

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5283888号
(P5283888)

(45) 発行日 平成25年9月4日 (2013.9.4)

(24) 登録日 平成25年6月7日 (2013.6.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2007-279061 (P2007-279061)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年10月26日 (2007.10.26)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-136855 (P2008-136855A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年6月19日 (2008.6.19)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年10月5日 (2010.10.5)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2006-298946 (P2006-298946)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成18年11月2日 (2006.11.2)	(74) 代理人	110001380
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		特許業務法人東京国際特許事務所
前置審査		(72) 発明者	馬場 達朗
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	本郷 宏信
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

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】

被検体に対してパルス超音波を送信し、超音波を受信するための2次元配列された複数の超音波振動子を備える超音波プローブと、

前記被検体に挿入されたカテーテルから発せられ、周波数変調された超音波連続波に起因する透過波成分を前記複数の超音波振動子を介して受信しながら、前記超音波連続波の周波数帯域より高い周波数帯域のパルス超音波を前記複数の超音波振動子を介して送受信する送受信手段と、

前記複数の超音波振動子からの受信信号のうち、前記パルス超音波に起因する反射波成分に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

前記複数の超音波振動子の少なくとも3つからの受信信号のうち前記透過波成分を取得する取得手段と、

前記取得された透過波成分に基づいて前記カテーテルの位置を検出する位置検出手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記カテーテルの外周上に設けられた複数の超音波振動子からなるグループが複数、前記カテーテルの長さ方向に均等配置されたグループ群をさらに備え、

前記送受信手段は、前記グループ群の各超音波振動素子から発せられ、前記グループごとに異なる周波数帯域の超音波連続波に起因する透過波成分を受信するように構成され、

10

20

前記位置検出手段は、前記グループごとに異なる周波数帯域の超音波連続波に起因する透過波成分と前記グループとの相対的な位置関係に基づいて、前記カテーテルの先端位置を検出するように構成される

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】

前記位置検出手段は、前記透過波成分のビート周波数を計測し、得られた前記ビート周波数に基づいて前記カテーテルの位置を検出するように構成され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 4】

前記透過波成分を取得するための前記少なくとも 3 つの超音波振動子を前記複数の超音波振動子から選択する振動素子群選択手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記透過波成分を取得するための少なくとも 3 つの超音波振動子でそれぞれ構成される複数の振動素子群を前記複数の超音波振動子から選択する振動素子群選択手段をさらに備え、

前記位置検出手段は、前記透過波成分のビート周波数を計測し、得られた前記ビート周波数に基づいて前記複数の振動素子群それぞれの 3 つの超音波振動子と前記カテーテルとの各距離を算出し、算出された前記各距離に基づいてそれぞれ前記複数の振動素子群ごとに得られるカテーテルの位置を平均処理するように構成されることを特徴とする請求項 1

20

【請求項 6】

前記透過波成分を取得するための少なくとも 3 つの離散的な超音波振動子を前記複数の超音波振動子から選択する振動素子群選択手段をさらに備え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 7】

前記送受信手段は、前記周波数変調された超音波連続波の中心周波数が前記パルス超音波の信号帯域外となるように前記パルス超音波を送受信するように構成され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 8】

30

前記取得手段は、少なくとも 3 つの超音波振動子でそれぞれ構成される複数の振動素子群からの受信信号のうち前記透過波成分を取得するように構成され、

前記位置検出手段は、前記透過波成分のビート周波数を計測するビート周波数計測手段と、

前記ビート周波数計測手段によって計測された前記ビート周波数に基づいて前記複数の振動素子群のそれぞれの 3 つの超音波振動子と前記カテーテルとの各距離を算出する距離算出手段と、

前記各距離に基づいて前記複数の振動素子群ごとに前記カテーテルの位置を算出する第 1 の位置算出手段と、

前記複数の振動素子群ごとの前記カテーテルの位置を平均処理することによって前記複数の超音波振動子を備える超音波プローブに対する前記カテーテルの相対的な位置を算出する第 2 の位置算出手段と、

40

を備え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 9】

前記位置検出手段は、前記透過波のビート周波数をゼロクロスカウントによって計測し、得られた前記ビート周波数に基づいて前記カテーテルの位置を検出するように構成され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】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、超音波診断装置に係り、特に被検体の体内に挿入されたカテーテルや細径超音波プローブ等における先端部位置座標の検出を可能とす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、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて患者体内の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した超音波画像データをモニタ上に表示するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像や3次元画像をリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

又、リアルタイム表示される超音波画像データの観測下にて血管内や消化管内に挿入されたカテーテルや細径超音波プローブ、あるいは、生体組織内に挿入された穿刺針等（以下では、これらを総称してカテーテルと呼ぶ。）の先端部位置を確認しながら、transcatheter arterial embolization (TAE)（経カテーテル動脈塞栓術）、percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA)（経皮的冠動脈拡張術）、percutaneous transluminal coronary recanalization (PTCR)（経皮的冠動脈内血栓溶解術）、更には、radio frequency ablation (RFA)（ラジオ波焼灼療法）等の治療や各種診断を行なうことにより検査や治療における精度と安全性を飛躍的に向上させることが可能となり、しかも超音波画像データによる方法は、同様の目的で従来から行なわれてきたX線画像データを用いる方法と比較しX線被曝の問題が無い等の利点を有している。

【0004】

しかしながら、被検体の体表面に配置された超音波プローブを用いて生体組織の情報とカテーテル先端部の情報を同時に収集する場合、超音波プローブの振動素子から放射された超音波は滑らかなカテーテル表面において正反射（鏡面反射）するためカテーテルの先端部を超音波画像データ上で常時観察することは困難であった。

【0005】

具体的には、一般的なカテーテルの直径は2mm～3mm程度であり、超音波画像上である程度視認できるものの十分な精度では視認できない。さらに、カテーテルにRFA用にRITA (radio frequency interstitial tissue ablation)針が取り付けられる場合には、RITA針の直径が1mm以下であることから超音波画像上では全く視認できない。

【0006】

このような問題点を解決するために、カテーテル先端部に超音波を受信するための微小な振動素子を装着し、被検体体表面に配置された超音波プローブの振動素子から放射される超音波をカテーテル先端部の振動素子を用いて受信することによりその先端位置を検出する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0007】

更に、カテーテル先端部に装着された振動素子から放射される超音波を被検体体表面に配置された超音波プローブにおける離散的な3つの振動素子の各々によって受信し、得られた3つの受信信号の遅延時間に基づいてカテーテルの先端位置を検出する方法も提案されている（例えば、特許文献2参照。）。この方法によれば、超音波プローブによって収集された血管等の3次元画像データとカテーテル先端部の位置情報との重畳表示や、カテーテル先端部を視点とした内視鏡的な画像データ（所謂、フライスルー画像データ）の表示が可能となる。

【特許文献1】特開平4 - 129543号公報

【特許文献2】特開2002 - 315754号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述の特許文献1あるいは特許文献2に記載された方法によれば、カテーテルの材質や形状、更には、超音波プローブの振動素子から放射される超音波の入射角度等に依存する

10

20

30

40

50

ことなくカテーテルの先端部を検出することができる。

【0009】

しかしながらこれらの方法では、カテーテル先端部に装着された振動素子あるいは体表面に配置された超音波プローブの振動素子から放射された広帯域の超音波パルスを用いた超音波プローブの振動素子あるいは前記カテーテル先端部に装着された振動素子によって受信し、得られた超音波パルスの到達時間（遅延時間）を計測することによりカテーテル先端部の位置を検出している。従って、超音波プローブとカテーテルとの間に介在する生体組織において無視できない超音波減衰が発生した場合、超音波プローブの振動素子あるいはカテーテル先端部の振動素子における超音波パルスの受信感度が劣化するのみならず、広帯域の周波数スペクトラムを有する前記超音波パルスは、その高周波成分ほど大きな減衰を受けることにより波形が著しく変形するため超音波パルスの到達時刻を正確に計測することが困難となる。

10

【0010】

更に、上述の特許文献1あるいは特許文献2に記載された方法によれば、生体組織における超音波の音速が不均一な場合、超音波パルスの到達時刻は超音波プローブにおける振動素子の位置や生体組織に依存するため、上述の到達時刻が精度よく計測される場合においてもカテーテル先端部の位置を正確に検出することが困難になるという問題点を有している。

