

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 24332

(P2003 - 24332A)

(43)公開日 平成15年1月28日(2003.1.28)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 3 0 1
8/06		8/06	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 214899(P2001 - 214899)

(22)出願日 平成13年7月16日(2001.7.16)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 近藤 祐司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

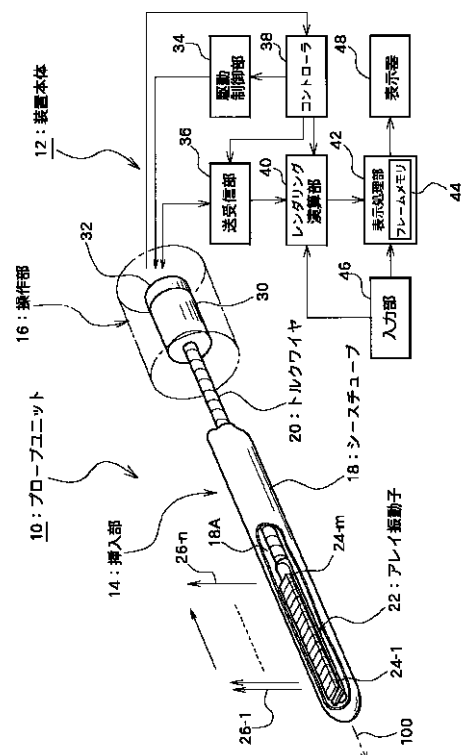
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 血管の内部に視点を設定し、その内周面を立体的に表した超音波画像を形成できるようにする。

【解決手段】 血管内に挿入部14が挿入され、アレイ振動子22が回転駆動される。軸方向100における各軸方向位置及び各回転角度で超音波ビーム26が形成される。各超音波ビームごとに画素値が決定される。表示座標系上において、超音波ビームの軸方向位置を半径rに対応させ、超音波ビームの回転角度を方位角度θに対応させ、これによりマッピングイメージを構成する。単振動子を引き抜き走査することによっても同様のマッピングイメージを形成できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 管腔組織に対してその軸方向に沿って挿入され、複数の軸方向位置で且つ軸回りの複数の回転角度で、超音波ビームを形成するための手段であって、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する送受波手段と、

前記超音波ビームごとに、前記エコーデータ列に対して画素値を求める演算を実行する画素値演算手段と、

前記超音波ビームの軸方向位置を表示座標系の半径に対応させ、且つ、前記超音波ビームの回転角度を表示座標系の方位角度に対応させて、前記超音波ビームごとの画素値を表示座標系上にマッピングすることにより、奥行き感をもった超音波画像を形成する表示処理手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記各超音波ビームの軸方向位置が前記管腔組織の奥側から手前側になるに従って、前記半径が徐々に大きく設定されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の装置において、前記超音波ビームが前記軸方向に電子リニア走査されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 管腔組織に対してその軸方向に沿って挿入され、軸方向に対する複数の偏向角度で且つ軸回りの複数の回転角度で、超音波ビームを形成するための手段であって、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する送受波手段と、前記超音波ビームごとに、前記エコーデータ列に対して画素値を求める演算を実行する画素値演算手段と、前記超音波ビームの偏向角度を表示座標系の半径に対応させ、且つ、前記超音波ビームの回転角度を表示座標系の方位角度に対応させて、前記超音波ビームごとの画素値を表示座標系上にマッピングすることにより、奥行き感をもった超音波画像を形成する表示処理手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の装置において、前記各超音波ビームの偏向角度が前記管腔組織の奥側から手前側へ変化するのに従って、前記半径が徐々に大きく設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 4 記載の装置において、前記超音波ビームが前記軸方向に対して電子セクタ走査されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 又は 4 記載の装置において、前記半径について最小値及び最大値の少なくとも一方値を設定する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 1 又は 4 記載の装置において、前記送受波手段は、前記軸方向に沿って整列した複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子的*50

*な走査を実行する電子走査手段と、

前記アレイ振動子を回転させて前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの機械的なラジアル走査を実行する機械走査手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 請求項 1 又は 4 記載の装置において、前記送受波手段は、前記管腔組織内に挿入される挿入部と、その挿入部の基端側に設けられた操作部と、で構成されるプローブユニットを含み、

前記挿入部は中空のシースチューブと、前記シースチューブ内に挿通されたトルクワイヤと、前記トルクワイヤの先端部に設けられ、前記軸方向に沿って整列した複数の振動素子からなるアレイ振動子と、を含み、

