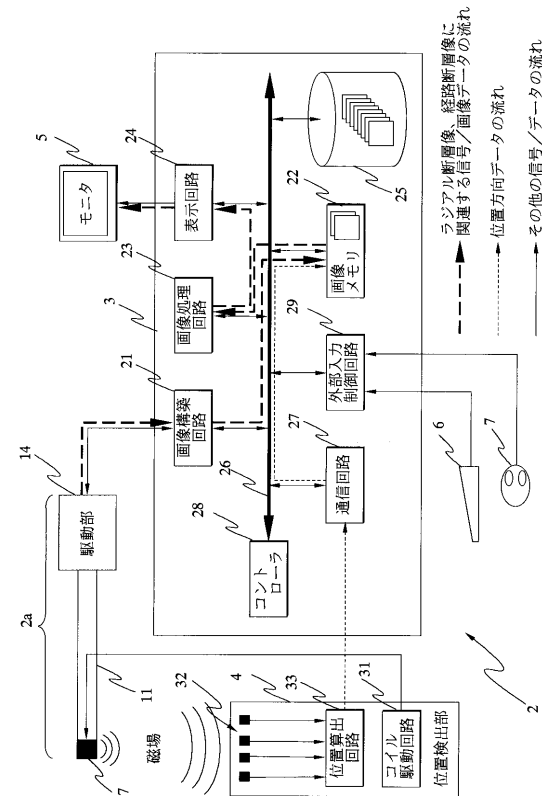
【 図 9 】



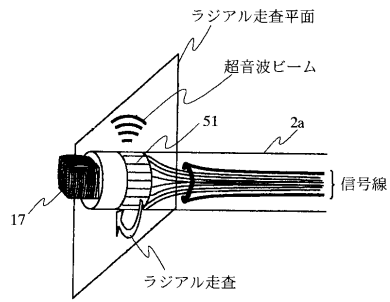
【 図 1 0 】



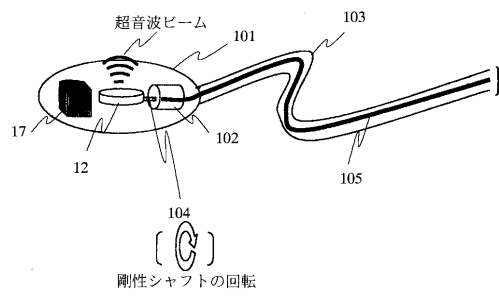
【 図 1 1 】



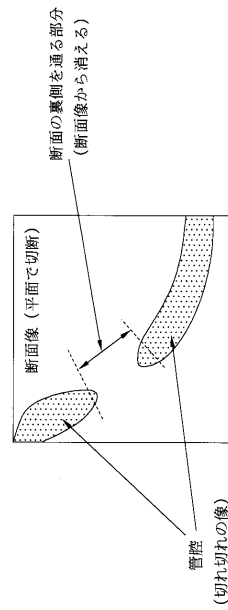
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4328077B2	公开(公告)日	2009-09-09
申请号	JP2002283804	申请日	2002-09-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52065 G01S7/52074 G01S15/8997		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/BB30 4C301/CC02 4C301/EE09 4C301/EE11 4C301/FF04 4C301/GB08 4C301/GD06 4C301/GD09 4C301/JC01 4C301/JC14 4C301/KK13 4C301/KK18 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/BB24 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/JC01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/KK43 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH16 5B057/CH18		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004113630A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在检查期间病变如何沿管腔扩展也易于理解，并且通过在体内推进或缩回径向扫描型超声波搜索单元，便于识别在检查期间扫描管腔的哪个部分腔。ZSOLUTION：超声波检查仪1由超声波内窥镜2，超声波观察部分3，位置检测部分4，监视器5，键盘6和鼠标7构成。每个切割平面彼此平行设置。径向断层图像以获得各个径向断层图像和相应切割平面之间的交叉段。因此，通过合成各个交叉段来生成路径断层图像。Z

【 図 1 】