【0011】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体の体内に挿入されたカテーテル等の先端部位置情報を超音波画像データに重畳して表示する際、生体組織の超音波減衰や音速の不均一性等に影響されことなく正確な先端部位置座標の検出及び先端部位置情報の表示を可能とする超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、請求項1に記載したように、被検体に対してパルス超音波を送信し、超音波を受信するための2次元配列された複数の超音波振動子を備える超音波プローブと、前記被検体に挿入されたカテーテルから発せられ、周波数変調された超音波連続波に起因する透過波成分を前記複数の超音波振動子を介して受信しながら、前記超音波連続波の周波数帯域より高い周波数帯域のパルス超音波を前記複数の超音波振動子を介して送受信する送受信手段と、前記複数の超音波振動子からの受信信号のうち、前記パルス超音波に起因する反射波成分に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記複数の超音波振動子の少なくとも3つからの受信信号のうち前記透過波成分を取得する取得手段と、前記取得された透過波成分に基づいて前記カテーテルの位置を検出する位置検出手段と、を有することを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る超音波診断装置によれば、体内に挿入されたカテーテル等の先端部位置情報を超音波画像データに重畳して表示する際、生体組織の超音波減衰や音速の不均一性等に影響されことなく正確な先端部位置座標の検出と先端部位置情報の表示が可能となる。このため、カテーテル等を用いた診断／治療における精度や安全性が飛躍的に向上する。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0015】

以下に述べる本発明の実施例では、まず、第1の周波数 f_1 を中心として所定周期 T_m で線形周波数変調（チャープ変調）された連続波（以下では、FMCW(Frequency Modulated Continuous Wave)と呼ぶ。）を発生し、被検体の体内に挿入されたカテーテルの先端部に装着されている微小な振動素子を前記FMCWに基づいて生成したFMCW駆動信

50

号によって駆動し第1の超音波を放射する。次いで、前記被検体の体表面に配置された超音波プローブにおいて2次元配列されている振動素子の中から選択された複数の振動素子によってカテーテル先端部の振動素子から放射された第1の超音波を受信し、この受信信号と上述のFM CWとの乗算処理によって差の周波数(ビート周波数)を検出する。そして、カテーテル先端部の振動素子と超音波プローブにおける複数の振動素子の各々との距離を前記ビート周波数に基づいて算出し、更に、これらの距離に基づいて超音波プローブに対するカテーテル先端部の相対的な位置座標を検出する。

【0016】

一方、超音波プローブにて2次元配列された振動素子を用いてカテーテル先端部が位置する当該被検体の3次元領域に対して第2の周波数 f_2 を中心周波数とする超音波パルス(第2の超音波)を送受信し、このとき得られたボリュームデータに基づいて3次元画像データを生成する。そして、得られた3次元画像データにカテーテル先端部の位置情報を重畳して表示部に表示する。

【0017】

尚、以下に述べる本発明の実施例では、3次元画像データとしてBモードデータに基づくボリュームレンダリング画像データを生成する場合について述べるが、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づくボリュームレンダリング画像データであってもよく、又、ボリュームレンダリング画像データの替わりにサーフェスレンダリング画像データ等の他の3次元画像データであっても構わない。

【0018】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図7を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備える送受信部及びボリュームデータ生成部のブロック図である。又、図4は、前記超音波診断装置が備えるビート周波数計測部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0019】

図1に示した本実施例における超音波診断装置100は、カテーテル91が挿入された被検体の体内における3次元領域に対し超音波パルス(第2の超音波)を送信すると共に、生体組織にて反射した前記第2の超音波とカテーテル91の先端部に装着された後述の振動素子9が放射する第1の超音波を受信して電気信号(受信信号)に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ3と、前記被検体の所定方向に対して第2の超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ3における複数の振動素子に供給し、これらの振動素子により前記所定方向から受信された第2の超音波に基づく複数のチャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を信号処理してBモードデータを生成し、更に、超音波の送受信方向を順次更新しながら得られる前記Bモードデータを送受信方向に対応させて保存しボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部4と、このボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する画像データ生成部5を備えている。

【0020】

又、超音波診断装置100は、所定周期で線形周波数変調されたFM CWを発生するFM CW発生部7と、FM CWを所定の振幅に増幅して駆動信号(FM CW駆動信号)を生成し、カテーテル91の先端部に装着された振動素子9を駆動するFM CW駆動部8と、被検体の体内に挿入されたカテーテル91の先端部に装着されFM CW駆動信号の駆動により第1の超音波を略無指向性に放射する振動素子9を備え、更に、振動素子9の位置座標を検出するために、超音波プローブ3における複数の振動素子の中から3つの振動素子を1つの振動素子群とした複数の振動素子群を選択する振動素子群選択部10と、選択された各振動素子群における3つの振動素子の各々によって得られた第1の超音波に基づく受信信号とFM CW発生部7が発生したFM CWとを乗算処理してビート周波数を計測するビート周波数計測部11と、このビート周波数に基づき各振動素子群における3つの振動素子の各々とカテーテル先端部における振動素子9との距離を算出して振動素子群の各

々に対するカテーテル先端部の位置座標を検出し、更に、これらの位置座標を平均処理することにより超音波プローブ3に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標を検出する位置検出部12と、画像データ生成部5が生成した3次元画像データに前記位置座標に基づくカテーテル先端部の位置情報(マーカ)を重畳して表示する表示部13と、被検体情報の入力や3次元画像データ生成条件の設定等を行なう入力部14と、超音波診断装置100における上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部15を備えている。

【0021】

超音波プローブ3は、2次元配列されたN個の図示しない振動素子を有する先端部を被検体の体表面に接触させて体内の3次元領域に対し中心周波数 f_2 の超音波パルス(第2の超音波)の送受信を行ない、更に、カテーテル91の先端部に装着された振動素子9から放射される中心周波数 f_1 のFMCW超音波(第1の超音波)の受信を行なう。前記N個の振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス(駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には受信超音波を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、N個の振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。尚、超音波プローブ3には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、本実施例ではセクタ走査用の超音波プローブを用いた場合について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【0022】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3におけるN個の振動素子に対し第2の超音波を放射するための駆動信号を供給する送信部21と、生体組織で反射し前記振動素子によって受信された第2の超音波に基づくNチャンネルの受信信号を整相加算する受信部22を備えている。

【0023】

送信部21は、第2の超音波の送信繰り返し周期を決定するレートパルスを発生するレートパルス発生器211と、送信時において第2の超音波を所定の深さに集束するための遅延時間及び所定方向に送信するための遅延時間を前記レートパルスに与える送信遅延回路212と、このレートパルスの遅延時間に基づいて駆動パルスを生成し超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子を駆動する駆動回路213を有している。

【0024】

受信部22は、超音波プローブ3の振動素子から供給されたNチャンネルの受信信号に対し中心周波数 f_1 を有した第1の超音波に基づく受信信号成分を排除し、中心周波数 f_2 ($f_2 > f_1$)を有した第2の超音波に基づく受信信号成分を抽出する帯域通過フィルタ(BPF)221と、第2の超音波に基づくNチャンネルの受信信号をA/D変換するA/D変換器222と、所定の深さから受信される第2の超音波を集束するための遅延時間と前記第2の超音波に対し受信指向性を設定するための遅延時間をA/D変換された前記受信信号の各々に与える受信遅延回路223と、受信遅延回路223から出力された受信信号を加算合成する加算器224を有し、受信遅延回路223と加算器224により、被検体の所定方向から得られた第2の超音波に基づくNチャンネルの受信信号は整相加算される。

【0025】

一方、ボリュームデータ生成部4は、送受信部2の受信部22から出力された整相加算後の第2の超音波に基づく受信信号を信号処理してBモードデータを生成する受信信号処理部41と、このBモードデータを超音波の送受信方向に対応させて順次保存し被検体の3次元領域におけるボリュームデータを生成するデータ記憶部42を備え、前記受信信号処理部41は、受信部22の加算器224から供給された前記受信信号を包絡線検波する包絡線検波器411と、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する対数変換器412を備えている。但し、包絡線検波器411と対数変換器412は順序を入れ替えて構成しても構わない。

