

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4881112号
(P4881112)

(45) 発行日 平成24年2月22日(2012.2.22)

(24) 登録日 平成23年12月9日(2011.12.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-252570 (P2006-252570)	(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
(22) 出願日	平成18年9月19日(2006.9.19)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2008-73085 (P2008-73085A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成20年4月3日(2008.4.3)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
審査請求日	平成21年9月11日(2009.9.11)	(72) 発明者	志岐 栄一 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データ生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受信を行う振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な超音波データを前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な超音波データに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、

前記走査方向及び前記スライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御手段と、

前記送信方向及び受信方向を制御した超音波の送受信に基づいて得られた前記3次元的な超音波データに基づいてデータを合成処理し超音波データを生成するデータ合成手段と

10

、
前記超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを備え、

前記送受信方向制御手段は、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向の位置が異なる断面ごとに所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行う
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記送受信方向制御手段は、前記走査方向に対する前記送信方向及び受信方向群の配置パターンを少なくとも第1のパターンと第2のパターンの2種類有し、前記スライス方向の断面ごとに前記配置パターンを切り替えることにより前記シフトを行う

20

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】

前記送受信方向制御手段は、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置のシフトを、前記スライス方向の断面位置の移動に連動して行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記合成された超音波データをその位置情報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手段を備え、前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータに対し所定の処理を行なって 2 次元画像データあるいは 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記データ合成手段は、前記合成された超音波データの位置情報を前記複数領域の各々における前記複数の超音波データの位置情報に基づいて算出することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる 2 次元的な受信信号を前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた 3 次元的な受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記走査方向及び前記スライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御手段と、前記送信方向及び受信方向を制御した超音波の送受信に基づいて得られた前記 3 次元的な受信信号を合成処理するデータ合成手段と、合成された受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを備え、前記送受信方向制御手段は、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向の位置が異なる断面ごとに所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記合成された受信信号を信号処理して超音波データを生成する超音波データ生成手段と、前記超音波データを前記合成された受信信号の位置情報に対応させて保存することによりボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段を備え、前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータに対し所定の処理を行なって 2 次元画像データあるいは 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記データ合成手段は、前記合成された受信信号の位置情報を前記複数領域の各々における前記複数の受信信号の位置情報に基づいて算出し、前記ボリュームデータ生成手段は、前記超音波データを前記合成された受信信号の位置情報に対応させて保存し前記ボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記送受信方向制御手段は、前記超音波プローブを前記スライス方向に対して揺動あるいは移動させることにより前記スライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 6 に記載した超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記データ合成手段は、前記複数領域の各々における前記複数の超音波データあるいは受信信号を加算処理することを特徴とする請求項 1 又は請求項 6 に記載した超音波診断装置。

【請求項 11】

前記送受信方向制御手段は、前記走査方向に対する 4 方向並列同時受信のための制御を行ない、前記データ合成手段は、前記スライス方向に隣接した 2 つの超音波データあるいは受信信号と前記走査方向において前記 2 つの超音波データあるいは受信信号の各々と隣

50

接した2つの超音波データあるいは受信信号を合成処理することを特徴とする請求項1又は請求項6に記載した超音波診断装置。

【請求項12】

前記送受信方向制御手段は、前記走査方向に対する4方向並列同時受信のための制御を行ない、前記データ合成手段は、前記スライス方向に近接した4つの超音波データあるいは受信信号を合成処理することを特徴とする請求項1又は請求項6に記載した超音波診断装置。

【請求項13】

前記送受信方向制御手段は、前記走査方向に対する4方向並列同時受信のための制御を行ない、前記データ合成手段は、前記スライス方向に近接した4つの超音波データあるいは受信信号と前記走査方向において前記4つの超音波データあるいは受信信号の各々と隣接した4つの超音波データあるいは受信信号を合成処理することを特徴とする請求項1又は請求項6に記載した超音波診断装置。

【請求項14】

超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な超音波データを前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成方法であって、

送受信方向制御手段が、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向の位置が異なる断面ごとに所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行なうと共に、前記断面のスライス方向への移動を行な

って3次元的な超音波データを収集するステップと、
データ合成手段が、前記走査方向及びスライス方向に対して前記3次元的な超音波データの合成処理を行なうステップと、

前記データ合成手段が、合成された超音波データの位置情報を前記複数の超音波データの位置情報に基づいて算出するステップと、

ボリュームデータ生成手段が、前記合成された超音波データをその位置情報に対応させて保存しボリュームデータを生成するステップと、

画像データ生成手段が、前記ボリュームデータを用いて2次元あるいは3次元の画像データを生成するステップとを

有することを特徴とする画像データ生成方法。

【請求項15】

超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な受信信号を前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成方法であって、

送受信方向制御手段が、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向の位置が異なる断面ごとに所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行うと共に、前記断面のスライス方向への移動を行って3次元的な受信信号を収集するステップと、

データ合成手段が、前記走査方向及びスライス方向に対して前記3次元的な受信信号の合成処理を行うステップと、

前記データ合成手段が、合成された受信信号の位置情報を前記複数の受信信号の位置情報に基づいて算出するステップと、

超音波データ生成手段が、前記合成された受信信号を処理して超音波データを生成するステップと、

ボリュームデータ生成手段が、前記超音波データを前記合成された受信信号の位置情報に対応させて保存しボリュームデータを生成するステップと、

画像データ生成手段が、前記ボリュームデータを用いて2次元あるいは3次元の画像データを生成するステップとを

10

20

30

40

50

有することを特徴とする画像データ生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像データ生成方法に係り、特に、並列同時受信により得られたボリュームデータに基づいて2次元画像データや3次元画像データを生成する超音波診断装置及び画像データ生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記振動素子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、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リアルタイムの2次元画像データが容易に得られるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

10

【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

20

最も普及している走査方式の超音波診断装置では、一般に複数個の振動素子を一次元に配列し、これらの振動素子の夫々に対する駆動を高速制御することによって2次元画像データのリアルタイム表示を行なっている。又、近年では、振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動させる方法あるいは振動素子が2次元配列された超音波プローブを用いて当該被検体に対してボリュームデータを収集し、このボリュームデータに対して所定の処理を行なうことによりボリュームレンダリング画像データのような3次元画像データやMPR(Multi Planar Reconstruction)画像データあるいは最大値投影(MIP:Maximum Intensity Projection)画像データのような2次元画像データの生成が行なわれている。

【0005】

30

ところで上述のカラードプラ法は、超音波パルスによって生体内の所定断面を走査し、血液(血球)などの移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、上記反射体の速度(血流速度)に対応して生ずる周波数偏移を捉えて画像化を行なうものである。このカラードプラ法は、当初、血流速度の速い心腔内血流情報の画像化に用いられていたが、今日では、腹部臓器の組織血流など極めて遅い血流の画像化に対しても適用が可能となってきている。

【0006】

カラードプラ法における診断能を高めるためには、優れた計測精度(即ち、測定可能な流速の下限値を示す低流速検出能及び測定可能な流速の上限値を示す高流速検出能)や時間分解能、更には、空間分解能が要求される。

40

【0007】

しかしながら、時間分解能、低流速検出能、高流速検出能、空間分解能等は相反する関係にあり、これらを同時に満足させることは従来困難であった。このため、循環器領域における血流計測の場合には時間分解能と高流速検出能を、又、腹部や末梢臓器における血流計測の場合には時間分解能と低流速検出能が重要視されてきた。

【0008】

更に、上述のボリュームデータの収集では、カラードプラ法のみならずBモード法においても単位時間内の超音波送受信回数は最大視野深度(画像化が可能な最大距離)によって決定されるため、所定のボリュームデータ収集領域において高い時間分解能と高い空間分解能の両方を同時に満たすことは困難であった。

50

【0009】

このような問題点を解決するために、被検体の所定方向に対して送信超音波を放射し、この送信超音波による反射波（受信超音波）を前記所定方向に隣接した複数方向から略同時に受信して単位時間当たりのデータ量を増大させる所謂並列同時受信法が提案されている（例えば、非特許文献1参照。）。

【非特許文献1】河野俊彦他、“循環器用超音波診断装置のハイフレームレート化の検討”、日本超音波医学会論文集、日本超音波医学会、1989年、第55巻、p.727-728

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0010】

上述の並列同時受信法を適用することにより時間分解能、計測能（高流速検出能や低流速検出能）及び空間分解能に優れた2次元画像データやボリュームデータの生成が可能となり、特に、ボリュームデータの生成に際し並列同時受信法は極めて有効な手段となり得る。

【0011】

しかしながら、この並列同時受信においては、通常、送信ビームの中心軸と受信ビームの中心軸が異なるため、送受信感度が劣化すると共に送受信ビームに歪みが発生し、又、並列同時受信方向が3方向以上の場合には均一な送受信感度を得ることができない。更に、先行する並列同時受信によって得られる受信信号群と後続する並列同時受信によって得られる受信信号群との間に時相差が発生する。即ち、並列同時受信によって得られたボリュームデータや画像データにおいては、上述の受信信号群の幅に対応して周期的に発生する感度差、ビーム歪み及び時相差により、許容できないアーチファクトが発生するという問題点を有していた。

20

【0012】

図16は、従来法の第1の問題点であるビーム曲がりについて、又、図17は、上述の方法の第2の問題点である受信感度の不均一について示している。

【0013】

図16(a)は、振動素子が1次元配列された超音波プローブを用い、所定方向（送信ビームの中心軸方向）に対して超音波送波を行なった場合の送信ビーム（実線）とこの送信ビームと重複して形成される複数の受信ビーム（破線）による並列同時受信を示している。尚、この図では説明を簡単にするために送信ビーム B_t の端部に対応した受信ビーム B_{r-1} 及び B_{r-3} と送信ビーム B_t の中央部に位置した受信ビーム B_{r-2} のみを示している。

