

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-135523  
(P2012-135523A)

(43) 公開日 平成24年7月19日(2012.7.19)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F1  
A61B 8/06

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-291091 (P2010-291091)  
(22) 出願日 平成22年12月27日 (2010.12.27)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

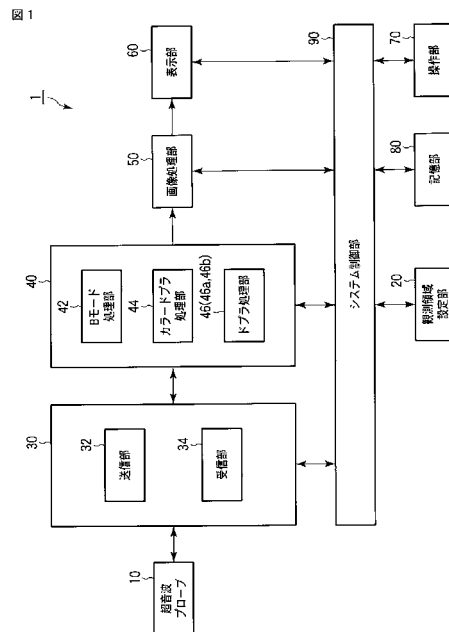
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 ドブラモードの超音波検査の効率向上を実現すること。

【解決手段】 観測領域設定部 20 は、超音波送信ビームの送信方向の直交方向に関する観測領域の範囲を、ユーザからの指示に従って設定する。超音波プローブ 10 は、設定された範囲を有する観測領域に超音波送信ビームを送信し、観測領域からの超音波に応じたエコー信号を発生する。受信部 34 は、発生されたエコー信号に基づいて、設定された範囲に応じた複数の超音波受信ビームにそれぞれ対応する複数のデータセットを生成する。ドブラ処理部 46 は、生成された複数のデータセットに基づいて、観測領域内の血流に由来する単一のドブラ波形に関するドブラ画像のデータを生成する。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波送信ビームの送信方向の直交方向に関する観測領域の範囲を、ユーザからの指示に従って設定する設定部と、

前記設定された範囲を有する観測領域に超音波送信ビームを送信し、前記観測領域からの超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、

前記発生されたエコー信号に基づいて、前記設定された範囲に応じた複数の超音波受信ビームにそれぞれ対応する複数のデータセットを生成する並列同時受信部と、

前記生成された複数のデータセットに基づいて前記観測領域内の血流に由来する単一のドプラ波形に関するドプラ画像のデータを生成するドプラ処理部と、

を具備する超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記ドプラ処理部は、

前記複数のデータセットに基づいて、前記複数の受信ビームの合成ビームに対応する単一のデータセットを生成する単一ビーム生成部と、

前記生成された単一のデータセットの周波数分析結果に関する単一のスペクトラムデータセットを生成する周波数分析部と、

前記生成された単一のスペクトラムデータセットに基づいて前記ドプラ画像のデータを生成するドプラ画像生成部と、

を備える請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記単一ビーム生成部は、前記複数のデータセットの時相を一致させ、前記時相が一致された複数のデータセットを加算し、前記単一のデータセットを生成する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記ドプラ処理部は、

前記複数のデータセットの周波数分析結果に関する複数のスペクトラムデータセットを生成する周波数分析部と、

前記複数のスペクトラムデータセットに基づいて、前記複数の受信ビームの合成ビームに対応する単一のスペクトラムデータセットを生成する単一ビーム生成部と、

前記生成された単一のスペクトラムデータセットに基づいて前記ドプラ画像のデータを生成するドプラ画像生成部と、

をさらに備える請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記複数の受信ビームの本数は、前記直交方向に関する前記範囲の長さに応じて設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記複数の受信ビームの各々の角度は、前記直交方向に関する前記範囲の長さに応じて設定される、請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記ドプラ画像を表示する表示部をさらに備える、請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記直交方向に関する前記範囲を設定するために、前記範囲を示すマークを表示する表示部をさらに備える、請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記設定部は、ユーザからの指示に従って調整された前記直交方向に関する前記マークの範囲に応じて前記直交方向に関する前記観測領域の前記範囲を設定する、請求項 8 記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