【0026】

次に、画像データ生成部 5 は、ボリュームデータ生成部 4 によって生成されたボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する機能を有し、例えば、図示しない不透明度・色調設定部とレンダリング処理部を備えている。前記不透明度・色調設定部は、ボリュームデータ生成部 4 のデータ記憶部 4 2 から読み出したボリュームデータのボクセル値に基づいて不透明度や色調をボクセル単位で設定し、前記レンダリング処理部は、前記不透明度・色調設定部が設定した不透明度や色調の情報に基づき上述のボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する。尚、レンダリング処理の具体的な方法については上述の特許文献 2 に記載されているため詳細な説明は省略する。

【 0 0 2 7 】

一方、FMCW 発生部 7 は、例えば、図示しない鋸歯状波発生回路と VCO (Voltage Controlled Oscillator) 回路を備えている。そして、前記鋸歯状波発生回路は、システム制御部 1 5 から供給される周波数変調の繰り返し周期 T_m 、周波数変調の周波数偏移幅 f 及び FMCW の中心周波数 f_1 に基づいて鋸歯状波を発生し、前記 VCO 回路は、この鋸歯状波に基づいて周波数が周期 T_m で連続的に変化する FMCW を発生する。図 3 (a) は、前記鋸歯状波発生回路が発生した鋸歯状波 S_t を、又、図 3 (b) は、この鋸歯状波 S_t に基づいて前記 VCO 回路が発生した FMCW を示している。図 3 に示すように、FMCW における周波数変調の繰り返し周期 T_m は鋸歯状波 S_t の周期 $T_m \times (T_m \times = T_m)$ によって決定され、FMCW における中心周波数 f_1 、最大周波数 $f_1 + f/2$ 及び最小周波数 $f_1 - f/2$ は鋸歯状波 S_t の平均振幅 V_1 、最大振幅 $V_1 + V/2$ 及び最小振幅 $V_1 - V/2$ によって夫々決定される。

【 0 0 2 8 】

尚、上述の FMCW が有する周波数成分 $f_1 - f/2$ 乃至 $f_1 + f/2$ は、3 次元画像データの生成に用いられる第 2 の超音波の周波数成分と重ならない帯域に設定され、例えば、第 2 の超音波の中心周波数 f_2 が 2 . 2 MHz、バンド幅 BW_2 が 2 . 4 MHz の場合、FMCW の中心周波数 f_1 は 0 . 8 MHz、バンド幅 $BW_1 (BW_1 = f)$ は 0 . 2 MHz に設定される。

【 0 0 2 9 】

図 1 に戻って、FMCW 駆動部 8 は、図示しない増幅回路を備え、FMCW 発生部 7 から供給される FMCW を所定の振幅に増幅して FMCW 駆動信号を生成し、カテーテル 9 1 の先端部に装着された振動素子 9 を駆動して第 1 の超音波を放射する。この振動素子 9 は、FMCW の中心周波数 f_1 と略等しい共振周波数を有した微小な電気音響変換素子である。そして、外径 1 mm 程度のカテーテル 9 1 の先端部に装着された振動素子 9 の口径は、0 . 8 MHz の中心周波数を有する第 1 の超音波の波長より小さいため、FMCW 駆動信号の駆動によって振動素子 9 から放射される第 1 の超音波の放射特性は略無指向性となる。

【 0 0 3 0 】

次に、振動素子群選択部 1 0 は、振動素子 9 の位置座標 (即ち、カテーテル先端部の位置座標) を検出するために、この振動素子 9 が放射した第 1 の超音波を受信する振動素子を超音波プローブ 3 において 2 次元配列された複数の振動素子の中から選択する。この場合、同一直線上に存在しない離散した 3 つの振動素子を 1 つの振動素子群として複数の振動素子群を選択する。例えば、J 個の振動素子群 N_{a1} 乃至 N_{aJ} を用いて振動素子 9 の位置座標を検出する場合、振動素子群選択部 1 0 は、延べ $N \times (N \times = 3 J)$ 個の振動素子 Q_{ij} ($i = 1$ 乃至 3、 $j = 1$ 乃至 J) を超音波プローブ 3 において 2 次元配列されている振動素子の中から選択する。但し、同一の振動素子を用いて異なる複数の振動素子群を構成しても構わない。

【 0 0 3 1 】

振動素子 9 が装着されたカテーテル先端部の位置座標は、1 つの振動素子群 (例えば、振動素子 Q_{11} 、 Q_{21} 、 Q_{31} から構成される振動素子群 N_{a1}) によって検出することが可能であるが、本実施例では、複数の振動素子群 N_{a1} 乃至 N_{aJ} を用いることによ

10

20

30

40

50

りこれら振動素子群の各々に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標を検出し、得られた J 個の位置座標に対し平均処理あるいは統計的処理を適用することにより前記カテーテル先端部の超音波プローブ3に対する相対的な位置座標を高精度で検出する。

【0032】

尚、振動素子群選択部10による振動素子群 N_{a1} 乃至 N_{aJ} の選択は、実際には、超音波プローブ3の各振動素子から送受信部2の受信部22に供給される N チャンネルの受信信号の中から振動素子 Q_{ij} ($i = 1$ 乃至3、 $j = 1$ 乃至 J)にて受信された延べ $N \times (3J)$ チャンネルの受信信号を選択することによって行なわれる。このとき選択される上述の受信信号には、超音波プローブ3の振動素子から放射され生体組織で反射した第2の超音波に基づく受信信号成分とカテーテル先端部の振動素子9から生体組織中を直接伝搬した第1の超音波に基づく受信信号成分とが含まれている。

10

【0033】

次に、ビート周波数計測部11の構成と動作につき図4に示したブロック図を用いて説明する。このビート周波数計測部11は、帯域通過フィルタ(BPF)111とミキサ112と低域通過フィルタ(LPF)113と周波数カウンタ114を備えている。

【0034】

BPF111は、振動素子群選択部10によって選択された超音波プローブ3の振動素子から得られる受信信号の中から第2の超音波に基づく受信信号成分を排除し、第1の超音波に基づく受信信号成分のみを抽出する。図5は、超音波プローブ3の振動素子から得られた受信信号の周波数スペクトラムを示したものであり、この周波数スペクトラムには、第1の超音波に基づく受信信号成分 S_1 と第2の超音波に基づく受信信号成分 S_2 が含まれている。

20

【0035】

具体的には、中心周波数 f_1 ($f_1 = 0.8 \text{ MHz}$)とバンド幅 BW_1 ($BW_1 = 0.2 \text{ MHz}$)を有する第1の超音波の周波数スペクトラム S_1 と中心周波数 f_2 ($f_2 = 2.2 \text{ MHz}$)とバンド幅 BW_2 ($BW_2 = 2.4 \text{ MHz}$)を有する第2の超音波の周波数スペクトラム S_2 によって構成されている。そして、図5の一点鎖線 C_1 によって示したフィルタ通過特性を有するビート周波数計測部11のBPF111により、振動素子群選択部10から供給された受信信号から第1の超音波に基づく受信信号のみが抽出される。尚、図5に示した一点鎖線 C_2 は、超音波プローブ3の振動素子から得られる受信信号の中から第1の超音波に基づく受信信号成分を排除し、第2の超音波に基づく受信信号成分のみを抽出するために受信部22に設けられた上述のBPF221のフィルタ通過特性を示す。

30

【0036】

次に、図4のミキサ112は、BPF111から出力された第1の超音波に基づく受信信号とFMCW発生部7から供給されたFMCWとを乗算処理して和の周波数をもつ受信信号と差の周波数(ビート周波数)をもつ受信信号を生成し、低域通過フィルタ(LPF)113は、ミキサ112が出力した受信信号をフィルタリング処理してビート周波数を有する受信信号を検出する。周波数カウンタ114は、例えば、ゼロクロスカウンタによって構成され、LPF113から供給された受信信号のビート周波数を所定期間にて計測する。