30

【0014】

従来の並列同時受信法における送信超音波は、非並列同時受信の場合と同様にして、被検体の所定位置（深さ）に収束されており、この領域に超音波エネルギーが集中する。一方、受信超音波は、受信タイミングに対応して収束点を順次深部方向に移動させる所謂ダイナミック収束法が適用され、深部方向に連続して収束された受信ビームを形成することが可能となる。

40

【0015】

ところで、このような場合に超音波受信感度は送信ビームにおける音場（送信音場）と受信ビームにおける音場（受信音場）の積（即ち、送受信ビームにおける送受信音場）によって決定される。そして、図16(a)に示した送信ビーム B_t と、この送信ビーム B_t の端部に位置する受信ビーム（例えば、受信ビーム B_{r-1} ）によって形成される送受信ビームでは、収束領域における送信音場が送受信音場に特に大きな影響を及ぼす。その結果、図16(b)に示すように送信ビームの中心方向にビーム曲がりが発生し、このようなビーム曲がりをもった送受信ビーム B_{tr-1} あるいは図示しない送受信ビーム B_{tr-3} によって生成される超音波画像データにおいて画像歪が生ずる。

【0016】

50

次に、図17(a)は、上記並列同時受信における送信音場、受信音場及び送受信音場を模式的に示したものであり、送信ビームの端部における送信音場の音圧は中央部より小さい。このため、並列同時受信方向が3方向以上設定された場合には送受信音場の大きさ(即ち、受信感度)は走査方向で不均一となり、この不均一な送受信音場によって生成される超音波画像データ上では濃淡の縞模様が発生して画質が劣化する。又、送信ビームの端部における受信感度の著しい低下は、Bモード画像データの画質を劣化させるのみならずカラードブラ画像データの生成における流速値や分散値等の正確な推定を困難にする。

【0017】

一方、上述の感度不均一の改善を目的として図17(b)のように送信音場を走査方向(方位方向)に広げた場合には、画像データの生成に関与しない領域に無駄な送信超音波のエネルギーが放射され、受信感度を低下させるのみならず、サイドローブや多重反射による虚像(アーチファクト)の発生頻度が增大するという問題点を有していた。

【0018】

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、並列同時受信における送受信ビームのビーム曲りや受信感度の不均一、更には、時相差による影響を低減させることによって、リアルタイム性と画質に優れたボリュームデータの収集が可能な超音波診断装置及び画像データ生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0019】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、超音波の送受信を行う振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な超音波データを前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な超音波データに基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記走査方向及び前記スライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御手段と、前記送信方向及び受信方向を制御した超音波の送受信に基づいて得られた前記3次元的な超音波データに基づいてデータを合成処理し超音波データを生成するデータ合成手段と、前記超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを備え、前記送受信方向制御手段は、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向ごとに所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行う。

【0020】

又、実施形態の超音波診断装置は、超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な受信信号を前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置において、前記走査方向及び前記スライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御手段と、前記送信方向及び受信方向を制御した超音波の送受信に基づいて得られた前記3次元的な受信信号を合成処理するデータ合成手段と、合成された受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを備え、前記送受信方向制御手段は、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向毎に所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行なう。

【0021】

一方、実施形態に係る画像データ生成方法は、超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な超音波データを前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な超音波データに基づいて画像データを生成する画像データ生成方法であって、送受信方向制御手段が、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向ごとに所定間隔シフトして、前記

走査方向に対する超音波走査を行なうと共に、前記断面のスライス方向への移動を行なって3次元的な超音波データを収集するステップと、データ合成手段が、前記走査方向及びスライス方向に対して前記3次元的な超音波データの合成処理を行なうステップと、前記データ合成手段が、合成された超音波データの位置情報を前記複数の超音波データの位置情報に基づいて算出するステップと、ボリュームデータ生成手段が、前記合成された超音波データをその位置情報に対応させて保存しボリュームデータを生成するステップと、画像データ生成手段が、前記ボリュームデータを用いて2次元あるいは3次元の画像データを生成するステップとを有する。

【0022】

又、実施形態に係る画像データ生成方法は、超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブを用い、所定断面に沿った走査方向における並列同時受信によって得られる2次元的な受信信号を前記走査方向と交差するスライス方向の複数断面にて収集し、このとき得られた3次元的な受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成方法であって、送受信方向制御手段が、前記並列同時受信における送信方向及び受信方向群の走査方向に対する位置を、前記スライス方向毎に所定間隔シフトして、前記走査方向に対する超音波走査を行うと共に、前記断面のスライス方向への移動を行って3次元的な受信信号を収集するステップと、データ合成手段が、前記走査方向及びスライス方向に対して前記3次元的な受信信号の合成処理を行うステップと、前記データ合成手段が、合成された受信信号の位置情報を前記複数の受信信号の位置情報に基づいて算出するステップと、超音波データ生成手段が、前記合成された受信信号を処理して超音波データを生成するステップと、ボリュームデータ生成手段が、前記超音波データを前記合成された受信信号の位置情報に対応させて保存しボリュームデータを生成するステップと、画像データ生成手段が、前記ボリュームデータを用いて2次元あるいは3次元の画像データを生成するステップとを有する。

【発明の効果】**【0023】**

本発明によれば、並列同時受信によって収集された被検体のボリュームデータにおいて、送受信ビームのビーム曲りや感度の不均一、更には時相差に起因するアーチファクトを低減することができる。従って、ボリュームデータに基づいた2次元画像データあるいは3次元画像データの生成において、リアルタイム性と画質に優れた画像データの生成が可能となり、診断能が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】**【0024】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】**【0025】**

以下に述べる本発明の第1の実施例では、超音波プローブにおいて1次元配列された複数の振動素子に対する駆動信号あるいはこれらの振動素子から得られた受信信号の遅延時間を制御して走査方向に対する並列同時受信を行なうとともに、前記超音波プローブを走査方向に対して交差するスライス方向に揺動することにより走査方向に対する2次元の超音波データをスライス方向に複数枚生成し、被検体に対して3次元的な超音波データを収集する。

【0026】

次いで、上述の3次元的な超音波データの各々において、走査方向及びスライス方向に対して予め設定された所定間隔及び所定サイズの領域において隣接あるいは近接する複数の超音波データを合成してボリュームデータを生成し、更に、このボリュームデータを用いて所望の3次元画像データあるいは2次元画像データの生成を行なう。

【0027】

尚、以下に述べる本実施例では、複数の振動素子が1次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブを更に機械的に揺動させることによってポリウムデータを収集する場合について述べるが、リニア走査方式あるいはコンベックス走査方式の超音波プローブを揺動させてもよく、又、上述の各走査方式における超音波プローブを並行移動させてもよい。更に、振動素子が2次元配列された、所謂、2次元アレイ超音波プローブを用いてポリウムデータの収集を行なってもよい。

【0028】

(装置の構成)

以下では、本発明の第1の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの動作につき図1乃至図9を用いて説明する。尚、図1は、本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であり、図2及び図4は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び超音波データ生成部のブロック図である。

10

【0029】

図1に示す超音波診断装置100は、1次元配列された振動素子を備え被検体に対して超音波の送受信を行なうセクタ走査用の超音波プローブ1と、前記振動素子に対して駆動信号を供給すると共に、これらの振動素子から得られた受信信号を整相加算して並列同時受信を行なう送受信部2と、送受信部2にて得られた受信信号を信号処理してBモードデータやカラードプラデータ等の超音波データを生成する超音波データ生成部3と、超音波プローブ1を、後述する超音波の走査方向に交差する方向(以下では、スライス方向と呼ぶ。)に揺動させるプローブ移動機構部4と、揺動された超音波プローブ1の位置情報(位置や方向)を検出するプローブ位置検出部5を備えている。

20

【0030】

又、超音波診断装置100は、被検体の3次元領域における上述の走査方向及びスライス方向に対し超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御部6と、3次元領域における超音波データの走査方向及びスライス方向に対し所定の間隔と大きさで設定された複数の領域の各々における複数の超音波データを合成するデータ合成部7と、前記複数の領域の各々において得られた合成後の超音波データを保存してポリウムデータを生成するポリウムデータ生成部8を備えている。

【0031】

更に、超音波診断装置100は、ポリウムデータ生成部8が生成したポリウムデータを用いて2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する画像データ生成部9と、得られた画像データを表示する表示部10と、送受信部2に対して送信超音波の中心周波数と略等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部11と、操作者によって被検体情報の入力、装置の初期設定、更には各種コマンド信号の入力等が行なわれる入力部12と、超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部13を備えている。

30

【0032】

超音波プローブ1は、被検体の表面に対してその前面を接近させ超音波の送受信を行なうものであり、例えば、図示しないM個の振動素子を有するその先端部は、カップリング溶液によって充滿されたプローブケース内に収納されている。この振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的な駆動信号を送信超音波に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。

40

【0033】

図2に示した送受信部2は、超音波プローブ1におけるM個の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、これらの振動素子から得られた受信信号を整相加算して並列同時受信を行なう受信部22を備えている。

【0034】

そして、送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、基準信号発生部11から供給される連続波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパ

50

ルスが発生する。送信遅延回路 212 は、送信に使用される振動素子と同数（Mチャンネル）の独立な遅延回路から構成され、送受信方向制御部 6 から供給される走査制御信号に基づいて所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間を前記レートパルスに与える。又、駆動回路 213 は Mチャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 1 に内蔵された M 個の超音波振動子を駆動するための駆動パルスを、遅延時間が設定された上述のレートパルスに基づいて生成する。

【0035】

一方、受信部 22 は、Mチャンネルから構成される A/D変換器 221 と、Mチャンネルから構成されるビームフォーマ 222 - 1 乃至 222 - M 及び直交検波部 223 を備えている。そして、超音波プローブ 1 から供給された Mチャンネルの受信信号は、A/D変換器 221 にてデジタル信号に変換された後、ビームフォーマ 222 - 1 乃至 222 - M に供給される。

