

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4095332号
(P4095332)

(45) 発行日 平成20年6月4日(2008.6.4)

(24) 登録日 平成20年3月14日(2008.3.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2002-118082 (P2002-118082)</p> <p>(22) 出願日 平成14年4月19日 (2002.4.19)</p> <p>(65) 公開番号 特開2003-10186 (P2003-10186A)</p> <p>(43) 公開日 平成15年1月14日 (2003.1.14)</p> <p>審査請求日 平成17年3月28日 (2005.3.28)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2001-126242 (P2001-126242)</p> <p>(32) 優先日 平成13年4月24日 (2001.4.24)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>(出願人による申告) 「国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成12年度医療福祉機器技術研究開発診断支援型超音波血管内3次元イメージングシステム(エネルギー使用合理化)、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)」</p>	<p>(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号</p> <p>(73) 特許権者 000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地</p> <p>(74) 代理人 100058479 弁理士 鈴江 武彦</p> <p>(74) 代理人 100084618 弁理士 村松 貞男</p> <p>(74) 代理人 100092196 弁理士 橋本 良郎</p> <p>(74) 代理人 100091351 弁理士 河野 哲</p>
--	---

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】

被検体の内部に配置されるラジアルスキャンタイプの第1のプロープと、
 前記被検体の外部に配置される3次元スキャンタイプの2次元アレイ振動子を有する第2のプロープと、

前記第1のプロープを介して前記被検体内部を第1超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第1の超音波画像データを取得するように構成された第1送受信ユニットと、
 前記第2のプロープを介して前記被検体内部を第2超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第2の超音波画像データを取得するように構成された第2送受信ユニットと、
 前記第2のプロープに対する前記第1のプロープの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットと、

前記検出された位置に基づいて、前記第2の超音波画像データと前記第1の超音波画像データの合成画像データを生成するように構成された画像合成ユニットと、

前記合成画像データに基づいて画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体の内部に配置される第1のプロープと、
 前記被検体の外部に配置される第2のプロープと、
 前記第1のプロープを介して前記被検体内部を第1超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第1の超音波画像データを取得するように構成された第1送受信ユニットと、

10

20

前記第 2 のプローブを介して前記被検体内の 3 次元領域を第 2 超音波ビームで走査し、前記被検体内部の第 2 の超音波画像データをボリュームデータとして取得する第 2 送受信ユニットと、

前記第 2 のプローブに対する前記第 1 のプローブの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットと、

前記検出された位置に基づいて、前記第 2 の超音波画像データと前記第 1 の超音波画像データの合成画像データを生成するように構成された画像合成ユニットと、

前記合成画像データに基づいて画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像合成ユニットは、前記ボリュームデータから前記第 1 プローブの位置に応じた断面の断層画像データを生成し、この断層画像データを前記第 1 超音波画像データに合成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体の内部に配置される第 1 のプローブと、

前記被検体の外部に配置される第 2 のプローブと、

前記第 1 のプローブを介して前記被検体内部を第 1 超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第 1 の超音波画像データを取得するように構成された第 1 送受信ユニットと、

前記第 2 のプローブを介して前記被検体内部を第 2 超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第 2 の超音波画像データを取得するように構成された第 2 送受信ユニットと、

前記第 2 のプローブに対する前記第 1 のプローブの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットと、

前記第 2 の超音波画像データに対して前記第 1 の超音波画像データを前記検出された位置に基づいて位置整合してはめ込んで、前記第 2 の超音波画像データと前記第 1 の超音波画像データの合成画像データを生成するように構成された画像合成ユニットと、

前記合成画像データに基づいて画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体の内部に配置される第 1 のプローブと、

前記被検体の外部に配置される第 2 のプローブと、

前記第 1 のプローブを介して前記被検体内部を第 1 超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第 1 の超音波画像データを取得するように構成された第 1 送受信ユニットと、

前記第 2 のプローブを介して前記被検体内部を第 2 超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第 2 の超音波画像データを取得するように構成された第 2 送受信ユニットと、

前記第 2 のプローブに対する前記第 1 のプローブの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットと、

前記検出された位置に基づいて、前記第 2 の超音波画像データと前記第 1 の超音波画像データの合成画像データを生成するように構成された画像合成ユニットと、

前記合成画像データに基づいて画像を表示する表示部と、

前記第 2 のプローブを介して前記被検体内部の血流に関するボリュームデータを取得するように構成されたユニットと、

前記ボリュームデータから血流に関する 3 次元画像データを生成するように構成されたユニットとを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記位置検出ユニットは、前記第 1 のプローブに装備される無指向性振動子と、前記無指向性振動子から送信され、前記第 2 のプローブで受信された受信信号に基づいて前記第 1 のプローブの位置を計算する位置計算ユニットとを有することを特徴とする請求項 1、2、4、5 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置計算ユニットは、前記第 1 のプローブの位置の変化に基づいて前記第 1 のプロ