観測領域を超音波ビームでドプラモードスキャンする超音波診断装置であって、

50

前記超音波ビームの送信方向に略直交する直交方向に関する前記観測領域の範囲を示すマークを表示する表示部と、

ユーザからの指示に従って調整された前記マークの前記直交方向に関する範囲に応じて前記直交方向に関する前記観測領域の範囲を設定する設定部と、

を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波検査において血流速度を観察するためにドプラモードが利用されている。ドプラモードには、パルス波によるPWD (pulsed wave doppler) と連続波によるCWD (continuous wave doppler) とがある。PWDの場合、送信ビームの方向及び焦点位置 (観測領域の位置及び深さ方向に関する範囲) は、サンプリングゲートにより設定される。CWDの場合、送信ビームの焦点位置は、サンプリングマーカにより設定される。CWDの場合、送信ビームが占める空間領域が観測領域である。

【0003】

被検体の体動により、観測対象の位置と観測領域の位置とがずれてしまう場合がある。その度に超音波プローブの位置を調整したり、サンプリングゲートやサンプリングマーカを調整したりしている。PWDの場合、予め深さ方向の範囲を広く設定することで、超音波ビームの深さ方向に関する位置ずれの影響を低減できる。しかしながら、観測対象が観測領域に対して深さ方向の直交方向にずれた場合、血流速度を検出できなくなり、観測を続行できなくなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002 143168号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

目的は、ドプラモードの超音波検査の効率向上を実現する超音波診断装置を提供すること。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波送信ビームの送信方向の直交方向に関する観測領域の範囲を、ユーザからの指示に従って設定する設定部と、前記設定された範囲を有する観測領域に超音波送信ビームを送信し、前記観測領域からの超音波に応じたエコー信号を発生する超音波プローブと、前記発生されたエコー信号に基づいて、前記設定された範囲に応じた複数の超音波受信ビームにそれぞれ対応する複数のデータセットを生成する並列同時受信部と、前記生成された複数のデータセットに基づいて前記観測領域内の血流に由来する単一のドプラ波形に関するドプラ画像のデータを生成するドプラ処理部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】本実施形態に関する座標系について説明するための図。

【図3】図1のシステム制御部の制御のもとに行われるドプラモードスキャンの典型的な処理の流れを示す図。

【図4】図3のステップS1において観測領域設定部により行われる観測領域の設定処理

10

20

30

40

50

を説明するための図。

【図5】本実施形態に関する送信ビームと受信ビームとの位置関係を示す図。

【図6】本実施形態に関する第1のタイプのドブラ処理部の構成を示す図。

【図7】本実施形態に関する第2のタイプのドブラ処理部の構成を示す図。

【図8】図3のステップS5において表示部によるドブラ画像の表示例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。

【0009】

本実施形態に係る超音波診断装置は、パルス波によるPWDと連続波によるCWDとの何れにも適用可能である。しかしながら、以下の説明を具体的に行うため本実施形態に係る超音波診断装置は、PWDを実行するものとする。

【0010】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ10、観測領域設定部20、送受信部30、信号処理部40、画像処理部50、表示部60、操作部70、記憶部80、システム制御部90を備える。

【0011】

超音波プローブ10は、1次元又は2次元状に配列された複数の振動子を有する。振動子は、送受信部30からの送信駆動パルスを受け、超音波を被検体に向けてビーム状に送信する。超音波は、パルス繰り返し周波数(pulse repetition frequency:以下PRFと呼ぶことにする)に対応する時間間隔で繰り返し発生される。PRFは、典型的には、4kHzから12kHzまでの間に設定される。送信された超音波は、被検体の体内組織の音響インピーダンスの不連続点(エコー源)で次々と反射される。超音波が血流等の移動体により反射されると、超音波は、ドブラ偏移を受ける。反射された超音波は、振動子に受信される。受信された超音波は、振動子によりエコー信号(電気信号)に変換される。エコー信号は、送受信部30に供給される。