前記操作部は、前記トルクワイヤの基端側に設けられ、当該トルクワイヤを回転駆動する駆動モータを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 請求項 1 記載の装置において、前記送受波手段は、単振動子と、前記単振動子を回転させて前記単振動子にて形成される超音波ビームの機械的なラジアル走査を実行するラジアル走査手段と、を含み、前記単振動子の回転駆動と前記単振動子の前記軸方向への引き抜きとが実行されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】 請求項 1 記載の装置において、前記送受波手段は、前記管腔組織内に挿入される挿入部と、その挿入部の基端側に設けられた操作部と、で構成されるプローブユニットを含み、

前記挿入部は、中空のシースチューブと、前記シースチューブ内に挿通されたトルクワイヤと、前記トルクワイヤの先端部に設けられた単振動子と、を含み、前記操作部は、前記トルクワイヤの基端側に設けられ、当該トルクワイヤを回転駆動する駆動モータを含み、前記単振動子の回転駆動と前記単振動子の前記軸方向への引き抜きとが実行されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】 請求項 1 又は 4 記載の装置において、前記管腔組織は生体の血管であることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に体腔内組織の画像化に関する。

【0002】

【従来の技術】体腔内挿入型の超音波探触子として、食道、尿道、血管などに挿入されるものが知られている。例えば、血管内に挿入されるいわゆる細径プローブは、カテーテル状のシース、その内部に挿通されたトルクワイヤ、その先端に設けられた単振動子、などを有する。トルクワイヤを回転させると、その先端に設けられた単振動子が回転走査され、その結果、単振動子にて形成される単一の超音波ビームが機械的にラジアル走査される。各超音波ビーム上のエコーデータの大きさを輝度値に対応させれば、管状の超音波画像（Ｂモード画像）を形成できる。この場合、その表示座標系における方位角度がラジアル走査角度に相当し、その表示座標系における半径が単振動子からエコーデータ（サンプル点）までの距離に相当する。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のような超音波画像は、血管などの管腔組織の１つの横断面に過ぎず、管腔組織の軸方向に亘って一度に観察を行うことはできない。ここで、細径プローブを引き抜きながら超音波画像を連続表示することも可能であるが、その場合において管腔組織の内周囲面を立体的に表現することは不可能である。一方、三次元画像表示技術を上記に組み合わせることも可能であるが、管腔組織内に視点を置き、しかも奥行き感ある超音波画像を構築するためには複雑な演算が必要となり、リアルタイム性に欠ける、あるいは高価なハードウェアを要するという面がある。なお、特開平１０－３３５３８号公報には、ボリュームレンダリング法を応用した三次元超音波画像の形成方法が開示されている。

【0004】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、生体の管腔組織の内部を奥行き感をもって超音波画像として表示することにある。

【0005】本発明の他の目的は、複雑な演算を要することなく迅速に管腔組織の内部を表す超音波画像を形成することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】（１）上記目的を達成するために、本発明は、管腔組織に対してその軸方向に沿って挿入され、複数の軸方向位置且つ軸回りの複数の回転角度で、超音波ビームを形成するための手段であって、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する送受波手段と、前記超音波ビームごとに、前記エコーデータ列に対して画素値を求める演算を実行する画素値演算手段と、前記超音波ビームの軸方向位置を表示座標系の半径に対応させ、且つ、前記超音波ビームの回転角度を表示座標系の方位角度に対応させて、前記超音波ビームごとの画素値を表示座標系上にマッピングすることにより、奥行き感をもった超音波画像を形成する表示処理手段と、を含むことを特徴とする。

【0007】上記構成によれば、超音波ビームごとに

（エコーデータ列ごとに）画素値が求められ、その画素値は、表示座標系上において、当該超音波ビームの軸方向位置に対応した半径（ r ）及び当該超音波ビームの回転角度に対応した方位角度（ θ ）に対応する位置（すなわち、座標（ r, θ ））にマッピングされる。このマッピングにより、各超音波ビームごとの画素値が二次元平面上に表されて超音波画像が形成される。この超音波画像は組織構造の情報（例えば血管内の情報）を表したものであり、しかも組織構造を疑似立体的に表現したものである。視点演算、視線経路演算など複雑な演算が不要であるので、迅速に超音波画像を形成できる。

【0008】望ましくは、前記各超音波ビームの軸方向位置が前記管腔組織の奥側から手前側になるに従って前記半径が徐々に大きく設定される。この構成によれば、超音波画像における中央部に近い領域が軸方向の奥側に相当し、超音波画像における周辺部が軸方向の手前側に相当する。よって、管腔組織内に視点を設定し、その視点から軸方向奥側を見たような（トンネル内において前方を見たような視界に類似する）画像を形成できる。ここで、望ましくは、前記超音波ビームが前記軸方向に電子リニア走査される。