10

20

30

40

50

ープの進行方向を計算することを特徴とする請求項6の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記無指向性振動子から送信される無指向性超音波の中心周波数は、前記第2のプローブから送信される第2超音波ビームの中心周波数と実質的に同一であることを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示部は、前記合成された超音波画像データとともに、前記3次元画像データを表示することを特徴とする請求項5の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記3次元画像データとともに前記第1のプローブの位置を表すマーカが表示されることを特徴とする請求項9の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

被検体の体内に挿入される体内プローブと、
前記被検体の体表に当てられる体外プローブと、
前記体内プローブを介して前記体内プローブの周囲を第1超音波ビームでラジアルに走査し、ラジアル断層画像データを取得するように構成されたユニットと、
前記体外プローブを介して前記被検体内部の3次元領域を第2超音波ビームで走査し、ボリュームデータを取得するように構成されたユニットと、
前記ボリュームデータから前記体内プローブの位置に応じた断面の断層画像データを生成し、この断層画像データを前記ラジアル断層画像データに合成するように構成された画像合成ユニットと、
前記合成により得られた画像データを表示するように構成された表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記画像合成ユニットは、前記ボリュームデータから円環形状の断面に関する断層画像データを生成することを特徴とする請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記画像合成ユニットは、前記ボリュームデータから円形状の断面に関する断層画像データを生成することを特徴とする請求項11記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記体外プローブに対する前記体内プローブの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットをさらに備えることを特徴とする請求項11記載の超音波診断装置。

30

【請求項 15】

前記位置検出ユニットは、前記体内プローブに装備される無指向性振動子と、前記無指向性振動子から送信され、前記体外プローブで受信された受信信号に基づいて前記体内プローブの位置を計算するユニットとを有することを特徴とする請求項14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、血管や胆管などの体腔に挿入可能なプローブを装備した超音波診断装置に関する。

40

【0002】

【従来の技術】

近年、患者の血管および胆管等の体腔内に直接、体内プローブを挿入し、病変や狭窄、管壁への癌の浸潤度を診断し、術式計画や術後の治療効果判定を行ったり、TAE（経カテーテル動脈塞栓術）やPTCA（経皮的冠動脈拡張術）、PTR（経皮的冠動脈内血栓溶解術）等の治療が試みられている。このため、術者はカテーテルや体内プローブの侵入位置を把握し、先端部が診断部位あるいは治療部位に到達することを確認する必要がある。

50

【0003】

そこで、従来は、X線透視装置を用いて体内のカテーテルや体内プローブ侵入部位を撮影し、術者はモニタに映し出されたX線画像を見ながら、カテーテルや体内プローブの先端位置をモニタリングしていた。しかし、X線透視によるモニタリングでは、患者はもちろんのこと、術者もX線被爆を受けることは避けがたい。

【0004】

このため、X線透視装置に代わり、超音波診断装置を用いてカテーテルや体内プローブの先端位置を確認する方法が提案されている。超音波診断装置は体外プローブを用いて体表から体内に向けて超音波ビームを放射し、音響インピーダンスの差のある部位で反射したエコー信号を受信し、これを再構成して画像化するものである。しかしながら、カテーテルや体内プローブの表面は滑らかで、生体内では一般に屈曲している。このため、体表から入射した超音波ビームはカテーテルや体内プローブの表面で正反射するために、体表プローブに戻らないことが多く、位置を検出して画像化することは非常に困難であった。そこで、カテーテルや体内プローブの先端にトランスジューサを設置し、体外プローブから送信された超音波ビームを受信することで位置情報を得る方法が特開平4-129543号公報等で提案されている。

10

【0005】

一方、従来の超音波診断装置は、一般的に1次元アレイ超音波トランスジューサから超音波ビームを送信することで1つの面内を走査し、断層画像を再構成、表示するシステムとなっている。このため、近年、超音波ビームの送受信部であるプローブを移動させながら診断画像を収集し、3次元情報を得る試みが盛んに行われており、超音波診断装置における3次元画像の表示は新たな診断の可能性を期待されている。実際には、腹部用のコンベックスプローブやリニアアレイプローブを手動または機械的に移動させたり、電子セクタプローブを回転させる機構を持った経食道用マルチプレーンプローブを用いるなどして研究が進められている。しかし、前記手法を用いて3次元情報を得ること自体に従来の断層画像走査に比べてかなりの時間を要するため、心臓などの動きの早い対象の場合は動きの情報が捉えられないこと、動きが心臓ほど速くない腹部にしてもプローブの固定が十分に一定でない場合は、画像が大きく歪むことになる。

20

【0006】

そこで2次元のフェイズドアレイ超音波トランスジューサを有し、超音波ビームを立体的に走査できる機能を持つ超音波プローブを備え、3次元のボリューム像を当該フレームで走査し、表示できる3次元超音波診断装置の開発が研究途上にある。

30

【0007】

従来、体内プローブを用いる血管内超音波装置（IVUS）/体腔内超音波装置（IDUS）/超音波内視鏡（EUS）の画像は分解能を重視していたが、ペネトレーション（視野深度）不足で、血管や体腔の壁を十分に奥深くまで観察することはできなかった。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、体内プローブを用いた超音波診断装置のペネトレーション不足の問題を解決することを目的としている。