【0012】

ここで図2を参照しながら本実施形態に係る座標系について説明する。図2に示すように、超音波プローブ上の振動子の配列面(超音波の送受信面)は、Y軸とZ軸とにより規定される。より詳細には、一列に配列された複数の振動子から構成される振動子列は、Y軸に平行に配置される。Y軸に沿う方向は、アジマス(azimuth)方向と呼ばれている。複数の振動子列は、Z軸に沿って配列される。Z軸に沿う方向は、エレベーション(elevation)方向と呼ばれている。X軸は、Y軸とZ軸との両方に直交する。X軸は、レンジ(range)方向と呼ばれている。X軸は、振動子の配列面の中心CPを通り、配列面に直交する。

【0013】

次に図2を参照しながらBモード時の走査面SPを基準とする方向について説明する。図2において走査面SPは、YX面に設定されているとする。各超音波ビームの送信方向は、深さ方向(depth)方向と呼ばれている。走査面SP内における深さ方向の直交方向は、ラテラル(lateral)方向と呼ばれている。スキャン方式がセクタスキャンの場合、超音波ビームは扇状に走査される。従ってセクタスキャンの場合、ラテラル方向は、アジマス方向に平行しない。深さ方向とラテラル方向との直交方向は、煽り方向と呼ばれている。3次元スキャンの場合、走査面SPや超音波プローブ10が煽り方向に振られる。なお、スキャン方式がリニアスキャンの場合、超音波ビームはアジマス方向に沿って直線状に走査される。従ってリニアスキャンの場合、ラテラル方向は、アジマス方向に平行する。

【0014】

また、上述の説明において走査面は、YX面により設定されるとした。しかしながら、本実施形態に係る走査面はYX面のみに限定されない。本実施形態に係る走査面は、XY

10

20

30

40

50

Z座標系内のあらゆる平面に設定可能である。XYZ座標系における走査面位置の変更に伴い、ラテラル方向の向きは、XYZ座標系において変更される。

【0015】

観測領域設定部20は、ドプラモードの観測領域の位置と範囲とを、ユーザからの操作部70を介した指示に従って設定する。観測領域は、ドプラサンプリングゲート(doppler sampling gate)とも呼ばれている。具体的には、観測領域設定部20は、観測領域の位置、深さ方向に関する観測領域の範囲、及び深さ方向の直交方向に関する観測領域の範囲を、ユーザからの操作部を介した指示に従って設定する。深さ方向に関する観測領域の範囲を深さ範囲と呼ぶことにする。深さ範囲は、レンジゲートと呼ばれている。深さ方向の直交方向は、ラテラル方向、煽り方向だけでなく、アジマス方向、エレベーション方向、及びレンジ方向の組合せにより規定されるあらゆる方向を意味する。以下では、説明の簡単のため、直交方向に関する観測領域の範囲の設定方向(上述の深さ方向の直交方向)は、ラテラル方向であるものとする。ラテラル方向に関する観測領域の範囲をラテラル範囲と呼ぶことにする。また、ラテラル範囲は、レンジゲートに倣って、ラテラルゲートと呼ぶことも可能である。このように観測領域設定部20は、深さ方向に関するゲート幅だけでなく、ラテラル方向に関するゲート幅をも設定することができる。また、観測領域設定部20は、ラテラル範囲の設定に伴い、並列同時受信ビームの本数や角度等のスキャン条件を設定することができる。

10

【0016】

送受信部30は、システム制御部90による制御に従って、超音波プローブ10を介して被検体に超音波スキャンを実行する。送受信部30は、Bモードスキャン、カラードプラモードスキャン、及びドプラモードスキャンを実行する。なお本実施形態において中心となるのは、ドプラモードスキャンである。送受信部30は、具体的には、送信部32と受信部34とを有する。

20

【0017】

送信部32は、超音波プローブ10を介して被検体に送信ビームを送信する。

【0018】

具体的には、送信部32は、図示しない制御信号発生器、遅延回路、及び駆動回路を有する。制御信号発生器は、既定のPRFに従って、送信波形制御信号(レートパルス)をチャンネル毎に繰り返し発生する。遅延回路は、発生された各送信波形制御信号に対して、所定の送信方向及び送信フォーカスに関する送信ビームを生成するのに必要な遅延時間を与える。この遅延時間は、送信フォーカス位置と送信方向とに応じて振動子毎に決定される。駆動回路は、各遅延された送信波形制御信号に基づくタイミングで送信駆動パルスを発生し、発生された送信駆動パルスを各振動子に供給する。送信駆動パルスの供給を受けた各振動子は、超音波を発生する。これにより超音波プローブ10は、観測領域内に送信フォーカスを有する送信ビームを送信する。