【0009】（２）また、上記目的を達成するために、本発明は、管腔組織に対してその軸方向に沿って挿入され、軸方向に対する複数の偏向角度で且つ軸回りの複数の回転角度で、超音波ビームを形成するための手段であって、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する送受波手段と、前記超音波ビームごとに、前記エコーデータ列に対して画素値を求める演算を実行する画素値演算手段と、前記超音波ビームの偏向角度を表示座標系の半径に対応させ、且つ、前記超音波ビームの回転角度を表示座標系の方位角度に対応させて、前記超音波ビームごとの画素値を表示座標系上にマッピングすることにより、奥行き感をもった超音波画像を形成する表示処理手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】上記構成によれば、超音波ビームごとに（エコーデータ列ごとに）画素値が求められ、その画素値は、表示座標系上において、当該超音波ビームの偏向角度に対応した半径（ r ）及び当該超音波ビームの回転角度に対応した方位角度（ θ ）に対応する位置（すなわち、座標（ r, θ ））にマッピングされる。このマッピングにより、各超音波ビームごとの画素値が二次元平面上に表されて超音波画像が形成される。ここで、偏向角度は、軸方向に対して超音波ビームが交わる角度に相当し、軸方向の奥側に最も傾いた超音波ビーム（便宜上、偏向角度を最小とする）から軸方向の手前側に最も傾いた超音波ビーム（便宜上、偏向角度を最大とする）まで、各偏向角度で複数の超音波ビームが形成される。上記構成においても、視点演算、視線経路演算など複雑な演算が不要であるので、迅速に超音波画像を形成できる。

【0011】望ましくは、前記超音波ビームの偏向角度が前記管腔組織の奥側から手前側に変化する（上記の便宜上の定義によれば、偏向角度が最小から最大に変化する）のに従って、前記半径が徐々に大きく設定される。ここで、望ましくは、前記超音波ビームが前記軸方向に対して電子セクタ走査される。

【0012】（３）望ましくは、前記半径について最小値及び最大値の少なくとも一方を設定する手段を含む。この構成によれば、例えば、軸方向位置あるいは偏向角度が最も奥側（あるいは最も手前側）となった超音波ビームについての画素値をマッピングする半径を調整できる。なお、その最小半径よりも小さい中央部（円形領域）については所定輝度で一樣に表示してもよく、他の画像処理を施してもよい。これは、最大半径よりも外側についても同様である。

【0013】望ましくは、前記送受波手段は、前記軸方向に沿って整列した複数の振動素子からなるアレイ振動子と、前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの電子的な走査を実行する電子走査手段と、前記アレイ振動子を回転させて前記アレイ振動子にて形成される超音波ビームの機械的なラジアル走査を実行する機械走査手段と、を含む。

【0014】望ましくは、前記送受波手段は、前記管腔組織内に挿入される挿入部と、その挿入部の基端側に設けられた操作部と、で構成されるプローブユニットを含み、前記挿入部は、中空のシースチューブと、前記シースチューブ内に挿通されたトルクワイヤと、前記トルクワイヤの先端部に設けられ、前記軸方向に沿って整列した複数の振動素子からなるアレイ振動子と、を含み、前記操作部は、前記トルクワイヤの基端側に設けられ、当該トルクワイヤを回転駆動する駆動モータを含む。

【0015】望ましくは、前記送受波手段は、単振動子と、前記単振動子を回転させて前記単振動子にて形成される超音波ビームの機械的なラジアル走査を実行するラジアル走査手段と、を含み、前記単振動子の回転駆動と前記単振動子の前記軸方向への引き抜きとが実行される。その引き抜きは、自動的に行ってもよいし、手動で行ってもよい。超音波画像の歪みを防止するため、一定速度で引き抜きを行うのが望ましいが、引き抜き位置のデータが得られれば任意速度での引き抜きであってもよい。引き抜きと同時進行でラジアル走査を行わせるようにしてもよいし、段階的に引き抜きを行って、各引き抜き位置でラジアル走査を行わせるようにしてもよい。

【0016】望ましくは、前記送受波手段は、前記管腔組織内に挿入される挿入部と、その挿入部の基端側に設けられた操作部と、で構成されるプローブユニットを含み、前記挿入部は、中空のシースチューブと、前記シースチューブ内に挿通されたトルクワイヤと、前記トルクワイヤの先端部に設けられた単振動子と、を含み、前記操作部は、前記トルクワイヤの基端側に設けられ、当該

トルクワイヤを回転駆動する駆動モータを含み、前記単振動子の回転駆動と前記単振動子の前記軸方向への引き抜きとが実行される。

【0017】望ましくは、前記管腔組織は生体の血管である。この場合、血管を三次元的に表現した超音波画像が形成され、その内面の構造を立体的に表すことができる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基いて説明する。