40

【0037】

図1に戻って、位置検出部12は、周波数カウンタ114によって計測されたビート周波数に基づき、振動素子群選択部10において選択された振動素子群 N_{aj} ($j = 1$ 乃至 J)の各々における3つの振動素子 Q_{1j} 、 Q_{2j} 及び Q_{3j} ($j = 1$ 乃至 J)とカテーテル91の先端部に装着された振動素子9との距離 R_{1j} 、 R_{2j} 及び R_{3j} ($j = 1$ 乃至 J)を算出する距離算出部121と、得られた距離 R_{1j} 、 R_{2j} 及び R_{3j} ($j = 1$ 乃至 J)に基づいて振動素子群 N_{aj} ($j = 1$ 乃至 J)の各々に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標($x_o(j)$ 、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$) ($j = 1$ 乃至 J)を検出する位置座標算出部122と、振動素子群 N_{aj} ($j = 1$ 乃至 J)に対する位置座標(x_o

50

(j)、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$)($j = 1$ 乃至 J)を加算平均して超音波プローブ3に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標(x 、 y 、 z)を算出する平均値演算部123を備えている。

【0038】

次に、上述のビート周波数計測部11によるビート周波数の計測方法につき図6を用いて更に詳しく説明する。図6は、ビート周波数計測部11の動作を説明するための図であり、図6(a)の実線Daは、FMCW発生部7からビート周波数計測部11のミキサ112にされるFMCWの周波数を、又、図6(a)の破線Dbは、カテーテル先端部から後述の距離Rだけ離れた振動素子において受信され、ビート周波数計測部11のBPF111を介して前記ミキサ112にされる第1の超音波に基づく受信信号の周波数を示している。一方、図6(b)は、このときミキサ112から出力される受信信号のビート周波数を示している。

10

【0039】

この場合、カテーテル先端部の振動素子9から放射された第1の超音波が超音波プローブ3の振動素子によって受信されるまでに要する時間は、カテーテル先端部の振動素子9から超音波プローブ3の振動素子までの距離をR、生体内音速をCとした場合 = R/C によって示される。即ち、図6(a)に示すように、BPF111を介してミキサ112にされる上述の受信信号はFMCW発生部7からされるFMCWに対してだけ遅延し、このの間に変化するFMCWの周波数 f_r は次式(1)によって示すことができる。

20

【数1】

$$f_r = \frac{\Delta f}{T_m} \Delta \tau = \frac{R \Delta f}{T_m C} \quad \cdots (1)$$

【0040】

従って、ミキサ112における前記受信信号とFMCWとの乗算処理により、図6(b)の期間 T_m において両者の差の周波数(ビート周波数) f_r を有する受信信号が和の周波数を有する受信信号と共に生成される。そして、LPF113は、ミキサ112から出力された受信信号に対しフィルタリング処理を行なってビート周波数 f_r を有する受信信号のみを抽出し、周波数カウンタ114は、例えば、ゼロクロス法によって前記受信信号のビート周波数 f_r を計測する。

30

【0041】

次いで、位置検出部12の距離算出部121は、ビート周波数計測部11において計測されたビート周波数 f_r を上述の式(1)を変形して得られる次式(2)に代入することによりカテーテル先端部の振動素子9から超音波プローブ3の振動素子までの距離Rを算出する。

【数2】

$$R = \frac{f_r T_m C}{\Delta f} \quad \cdots (2)$$

40

【0042】

次に、位置検出部12の位置座標算出部122によるカテーテル先端部位置座標の算出方法につき図7を用いて説明する。但し、図7は、超音波プローブ3にて2次元配列されている振動素子の中から振動素子群選択部10により任意に選択された振動素子群 N_{aj} を用い、この振動素子群 N_{aj} に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)を検出する場合について示しており、振動素子群 N_{aj} は、離散的かつ同一直線上に存在しない3つの振動素子 Q_{1j} 、 Q_{2j} 及び Q_{3j} によって構成されている。そして、振動素子9が装着されたカテーテル先端部の位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)は、上

50

述の式(2)を用いて算出された振動素子 $Q1j$ 、 $Q2j$ 及び $Q3j$ の各々とカテーテル先端部との距離 $R1j$ 、 $R2j$ 及び $R3j$ に基づいて算出される。

【0043】

以下、振動素子群 Na_j に対するカテーテル先端部の位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)の算出方法につき式(3)乃至式(5)を用いて示す。振動素子群 Na_j を構成する3つの振動素子 $Q1j$ 、 $Q2j$ 及び $Q3j$ の位置座標を夫々($x1j$ 、 $y1j$ 、 $z1j$)、($x2j$ 、 $y2j$ 、 $z2j$)、($x3j$ 、 $y3j$ 、 $z3j$)とすれば、距離 $R1j$ 、 $R2j$ 及び $R3j$ は、次式(3)によって求められる。

【数3】

$$\begin{aligned} R1j^2 &= (x_o - x1j)^2 + (y_o - y1j)^2 + (z_o - z1j)^2 \\ R2j^2 &= (x_o - x2j)^2 + (y_o - y2j)^2 + (z_o - z2j)^2 \\ R3j^2 &= (x_o - x3j)^2 + (y_o - y3j)^2 + (z_o - z3j)^2 \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

【0044】

そして、式(3)を変形することにより位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)についての連立方程式(4)が得られる。

【数4】

$$\begin{aligned} R1j^2 - R2j^2 &= 2(x2j - x1j)x_o + (x1j^2 - x2j^2) \\ &\quad 2(y2j - y1j)y_o + (y1j^2 - y2j^2) \\ &\quad 2(z2j - z1j)z_o + (z1j^2 - z2j^2) \\ R2j^2 - R3j^2 &= 2(x3j - x2j)x_o + (x2j^2 - x3j^2) \\ &\quad 2(y3j - y2j)y_o + (y2j^2 - y3j^2) \\ &\quad 2(z3j - z2j)z_o + (z2j^2 - z3j^2) \\ R3j^2 - R1j^2 &= 2(x1j - x3j)x_o + (x3j^2 - x1j^2) \\ &\quad 2(y1j - y3j)y_o + (y3j^2 - y1j^2) \\ &\quad 2(z1j - z3j)z_o + (z3j^2 - z1j^2) \end{aligned} \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

【0045】

即ち、振動素子群 Na_j に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)は、次式(5)の行列を用いて算出することができる。但し、 $[A]^{-1}$ は $[A]$ の逆行列を示す。

【数5】

$$\begin{aligned} [A] \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{bmatrix} &= [B] \quad \begin{bmatrix} x_o \\ y_o \\ z_o \end{bmatrix} = [A]^{-1} [B] \\ [A] &= \begin{bmatrix} 2(x2j - x1j) & 2(y2j - y1j) & 2(z2j - z1j) \\ 2(x3j - x2j) & 2(y3j - y2j) & 2(z3j - z2j) \\ 2(x1j - x3j) & 2(y1j - y3j) & 2(z1j - z3j) \end{bmatrix} \quad \cdot \cdot \cdot (5) \\ [B] &= \begin{bmatrix} R1j^2 - R2j^2 - (x1j^2 - x2j^2) - (y1j^2 - y2j^2) - (z1j^2 - z2j^2) \\ R2j^2 - R3j^2 - (x2j^2 - x3j^2) - (y2j^2 - y3j^2) - (z2j^2 - z3j^2) \\ R3j^2 - R1j^2 - (x3j^2 - x1j^2) - (y3j^2 - y1j^2) - (z3j^2 - z1j^2) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

【0046】

ここで、振動素子群 Na_j を用いて得られた振動素子9の位置座標(x_o 、 y_o 、 z_o)を($x_o(j)$ 、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$)とすれば、超音波プローブ3に対するカテ

10

20

30

40

50

ーテル先端部の相対的な位置座標 (x、y、z) は、振動素子群 $N a_j$ ($j = 1$ 乃至 J) に対する位置座標 ($x_o(j)$ 、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$) ($j = 1$ 乃至 J) を次式 (6) に基づいて平均処理することにより求めることができる。

【数 6】

$$x = \frac{\sum_{j=1}^J x_o(j)}{J} \quad y = \frac{\sum_{j=1}^J y_o(j)}{J} \quad z = \frac{\sum_{j=1}^J z_o(j)}{J} \quad \cdots (6)$$

【 0 0 4 7 】

10

図 1 に戻って、表示部 1 3 は、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備えている。前記表示データ生成回路は、位置検出部 1 2 によって検出されたカテーテル先端部の位置座標 (x、y、z) に基づき、画像データ生成部 5 において生成された 3 次元画像データに対しカテーテル先端部を示す位置情報 (マーカ) を重畳し、更に、被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。そして、前記変換回路は、前記表示データ生成回路が生成した表示データに対し D / A 変換と表示フォーマット変換を行なって前記モニタにリアルタイム表示する。