30

【0019】

受信部34は、被検体により反射された超音波に応じたエコー信号を超音波プローブ10を介して受信する。そして受信部34は、並列同時受信の技術を利用し、1つの送信ビームに由来する複数の受信ビームに対応する複数のデータセット(ビームデータセット)を生成する。

40

【0020】

具体的には、受信部34は、図示しないプリアンプ、A/D変換器、及びビームフォーマを有する。プリアンプは、超音波プローブ10からのエコー信号を増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をアナログからデジタルに変換する。デジタルのエコー信号をエコーデータと呼ぶことにする。

【0021】

ビームフォーマは、エコーデータをデジタルメモリに記憶する。デジタルメモリは、例えば、振動子毎に設けられている。エコーデータは、受信した振動子に対応するデジタルメモリ上の、そのエコーデータの受信時刻に応じたアドレスに記憶される。一方、ビーム

50

フォーマは、走査面上の各受信フォーカス位置について、受信ビームを生成するのに必要な受信遅延時間を振動子毎に予め計算し、受信フォーカス位置とアドレス（又は受信時刻）とを振動子毎に関連付けたテーブルを記憶している。ビームフォーマは、所定の受信フォーカス位置にテーブル上で関連付けられたアドレスからエコー信号を読み出して加算する。受信フォーカス位置を送信ビーム上に沿って変更しながらこの加算処理を繰り返すことにより、1つの受信ビームに対応するエコーデータのセットを生成する。受信ビームに対応するエコーデータのセットをビームデータセットと呼ぶことにする。ビームフォーマは、並列同時受信の技術を利用し、1つの送信ビームに対応するエコーデータに基づいて、複数の受信ビームにそれぞれ対応する複数のビームデータセットを生成する。換言すれば、1つの送信ビームについて複数の受信ビームが形成される。複数のビームデータセットは、信号処理部50に供給される。

10

**【0022】**

信号処理部40は、受信部34からの複数のビームデータセットに基づいてスキャンモードに応じた信号処理を行う。具体的には、信号処理部40は、Bモード処理部42、カラードブラ処理部44、及びドブラ処理部46を有する。

**【0023】**

Bモード処理部42は、複数のビームデータセットをBモード処理し、ビームデータセットの強度を輝度で表現するBモード画像のデータを生成する。生成されたBモード画像のデータは、画像処理部50に供給される。

**【0024】**

カラードブラ処理部44は、複数のビームデータセットをカラードブラ処理し、血流情報をカラーで表現するカラードブラ画像のデータを生成する。カラードブラ処理は、自己相関法を利用した周波数分析である。生成されたカラードブラ画像のデータは、画像処理部50に供給される。

20

**【0025】**

ドブラ処理部46は、複数のビームデータセットをドブラ処理し、観測領域設定部20により設定された観測領域に関するドブラ画像のデータを生成する。ドブラ画像は、観測領域内の血流に由来するドブラ波形を表す。ドブラ波形は、複数の並列同時受信ビームの各々について生成されず、複数の並列同時受信ビームについて1つ生成される。生成されたドブラ画像のデータは、画像処理部50に供給される。

30

**【0026】**

画像処理部50は、Bモード画像のデータやカラードブラ画像のデータ、ドブラ画像のデータに座標変換を施し、表示部60に表示可能なBモード画像のデータやカラードブラ画像のデータ、ドブラ画像のデータを生成する。また、画像処理部50は、Bモード画像、カラードブラ画像、及びドブラ画像の少なくとも1つの画像を合成したりする。