【0019】図１には、本発明に係る超音波診断装置の全体構成が概念図として示されている。

【0020】図１において、超音波診断装置は大別してプローブユニット１０と装置本体１２とで構成される。

【0021】プローブユニット１０は、体腔内挿入用超音波探触子を構成するものであり、このプローブユニット１０はケーブルを介して装置本体１２に接続されている。

【0022】プローブユニット１０は挿入部１４及び操作部１６からなる。挿入部１４は、例えば生体の血管内に挿入される部分であり、血管の走行状態に応じて屈曲自在な形態をもっている。

【0023】挿入部１４は、シースチューブ１８、トルクワイヤ２０及びアレイ振動子２２を有している。シースチューブ１８はカテーテルチューブであり、その内部１８Ａには音響伝搬を確保するための媒質（例えば蒸留水）が充填される。トルクワイヤ２０はシースチューブ１８内に挿通されており、特に、シースチューブ１８内において回転可能な状態で挿通されている。アレイ振動子２２は、トルクワイヤ２０の先端部に設けられ、ここで、アレイ振動子２２は複数の振動素子２４によって構成されている。図１においては、アレイ振動子２２が振動素子２４－１から振動素子２４－ｍまでのｍ個の振動素子によって構成されている。それらの振動素子２４は図１に示す例において直線的に整列している。

【0024】ちなみに、トルクワイヤ２０内には複数の振動素子２４に対応して複数の信号線が挿通されている。

【0025】アレイ振動子２２によって超音波ビーム２６が形成され、その超音波ビームを電子走査することによって走査面が構成される。ここで、超音波ビームの電子リニア走査が実行される場合には、図１に示されるように、軸方向１００に沿った移動方向で超音波ビーム２６は、直線的に移動走査され、これによって超音波ビーム２６－１から超音波ビーム２６－ｎまでのｎ個の超音波ビームが形成される。ちなみに、電子走査方向は、血管の奥側への方向であってもよいし、あるいはその軸方向とは逆の方向であってもよい。いずれにしても、上記のようなｎ個の超音波ビーム２６によって二次元エコーデータ取込領域である走査面が形成される。後に説明す

るように、トルクワイヤ 20 が回転駆動されると、アレイ振動子 22 も軸周りに回転し、各回転角度で上記の超音波ビームの電子走査が実行される。これによって、各回転角度ごとに走査面が形成され、それらの走査面の集合体として三次元エコーデータ取込領域が形成される。

【0026】ちなみに、超音波ビーム 1 本分の受信信号に対してサンプリングを行うことにより、時系列順で並んだ複数のエコーデータからなるエコーデータ列が取得される。

【0027】もちろん、図 1 に示す例においては、電子リニア走査が示されていたが、同様のアレイ振動子 22 に対して電子セクタ走査を適用することも可能である。

【0028】操作部 16 は、体外に配置されるものであり、本実施形態において駆動モータ 30 及びエンコーダ 32 を有している。駆動モータ 30 は図 1 に概念的に示されるように、回転力をトルクワイヤ 20 に与えるものである。すなわち、駆動モータ 30 によってトルクワイヤ 20 が回転駆動され、これによってアレイ振動子 22 が軸周り方向に回転する。そして、各回転角度ごとに走査面が形成される。

【0029】エンコーダ 32 は、トルクワイヤ 20 の回転角度を検出する検出器であり、検出された角度信号が出力されている。

【0030】装置本体 12 において、送受信部 36 はアレイ振動子 22 を構成する複数の振動素子 24 に対して送信信号を供給すると共に、それらの複数の振動素子から出力される受信信号を整相加算することによって、整相加算された受信信号を形成する。コントローラ 38 の制御の下、送受信部 36 は超音波ビーム 26 を電子走査し、すなわち軸方向 100 上における各軸方向位置 (i) ごとに超音波ビーム 26 を形成する。

【0031】駆動制御部 34 は、コントローラ 38 によって制御され、上述した駆動モータ 30 に対して駆動信号を出力する。コントローラ 38 は装置本体 12 の動作制御を実行しており、コントローラ 38 にはエンコーダ 32 からの角度信号が入力される。コントローラ 38 はその角度信号に基づいてアレイ振動子 22 の機械的なラジアル走査及び超音波ビームの電子走査を制御する。

【0032】レンダリング演算部 40 には、送受信部 36 から出力される整相加算後の受信信号 (エコーデータ列) が入力される。レンダリング演算部 40 は、本実施形態において、各超音波ビームごとにすなわち各エコーデータ列ごとに画素値を決定する演算を実行する。ここで、その演算の方法としては、上記の特開平 10 - 33538 号公報に記載された手法、積算方法、代表値決定方法などの各種の方法を利用することができる。いずれにしても、超音波ビーム上の複数のエコーデータを反映した画素値が決定される。したがって、レンダリング演算部 40 は、超音波ビームの電子走査及びアレイ振動子 22 の機械走査に伴って連続的に入力されるエコーデー