【 0 0 4 8 】

入力部 1 4 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、FMCW の発生における周波数変調の繰り返し周期 T_m 、周波数変調の周波数偏移幅 f 及び中心周波数 f_1 の設定、BPF 1 1 1 に対する中心周波数 f_1 及びバンド幅 BW_1 の設定、BPF 2 2 1 に対する中心周波数 f_2 及びバンド幅 BW_2 の設定、画像データ収集モードの選択、画像データの収集条件や表示条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう。

20

【 0 0 4 9 】

システム制御部 1 5 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 1 4 から供給された入力 / 設定 / 選択情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて上記各ユニットを統括的に制御しカテーテル先端部の位置情報が重畳された 3 次元画像データの表示を行なう。特に、図 2 に示した送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 における遅延時間を制御し、当該患者に対し超音波による 3 次元走査を行なう。

30

【 0 0 5 0 】

(カテーテル先端部位置情報の表示手順)

次に、本実施例におけるカテーテル先端部位置情報の表示手順につき図 8 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 5 1 】

当該被検体に対する 3 次元画像データの収集に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 4 において被検体氏名や被検体 ID 等の被検体情報を入力し、更に、ボリュームデータ生成モードや 3 次元画像データ生成モードの選択、ボリュームデータや 3 次元画像データに対する収集条件の設定等を行なう。更に、操作者は、FMCW の発生における周波数変調の繰り返し周期 T_m 、周波数変調の周波数偏移幅 f 及び中心周波数 f_1 の設定、BPF 1 1 1 に対する中心周波数 f_1 及びバンド幅 BW_1 の設定、BPF 2 2 1 に対する中心周波数 f_2 及びバンド幅 BW_2 の設定等を入力部 1 4 にて行なう。尚、本実施例では、ボリュームデータ生成モードとして「Bモードボリュームデータ」を選択し、3 次元画像データ生成モードとして「ボリュームレンダリング画像データ」を選択する場合について述べるがこれらに限定されるものではない。そして、入力部 1 4 における上述の入力情報、選択情報及び設定情報は、システム制御部 1 5 の記憶回路に保存される (図 8 のステップ S 1) 。

40

【 0 0 5 2 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、その先端部に微小な振動素子 9 が装着さ

50

れたカテーテル 91 を当該被検体の体内に挿入し（図 8 のステップ S2）、次いで、超音波プローブ 3 をその体表面に接触させた状態で入力部 14 より 3 次元画像データの収集開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部 15 に供給されることにより中心周波数 f_2 とバンド幅 BW_2 を有した第 2 の超音波の送受信による 3 次元画像データの生成が開始される。

【0053】

3 次元画像データの生成に際し、図 2 に示した送信部 21 のレートパルス発生器 211 は、システム制御部 15 から供給される制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 212 に供給する。送信遅延回路 212 は、第 2 の超音波の送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに第 2 の超音波を集束するための遅延時間と、最初の送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）に前記第 2 の超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N チャンネルの駆動回路 213 に供給する。次いで、駆動回路 213 は、送信遅延回路 212 から供給されたレートパルスに基づき所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 3 にて 2 次元配列されている N 個の振動素子に供給して第 2 の超音波を被検体内に放射する。

【0054】

放射された第 2 の超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、前記振動素子によって受信されて N チャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、第 2 の超音波に基づく N チャンネルの受信信号は、受信部 22 の BPF 221 にて帯域制限され A/D 変換器 222 にてデジタル信号に変換された後、受信遅延回路 223 において所定の深さからの第 2 の超音波を収束するための遅延時間と送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）からの前記第 2 の超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器 224 にて整相加算される。

【0055】

そして、整相加算後の受信信号が供給されたボリュームデータ生成部 4 の受信信号処理部 41 における包絡線検波器 411 及び対数変換器 412 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成し、データ記憶部 42 に保存する。

【0056】

送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 ）に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、方向に θ_1 ずつ更新された $q = 1 + (q - 1)$ （ $q = 2$ 乃至 Q ）の送受信方向（ θ_1 、 ϕ_2 乃至 ϕ_Q ）に対して同様の手順で超音波の送受信を行ない、このとき、システム制御部 15 は、その制御信号によって送信遅延回路 212 及び受信遅延回路 223 の遅延時間を前記送受信方向に対応させて更新する。

【0057】

上述の手順によって送受信方向（ θ_1 、 ϕ_1 乃至 ϕ_Q ）に対する超音波送受信が終了したならば、送受信方向を θ_1 方向に θ_1 ずつ更新された $p = 1 + (p - 1)$ （ $p = 2$ 乃至 P ）に設定し、送受信方向 θ_2 乃至 θ_P の各々に対して上述の θ_1 乃至 θ_Q の超音波送受信を繰り返すことにより当該被検体に対する 3 次元走査が行なわれる。そして、各々の送受信方向に対して得られた B モードデータは前記送受信方向に対応してデータ記憶部 42 に順次保存されボリュームデータが生成される（図 8 のステップ S3）。

【0058】

次に、画像データ生成部 5 の不透明度・色調設定部は、ボリュームデータ生成部 4 のデータ記憶部 42 から読み出したボリュームデータのボクセル値に基づいて不透明度や色調をボクセル単位で設定し、画像データ生成部 5 のレンダリング処理部は、前記不透明度・色調設定部が設定した不透明度や色調の情報に基づき上述のボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する（図 8 のステップ S4）。

【0059】

一方、FM CW 発生部 7 の鋸歯状波発生回路は、システム制御部 15 から供給された周波数変調の繰り返し周期 T_m 、周波数変調の周波数偏移幅 f 及び FM CW の中心周波数 f_1 に基づいて鋸歯状波を発生し、VCO 回路は、この鋸歯状波に基づいて周波数が周期

10

20

30

40

50

T_mで連続的に変化するFMCWを発生する(図8のステップS5)。そして、FMCW駆動部8は、FMCW発生部7から供給されたFMCWを所定の振幅に増幅してFMCW駆動信号を生成し、カテーテル91の先端部に装着された振動素子9を駆動して第1の超音波を放射する(図8のステップS6)。

【0060】

次に、振動素子群選択部10は、振動素子9が放射した第1の超音波を受信する振動素子群N_{a1}を超音波プローブ3にて2次元配列されている複数の振動素子の中から選択し、振動素子群N_{a1}における3つの振動素子Q₁₁、Q₂₁及びQ₃₁の各々によって受信された第1の超音波に基づく受信信号は、同時に受信された上述の第2の超音波に基づく受信信号と共にビート周波数計測部11に供給される(図8のステップS7)。

10

【0061】

一方、ビート周波数計測部11のBPF111は、振動素子群N_{a1}から得られた受信信号の中から第1の超音波に基づく受信信号成分を抽出し、ミキサ112は、BPF111から出力された第1の超音波に基づく受信信号とFMCW発生部7から供給されたFMCWとを乗算処理して和の周波数をもつ受信信号と差の周波数(ビート周波数)f_rをもつ受信信号を生成する。そして、LPF113は、ミキサ112が出力した受信信号をフィルタリング処理してビート周波数f_rを有する受信信号を抽出し、周波数カウンタ114は、LPF113から供給された受信信号のビート周波数f_rを所定期間にて計測する(図8のステップS8)。

【0062】

20

次に、位置検出部12の距離算出部121は、周波数カウンタ114によって計測されたビート周波数f_rを式(2)に代入することにより振動素子群N_{a1}の振動素子Q₁₁、Q₂₁及びQ₃₁の各々と振動素子9との距離R₁₁、R₂₁及びR₃₁を算出し(図8のステップS9)、位置座標算出部122は、距離R₁₁、R₂₁及びR₃₁に基づいて振動素子群N_{a1}に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標(x_o(1)、y_o(1)、z_o(1))を算出する(図8のステップS10)。