40

【0009】

本発明の超音波診断装置は、被検体の内部に配置されるラジアルスキャンタイプの第1のプローブと、前記被検体の外部に配置される3次元スキャンタイプの2次元アレイ振動子を有する第2のプローブと、前記第1のプローブを介して前記被検体内部を第1超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第1の超音波画像データを取得するように構成された第1送受信ユニットと、前記第2のプローブを介して前記被検体内部を第2超音波ビームにより走査し、前記被検体内部の第2の超音波画像データを取得するように構成された第2送受信ユニットと、前記第2のプローブに対する前記第1のプローブの相対的な位置を検出するように構成された位置検出ユニットと、前記検出された位置に基づいて、前記第2の超音波画像データと前記第1の超音波画像データの合成画像データを生成するよ

50

うに構成された画像合成ユニットと、前記合成画像データに基づいて画像を表示する表示部とを具備する。

【0010】

【発明の実施の形態】

(第1実施形態)

体内プローブとしては、IVUS (Intravascular Ultrasound) に用いる血管用の超音波カテーテル、IDUS (Intraductal Ultrasound) に用いる胆管、膵管等の体腔内管用の超音波体内プローブ、経食道検査に用いる超音波内視鏡等がある。以下、血管用の超音波カテーテル及び体腔内管用の超音波体内プローブを含めて体内プローブと呼ぶものとし、主に体内プローブを例として説明する。

10

【0011】

体内プローブは、高周波化して分解能を向上させることと引き換えに、ペネトレーション(視野深度)を犠牲にしている。従って、体内プローブの視野は非常に狭い。体内プローブのペネトレーション不足は、体表に配置した体外プローブを介して取得した体内の組織形態情報により補われる。

【0012】

図1には、本発明の第1実施形態に係る体内プローブ型超音波診断装置の構成を示している。本装置は、体内プローブ型超音波診断装置の基本機能の部分、つまり体内プローブの先端内部に配置した二次元イメージング用の微小トランスジューサ(マイクロトランスジューサ)26を介してその周囲をラジアル(円形)にスキャンして円形の組織形態画像(以下単にラジアル画像という)を取得するためのラジアル2次元スキャン部分の他に、体内プローブの先端の位置を検出するためのナビゲーション部分(位置検出ユニット)と、体外用リアルタイム3次元超音波映像化部分と、画像合成部分とを特徴的に装備している。

20

【0013】

(ラジアル2次元スキャン部分)

体内プローブ(第1の超音波プローブ)22の先端付近、具体的にはナビゲーション用のトランスジューサ23から所定距離だけ後方に、2次元イメージング用の微小なトランスジューサ26が配置されている。ラジアル2次元スキャン部分は、このトランスジューサ26を典型的には機械的に軸回転させながら、トランスジューサ26を介して送受信部27でその周囲を走査することによって組織形態を表すラジアルの2次元画像を得るためのユニットである。なお、ラジアル2次元スキャンのための超音波の中心周波数は、比較的高い分解能を獲得するために、20乃至50MHzの帯域の中から選択される。体外プローブ(第2の超音波プローブ)による3次元スキャンのための超音波の中心周波数は、比較的深いペネトレーションを獲得するために、1~10MHzの帯域の中から選択される。この中心周波数の相違は、3次元スキャンを、ラジアル2次元スキャンと同時に実行することを可能としている。

30

【0014】

駆動信号(高周波電圧信号)によるトランスジューサ26の機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝搬し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとしてトランスジューサ26に返ってくる。このエコーは、トランスジューサ26を機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、送受信27のプリアンプで増幅され、デジタル化され、そしてデジタルレシーバ28にて直交検波を受け、さらにエコープロセッサ29により包絡線検波を受ける。それにより発生した超音波ベクタデータは、2次元スキャンコンバータ30にて円形のピクセルデータに変換された後、ビデオインタフェース19に送られる。

40

【0015】

(ナビゲーション部分)

ナビゲーション部分は、体内プローブ22の先端位置を検出するために装備される。図2に示すように、体内プローブ22の先端には、ナビゲーション用のトランスジューサ23

50

が配置されている。送信部 2 4 は、リアルタイムコントローラ 2 1 が発生するナビゲーション・パルス発生信号に同期して、ナビゲーション超音波発生源 2 3 に駆動信号を印加する。それによりナビゲーション超音波発生源 2 3 から無指向性超音波パルスが発生する。なお、この無指向性超音波パルスの中心周波数は、この無指向性超音波パルスを体外プローブ 1 1 で高感度に検出することができるように、体外プローブ 1 1 の超音波と同じ又は近似的な周波数に設定されている。

【 0 0 1 6 】

図 2 には、体内プローブ 2 2 の内部構造を示している。体内プローブ 2 2 の先端内部には、円錐形の反射体 4 2 が後ろ向きに配置される。この反射体 4 2 に正対する向きで、トランスデューサ 4 1 が配置される。トランスデューサ 4 1 から発生された超音波は、円錐形の反射体 4 2 で四方八方に反射する。