タ列に対し、上記の演算を順番に実行し、各エコーデータ列ごとに画素値を決定し、その画素値を表すデータを表示処理部 42 へ出力する。

【0033】表示処理部 42 は、フレームメモリ 44 を有し、フレームメモリ 44 上には後に図 4 を用いて説明するように各画素値のデータがマッピングされる。そして、フレームメモリ 44 上にマッピングイメージ 54 が形成される。このマッピングイメージ 54 は、血管内に視点を置いてその視点から血管の奥側を観察したような疑似立体的な画像であり、後に図 5 を用いて説明するように、血管内面の構造を如実に表したものである。このように形成された超音波画像 (マッピングイメージ) は表示器 48 に表示される。

【0034】入力部 46 は、例えば操作パネルなどによって構成され、この入力部 46 を用いて、ユーザーによってレンダリング演算部 40 における演算条件や表示処理部 42 における処理条件などを設定することができる。

【0035】ちなみに、表示処理部 42 は上記のマッピング機能と共に、データ補間機能や座標変換機能などを有しており、例えばこの表示処理部 42 はデジタルスキャンコンバータ (DSC) などによって構成される。

【0036】図 2 には、電子リニア走査に基づいて形成される三次元データ取込空間 52 が示されている。また、図 3 には、電子セクタ走査に基づいて形成される三次元データ取込空間 53 が示されている。

【0037】図 2 に示されるように、矩形の走査面 50 は、超音波ビーム 26 - 1 から 26 - n までの n 個の超音波ビームによって構成され、その走査面 50 をラジアル走査することによって、複数の走査面 50 が形成され、これにより円筒形状をもった三次元データ取込空間 52 が形成される。

【0038】また、図 3 に示されるように、電子セクタ走査が適用されると、放射状に広がった超音波ビーム 27 - 1 から超音波ビーム 27 - n までの n 個の超音波ビームによって走査面 51 が構成され、その走査面 51 がラジアル走査されることにより、扇状の走査面 51 を回転させた回転形状をもった三次元データ取込空間 53 が形成される。ここで、電子セクタ走査においては、各超音波ビーム 27 が異なる偏向角度で形成され、具体的には、軸方向 100 に対して徐々に偏向角度を異ならせて超音波ビームが形成されることになる。

【0039】図 4 には、図 1 に示した表示処理部 42 におけるマッピング処理が示されている。すなわち、このマッピング処理は、フレームメモリ 44 上に定義される表示座標系上に各画素値データをマッピングする処理である。

【0040】ちなみに、そのマッピングに当たっては、原点 O を中心とした半径 r と方位角度 θ とによって特定される極座標系が用いられる。ただし、実際の画像形成

にあたっては、一般に、その極座標系から x 及び y によって特定される直交座標系への変換が必要となる。

【0041】本実施形態においては、各超音波ビームごとに求められる画素値データを表示座標系にマッピングする際には、超音波ビームの軸方向位置 i (あるいは偏向角度 i) が表示座標系の半径 r に対応付けられ、かつ、超音波ビームの回転角度 θ が表示座標系の方位角度 θ に対応付けられる。そして、軸方向 100 において最も奥側の超音波ビームに対応する画素値データ e_1 が半径 R_1 上に割り当てられ、軸方向 100 における最も手前側の超音波ビームに対応する画素値データ e_n が最大半径 R 上に割り当てられる。すなわち、超音波ビームの位置 i が軸方向の奥側から手前側になるにしたがって r が徐々に大きくなるように設定されている。よって、ある走査面を構成する n 個の超音波ビームに対応した n 個の画素値データをマッピングすると、図 4 において符号 102 で示されるように、ある半径上に並んだ n 個の画素値データからなる画素値データ列 102 がマッピングされることになる。さらに、全走査面についてこのような画素値データ列 102 がマッピングされるならば、半径 R_1 及び半径 R_2 の両者に挟まれるリング状の領域の全体にわたって多数の画素値データがマッピングされることになり、これによりマッピングイメージ 54 が構成される。よって、このマッピングイメージ 54 は、アレキ振動子 22 の軸周りに 1 回転するごとに 1 つ形成される。

【0042】各画素値データは、そのまま輝度値として利用してもよいし、さらに半径 r に基づく重み付けを行った上で画素値データから当該画素の輝度値を決定するようにしてもよい。例えば、一般的傾向として、軸方向の奥側よりも手前側の方がより明るく表現されるように輝度値の重み付けを行ってもよい。さらに、図 4 から明らかなように、マッピングイメージにおける中央部の空白領域に近い部分のデータ密度よりもマッピングイメージ 54 における周辺部のデータ密度の方が小さくなるため、例えばデータの補間やデータの間引きなどを適用し、マッピングイメージ 54 全体として見かけ上の分解能の均一化を図ることもできる。この場合においては従来から知られている各種の補間処理を適用可能である。