【0063】

振動素子群N_{a1}を用いたカテーテル先端部位置座標(x_o(1)、y_o(1)、z_o(1))の計測が終了したならば、振動素子群選択部10は、振動素子群N_{aj}(j=2乃至J)を構成する振動素子Q_{1j}、Q_{2j}及びQ_{3j}(j=2乃至J)を順次選択し、ビート周波数計測部11は、このとき得られた第1の超音波に基づく受信信号のビート周波数f_rを計測する。そして、位置検出部12は、計測されたビート周波数f_rを式(2)へ代入して距離R_{ij}(i=1乃至3、j=2乃至J)を算出し、更に、振動素子群N_{a1}を選択した場合と同様の手順により振動素子群N_{aj}(j=2乃至J)に対するカテーテル先端部の位置座標(x_o(j)、y_o(j)、z_o(j))(j=2乃至J)を算出する(図8のステップS7乃至S10)。

30

【0064】

次いで、位置検出部12の平均値演算部123は、算出された位置座標(x_o(j)、y_o(j)、z_o(j))(j=1乃至J)を式(6)に基づいて加算平均し、超音波プローブ3に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標(x、y、z)を算出する(図8のステップS11)。

40

【0065】

そして、表示部13は、上述の位置座標(x、y、z)に基づいて生成したカテーテル先端部を示す位置情報(マーカ)を画像データ生成部5が生成したリアルタイムの3次元画像データに重畳し、更に、被検体情報等の付帯情報を付加して生成した表示データを表示部13に表示する(図8のステップS12)。

【0066】

以上述べた本発明の実施例によれば、第1の超音波に基づく受信信号とFMCWとのビート周波数を計測することによりカテーテル先端部の振動素子と超音波プローブの振動素子との距離計測を行なっているため、生体組織の超音波減衰に起因する波形劣化や送信用

50

振動素子の指向特性に起因する波形変化の影響をあまり受けることなく正確な距離計測を行なうことが可能となる。

【0067】

又、FMCWによる第1の超音波の中心周波数 f_1 は、3次元画像データの生成に用いられる第2の超音波の中心周波数 f_2 より低く設定することが可能なため生体組織における超音波減衰の影響を低く抑えることができ、更に、FMCWに基づく第1の超音波のバンド幅は、第2の超音波のバンド幅と比較して狭帯域に設定することができるためノイズの影響を小さくすることができる。

【0068】

一方、上述の実施例によれば、超音波プローブにおいて2次元配列された複数の振動素子の中から複数の振動素子群を選択し、これらの振動素子群の各々を用いて得られたカテーテル先端部の位置座標を平均処理することにより超音波プローブに対する前記カテーテル先端部の位置座標を算出しているため、生体組織における不均一な超音波減衰や音速の影響を相殺することができ、従って、カテーテル先端部の位置座標を正確かつ安定して計測することが可能となる。

【0069】

又、本実施例では、上述の第1の超音波の周波数成分と第2の超音波の周波数成分は分離可能なように各々の中心周波数とバンド幅が設定されているため、カテーテル先端部の位置座標計測と3次元画像データの生成は同時に行なうことができる。このため、3次元画像データの表示におけるフレーム周波数（単位時間当たりに表示可能な画像データ枚数）を低減させることなくカテーテル先端部の位置座標計測を継続して行なうことが可能となる。

【0070】

以上述べた理由により、本実施例によれば、当該被検体の体内に挿入されたカテーテルの先端部を3次元画像データ上で正確かつ安定してモニタリングすることができるため、カテーテルを用いた診断/治療における安全性が確保されるのみならず診断/治療の効率が大幅に向上する。

【0071】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、超音波プローブ3において離散的に配置されている3個の振動素子を用いて1つの振動素子群を構成する場合について述べたが、4個以上の振動素子を用いて前記振動素子群を構成してもよい。

【0072】

又、上述の実施例における位置検出部12では、複数の振動素子群 N_{aj} （ $j = 1$ 乃至 J ）によって算出された J 個の位置座標（ $x_o(j)$ 、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$ ）（ $j = 1$ 乃至 J ）を加算平均することによって超音波プローブ3に対するカテーテル先端部の相対的な位置座標（ x 、 y 、 z ）を算出する場合について述べたが、前記位置座標（ $x_o(j)$ 、 $y_o(j)$ 、 $z_o(j)$ ）（ $j = 1$ 乃至 J ）に基づくヒストグラムの中央値あるいは重心値を算出することにより前記位置座標（ x 、 y 、 z ）を求めることも可能である。

【0073】

更に、既に述べたように、上述の実施例では、3次元画像データとしてBモードデータに基づくボリュームレンダリング画像データを生成する場合について述べたが、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づくボリュームレンダリング画像データであってもよく、又、ボリュームレンダリング画像データの替わりにサーフェスレンダリング画像データ等の他の3次元画像データであっても構わない。

【0074】

又、上述の実施例では、振動素子が2次元配列された超音波プローブ3を用いて生成した3次元画像データにカテーテル先端部の3次元的な位置情報を重畳して表示する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、振動素子が1次元配列された

10

20

30

40

50

超音波プローブを用いて生成した２次元画像データに対しカテーテル先端部の２次元的な位置情報を重畳して表示してもよい。

【００７５】

さらに、上述の実施例では、カテーテル９１の先端部に単一の振動素子９を設け、振動素子９の位置をカテーテル９１の先端部の位置とみなすことによってカテーテル９１の先端部の位置を求めたが、カテーテル９１の先端部に複数の振動素子９を設けることもできる。複数の振動素子９をカテーテル９１の先端部に設ければ、振動素子９間の幾何学的な位置関係を利用して、より正確にカテーテル９１の先端部の位置を求めることが可能となる。

【００７６】

図９は、カテーテル９１の先端部に複数の振動素子９を設けた例を示す図であり、図１０は、カテーテル９１の先端部に複数の振動素子９を設けた場合における位置検出部１２の構成例を示すブロック図である。

【００７７】

図９に示すようにカテーテル９１の先端部に複数の振動素子９を設けることができる。図９の例では、９つの振動素子９がカテーテル９１の先端部に設けられている。すなわち、カテーテル９１の先端から距離 $d1$ の位置の外周上に３つの振動素子９が概ね等間隔で設けられる。また、これら３つの振動素子９からカテーテル９１の長さ方向に距離 $d2$ だけ離れた位置の外周上に３つの振動素子９が概ね等間隔で設けられる。さらに、これら３つの振動素子９からカテーテル９１の長さ方向に距離 $d3$ だけ離れた位置の外周上に３つの振動素子９が概ね等間隔で設けられる。カテーテル９１の長さ方向の３つの振動素子９の位置は任意に決定することが可能であるが、図９の例では同一直線上に配置されている。

【００７８】

このようにカテーテル９１上の異なる位置に複数の振動素子９を設ければ、各振動素子９からそれぞれ発信される第１の超音波を超音波プローブ３で受信し、位置検出部１２において、上述した方法で各振動素子９のそれぞれの位置座標を求めることができる。

【００７９】

この場合、第１の超音波がどの振動素子９から発信されたものであるのかを識別できるように中心周波数を変えることが望ましい。図９の例では、カテーテル９１の先端から距離 $d1$ の位置に配置された３つの振動素子９から中心周波数 $f11$ で第１の超音波が、距離 $d1+d2$ の位置に配置された３つの振動素子９から中心周波数 $f12$ で第１の超音波が、距離 $d1+d2+d3$ の位置に配置された３つの振動素子９から中心周波数 $f13$ で第１の超音波が、それぞれ送信される。

【００８０】

各中心周波数 $f11$ 、 $f12$ 、 $f13$ の第１の超音波の帯域は、いずれも上述したように第２の超音波の周波数帯域とオーバーラップしないように設定される。さらに、中心周波数 $f11$ の第１の超音波、中心周波数 $f12$ の第１の超音波および中心周波数 $f13$ の第１の超音波の帯域が互いにオーバーラップしないように設定すれば、第１の超音波がどの振動素子９から発信されたものであるのかをより良好に識別することができる。尚、カテーテル９１の長さ方向のみならず、或いは長さ方向に代えて、外周方向に位置が異なる複数の振動素子９からそれぞれ互に異なる中心周波数で第１の超音波を送信するようにしてもよい。