10

【 0 0 1 7 】

この無指向性超音波パルスは、被検体内部を伝搬し、体外プローブ 1 1 により受信される。ポジションディテクター 2 5 は、その受信信号に基づいて、ナビゲーション超音波発生源 2 3 の位置、つまり体内プローブ 2 2 の先端位置を推定する。もちろんこの位置は、体外プローブ 1 1 に対する相対的な体内プローブ 2 2 の先端位置であり、体外プローブ 1 1 に固有の座標系、例えば体外プローブ 1 1 の中心を原点とした X Y Z 座標系で表現される。

【 0 0 1 8 】

典型的な位置推定方法には、GPS 方式と、エネルギー最大パルス検出方式とがある。本実施形態ではそのいずれを採用してもよいし、両者を採用し、それらを選択的に使用するようにしてもよいし、両方式を併用してそれらの 2 つの結果（推定位置）から最終的な位置を決定するようにしてもよい。

20

【 0 0 1 9 】

a) GPS 方式

体外プローブ 1 1 のアレイ面内の離散的な 3 点、つまり離散的な 3 つのトランスジューサ又は隣接する所定数のトランスジューサを 1 つのグループとして離散的な 3 グループで受信したナビゲーション超音波パルスの 3 つの受信信号の強度比に基づいて、三角測量により体外プローブ 1 1 の中心点からみたナビゲーション超音波発生源 2 3 の位置を推定する。原理的には、1 回の受信により位置推定が可能であるが、S / N が悪い場合には、送受信及び位置推定を数回繰り返す、その複数の推定位置の重心位置を最終的な位置として決定するようにしてもよい。

30

【 0 0 2 0 】

b) エネルギー最大パルス検出方式

体外プローブ 1 1 で受信したナビゲーション超音波パルスをデジタルビームフォーマ 1 4 で多方向に関してビームフォーミングし、そして、ポジションディテクター 2 5 でその中の最大エネルギー（最大波高）が得られたビーム上の点の位置を抽出する。つまり、ボリューム全体をスキャンして得られた最大エネルギー点、ナビゲーション超音波パルスの発生源、すなわちナビゲーション超音波発生源 2 3 の位置である。この方式は、先の GPS 方式に比べて、高い S / N を達成するが、ビームフォーミング処理を多方向にわたって繰り返し実行するため、推定に長時間が必要である。

40

【 0 0 2 1 】

（体外用リアルタイム 3 次元超音波映像化部分）

リアルタイム 3 次元体外プローブ 1 1 は、被検体内部に挿入される体内プローブ 2 2 とは異なり、図 3 に示すように、被検体の体表に当接されるタイプのプローブであり、被検体内部の 3 次元（3 D）の領域を超音波ビームで高速に走査（スキャン）するために、2 次元状に配列された複数のトランスジューサを備えている。この体外プローブ 1 1 には送信時には送信部 1 2 が接続され、受信時には受信部 1 3 が接続される。送信部 1 2 には、複数のトランスジューサにそれぞれ接続された複数のパルサと送信遅延回路とパルス発生器とが設けられている。パルサは、パルス発生器から一定の周期で発生され、そして送信遅

50

延回路で超音波のビーム化及び指向性付与のために遅延されたパルス信号をトリガとして、トランスジューサに駆動信号（高周波の電圧信号）を印加する。なお、この超音波の中心周波数としては、比較的深いペネトレーションを獲得するために、例えば1～10MHzの帯域の中のいずれかの周波数、好ましくは2.5MHz又はその付近の周波数が選択され、それに応じてトランスジューサの圧電素子の厚さが設計されている。

【0022】

駆動信号を印加されたトランスジューサの機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝搬し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとしてプローブ11に返ってくる。このエコーは、プローブ11のトランスジューサを機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、受信部13のプリアンプで増幅され、デジタル化され、そしてデジタルビームフォーマ14で整相加算処理にかけられる。これにより指向性を持つ受信信号が生成される。これら送信部12及び受信部13は、図4に示すように、リアルタイムコントローラ21の制御のもとで送信及び受信の指向性を送受信ごとに变化させて上記被検体内部の3次元領域を超音波ビームで走査する。実際の検査では、この3次元の走査範囲内に体内プローブ22の先端付近が含まれるように、体外プローブ11の位置が調整される。

10

【0023】

受信部13により生成された受信信号は、デジタルレシーバ15にて直交検波を受け、さらにエコープロセッサ16に供給される。エコープロセッサ16は、受信信号を包絡線検波して組織形態を表すデータを発生する。また、エコープロセッサ16は、MTIフィルタリング、自己相関処理を経て受信信号から血流データを発生する。血流データは、血流の移動にかかる速度、パワーの情報である。組織形態を表すデータ及び血流データは、3Dスキャンコンバータ17にて3次元領域のボリュームデータに変換され、3Dプロセッサ18に供給される。

20

【0024】

ラジアルスキャン面セクタ31は、ポジションディクター25により検出されたナビゲーション超音波発生源23の位置及びその位置の時間的な変位により特定される体内プローブ22の軸方向、すなわち体内プローブ22の進行方向に基づいて、ラジアルスキャン面の中心位置及び方向を計算し、その位置及び方向のデータを3Dプロセッサ18に出力する。ラジアルスキャン面の中心位置は、ポジションディクター25により検出されたナビゲーション超音波発生源23の位置から、進行方向と逆向きの方向に所定距離、つまりナビゲーション超音波発生源23とトランスジューサ26との物理的な距離だけ離れた位置である。又、ラジアルスキャン面は、ナビゲーション超音波発生源23の位置から進行方向に対して直交する面とする。