【0043】なお、表示処理部 42 においては、実際には、各画素値データごとに、 (i, θ) から (r, θ) への変換を実行し、さらに (r, θ) から (x, y) への変換を行っているが、もちろん (i, θ) から直接的に (x, y) への変換を行うようにしてもよい。いずれにしても、画素値データのマッピングに当たっては、直接的にあるいは間接的に、上記のパラメータ r 及び θ が利用される。

【0044】図 5 には、図 4 に示したようなマッピングイメージ 54 の具体例が示されている。図において符号 56 は、軸方向における最も奥側の各超音波ビームによ

って描かれたリング状の画素値データ列を示しており、符号 58 は、軸方向における最も手前側の各超音波ビームによって描かれた画素値データ列を示している。図 5 に示すような疑似立体的な超音波画像によれば、例えば符号 60 で示されるような血管内壁に付着したプラークを立体的に認識することができ、疾病の診断に役立てることができる。

【0045】もちろん、図 4 に示した最小半径 R_1 及び最大半径 R_2 については、図 1 に示した入力部 46 を用いて可変設定することができ、また図 5 に示される中央部の空白領域についてはそれを白色としてもよいし、所定輝度とするようにしてもよい。

【0046】図 6 及び図 7 には、他の実施形態が示されている。図 6 には血管 70 の断面が示されており、この血管 70 にはプローブユニットにおける挿入部 62 が挿入されている。挿入部 62 はシースチューブ 64 及びトルクワイヤ 66 によって構成される。トルクワイヤ 66 の先端部には単振動子 68 が設けられ、この単振動子によって超音波ビーム 26 が形成される。トルクワイヤ 66 を回転駆動することにより、超音波ビーム 26 がラジアル走査され、これによって円形のデータ取込領域が形成される。このような走査面の形成を行いながら、挿入部 62 を手前側に引き抜くと、走査面 26 が手前側に順次移動し、すなわちその引き抜きに伴って複数の走査面 26 が構成されることになる。

【0047】ここでは、最も奥側に形成された走査面を構成する超音波ビームが符号 26 によって示されており、最も手前側に形成される走査面を構成する超音波ビームが符号 26' によって示されている。ここで、その走査面の個数は n とする。また、その引き抜きの移動量あるいは走査面の軸方向位置を L とする。

【0048】このようなラジアル走査及び引き抜き走査によっても円筒形状をもった三次元エコーデータ取込領域を形成することができ、各超音波ビームごとに得られるエコーデータ列から画素値を決定し、その画素値を図 4 に示したような手法によってマッピングすれば、図 5 に示したような画像を得ることができる。

【0049】具体的には、図 7 に示されるように、最小半径 R_1 上に最も奥側の走査面を構成する各超音波ビーム 26 の画素値データをマッピングし、移動量 L に応じてマッピングする半径 r を徐々に増大させることにより、リング状の画素値データ列 76 を同心円上に徐々に形成し、最終的にマッピングイメージ 74 を構成することができる。この場合においては、ラジアル走査 1 回転が 1 つのリング状データ列 76 の形成に相当し、引き抜き走査の全体がマッピングイメージ 74 の全体に相当する。ちなみに、ラジアル走査における超音波ビームの回転角度 θ は、マッピングイメージ 74 における方位角度 θ に相当するのは図 4 に示した手法と同様である。なお、より正確にはマッピングイメージ 74 がうず巻き状

に形成されるようにしてもよい。

【0050】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、生体の管腔組織の内部を奥行き感をもって超音波画像として表現することができる。また、本発明によれば、複雑な演算を要することなく迅速に管腔組織の内部を画像化できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示す概念図である。