10

【0036】

ビームフォーマ 222 - 1 乃至 222 - M の各々は、図示しない受信遅延回路と加算回路を有している。そして、送受信方向制御部 6 から供給される走査制御信号に基づき、A/D変換器 221 においてデジタル信号に変換された Mチャンネルの受信信号に対し所定の深さからの超音波反射波を収束するための収束用遅延時間と複数方向（M方向）からの受信超音波に対して強い受信指向性をもたせるための偏向用遅延時間を与えた後加算合成（整相加算）する。この場合、受信タイミングに伴って収束領域が深部に順次移動する所謂ダイナミックフォーカスを行なうことにより深さによらずに略均一なビーム幅を有した受信ビームが形成される。

20

【0037】

直交検波部 223 は、 $\pi/2$ 移相器 224 と、Mチャンネルから構成されるミキサ 225 - 1 及び 225 - 2、LPF（低域通過フィルタ）226 - 1 及び 226 - 2 を備え、Mチャンネルのビームフォーマ 222 - 1 乃至 222 - M から供給される整相加算後の受信信号に対し直交位相検波を行なって複素形式の受信信号（以下では、複素受信信号と呼ぶ。）を生成する。

【0038】

次に、送信部 21 の送信遅延回路 212 とビームフォーマ 222 - 1 乃至 222 - M における遅延時間の制御によって設定される並列同時受信時の超音波送受信方向につき図 3 を用いて説明する。但し、図 3 では、並列同時受信方向を 4 方向とした場合のセクタ走査における超音波の送信方向と受信方向について示しているが、これに限定されない。この場合、被検体に対する超音波の送信方向とこの送信方向に対応する並列同時受信方向を矢印で示した走査方向に対して順次シフトすることにより x-z 平面における 2 次元データが収集される。但し、x 方向は超音波プローブ 1 における振動素子の配列方向に対応し、z 方向は前記振動素子の配列方向に垂直な方向を示している。

30

【0039】

送信部 21 の駆動回路 213 から上述の遅延時間を有する駆動信号が供給された超音波プローブ 1 の振動素子は、方向 4 や 12、更には 20、28、36（何れも図示せず）・・・に対し送信用超音波を所定のレート周期で順次放射する。そして、方向 4 の送信超音波に対応した方向 1、3、5 及び 7 からの受信超音波を並列同時受信し、方向 12 の送信超音波に対応した方向 9、11、13 及び 15 からの受信超音波を並列同時受信する。同様にして方向 20 以降の送信超音波に対応した 4 方向からの受信超音波に対しても並列同時受信が行なわれる。

40

【0040】

そして、1、3、5、7、・・・の各方向から得られた受信信号に基づいて後述の超音波データ q_1 、 q_3 、 q_5 、・・・が生成され、更に、これらの超音波データに基づいてボリュームデータや画像データの生成が行なわれる。即ち、上述の方法によれば、方向 1、3、5、7・・・から得られた受信信号に基づいて超音波データを生

50

成する際、1回の送信超音波に対し4方向から受信超音波を同時に得ることができるため超音波データの生成に要する時間が非並列同時受信時に対し1/4に短縮され、従って、後述するボリュームデータの生成におけるリアルタイム性が4倍に改善される。

【0041】

次に、図4に示した超音波データ生成部3は、受信部22におけるMチャンネルの直交検波部223から出力された複素受信信号を信号処理してBモードデータを生成するMチャンネルのBモードデータ生成部31と、前記複素受信信号を信号処理してカラードブラデータを生成するMチャンネルのカラードブラデータ生成部32を備えている。

【0042】

Bモードデータ生成部31は、絶対値回路311と対数変換器312を備えている。絶対値回路311は、送受信部2の受信部22における直交検波部223から出力されたMチャンネルの複素受信信号に対する絶対値演算（例えば、LPF226-1から出力されるI成分の2乗とLPF226-2から出力されるQ成分の2乗との和の平方根）によって受信信号の包絡線を算出し、対数変換器312は、算出された包絡線に対する対数変換処理により小さな信号振幅を相対的に強調しMチャンネルのBモードデータを生成する。

【0043】

一方、カラードブラデータ生成部32は、ドブラ信号記憶部321、MTIフィルタ322及び自己相関演算器323を備え、直交検波部223から出力された複素受信信号は、ドブラ信号記憶部321に一旦保存される。次いで、高域通過用のデジタルフィルタであるMTIフィルタ322は、ドブラ信号記憶部321に保存された複素受信信号を読み出し、この複素受信信号に対して臓器内の固定反射体あるいは臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分（クラッタ成分）の除去を行なう。又、自己相関演算器323は、MTIフィルタ322によって抽出された血流情報のドブラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均速度、分散値及びパワー値を算出してMチャンネルのカラードブラデータを生成する。

【0044】

次に、図1に示したプローブ移動機構部4の具体例につき図5を用いて説明する。プローブ移動機構部4は、カップリング液46が充填されたプローブケース41の先端部に設けられている超音波プローブ1を、上述の走査方向（図3参照）に対して交差する方向（スライス方向）に揺動させる機能を有している。このプローブ移動機構部4は、超音波プローブ1が一方の先端部に固定されているアーム42と、このアーム42の他の端部が固定されている回転盤43と、ベルト44と、ベルト44を介して回転盤43と連結されたモータ45を備えている。そして、送受信方向制御部6から供給されるプローブ移動制御信号に従ってモータ45は図の矢印方向に回動し、この回動運動はベルト44を介して回転盤43及びアーム42に伝達される。そして、アーム42の先端部に固定された超音波プローブ1は、スライス方向に対して揺動する。

【0045】

次に、上述のプローブ移動機構部4が超音波プローブ1を揺動することによって収集される複数枚の2次元データにつき図6を用いて説明する。

【0046】

図6(a)は、1次元配列された振動素子に供給される駆動信号の遅延時間と前記振動素子から得られる受信信号の遅延時間を制御することによって生成される2次元データs1を示している。この場合、2次元データs1を構成する放射状の $q(1, 1)$ $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$ 、 \dots は、図3に示した方向1、3、5 \dots からの受信信号に基づいて超音波データ生成部3が生成した超音波データであり、超音波データ q_1 、 q_3 、 q_5 及び q_7 は方向4に対する送信超音波に対応して、又、超音波データ q_9 、 q_{11} 、 q_{13} 及び q_{15} は方向12に対する送信超音波に対応して得られた並列同時受信信号に基づく超音波データを示している。そして、スライス方向の所定角度に設定された超音波プローブ1の振動素子配列方向(x方向)と、このx方向に垂直なz方向によって決定されるx-z平面において超音波データ $q(1, 1)$ $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$

10

20

30

40

50

)、・・・による2次元データs1が生成される。

【0047】

一方、図6(b)は、上述のプロープ移動機構部4により、超音波プロープ1をスライス方向に揺動した場合に得られる複数の2次元データを示したものであり、超音波プロープ1の揺動により、2次元データs1に交差するスライス方向において2次元データs2、s3、s4、・・・が所定間隔で得られる。

【0048】

このように、超音波の送信とこの送信に対応した並列同時受信を走査方向において複数回繰り返すことによって所定断面における2次元データを生成し、更に、スライス方向に対する超音波プロープ1の揺動により被検体の3次元領域における連続した複数枚の2次元データが収集される。

10

【0049】

図1に戻って、プロープ位置検出部5は、図示しないエンコーダを備え、プロープ移動機構部4によって揺動された超音波プロープ1の位置情報(位置や角度に関する情報)を検出する。例えば、プロープ移動機構部4に設けられたモータ45の回転軸に上述のエンコーダを装着し、このエンコーダが検出した前記回転軸の回動角度に基づいて超音波プロープ1の位置情報を検出する方法が好適であるが特に限定されない。そして、検出した位置情報は、システム制御部13を介してデータ合成部7に供給される。

【0050】

一方、送受信方向制御部6は、送信部21における送信遅延回路212の遅延時間及び受信部22におけるビームフォーマ222-1乃至222-Mの遅延時間を制御し、2次元データ形成面(x-z面)における超音波の送信方向と並列同時受信方向を設定する。更に、送受信方向制御部6は、プロープ移動機構部4を制御し、超音波プロープ1をスライス方向に対し所定速度あるいは所定間隔で移動する。

20

【0051】

図7は、送受信方向制御部6の制御による超音波データの生成方法を模式的に示したものであり、横軸は走査方向を、又、縦軸はスライス方向に対応している。そして、第1の画像断面において生成される2次元データs1は、方向4に対する送信と方向1、3、5及び7に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(1,1)、q(1,3)、q(1,5)及びq(1,7)、方向12に対する送信と方向9、11、13及び15に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(1,9)、q(1,11)、q(1,13)及びq(1,15)・・・によって構成されている。

30

【0052】

又、超音波プロープ1をスライス方向に揺動することにより前記第1の画像断面に隣接した第2の画像断面において生成される2次元データs2は、方向8に対する送信と方向5、7、9及び11に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(2,5)、q(2,7)、q(2,9)及びq(2,11)、方向16に対する送信と方向13、15、17及び19に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(2,13)、q(2,15)、q(2,17)及びq(2,19)・・・によって構成されている。

40

【0053】

更に、第2の画像断面に隣接した第3の画像断面において生成される2次元データs3は、第1の画像断面における2次元データs1と同様にして方向4に対する送信と方向1、3、5及び7に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(3,1)、q(3,3)、q(3,5)及びq(3,7)、方向12に対する送信と方向9、11、13及び15に対する並列同時受信によって得られた超音波データq(3,9)、q(3,11)、q(3,13)及びq(3,15)・・・によって構成されている。

【0054】

即ち、画像断面の位置に対応させて送信方向とこの送信方向に対応した並列同時受信方

50

向は走査方向に対して所定間隔シフトする。例えば、本実施例における奇数番目の画像断面では、方向 4 に対する送信と方向 1、3、5 及び 7 に対する並列同時受信によってスライス方向に対する超音波データの収集が開始される。これに対し偶数番目の画像断面では、方向 8 に対する送信と方向 5、7、9 及び 11 に対する並列同時受信によって超音波データの収集が開始される。