30

【0025】

3Dプロセッサ18は、ボリュームデータから、ラジアルスキャン面の位置及び方向に応じた典型的には円環状の断面に関する画像データ（断面変換画像データという）を再構成する。この再構成された画像データは、ビデオインタフェース19に送られ、ラジアル画像データと1フレームに合成され、ディスプレイ20に表示される。

【0026】

また、エコープロセッサ16で生成された血流データは、3Dプロセッサ18でボリューム・レンダリング、サーフェスレンダリングなどの手法により、血流3次元画像データに変換される。3Dプロセッサ18は、この血流3次元画像データに対して、ナビゲーション超音波発生源23の位置を表すマーカを、検出された位置に応じて付加する。

40

【0027】

（画像合成部分）

上述したように、ビデオインタフェース19は、2Dスキャンコンバータ30からのラジアル画像データと、3Dプロセッサ18からのラジアルスキャン面と同じ断面上の組織形態を表す円環状の画像データ（断面変換画像データ）とを合成して、3Dプロセッサ18からの血流3次元画像データとともに図5に示す表示画面を構成する。

50

【 0 0 2 8 】

表示画面の例えば左側領域には、血流 3 次元画像が表示される。この血流 3 次元画像には、体外プローブ 1 1 を介して取得したラジアルスキャン面の断面変換画像データ、ラジアルスキャン面を表す円形のマーカ及び体内プローブ 2 2 のナビ発生源 2 3 の位置を表すマーカが合成される。

【 0 0 2 9 】

また、表示画面の例えば右側領域には、体内プローブ 2 2 の 2 次元イメージング用トランスジューサ 2 6 を介して得られた組織形態を表すラジアル画像が表示される。このラジアル画像には、そのペネトレーション不足を補うために、3 D プロセッサ 1 8 で再構成された断面変換画像データが合成される。これにより体外プローブ 1 1 による超音波画像に体内プローブ 2 2 による超音波画像がはめ込まれた画像が得られる。

10

【 0 0 3 0 】

このラジアル画像に合成される断面変換画像としては、図 6 (a) に示すように、体内プローブ 2 2 のラジアルスキャン面の外周に接する円環状の範囲であってもよいし、図 6 (b) に示すように、体内プローブ 2 2 のラジアルスキャン面を含むそれと同心円の範囲であってもよい。いずれを選択するかは、操作者の任意である。

【 0 0 3 1 】

このように体内プローブ 2 2 のラジアル画像に、その周囲の画像を体外プローブ 1 1 を介して取得した形態画像 (断面変換画像) を合成することにより、体内プローブ 2 2 のペネトレーション不足を補って、血管壁の奥深くまで十分に見ることができる。

20

【 0 0 3 2 】

図 7 は本実施形態における体外プローブ 1 1 での 3 次元ボリュームスキャンニングと、体内プローブ 2 2 の発生源 2 3 の位置 (カテーテルの先端位置) を検出するためにトランスジューサ 2 3 から無指向性超音波を送信し、それを体外プローブ 1 1 で受信するポジショニング・スキャンニングとのシーケンスを示している。上述したようにこれら動作では同じ周波数帯域の超音波を使っているために、両動作を時分割で行う必要がある。ここでは、ボリューム・スキャンニングを所定回数例えば 8 回繰り返すごとに、ポジショニング・スキャンニングを 1 回実施する。

【 0 0 3 3 】

図 8 は、ポジションディテクター 2 5 による体内プローブ 2 2 のトランスジューサ 2 3 の位置 (カテーテルの先端位置) の位置検出に関する説明図である。体外用リアルタイム 3 次元超音波プローブ 1 1 の中心位置を X、Y 軸の原点 (0 , 0) にとる。N 1 は、時刻 t 1 におけるカテーテルの先端に取り付けられたナビゲーション超音波発生源 2 3 の位置で (x 1 , y 1)、P 1 はそのときのカテーテル中央部に取り付けられたラジアルスキャン・トランスジューサ 2 6 の位置である。ナビゲーション超音波発生源 2 3 とラジアルスキャン・トランスジューサ 2 6 との間の固定的な距離を L とする。また、時刻 t 1 からポジショニング・スキャンニングの周期の時間経過後の時刻 t 2 におけるナビゲーション超音波発生源 2 3 の位置を N 2 (x 2 , y 2)、ラジアルスキャン・トランスジューサ 2 6 の位置を P 2 とする。従って、カテーテルは、N 1 から N 2 (P 1 から P 2) に向かって進行している。これら N 1 と N 2 (P 1 と P 2) を結ぶ線を D として、D に垂直な線 E 1 はカテーテルのラジアルスキャン・トランスジューサ 2 6 で得られる画像の断面 (ラジアルスキャン面) が含まれる面に相当する。同様にある時刻後の断面が E 2 である。