【図2】 電子リニア走査が適用される場合における三次元データ取込空間を示す図である。

【図3】 電子セクタ走査が適用される場合における三*

*次元データ取込空間を示す図である。

【図4】 マッピング処理を説明するための図である。

【図5】 超音波画像の実例を示す図である。

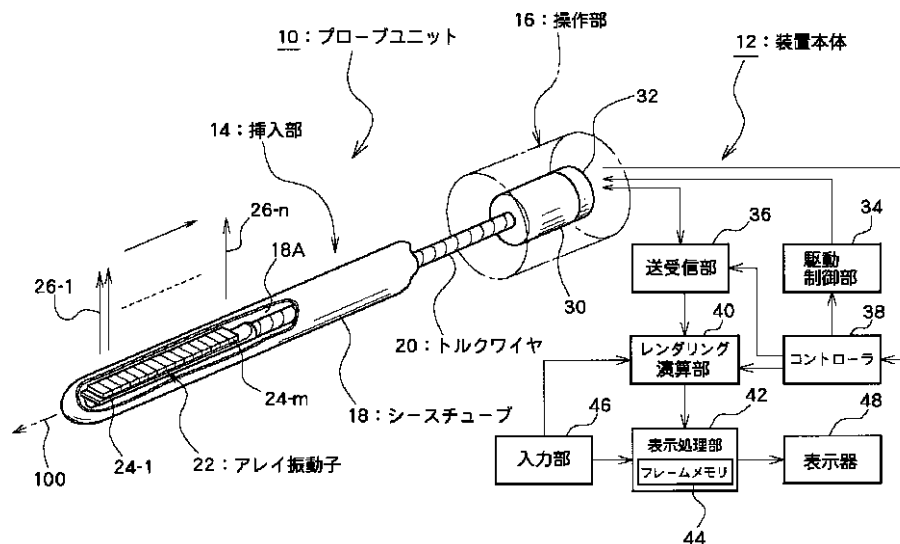
【図6】 他の実施形態に係る挿入部の構成を示す図である。

【図7】 他の実施形態に係るマッピング処理を説明するための図である。

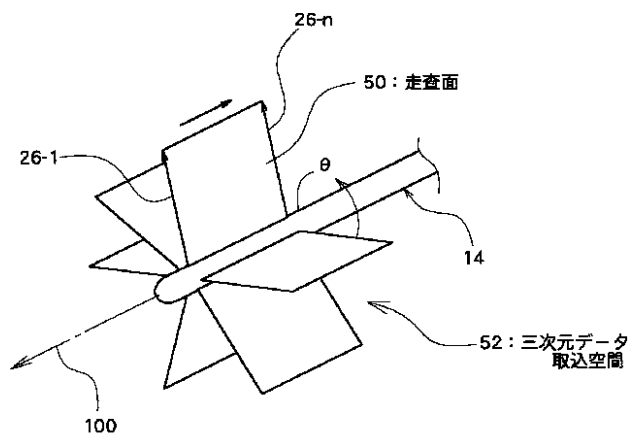
【符号の説明】

10 プローブユニット、12 装置本体、14 挿入部、16 操作部、18 シースチューブ、20 トルクワイヤ、22 アレイ振動子、30 駆動モータ、32 エンコーダ、36 送受信部、40 レンダリング演算部、42 表示処理部、44 フレームメモリ、46 入力部、48 表示器