【0055】

再び図 1 に戻って、データ合成部 7 は、データ記憶部 7 1 と演算部 7 2 を備え、データ記憶部 7 1 は、超音波データ生成部 3 によって生成された全ての 2 次元データあるいは近接した複数枚の 2 次元データを構成する超音波データを保存する。このとき、各々の 2 次元データを構成する超音波データには、プローブ位置検出部 5 から供給される 2 次元データの位置情報や送受信方向制御部 6 から供給される受信方向の情報が付帯情報として付加される。

10

【0056】

一方、演算部 7 2 は、データ記憶部 7 1 において保存された 3 次元的な超音波データの中から所定範囲において近接した複数の超音波データとその付帯情報を読み出す。そして、これらの超音波データを走査方向及びスライス方向に対して合成処理すると共に、合成した超音波データの位置を前記複数の超音波データの位置情報に基づいて算出する。そして、合成処理後の超音波データとその位置情報をボリュームデータ生成部 8 へ供給する。

【0057】

ボリュームデータ生成部 8 は、記憶回路を備え、データ合成部 7 の演算部 7 2 から供給された合成処理後の超音波データを、その付帯情報である位置情報に対応させて前記記憶回路に保存しボリュームデータを生成する。

20

【0058】

次に、超音波データ生成部 3 において生成された超音波データに対してデータ合成部 7 が行なう合成処理につき図 8 及び図 9 を用いて説明する。図 8 は、データ合成部 7 のデータ記憶部 7 1 に保存された 2 次元データ s_1 乃至 s_3 の特性を模式的に示すものであり、2 次元データ s_1 を構成する超音波データ $q(1, 1)$ $q(1, 3)$ $q(1, 5)$ 、 \dots 、2 次元データ s_2 を構成する超音波データ $q(2, 5)$ $q(2, 7)$ $q(2, 9)$ 、 \dots 、2 次元データ s_3 を構成する超音波データ $q(3, 1)$ $q(3, 3)$ $q(3, 5)$ 、 \dots の夫々は、既に図 16 及び図 17 において述べたように並列同時受信に起因する感度不均一、ビーム曲がり及び時相差を有している。図 8 において、受信感度 A_2 は送信方向に近接した内側の受信方向における受信感度を、又、受信感度 A_1 は外側の受信方向における受信感度を示しており、通常、 $A_1 < A_2$ である。

30

【0059】

一方、ビーム曲がり B_+ 及び B_- は送信ビームの中心軸に近接した内側の送受信ビームにおけるビーム曲がりを、又、ビーム曲がり B_{2+} 及び B_{2-} は外側の送受信ビームにおけるビーム曲がりを示している。但し、ここでは、 B_+ と B_- あるいは B_{2+} と B_{2-} は異符号でその絶対値は略等しい場合を示し、 $|B_+| < |B_{2+}|$ 及び $|B_-| < |B_{2-}|$ の関係にある。

【0060】

一方、図 9 は、データ合成部 7 の演算部 7 2 による合成処理を説明するための図であり、データ合成部 7 のデータ記憶部 7 1 には、超音波データ $q(1, 1)$ 、 $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$ 、 \dots によって構成される 2 次元データ s_1 、超音波データ $q(2, 5)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(2, 9)$ 、 \dots によって構成される 2 次元データ s_2 、超音波データ $q(3, 1)$ 、 $q(3, 3)$ 、 $q(3, 5)$ 、 \dots によって構成される 2 次元データ s_3 、 \dots が夫々保存されている。そして、演算部 7 2 は、データ記憶部 7 1 に保存された上述の超音波データの中から、例えば、2 次元データ s_1 及び s_2 の走査方向及びスライス方向において隣接した超音波データ $q(1, 5)$ 、 $q(1, 7)$ 、 $q(2, 5)$ 及び $q(2, 7)$ を読み出し、これらの超音波データを合成処理することにより超音波データ $Q(1, 5)$ を生成する。更に、演算部 7 2 は、上述の超音波データ $q(1, 5)$ 、 $q($

40

50

1、7)、 $q(2, 5)$ 及び $q(2, 7)$ に付帯された夫々の位置情報に基づいてこれらの超音波データの中心位置を算出し、その位置情報を超音波データ $Q(1, 5)$ に付加してボリュームデータ生成部 8 の記憶回路に保存する。

【0061】

同様にして、演算部 72 は、超音波データ $q(1, 7)$ 、 $q(1, 9)$ 、 $q(2, 7)$ 及び $q(2, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(1, 7)$ 、超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(1, 11)$ 、 $q(2, 9)$ 及び $q(2, 11)$ の合成処理による超音波データ $Q(1, 9)$ 、 \dots を順次生成し、更に、2次元データ s_2 及び s_3 の走査方向及びスライス方向において隣接した超音波データ $q(2, 5)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(3, 5)$ 及び $q(3, 7)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 5)$ 、超音波データ $q(2, 7)$ 、 $q(2, 9)$ 、 $q(3, 7)$ 及び $q(3, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 7)$ 、超音波データ $q(2, 9)$ 、 $q(2, 11)$ 、 $q(3, 9)$ 及び $q(3, 11)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 9)$ 、 \dots を順次生成する。

10

【0062】

更に、上述の合成処理を隣接する2次元データ s_3 と s_4 、 s_4 と s_5 、 \dots に対しても繰り返して行ない、合成処理後の超音波データに対しその位置情報を付加してボリュームデータ生成部 8 の記憶回路に保存する。即ち、ボリュームデータ生成部 8 の記憶回路には、データ合成部 7 の合成処理によって得られた超音波データ $Q(1, 5)$ 、 $Q(1, 7)$ 、 $Q(1, 9)$ 、 \dots 、 $Q(2, 5)$ 、 $Q(2, 7)$ 、 $Q(2, 9)$ 、 \dots 、 $Q(3, 5)$ 、 $Q(3, 7)$ 、 $Q(3, 9)$ 、 \dots がその位置情報に対応した位置に保存されてボリュームデータが生成される。

20

【0063】

次に、図 1 の画像データ生成部 9 は、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 8 の記憶回路に保存されているボリュームデータを読み出し、これらの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設定する。一方、前記レンダリング処理部は、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ボリュームレンダリング画像データを生成する。

【0064】

次に、表示部 10 は、図示しない表示用データ生成回路、変換回路及びモニタを備え、前記表示用データ生成回路は、画像データ生成部 9 において生成された3次元画像データあるいは2次元画像データに対し所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示用データを生成する。次いで、前記変換回路はこの表示用データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行ない前記モニタに表示する。

30

【0065】

一方、入力部 12 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、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、ボリュームデータの収集条件や表示条件の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。

【0066】

又、システム制御部 13 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作者によって入力部 12 から入力あるいは設定される上述の各種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、送受信方向制御部 6 をはじめとする上述の各ユニットを統括的に制御する。

40

【0067】

次に、上述のデータ合成部 7 によって行なわれる超音波データの合成処理の有用性につき図 8 及び図 9 を再度用いて説明する。例えば、データ合成部 7 のデータ記憶部 71 に保存された2次元データ s_1 の超音波データ $q(1, 5)$ 及び $q(1, 7)$ と2次元データ s_2 の超音波データ $q(2, 5)$ 及び $q(2, 7)$ を加算合成して超音波データ $Q(1, 5)$ を生成する場合、超音波データ $Q(1, 5)$ の感度 $A(1, 5)$ 及びビーム曲り $B(1, 5)$ は式 (1) により定性的に示すことができる。

50

【数 1】

$$A(1,5) = \frac{A1+A2}{2} \quad B(1,5) = \frac{B_{-}+B_{2-}+B_{2+}+B_{+}}{4} \quad \dots (1)$$

【0068】

一方、2次元データs1の超音波データq(1,7)及びq(1,9)と2次元データs2の超音波データq(2,7)及びq(2,9)を加算合成して超音波データQ(1,7)を生成する場合においても、超音波データQ(1,7)の感度A(1,7)及びビーム曲りB(1,7)は式(1)と同等にして示される。即ち、合成処理後の超音波データでは、従来の並列同時受信において発生した感度不均一とビーム曲りの影響を排除することができ、又、時相差によって発生する塊状のパターンも上述の合成処理によって大幅に低減することが可能となる。

10

【0069】

例えば、上述の超音波データq(1,5)、q(1,7)、q(2,5)及びq(2,7)を加算合成して生成される超音波データQ(1,5)の時相は、図8に示した時相P11と時相P21の関数となり、超音波データq(1,7)、q(1,9)、q(2,7)及びq(2,9)を加算合成して生成される超音波データQ(1,7)の時相は時相P11、時相P12及び時相P21の関数となる。同様にして超音波データQ(1,9)の時相は、時相P12と時相P21の関数となり、超音波データQ(1,11)の時相は、時相P12、時相P21及び時相P22の関数となる。

20

【0070】

(画像データの生成手順)

次に、本実施例における画像データの生成手順につき図10のフローチャートに沿って説明する。尚、以下では、被検体の3次元領域において収集したBモードデータに基づいてボリュームデータを生成し、更に、このボリュームデータを用いて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、前記3次元領域において収集したカラープラデータに基づいてボリュームデータを生成してもよい。又、Bモードデータやカラープラ画像データに基づくボリュームデータを用いてサーフェスレンダリング画像データやMIP画像データ、更には、MPR画像データ等の画像データを生成しても構わない。

30

【0071】

被検体に対する画像データの生成に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部12において被検体情報を入力すると共にボリュームデータや画像データの生成条件を設定する(図10のステップS1)。

【0072】

次いで、操作者は、当該被検体の体表面に超音波プローブ1が設けられたプローブケース41の先端部を配置し、画像データの生成開始コマンドを入力する(図10のステップS2)。そして、このコマンド信号がシステム制御部13に供給されることにより、当該被検体に対する画像データの生成が開始される。