30

40

【 0 0 3 4 】

そこで、体外用リアルタイム 3 次元プローブ 1 1 で収集したボリュームデータから、断面 E 1 , E 2 上にある情報を引き出す必要があり、この断面の位置及び方向は図 1 のラジアルスキャン面セレクト 3 1 にて演算される。その演算結果又はその演算結果が表す当該断面上のボリュームデータがビデオインタフェース 1 9 に送られる。

【 0 0 3 5 】

以下に、演算の方法の一例を示す。

直線 D の傾き : $(y_2 - y_1) / (x_2 - x_1)$

50

直線 E 1, E 2 の傾きは D と直角なので: $(x_2 - x_1) / (y_2 - y_1)$

直線 E 2 の式を

【数 1】

$$y - \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} x + b$$

とおくと、直線 E 2 は、点 P 2 を通るので、P 2 の座標は、

【数 2】

$$\left(x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}}, y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) \quad 10$$

で与えられる。

【0036】

また、

【数 3】

$$b = -\frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} \cdot \left(x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) + y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \quad 20$$

よって、直線 E 2 の式は、

【数 4】

$$y = \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} x - \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} \cdot \left(x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) + y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \quad 30$$

となる。この関係式から E 2 上の位置データを読み出すことができる。

【0037】

本実施形態によれば、上述したように、体内プローブ 2 2 のラジアル画像に、その周囲の画像を体外プローブ 1 1 を介して取得した 3 次元ボリュームから切り出して合成することにより、体内プローブ 2 2 のペネトレーション不足を補って、血管壁の奥深くまで十分に
40

【0038】

(第 2 実施形態)

第 2 実施形態は、体内プローブ 2 2 で収集したラジアル画像から円筒状の 3 次元ボリュームデータを生成すると共に、この円筒状の領域の外周に体外用リアルタイム 3 次元プローブ 1 1 により収集したデータを合成するものである。体内プローブ 2 2 によるデータと体外プローブ 1 1 によるデータを合成することにより、大領域の円筒状の 3 次元ボリュームデータを生成することができる。

【0039】

図9には、その構成例を示し、図10には、表示例を示す。3Dプロセッサ32は、3次元ボリュームメモリを有しており、2Dスキャンコンバータ29及び3Dプロセッサ18から出力されたデータをこの3次元ボリュームメモリに書き込むことにより円筒状の3次元データボリュームを生成する。

【0040】

具体的には、2Dスキャンコンバータ29はラジアル画像を、ラジアルスキャン面セレクタ31は断面の位置情報を3Dプロセッサへ送る。又、3Dプロセッサ18は、体外プローブ11により得た3次元ボリュームデータから前記断面のデータを切り出して、3Dプロセッサ32に送る。3Dプロセッサ32は、3次元ボリュームメモリの前記断面位置に対応するアドレスにラジアル画像のデータを書き込む。この時、ラジアル画像の外周部分に3Dプロセッサ18から送られてきたデータを書き込む。これにより、ラジアル画像の外周に体外プローブ11によるデータが合成された円形のデータが3次元ボリュームメモリに書き込まれる。

10

【0041】

この動作を、2Dスキャンコンバータ29から順次出力される各フレームに対して行う。これにより、前述の合成した円形データが順次対応する断面の位置に書き込まれ、これにより円筒状の超音波画像の3次元ボリュームデータが生成される。

【0042】

3Dプロセッサ32は、ボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング等の処理を用い、前記円筒状の3次元ボリュームデータから表示用の3次元画像を求める。この際、円筒状の3次元ボリュームデータの任意の一部を切り欠いて、円筒内部の状態を観察できるようにすることが望ましい。

20

【0043】

この表示用画像は、3Dプロセッサ32からビデオインタフェース19に送られ、3Dプロセッサ18で生成された体外プローブ由来の表面画像データと合成される。

【0044】

図10は、この時ディスプレイモニタ20に表示される画像の例である。表示画面の例えば左側領域には、体外プローブ11により取得したデータに基づいて生成したラジアルスキャン面に対応する形態断面画像、血流3次元画像、ラジアルスキャン面を表す円形のマーカ及び体内プローブ22のナビ発生源23の位置を表すマーカを合成した画像が表示される。

30

【0045】

また、表示画面の例えば右側領域には、体内プローブ22の2次元イメージング用トランスジューサ26により取得した組織形態を表す円筒状の3次元ラジアル画像データと、その外周に体外プローブ11で取得した円筒状の3次元形態画像データが合成された画像が表示されている。この円筒状の3次元形態画像データの一部を切り欠いた3次元画像が表示される。

【0046】

これにより、体内プローブ22による分解能の良い3次元画像データを得ることにより組織の状況を良好に観察できる。体内プローブ22のペネトレーション不足を体外プローブ11のデータで補って広範囲の3次元画像データを生成することにより組織の位置関係を良好に把握することができる。又、この3次元画像データの任意の部分を切り欠いた状態の3次元画像を表示できるので、この切り欠き部を変更することにより、血管内部の観察したい部分を良好に観察することができる。