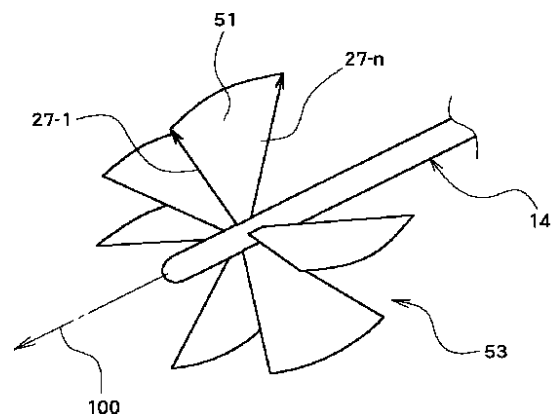
【図1】



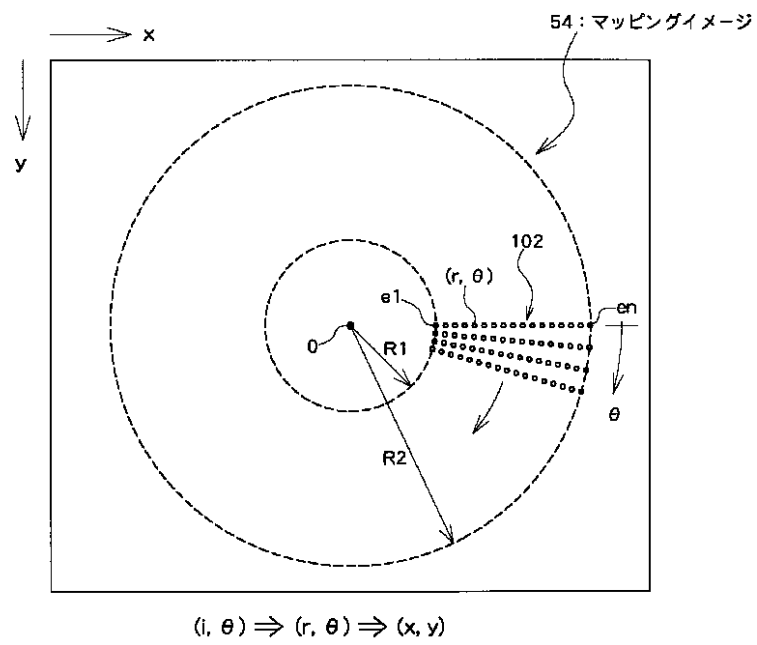
【図2】



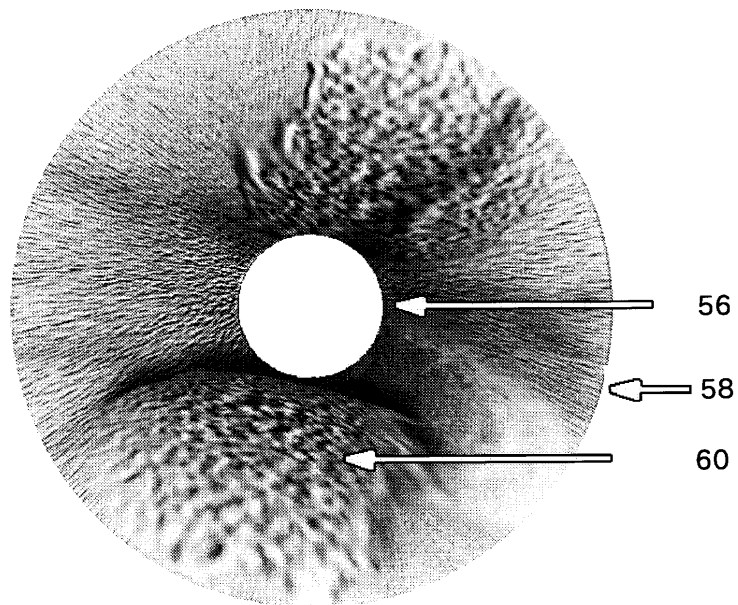
【図3】



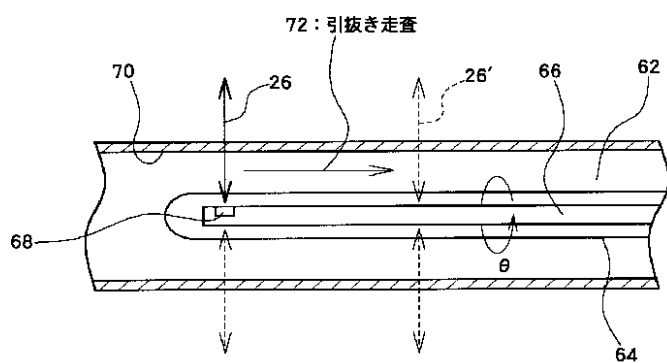
【図4】



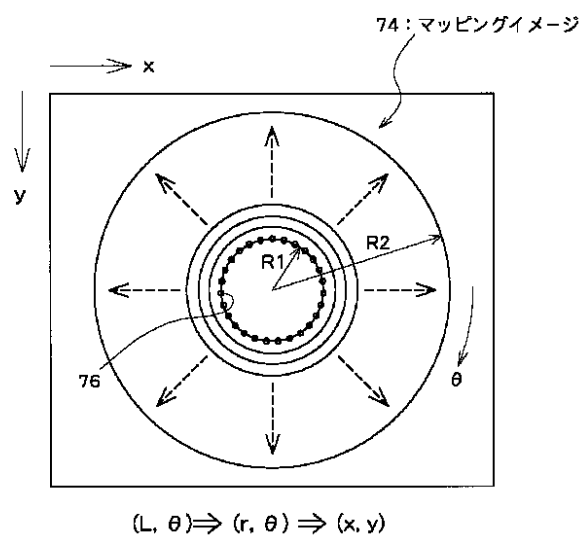
【図5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB02 BB03 BB05
 BB13 BB22 BB28 BB30 DD30
 EE10 EE20 FF01 FF09 GA01
 GA15 GB04 GC02 GD10 JB06
 JB29 KK17 LL02
 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16
 CB08 CB13 CB16 CD18 CE08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003024332A	公开(公告)日	2003-01-28
申请号	JP2001214899	申请日	2001-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/BB03 4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/DD30 4C301/EE10 4C301/EE20 4C301/FF01 4C301/FF09 4C301/GA01 4C301/GA15 4C301/GB04 4C301/GC02 4C301/GD10 4C301/JB06 4C301/JB29 4C301/KK17 4C301/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD18 5B057/CE08 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/BB24 4C601/DD30 4C601/EE07 4C601/EE30 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA01 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GC01 4C601/GC02 4C601/JB04 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL27 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA12 5L096/DA04 5L096/EA26 5L096/FA22 5L096/FA26 5L096/FA67 5L096/FA69		
其他公开文献	JP4838449B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在血管内部设置视点并形成立体显示其内周表面的超声图像。将插入部插入血管中，并旋转驱动阵列换能器22。超声波束26形成在轴向100上的每个轴向位置和每个旋转角度处。确定每个超声束的像素值。在显示坐标系上，使超声波束的轴向位置对应于半径 r ，并且使超声波束的旋转角对应于方位角 θ ，从而形成映射图像。可以通过拉出并扫描单个振荡器来形成相似的映射图像。