40

【0073】

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13から供給された制御信号に従い、当該被検体の体内に放射される送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、送受信方向制御部6から供給された制御信号に基づいて送信超音波を集束するための遅延時間と方向4に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M0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いて駆動信号を生成し、超音波プローブ1におけるM0個の振動素子に供給して当該被検体の方向4に対して超音波を送信する。

【0074】

50

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、更に、血管内で移動している血球等によってその周波数がドブラ偏移を受けた超音波反射波は超音波プローブ1の前記振動素子により受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部22のA/D変換器221においてデジタル信号に変換された後、M(M=4)チャンネルのビームフォーマ222-1乃至222-Mにおいて所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と方向1、3、5及び7からの受信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て整相加算される。

【0075】

次に、Mチャンネルから構成される直交検波部223の各々は、ビームフォーマ222-1乃至222-Mにおいて得られた方向1、3、5及び7に対応する受信信号を直交位相検波しI成分及びQ成分を有する複素受信信号に変換する。

10

【0076】

そして、超音波データ生成部3のBモードデータ生成部31は、複素受信信号のI成分及びQ成分に対して絶対値演算と対数変換を行なって超音波データとしてのBモードデータq(1,1)、q(1,3)、q(1,5)及びq(1,7)、を生成し、データ生成部7のデータ記憶部71に保存する。このとき、プローブ位置検出部5から供給される超音波プローブ1のスライス方向に対する最初の位置情報(即ち、最初の画像断面の位置情報)及び超音波の受信方向(1、3、5及び7)の情報も前記Bモードデータの付帯情報としてデータ記憶部71に保存される。

【0077】

20

最初の画像断面の1、3、5及び7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、送受信方向制御部6は、同様にして送信部21における送信遅延回路212及び受信部22のビームフォーマ222-1乃至222-4の遅延時間を制御することにより、方向12、20、28、・・・の各々に対して送信超音波が所定のレート間隔で送信され、これらの送信方向の各々に対応する並列同時受信によって得られた受信信号に基づきBモードデータq(1,9)、q(1,11)、q(1,13)・・・が生成される。そして、これらのBモードデータは、その付帯情報と共にデータ合成部7のデータ記憶部71に2次元データs1として保存される。

【0078】

第1の画像断面における2次元データs1の生成と保存が終了したならば、送受信方向制御部6は、システム制御部13からの指示信号に基づきプローブ移動機構部4に対してプローブ移動制御信号を供給し、このプローブ移動制御信号を受信したプローブ移動機構部4は、超音波プローブ1を所定角度回動させて第2の画像断面の位置に設定する。

30

【0079】

次いで、システム制御部13は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22のビームフォーマ222-1乃至222-4の遅延時間を制御し、方向8、16、24、・・・の各々に対して超音波を所定のレート間隔で送信する。そして、送信方向の各々において4方向から並列同時受信した受信信号に基づいてBモードデータq(2,5)、q(2,7)、q(2,9)・・・が生成され、得られたBモードデータは、その付帯情報と共にデータ記憶部71に2次元データs2として保存される。

40

【0080】

以下同様の手順によって、第3の画像断面におけるBモードデータq(3,1)、q(3,3)、q(3,5)・・・、第4の画像断面におけるBモードデータq(4,5)、q(4,7)、q(4,9)・・・の生成が順次行なわれ、2次元データs3、s4、s5、・・・としてデータ記憶部71に保存される(図10のステップS3)。

【0081】

次に、データ合成部7の演算部72は、データ記憶部71において保存されたBモードデータの中から所定範囲において近接した複数のBモードデータとその付帯情報を読み出し、これらのBモードデータを走査方向及びスライス方向に対して合成処理する(図10のステップS4)。更に、演算部72は、合成されたBモードデータの位置を前記複数の

50

Bモードデータの位置情報に基づいて算出し(図10のステップS5)、この位置情報を合成処理後のBモードデータに付加してボリュームデータ生成部8へ供給する。そして、このようなBモードデータの合成処理と合成されたBモードデータ位置の算出をデータ記憶部71に保存されたBモードデータの全てあるいは一部に対して繰り返し行ない、得られた合成後のBモードデータは、その位置情報と共にボリュームデータ生成部8へ供給される。

【0082】

そして、ボリュームデータ生成部8は、データ合成部7の演算部72から供給された合成処理後のBモードデータを、その付帯情報である位置情報に基づいて自己の記憶回路に配列保存しボリュームデータを生成する(図10のステップS6)。

10

【0083】

一方、画像データ生成部9の不透明度・色調設定部は、ボリュームデータ生成部8の記憶回路に保存されているボリュームデータを読み出し、これらの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設定する。次いで、画像データ生成部9のレンダリング処理部は、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いて上述のボリュームデータをレンダリング処理し、3次元画像データとしてのボリュームレンダリング画像データを生成して表示部10へ供給する(図10のステップS7)。

【0084】

そして、表示部10は、画像データ生成部9において生成されたボリュームレンダリング画像データに対し所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示用データを生成し、更に、D/A変換とテレビフォーマット変換を行なった後モニタに表示する(図10のステップS8)。

20

【0085】

(変形例)

次に、超音波データに対してデータ合成部7が行なう合成処理の変形例につき図11乃至図13を用いて説明する。図11に示した第1の変形例における第1の画像断面の2次元データs1は、方向4に対する送信と方向1、3、5及び7に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 1)$ 、 $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$ 及び $q(1, 7)$ 、方向12に対する送信と方向9、11、13及び15に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(1, 11)$ 、 $q(1, 13)$ 及び $q(1, 15)$ ・・・から構成されている。

30

【0086】

又、第2の画像断面において生成される2次元データs2は、方向6に対する送信と方向3、5、7及び9に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(2, 3)$ 、 $q(2, 5)$ 、 $q(2, 7)$ 及び $q(2, 9)$ 、方向14に対する送信と方向11、13、15及び17に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(2, 11)$ 、 $q(2, 13)$ 、 $q(2, 15)$ 及び $q(2, 17)$ ・・・から構成されている。

【0087】

更に、第3の画像断面において生成される2次元データs3は、方向8に対する送信と方向5、7、9及び11に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(3, 5)$ 、 $q(3, 7)$ 、 $q(3, 9)$ 及び $q(3, 11)$ 、・・・、又、第4の画像断面において生成される2次元データs4は方向10に対する送信と方向7、9、11及び13に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(4, 7)$ 、 $q(4, 9)$ 、 $q(4, 11)$ 及び $q(4, 13)$ ・・・によって構成されている。そして、第5の画像断面以降に対しては第1の画像断面乃至第4の画像断面と同様の手順によって2次元データs5、s6、s7、・・・が生成される。

40

【0088】

次いで、データ合成部7の演算部72は、例えば、データ記憶部71に保存された超音波データの中から2次元データs1乃至s4の方向7に対応する超音波データ $q(1,$

50

7)、 $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 及び $q(4, 7)$ を読み出し、これらの超音波データを合成処理することにより超音波データ $Q(2, 7)$ を生成する。更に、演算部72は、上述の超音波データ $q(1, 7)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 及び $q(4, 7)$ に付帯された位置情報に基づいてこれらの超音波データの中心位置を算出し、この位置情報を超音波データ $Q(2, 7)$ に付加してボリュームデータ生成部8の記憶回路に保存する。

【0089】

同様にして、演算部72は、超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(2, 9)$ 、 $q(3, 9)$ 及び $q(4, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 9)$ 、超音波データ $q(1, 11)$ 、 $q(2, 11)$ 、 $q(3, 11)$ 及び $q(4, 11)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 11)$ 、 \dots を順次生成し、更に、超音波データ $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 、 $q(4, 7)$ 及び $q(5, 7)$ の合成処理による超音波データ $Q(3, 7)$ 、超音波データ $q(2, 9)$ 、 $q(3, 9)$ 、 $q(4, 9)$ 及び $q(5, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(3, 9)$ 、超音波データ $q(2, 11)$ 、 $q(3, 11)$ 、 $q(4, 11)$ 及び $q(5, 11)$ の合成処理による超音波データ $Q(3, 11)$ 、 \dots を順次生成する。

10

【0090】

一方、図12に示した第2の変形例における第1の画像断面の2次元データ s_1 は、方向4に対する送信と方向1、3、5及び7に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 1)$ 、 $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$ 及び $q(1, 7)$ 、方向12に対する送信と方向9、11、13及び15に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(1, 11)$ 、 $q(1, 13)$ 及び $q(1, 15)$ から構成され、第2の画像断面の2次元データ s_2 も2次元データ s_1 と同じ送信方向と並列同時受信方向によって得られた超音波データ $q(2, 1)$ 、 $q(2, 3)$ 、 $q(2, 5)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(2, 9)$ 、 \dots から構成されている。

20

【0091】

一方、第3の画像断面において生成される2次元データ s_3 は、方向8に対する送信と方向5、7、9及び11に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(3, 5)$ 、 $q(3, 7)$ 、 $q(3, 9)$ 及び $q(3, 11)$ 、方向16に対する送信と方向13、15、17及び19に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(3, 13)$ 、 $q(3, 15)$ 、 $q(3, 17)$ 、 $q(3, 19)$ から構成され、第4の画像断面の2次元データ s_4 も2次元データ s_3 と同じ送信方向と並列同時受信方向によって得られた超音波データ $q(4, 5)$ 、 $q(4, 7)$ 、 $q(4, 9)$ 、 $q(4, 11)$ 、 $q(4, 13)$ 、 \dots から構成されている。そして、第5の画像断面以降に対しては第1の画像断面乃至第4の画像断面と同様の手順によって2次元データ s_5 、 s_6 、 s_7 、 \dots が生成される。

30

【0092】

次いで、データ合成部7の演算部72は、例えば、データ記憶部71に保存された超音波データの中から2次元データ s_1 乃至 s_4 の方向5に対応する超音波データ $q(1, 5)$ 、 $q(2, 5)$ 、 $q(3, 5)$ 及び $q(4, 5)$ と、2次元データ s_1 乃至 s_4 の方向7に対応する超音波データ $q(1, 7)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 及び $q(4, 7)$ を読み出し、これらの超音波データを合成処理することにより超音波データ $Q(2, 5)$ を生成する。更に、演算部72は、上述の超音波データの各々に付帯された位置情報に基づいてこれらの超音波データの中心位置を算出し、その位置情報を超音波データ $Q(2, 5)$ に付加してボリュームデータ生成部8の記憶回路に保存する。