40

【0047】

このように体内プローブ由来の画像に、体外プローブ由来の画像を3次元上で合成して表示するようにしても良い。

【0048】

(変形例)

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱し

50

ない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0049】

【発明の効果】

本発明によれば、体内プローブを用いた超音波診断装置のペネトレーション不足の問題を解決することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る体内プローブ型超音波診断装置の構成を示すブロック図

10

- 。【図2】図1の体内プローブの内部構造図。
 【図3】図1の体内プローブと体外プローブとの使用例を示す模式図。
 【図4】図1の体外プローブの走査領域を示す図。
 【図5】図1のディスプレイの表示例を示す図。
 【図6】(a)は本実施形態において、ラジアル画像と、ボリュームデータから切り出した画像との第1の合成方法を示す図、(b)は、本実施形態において、ラジアル画像と、ボリュームデータから切り出した画像との第2の合成方法を示す図。
 【図7】本実施形態において、3Dボリュームスキャンとポジショニングスキャンとのシーケンスを示す図。
 【図8】図1のポジションディテクターによる体外プローブに対する体内プローブの相対的な位置及び方向の演算方法の説明図。
 【図9】本発明の実施形態に係る体内プローブ型超音波診断装置の他の構成例を示すブロック図。
 【図10】図9の構成例に対応するディスプレイの表示例を示す図。

20

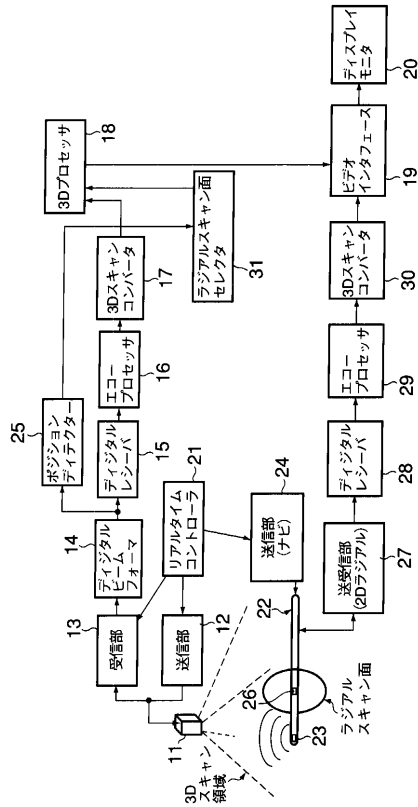
【符号の説明】

- 1 1 ... 体外プローブ、
 1 2 ... 送信部、
 1 3 ... 受信部、
 1 4 ... デジタルビームフォーマ、
 1 5 ... デジタルレシーバ、
 1 6 ... エコープロセッサ、
 1 7 ... 3Dスキャンコンバータ、
 1 8 ... 3Dプロセッサ、
 1 9 ... ビデオインタフェース、
 2 0 ... ディスプレイ、
 2 1 ... リアルタイムコントローラ、
 2 2 ... 体内プローブ、
 2 3 ... ナビゲーション用のトランスデューサ、
 2 4 ... 送信部、
 2 5 ... ポジションディテクター、
 2 6 ... 二次元イメージング用の微小トランスジューサ、
 2 7 ... 送受信部、
 2 8 ... デジタルレシーバ、
 2 9 ... エコープロセッサ、
 3 0 ... 2次元スキャンコンバータ、
 3 1 ... ラジアルスキャン面セレクタ。