【００８１】

そうすると、各振動素子９間における相対的な位置関係は既知であるから、カテーテル９１の長さ方向に位置が異なる少なくとも２つの振動素子９の各座標位置から幾何学的にカテーテル９１の先端の座標位置を計算によって求めることができる。一方、カテーテル９１の直径は既知であるから、カテーテル９１の外周方向に位置が異なる少なくとも２つの振動素子９の各座標位置から幾何学的に中心軸の座標位置を計算によって求めることができる。ただし、カテーテル９１の中心軸の座標位置を計算によって求める場合には、３つ以上の振動素子９をカテーテル９１の外周方向の異なる位置に設けることが精度上望ましい。

【 0 0 8 2 】

さらに、カテーテル 9 1 の長さ方向或いは外周方向に異なる位置に配置する振動素子 9 の数を増やして、平均化処理を伴ってカテーテル 9 1 の先端および中心軸の座標位置を求めるようにすれば、計算精度を向上させることが可能となる。このため、距離 d_1 、 d_2 、 d_3 はより長く設定することが精度上有利であるが、超音波プローブ 3 により第 1 の超音波を受信できる位置に各振動素子 9 を配置する必要がある。そこで、具体例としては、 $d_1=d_2=d_3=1\text{mm}$ 程度に決定することができる。このような複数の振動素子 9 の各座標位置に基づくカテーテル 9 1 の先端および中心軸の座標位置の計算によれば、数 $10\ \mu\text{m}$ 程度の精度での計算が実現可能である。

【 0 0 8 3 】

10

そして、上述した複数の振動素子 9 の各座標位置に基づくカテーテル 9 1 の先端および中心軸の座標位置の幾何学的な計算並びに平均化処理を行う機能を有する先端部位置算出部 1 2 4 が平均値演算部 1 2 3 の後段に設けられる。すなわち、先端部位置算出部 1 2 4 は、平均値演算部 1 2 3 から取得した各振動素子 9 の座標位置を用いてカテーテル 9 1 の先端および中心軸の座標位置を算出し、算出結果を表示部 1 3 に与える。これにより、表示部 1 3 は、3 次元超音波画像データとカテーテル 9 1 の先端部を示す位置情報とを重畳表示させることが可能となる。

【 0 0 8 4 】

尚、各振動素子 9 の口径は、第 1 の超音波が十分に無指向性の球面波とみなせる状態で超音波プローブ 3 において受信できるようなサイズに決定される。具体的には上述したように、各振動素子 9 の口径は、 0.8MHz の中心周波数を有する第 1 の超音波の波長より小さいサイズとされる。

20

【 0 0 8 5 】

各振動素子 9 からそれぞれ送信される第 1 の超音波は指向性のない球面波であるため、カテーテル 9 1 の向きによっては超音波プローブ 3 側に向けて第 1 の超音波が送信されず、十分な精度で受信できない恐れがある。

【 0 0 8 6 】

このため、カテーテル 9 1 の外周方向に異なる位置に複数の振動素子 9 を配置すれば、上述したようにカテーテル 9 1 の中心軸の座標位置を計算できるのみならず、複数方向に第 1 の超音波を送信することができる。従って、カテーテル 9 1 の向きに依存して一部の振動素子 9 からの第 1 の超音波を超音波プローブ 3 で適切に受信できない場合であっても、他の振動素子 9 からの第 1 の超音波が超音波プローブ 3 に向かうこととなるためカテーテル 9 1 の向きに依らず第 1 の超音波を安定して受信することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 7 】

【図 1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備えた送受信部及びボリュームデータ生成部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例の FMCW 発生部において発生する FMCW を説明するための図。

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備えたビート周波数計測部の構成を示すブロック図

40

。【図 5】同実施例の超音波プローブによって得られる受信信号の周波数スペクトラムを示す図。

【図 6】同実施例のビート周波数計測部によるビート周波数計測方法を説明するための図。

【図 7】同実施例の位置座標算出部によるカテーテル先端部位置座標の算出方法を説明するための図。

【図 8】同実施例におけるカテーテル先端部位置情報の表示手順を示すフローチャート。

【図 9】カテーテルの先端部に複数の振動素子を設けた例を示す図。

【図 10】カテーテルの先端部に複数の振動素子を設けた場合における位置検出部の構成

50

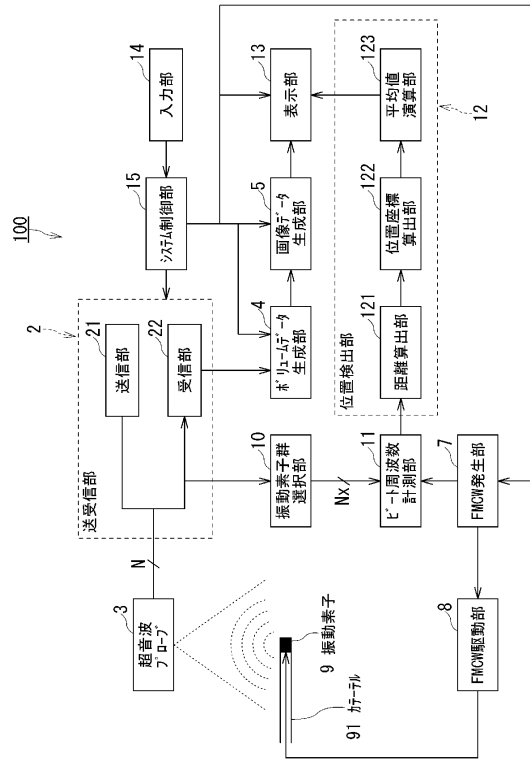
例を示すブロック図。

【符号の説明】

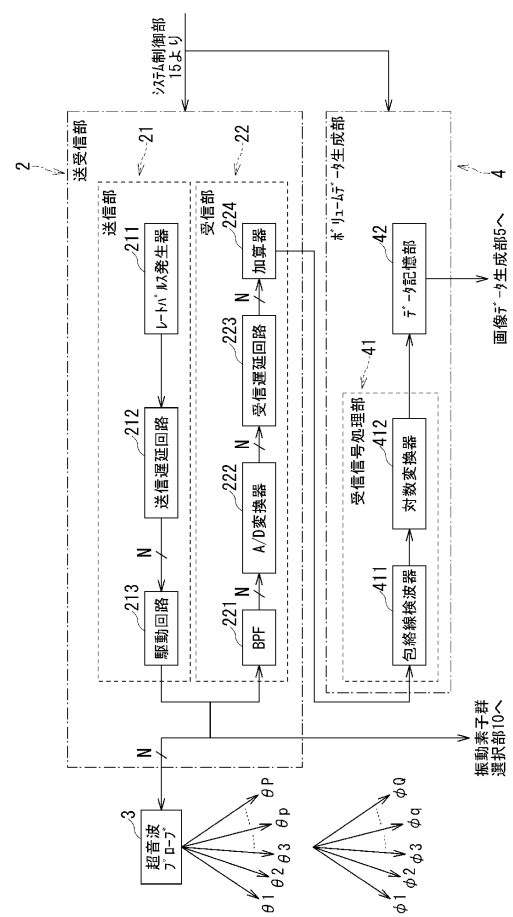
【 0 0 8 8 】

2	送受信部	
2 1	送信部	
2 1 1	レートパルス発生器	
2 1 2	送信遅延回路	
2 1 3	駆動回路	
2 2	受信部	
2 2 1	B P F (帯域通過フィルタ)	10
2 2 2	A / D 変換器	
2 2 3	受信遅延回路	
2 2 4	加算器	
3	超音波プローブ	
4	ボリュームデータ生成部	
4 1	受信信号処理部	
4 1 1	包絡線検波器	
4 1 2	対数変換器	
4 2	データ記憶部	
5	画像データ生成部	20
7	F M C W 発生部	
8	F M C W 駆動部	
9	振動素子	
9 1	カテーテル	
1 0	振動素子群選択部	
1 1	ビート周波数計測部	
1 1 1	B P F (帯域通過フィルタ)	
1 1 2	ミキサ	
1 1 3	L P F (低域通過フィルタ)	
1 1 4	周波数カウンタ	30
1 2	位置検出部	
1 2 1	距離算出部	
1 2 2	位置座標算出部	
1 2 3	平均値演算部	
1 2 4	先端部位置算出部	
1 3	表示部	
1 4	入力部	
1 5	システム制御部	
1 0 0	超音波診断装置	