40

【0093】

同様にして、演算部72は、超音波データ $q(1, 7)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 及び $q(4, 7)$ と超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(2, 9)$ 、 $q(3, 9)$ 及び $q(4, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(2, 7)$ 、 \dots 超音波データ $q(2, 5)$ 、 $q(3, 5)$ 、 $q(4, 5)$ 及び $q(5, 5)$ と超音波データ $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 、 $q(4, 7)$ 及び $q(5, 7)$ の合成処理による超音波データ $Q(3, 5)$ 、 \dots

50

・を順次生成し、更に、超音波データ $q(2, 7)$ 、 $q(3, 7)$ 、 $q(4, 7)$ 及び $q(5, 7)$ の合成処理による超音波データ $Q(3, 7)$ 、・・・を順次生成する。

【0094】

上述の第1の変形例及び第2の変形例に示した超音波データの収集と合成処理によって得られた合成処理後の超音波データにおける感度A、ビーム曲りB及び時相Cも式(1)と同様にして示され、従来の並列同時受信において発生した感度不均一、ビーム曲り及び時相差の影響を排除することができる。

【0095】

一方、図13は本実施例の第3の変形例を示したものであり、2次元データ s_1 及び s_2 を構成する超音波データを合成処理することにより感度不均一とビーム曲りの影響が排除された2次元の超音波データを生成することが可能となる。即ち、本変形例における第1の画像断面の2次元データ s_1 は、図9に示した上述の実施例と同様にして方向4に対する送信と方向1、3、5及び7に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 1)$ 、 $q(1, 3)$ 、 $q(1, 5)$ 及び $q(1, 7)$ 、方向12に対する送信と方向9、11、13及び15に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(1, 11)$ 、 $q(1, 13)$ 及び $q(1, 15)$ ・・・から構成されている。

【0096】

又、第2の画像断面において生成される2次元データ s_2 は、方向8に対する送信と方向5、7、9及び11に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(2, 5)$ 、 $q(2, 7)$ 、 $q(2, 9)$ 及び $q(2, 11)$ 、方向16に対する送信と方向13、15、17及び19に対する並列同時受信によって得られた超音波データ $q(2, 13)$ 、 $q(2, 15)$ 、 $q(2, 17)$ 及び $q(2, 19)$ ・・・から構成されている。

【0097】

そして、データ合成部7の演算部72は、データ記憶部71に保存された上述の超音波データの中から、2次元データ s_1 及び s_2 において走査方向及びスライス方向に隣接した超音波データ $q(1, 5)$ 、 $q(1, 7)$ 、 $q(2, 5)$ 及び $q(2, 7)$ を読み出し、これらの超音波データを合成処理することにより超音波データ $Q(1, 5)$ を生成する。同様にして、演算部72は、上述の超音波データ $q(1, 7)$ 、 $q(1, 9)$ 、 $q(2, 7)$ 及び $q(2, 9)$ の合成処理による超音波データ $Q(1, 7)$ 、超音波データ $q(1, 9)$ 、 $q(1, 11)$ 、 $q(2, 9)$ 及び $q(2, 11)$ の合成処理による超音波データ $Q(1, 9)$ ・・・を順次生成する。この方法においても感度不均一、ビーム曲り及び時相差の影響が排除された2次元の超音波データを得ることが可能となる。

【0098】

以上述べた本発明の第1の実施例によれば、並列同時受信によって収集された被検体のボリュームデータにおいて、送受信ビームのビーム曲りや感度の不均一、更には時相差に起因するアーチファクトを低減することができる。従って、ボリュームデータに基づいた2次元画像データあるいは3次元画像データの生成において、リアルタイム性と画質に優れた画像データの生成が可能となる。このため、診断精度が大幅に向上する。

【0099】

特に、上述の実施例では、Bモードデータやカラードプラデータのように位相情報を有しない超音波データに対して合成処理を行なっているため、データ合成部のデータ記憶部における記憶容量を小さくすることができるのみならず合成処理に要する時間を短縮することができる、リアルタイム性が更に向上する。

【実施例2】

【0100】

次に、本発明の第2の実施例について説明する。この第2の実施例では、超音波プローブにおいて1次元配列された複数の振動素子に対する駆動信号あるいはこれらの振動素子から得られた受信信号の遅延時間を制御して走査方向に対する並列同時受信を行なうと

10

20

30

40

50

もに、前記超音波プローブを走査方向に対して交差するスライス方向に揺動することにより走査方向に対する２次元の受信信号をスライス方向の複数箇所生成し、被検体に対して３次元的な受信信号を収集する。

【 0 1 0 1 】

次いで、前記３次元的な受信信号の各々において、走査方向及びスライス方向に対して設定された所定間隔及び所定サイズの領域に含まれる近接した複数の受信信号を合成処理し、合成後の受信信号を信号処理して得られた超音波データを保存してボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータを用いて所望の３次元画像データあるいは２次元画像データの生成と表示を行なう。

【 0 1 0 2 】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置と上述の第１の実施例における超音波診断装置とは特に超音波データ生成部とデータ合成部において差異がある。本実施例における超音波診断装置の構成と動作につき図１４に示したブロック図を用いて説明する。尚、本実施例の超音波診断装置の全体構成を示す図１４において、上述の第１の実施例のユニットと同一の動作及び機能を有するユニットは同一の符号を付加し、詳細な説明は省略する。

【 0 1 0 3 】

図１４に示す超音波診断装置２００は、１次元配列された振動素子を備え被検体に対して超音波の送受信を行なうセクタ走査用の超音波プローブ１と、前記振動素子に対して駆動信号を供給すると共に、これらの振動素子から得られた受信信号を整相加算して並列同時受信を行なう送受信部２と、超音波プローブ１を、スライス方向に揺動させるプローブ移動機構部４と、揺動された超音波プローブ１の位置情報（位置や方向）を検出するプローブ位置検出部５と、被検体の３次元領域における受信信号を得るために走査方向及びスライス方向に対する超音波の送信方向及び受信方向を制御する送受信方向制御部６を備えている。

【 0 1 0 4 】

又、超音波診断装置２００は、３次元領域における受信信号の走査方向及びスライス方向に対し所定の間隔と大きさで設定された複数の領域の各々における複数の受信信号を合成するデータ合成部７aと、合成された受信信号を信号処理してBモードデータ及びカラーDプラデータ等の超音波データを生成する超音波データ生成部３aと、前記複数の領域の各々において得られた超音波データを順次保存してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部８と、このボリュームデータを用いて２次元画像データあるいは３次元画像データを生成する画像データ生成部９を備えている。

【 0 1 0 5 】

更に、超音波診断装置２００は、上述の画像データ生成部９において生成された画像データを表示する表示部１０と、送受信部２に対して送信超音波の中心周波数と略等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部１１と、操作者によって被検体情報の入力、装置の初期設定、更には各種コマンド信号の入力等が行なわれる入力部１２と、超音波診断装置２００の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部１３を備えている。

【 0 1 0 6 】

そして、データ合成部７aは、データ記憶部７１aと演算部７２aを備え、データ記憶部７１aは、当該被検体に対して設定された複数の画像断面に対して送受信部２の受信部２２が生成した３次元的な複素受信信号を順次保存する。このとき、各々の複素信号には、プローブ位置検出部５が検出した画像断面の位置情報や送受信方向制御部６から供給される受信方向の情報が付帯情報として付加される。

【 0 1 0 7 】

一方、データ合成部７aの演算部７２aは、データ記憶部７１aにおいて保存された３次元的な複素受信信号の中から走査方向及びスライス方向の所定範囲において近接した複数の複素受信信号とその付帯情報を読み出す。そして、これらの複素受信信号を走査方向

10

20

30

40

50

及びスライス方向に対して合成処理すると共に、合成された複素受信信号の位置を前記複数の複素受信信号の位置情報に基づいて算出する。そして、合成処理後の複素受信信号とその位置情報を超音波データ生成部 3 a へ供給する。

【 0 1 0 8 】

次に、超音波データ生成部 3 a は、データ合成部 7 a の演算部 7 2 a から供給された合成後の複素受信信号を信号処理して B モードデータを生成する M チャンネルの B モードデータ生成部 3 1 a と、前記複素受信信号を信号処理してカラードブラデータを生成する M チャンネルのカラードブラデータ生成部 3 2 a を備えている。

【 0 1 0 9 】

そして、B モードデータ生成部 3 1 a は、図 4 と同様にして、前記合成後の複素受信信号に対し絶対値演算を行なってその包絡線を検出する絶対値回路 3 1 1 と、得られた包絡線を対数変換して M チャンネルの B モードデータを生成する対数変換器 3 1 2 を備えている。一方、カラードブラデータ生成部 3 2 a は、前記合成後の複素受信信号を一旦保存するドブラ信号記憶部 3 2 1 と、この複素受信信号に対してクラッタ成分の排除を行なう M T I フィルタ 3 2 2 と、M T I フィルタ 3 2 2 から出力された血流情報のドブラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均速度、分散値及びパワー値を算出して M チャンネルのカラードブラデータを生成する自己相関演算器 3 2 3 を備えている。

【 0 1 1 0 】

(画像データの生成手順)

次に、本実施例における画像データの生成手順につき図 1 5 のフローチャートに沿って説明する。当該被検体に対する画像データの生成に先立ち、超音波診断装置 2 0 0 の操作者は、入力部 1 2 において被検体情報を入力すると共にボリュームデータや画像データの生成条件を設定し (図 1 5 のステップ S 1 1)、当該被検体の体表近傍に超音波プローブ 1 を配置して画像データの生成開始コマンドを入力する (図 1 5 のステップ S 1 2)。