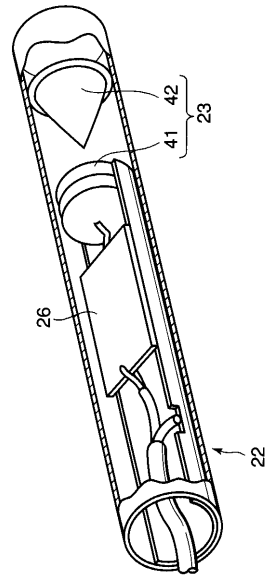
30

40

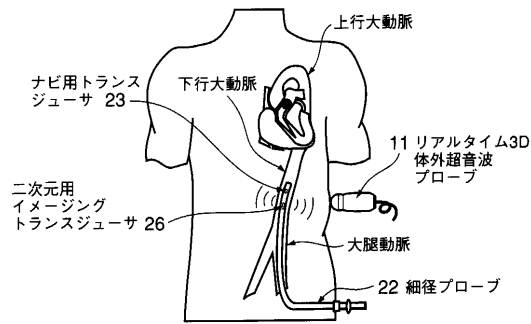
【図1】



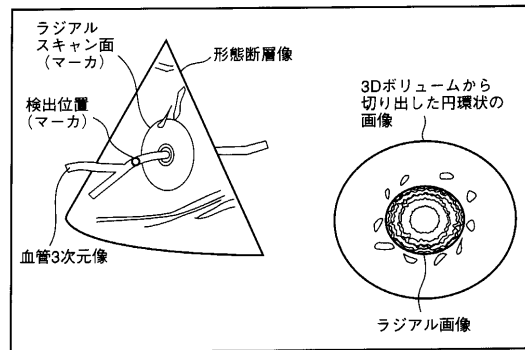
【図2】



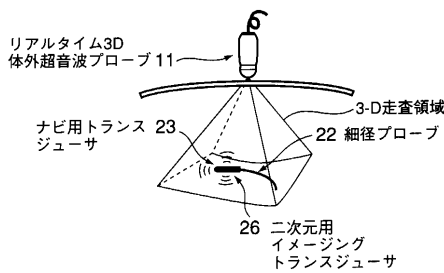
【図3】



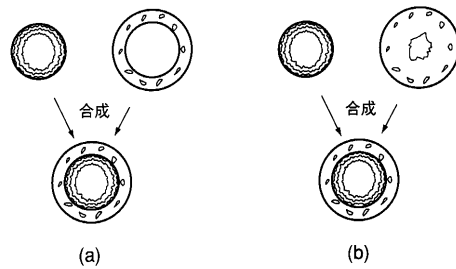
【図5】



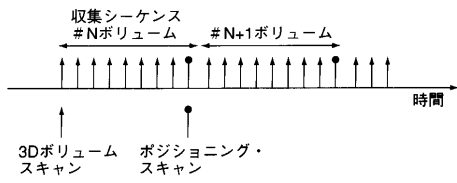
【図4】



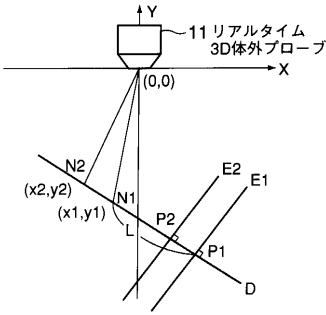
【図6】



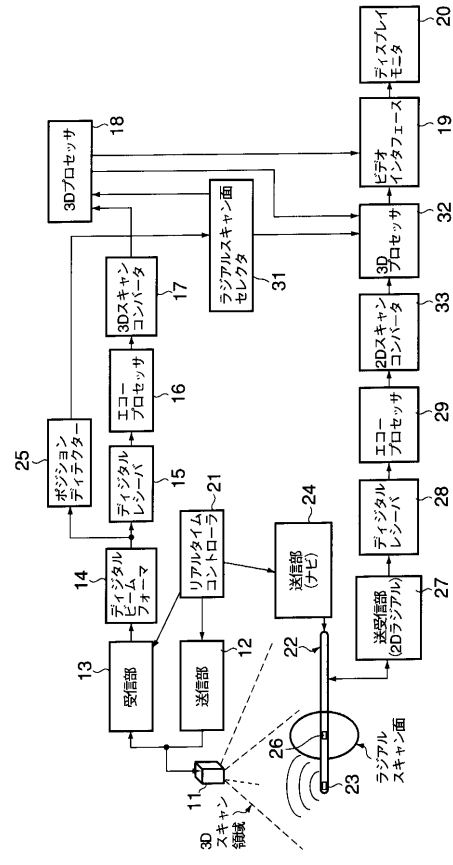
【 図 7 】



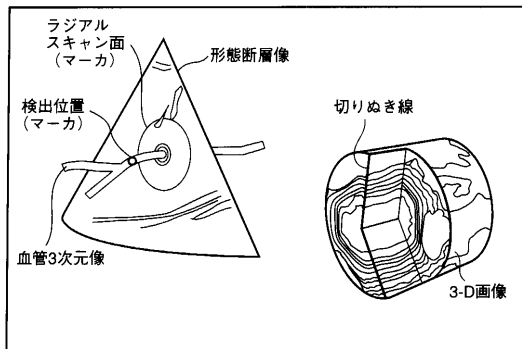
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(72)発明者 瀬尾 育式

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 宮島 泰夫

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 石黒 雅明

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地 富士写真光機株式会社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平05-220152(JP,A)

特開昭55-103839(JP,A)

特開平11-076241(JP,A)

特開平11-056752(JP,A)

特開平09-103432(JP,A)

特開2000-185041(JP,A)

特開2000-107185(JP,A)

特開2001-204739(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

A61B 8/14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4095332B2	公开(公告)日	2008-06-04
申请号	JP2002118082	申请日	2002-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 富士公司		
[标]发明人	瀬尾育式 宮島泰夫 石黒雅明		
发明人	瀬尾 育式 宮島 泰夫 石黒 雅明		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB30 4C301/CC02 4C301/EE06 4C301/EE11 4C301/FF09 4C301/GB10 4C301/GD07 4C301/HH11 4C301/HH17 4C301/HH48 4C301/JC14 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK21 4C301/KK27 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/EE09 4C601/FE03 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA28 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/HH14 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2001126242 2001-04-24 JP		
其他公开文献	JP2003010186A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用体内探针解决超声波检查中渗透不足的问题。解决方案：该超声波检查仪具有外部探针11和体内探针22。通过第一超声波束扫描对象的内部通过探针11，以获得与对象内部的组织形式相关的第一超声图像数据。通过第二超声波束通过探头22扫描对象的内部，以获得与对象内部的组织形式相关的第二超声图像数据。根据由位置检测器25检测到的探头22与探头11的相对位置，第二超声图像数据与第一超声图像数据合成。显示合成的超声图像数据。