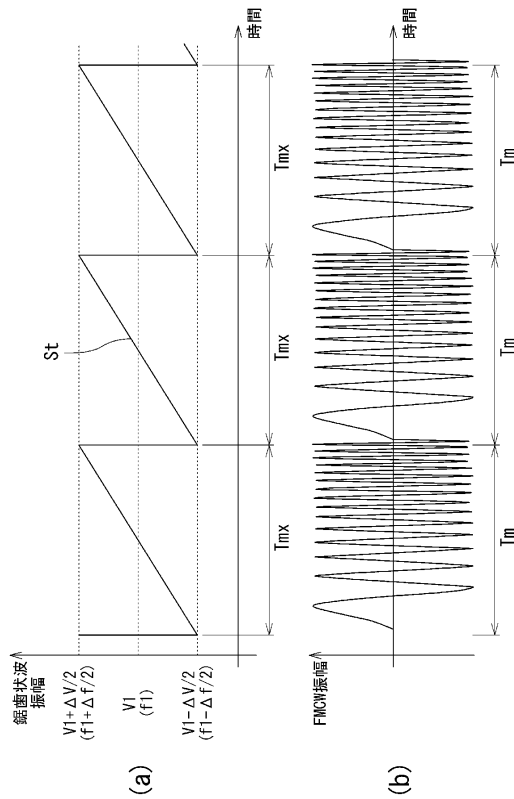
【図 1】



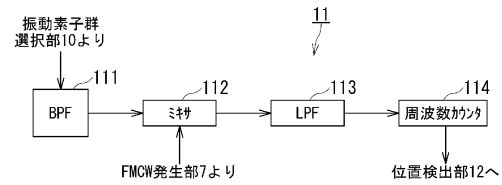
【図 2】



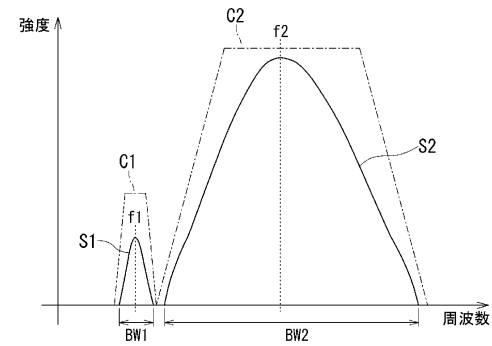
【図 3】



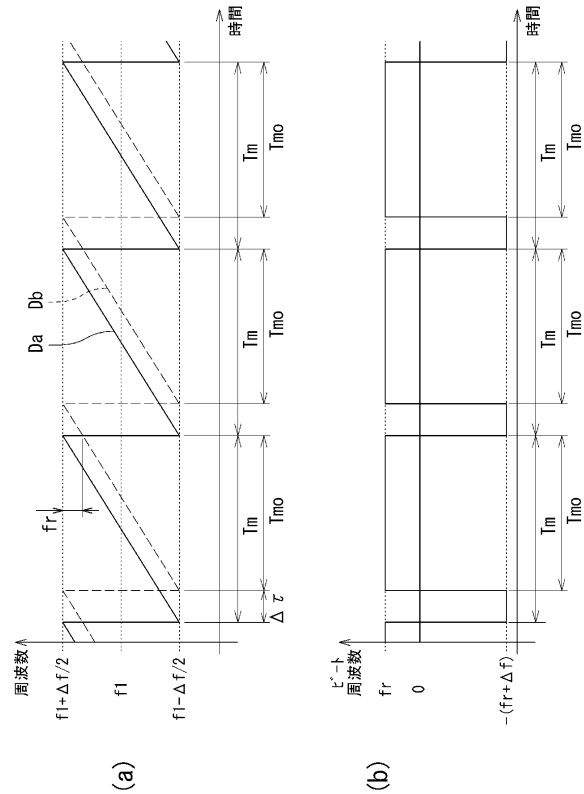
【図 4】



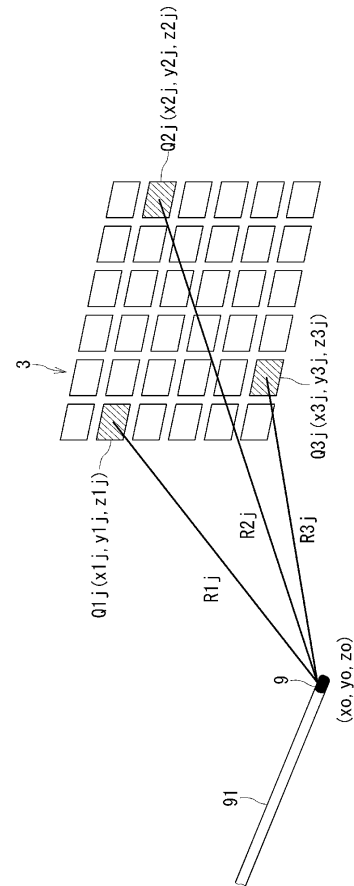
【図 5】



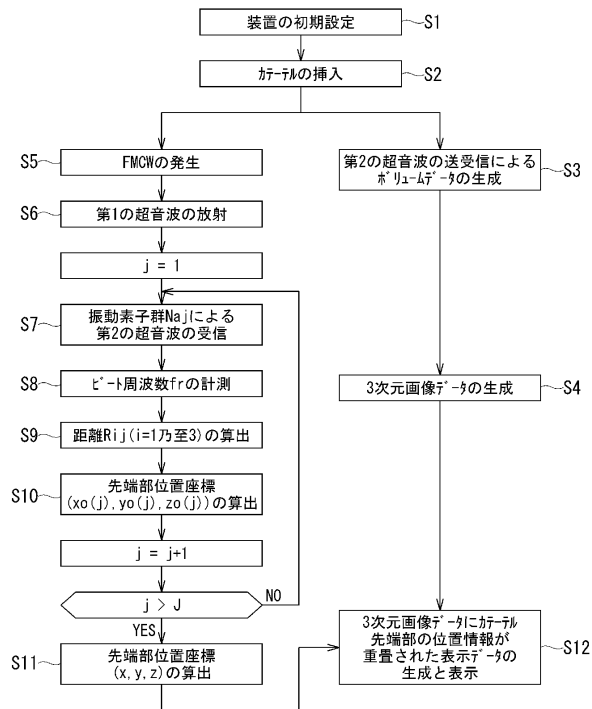
【図 6】



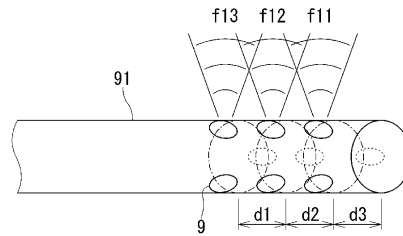
【図 7】



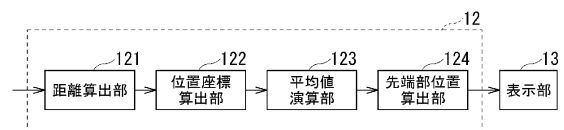
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 3 1 5 7 5 4 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 1 4 9 1 6 (J P , A)
特開平 0 3 - 1 6 2 8 3 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 7 6 2 4 1 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 2 3 3 3 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 2 4 0 7 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 0 4 2 0 5 3 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5283888B2	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2007279061	申请日	2007-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 本郷宏信		
发明人	馬場 達朗 本郷 宏信		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	G01S15/104 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/483 A61B2090/3784 G01S15/8954		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA27 4C601/GA28 4C601/GB06 4C601/GB14 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/HH06 4C601/HH10 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC21 4C601/JC29 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2006298946 2006-11-02 JP		
其他公开文献	JP2008136855A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，当导管的远端位置信息时，可以准确地检测和显示其远端位置的坐标，而不受生物组织中的超声波阻抗或声速不均匀的影响。显示插入到受试者体内的其他物体，叠加在超声波图像数据上。解决方案：超声诊断设备100包括多个超声振荡器，导管信号检测单元10和11，以及位置检测单元12。多个超声振荡器二维排列，以向对象发送超声波和从对象接收超声波。。导管信号检测单元10和11被配置为基于从多个超声波振荡器中的至少三个发送的接收信号，获取从插入对象中的导管91发送的调频超声波连续波的接收信号。位置检测单元12被配置为基于所获取的频率调制连续波的接收信号来检测导管91的位置。

$$f_r = \frac{\Delta f}{T_m} \Delta \tau = \frac{R \Delta f}{T_m C}$$