【 0 1 1 1 】

画像データの生成に際し、システム制御部 1 3 は、上述の第 1 の実施例と同様の手順により送受信部 2 の送信部 2 1 における送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 におけるビームフォーマ 2 2 2 - 1 乃至 2 2 2 - M の遅延時間を制御し、第 1 の画像断面の走査方向に対し並列同時受信法を適用した超音波の送受信を順次行なう。そして、受信部 2 2 の直交位相検波部 2 2 3 から出力された前記第 1 の画像断面における 2 次元的な複素受信信号はデータ合成部 7 a のデータ記憶部 7 1 a に保存される。このとき、プローブ位置検出部 5 から供給される超音波プローブ 1 のスライス方向に対する位置情報 (即ち、第 1 の画像断面の位置情報) 及び超音波の受信方向の情報も複素受信信号の付帯情報としてデータ記憶部 7 1 a に保存される。

【 0 1 1 2 】

一方、送受信方向制御部 6 はプローブ移動機構部 4 を制御し、プローブ移動機構部 4 は超音波プローブ 1 を所定角度回転させて第 2 の画像断面、第 3 の画像断面・・・に設定する。そして、第 1 の画像断面の場合と同様にして各々の画像断面においても 2 次元的な複素受信信号の収集が行なわれ、得られた 3 次元的な複素受信信号はその付帯情報と共にデータ記憶部 7 1 a に保存される (図 1 5 のステップ S 1 3)。

【 0 1 1 3 】

次に、データ合成部 7 a の演算部 7 2 a は、データ記憶部 7 1 a において保存された 3 次元的な複素受信信号の中から所定範囲において近接した複数の複素受信信号とその付帯情報 (位置情報) を読み出し、これらの複素受信信号を走査方向及びスライス方向に対して合成処理する (図 1 5 のステップ S 1 4)。更に、演算部 7 2 a は、合成された複素受信信号の位置を前記複数の複素受信信号の位置情報に基づいて算出し (図 1 5 のステップ S 1 5)、この位置情報を合成処理後の複素受信信号に付加して超音波データ生成部 3 a へ供給する。そして、このような複素受信信号の合成処理と合成された複素受信信号の位置算出をデータ記憶部 7 1 a に保存された複素受信信号の全てあるいは一部に対して繰り返

10

20

30

40

50

返し行ない、得られた合成後の複素受信信号をその位置情報と共に超音波データ生成部 3 a へ供給する。

【0114】

そして、超音波データ生成部 3 a は、I 成分及び Q 成分を有する複素受信信号を信号処理して超音波データを生成し（図 15 のステップ S 16）、前記複素受信信号の位置情報を付加してボリュームデータ生成部 8 へ供給する。

【0115】

次いで、ボリュームデータ生成部 8 は、超音波データ生成部 3 a から供給された超音波データを、その付帯情報である位置情報に基づいて自己の記憶回路に配列保存しボリュームデータを生成する（図 15 のステップ S 17）。

10

【0116】

一方、画像データ生成部 9 は、ボリュームデータ生成部 8 の記憶回路に保存されているボリュームデータを読み出し、このボリュームデータに対して所定の画像処理を行なって 3 次元画像データ等の画像データを生成する（図 15 のステップ S 18）。

【0117】

そして、表示部 10 は、画像データ生成部 9 において生成された画像データに対し所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示用データを生成し、更に、D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なった後モニタに表示する（図 15 のステップ S 19）。

【0118】

尚、第 1 の実施例における第 1 の変形例乃至第 3 の変形例で示した超音波データの合成方法は第 2 の実施例における受信信号の合成に対してもそのまま適用することができる。

20

【0119】

以上述べた本発明の第 2 の実施例によれば、並列同時受信によって収集された被検体のボリュームデータにおいて、送受信ビームのビーム曲りや感度の不均一、更には時相差に起因するアーチファクトを低減することができる。従って、ボリュームデータに基づいた 2 次元画像データあるいは 3 次元画像データの生成において、リアルタイム性と画質に優れた画像データの生成が可能となる。このため、診断精度が大幅に向上する。

【0120】

又、上述の実施例では、位相情報を有した受信信号に対して合成処理を行なっているため、特に、ビーム曲りに対しては厳密な補正を行なうことができるため、更に良好な画質を有した画像データを得ることができる。

30

【0121】

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、複数の振動素子が 1 次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ 1 を更に機械的に揺動させることによってボリュームデータを収集する場合について述べたが、リニア走査方式あるいはコンベックス走査方式の超音波プローブを揺動させてもよく、又、上述の各走査方式における超音波プローブを並行移動させてもよい。更に、振動素子が 2 次元配列された、所謂、2 次元アレイ超音波プローブを用いてボリュームデータの収集を行なってもよい。

【0122】

40

例えば、図 12 に示した第 2 の変形例において 2 次元アレイ超音波プローブを用い $M = 8$ の並列同時受信を行なう場合、送信ビームの中心位置を 2 次元データ s_1 のスライス断面と 2 次元データ s_2 のスライス断面との間に設定し、更に、走査方向を 4 に設定した状態で、2 次元データ s_1 のスライス断面における 1、3、5、7 及び 2 次元データ s_2 のスライス断面における 1、3、5、7 からの受信信号を同時に受信することにより、感度不均一、ビーム曲り及び時相差の影響は排除され、リアルタイム性は 2 倍に向上する。このため、診断能は更に向上する。

【0123】

又、被検体の 3 次元領域において収集した B モードデータに基づいてボリュームデータを生成し、更に、このボリュームデータを用いてボリュームレンダリング画像データを生

50

成する場合について述べたが、前記3次元領域において収集したカラードプラデータに基づいてボリュームデータを生成してもよい。又、Bモードデータやカラードプラ画像データに基づくボリュームデータを用いてサーフェスレンダリング画像データやMIP画像データ、更には、MPR画像データ等の画像データを生成しても構わない。

【0124】

一方、上述のスライス方向は、通常、走査方向に対して垂直な方向に設定されるが、これに限定されるものではなく、任意の方向に設定してもよい。又、位相情報を有する受信信号は、上述の実施例のようにI成分及びQ成分を有する複素型の受信信号であってもよいが、振動波形を有する受信信号であってもよい。

【0125】

更に、並列同時受信における受信方向数、あるいは、受信信号や超音波データが合成される領域の設定は上述の実施例あるいはその変形例に示したものに限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【0126】

【図1】本発明の第1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】同実施例における送受信部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の並列同時受信における超音波送受信方向を説明するための図。

【図4】同実施例における超音波データ生成部の構成を示すブロック図。

【図5】同実施例におけるプローブ移動機構の具体例を示す図。

【図6】同実施例における超音波プローブの揺動によって収集される2次元データの位置を示す図。

【図7】同実施例における超音波データの生成方法を模式的に示す図。

【図8】同実施例における2次元データの特性を模式的に示す図。

【図9】同実施例における超音波データの合成処理方法を説明するための図。

【図10】同実施例における画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図11】同実施例の第1の変形例における超音波データの合成処理方法を説明するための図。

【図12】同実施例の第2の変形例における超音波データの合成処理方法を説明するための図。

【図13】同実施例の第3の変形例における超音波データの合成処理方法を説明するための図。

【図14】本発明の第2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15】同実施例における画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図16】従来の並列同時受信における送受信ビームのビーム曲がりを説明するための図。

【図17】従来の並列同時受信における受信感度の不均一を説明するための図。

【符号の説明】

【0127】

1 ... 超音波プローブ

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 受信部

3、3 a ... 超音波データ生成部

3 1、3 1 a ... Bモードデータ生成部

3 2、3 2 a ... カラードプラデータ生成部

4 ... プローブ移動機構部

5 ... プローブ位置検出部

6 ... 送受信方向制御部

7、7 a ... データ合成部

10

20

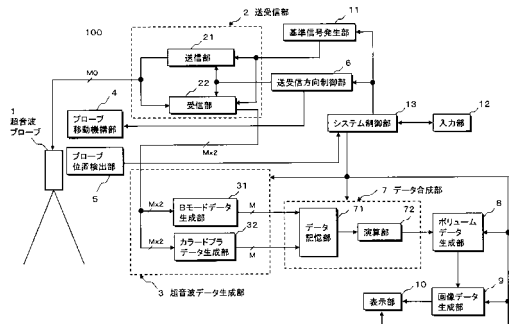
30

40

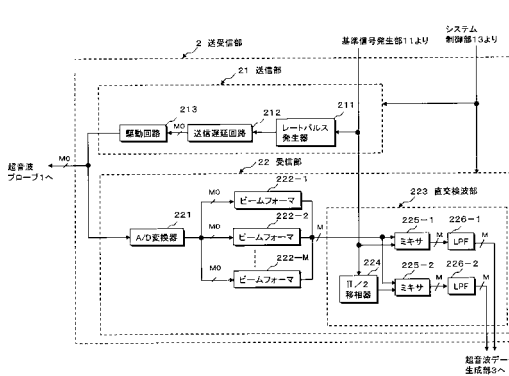
50

- 7 1、7 1 a ... データ記憶部
- 7 2、7 2 a ... 演算部
- 8 ... ボリュームデータ生成部
- 9 ... 画像データ生成部
- 1 0 ... 表示部
- 1 1 ... 基準信号発生部
- 1 2 ... 入力部
- 1 3 ... システム制御部
- 1 0 0、2 0 0 ... 超音波診断装置

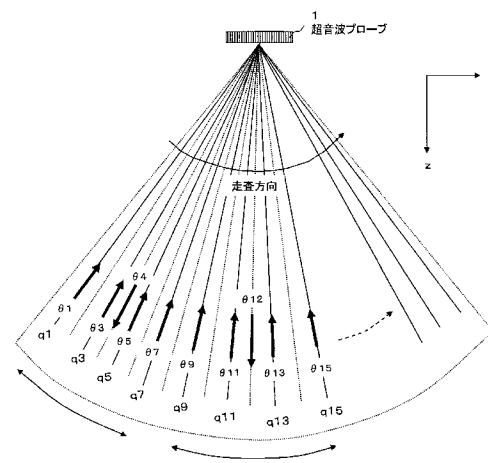
【図 1】



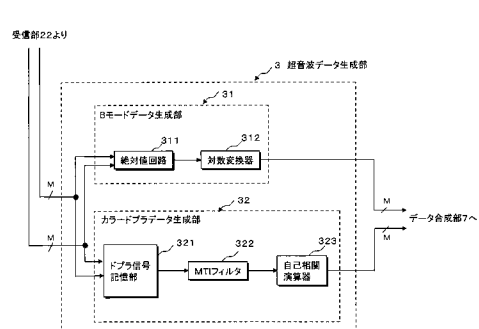
【図 2】



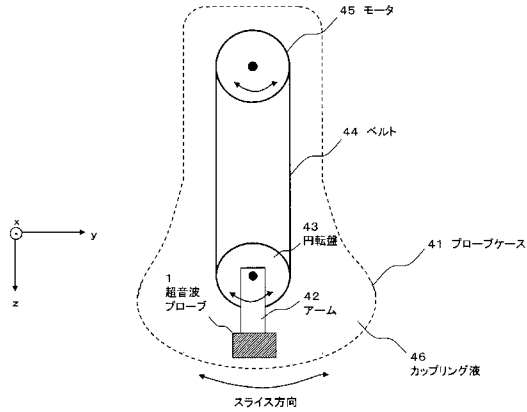
【図 3】



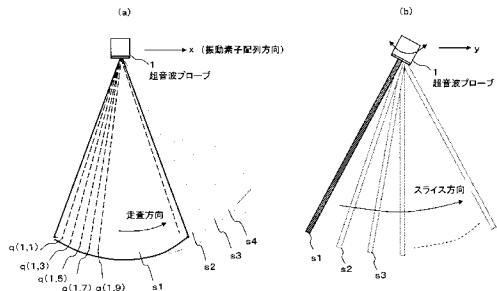
【図 4】



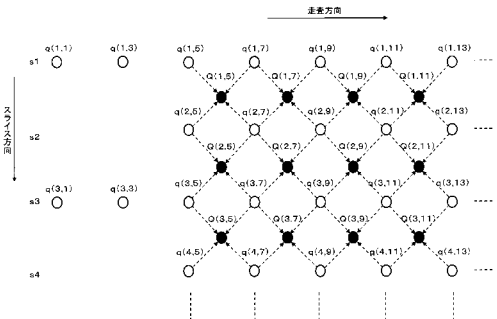
【図5】



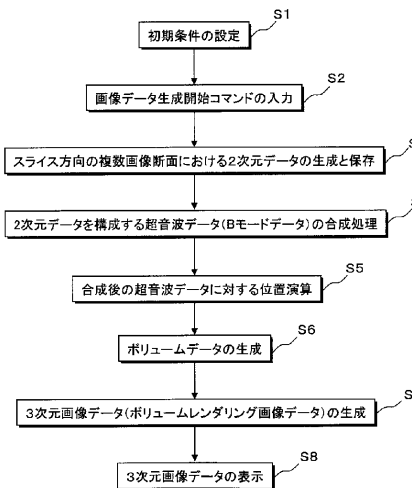
【図6】



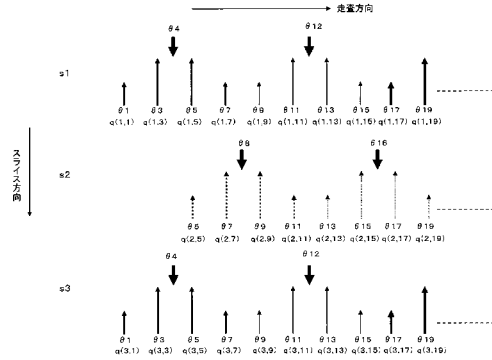
【図9】



【図10】



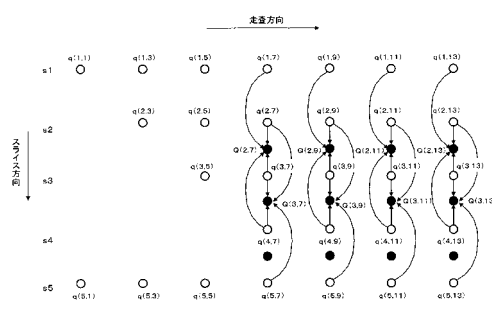
【図7】



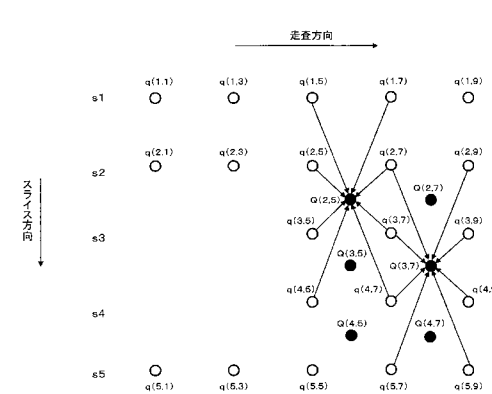
【図8】

s1	受信感度	A1	A2	A2	A1	A1	A2	A1	A2	A1	A2	A1	A2
s1	ビーム曲り	B2+	B+	B-	B2-	B2+	B+	B-	B2-	B2+	B+	B-	B2-
	検相	P11				P12							
s2	受信感度			A1	A2	A2	A1	A1	A2	A2	A1	A2	A1
s2	ビーム曲り			B2+	B-	B-	B2-	B2+	B+	B-	B2-	B2+	B+
	検相			P21				P22					
s3	受信感度	q(3,1)	q(3,3)	q(3,5)	q(3,7)	q(3,9)	q(3,11)	q(3,13)	q(3,15)	q(3,17)	q(3,19)	q(3,21)	q(3,23)
s3	ビーム曲り	B2+	B+	B-	B2-	B2+	B+	B-	B2-	B2+	B+	B-	B2-
	検相	P31				P32				P33			

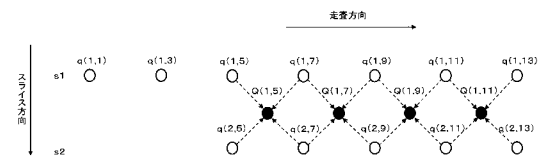
【図11】



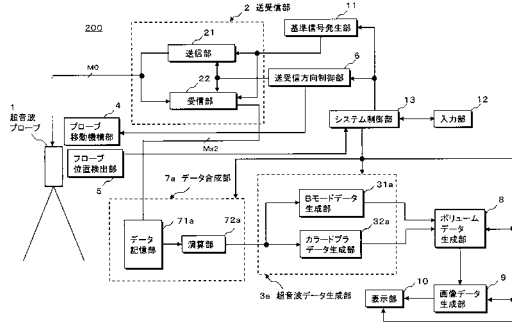
【図12】



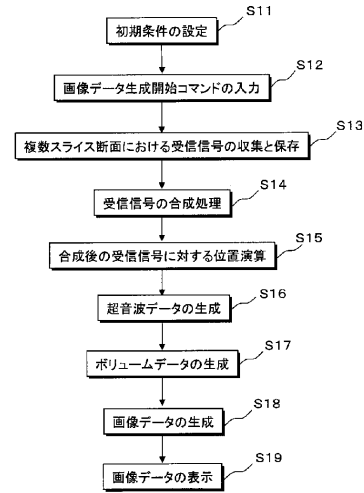
【図13】



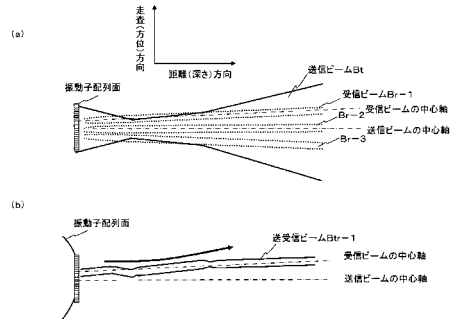
【図14】



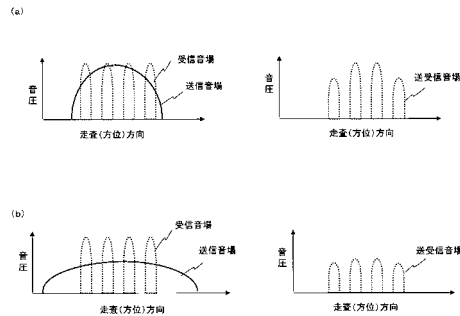
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2005-118081(JP,A)
特開平10-118063(JP,A)
特開平05-237116(JP,A)
特開平05-344975(JP,A)
特開平06-014929(JP,A)
特開平07-265314(JP,A)
特開平11-009603(JP,A)
特開2004-033617(JP,A)
特開2006-204621(JP,A)
特開2006-223737(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据生成方法		
公开(公告)号	JP4881112B2	公开(公告)日	2012-02-22
申请号	JP2006252570	申请日	2006-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	志岐荣一		
发明人	志岐 荣一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52077 G01S7/52085 G01S7/52095 G01S15/894 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/GA13 4C601/GA21 4C601/HH23 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/JB10 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC02 4C601/JC27 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2008073085A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在并行同时接收中减少发送/接收波束的弯曲和接收器灵敏度的不均匀性。解决方案：发送/接收方向控制部分6控制在超声波探头1中提供的振荡器的驱动信号的延迟时间或者从振荡器接收信号以在扫描方向上执行并行的同时接收，产生多个两个通过在与扫描方向交叉的切片方向上摆动超声波探头1，在切片方向上扫描方向的三维超声波数据，并收集三维超声波数据。其次，数据合成部分7和体数据生成部分8组成包括在以扫描方向和切片方向设置的规定间隔和规定尺寸的区域中的多条超声数据，以生成体数据。图像数据生成部分9使用体数据生成预期的三维或二维图像数据。Z