**【0027】**

表示部60は、画像処理部50からのBモード画像やカラードブラ画像、ドブラ画像を表示する。また、表示部60は、観測領域の位置や範囲の設定画面を表示する。

**【0028】**

操作部70は、ユーザからの入力デバイスを介して入力された各種指令や情報入力をシステム制御部90に入力する。具体的には、操作部70は、超音波走査の開始指示や終了指示を入力する。また、操作部70は、観測領域の位置や深さ範囲、ラテラル範囲を入力する。入力デバイスとしては、キーボード、マウス、各種ボタン、タッチパネル等が適宜利用可能である。

40

**【0029】**

記憶部80は、深さ方向とその直交方向との観測領域範囲の設定機能を備えたドブラモードスキャンを行なうための制御プログラム等を記憶している。

**【0030】**

システム制御部90は、超音波診断装置1の中核として機能する。具体的には、システム制御部90は、深さ方向とその直交方向との観測領域範囲の設定機能を備えたドブラモ

50

ードスキャンを実行するために、記憶部 80 から制御プログラムを読み出して自身が有するメモリに展開し、展開された制御プログラムに従って各部を制御する。

【0031】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作例について説明する。図 3 は、システム制御部 90 の制御のもとに行われる本実施形態に係るドブラモードスキャンの典型的な流れを示す図である。

【0032】

[ステップ S1]

超音波の送受が行われる前段階において、観測領域設定部 20 によりドブラモードの観測領域の設定処理が行われる。

【0033】

図 4 は、表示部 60 により表示される観測領域の設定画面 S I の一例を示す図である。図 4 に示すように、設定画面 S I には、例えば、B モード画像 B I が配置されている。B モード画像 B I は、リアルタイムに生成される時系列の動画像であっても、1 時点の静止画像であってもよい。上述のように B モード画像 B I は、X Y Z 座標系内のあらゆる位置及び向きに配置可能である。

【0034】

図 4 に示すように、B モード画像 B I には、観測領域の位置と範囲とを示すマーク M A が表示される。また、B モード画像 B I 上には、基準線 (sampling gate line) S L が表示される。基準線 S L は、送信ビームの中心線を示す。基準線 S L に沿って送信ビームが送信される。基準線 S L は、ラテラル方向に関するマーク M A の中間を通過する。マーク M A に対応する実空間領域が観測領域に設定される。マーク M A は、操作部 70 を介して移動可能である。マーク M A の移動により観測領域の位置が観測領域設定部 20 により設定される。操作部 70 を介したマーク M A の移動に連動して、基準線 S L は、自動的に移動する。

【0035】

マーク M A の深さ範囲 (レンジゲート) とラテラル範囲 (ラテラルゲート) とは、操作部 70 を介して個別に調整可能である。マーク M A の深さ範囲の調整により、観測領域の深さ範囲が観測領域設定部 20 により設定される。同様に、マーク M A のラテラル範囲の調整により、観測領域のラテラル範囲が観測領域設定部 20 により設定される。送信ビームの幅は、観測領域を包含するように設定される。なお、典型的には、受信ビームの幅は、受信指向性の向上等のため、送信ビームの幅よりも狭く設定される。

【0036】

観測領域の位置と範囲とは、例えば、観測対象の血管部分を含むように設定される。観測対象が逆流の場合がある。逆流部位は、空間的に極狭い範囲に存在し、その存在範囲は時間経過に伴って動く場合がある。このような観測領域が動く場合、観測領域は、観測対象が観測領域から外れないように、広範囲に設定されると良い。本実施形態は、観測領域の深さ範囲だけでなくラテラル範囲の設定機能を有することにより、観測領域の広範囲設定を実現している。

【0037】

観測範囲が設定されると観測領域設定部 20 は、観測領域のラテラル幅に応じて、1 つの送信ビームに由来する受信ビームの本数を決定する。ラテラル幅が広げられるにつれ段階的に受信ビーム本数が増加される。また、ラテラル幅が狭められるにつれ段階的に受信ビームの本数が減少される。観測領域設定部 20 は、配列ピッチ (隣り合う受信ビームの中心線間隔) が一定になるように、複数の受信ビームを配列する。また、観測領域設定部 20 は、受信ビームが観測領域を埋めるように、受信ビームの本数を決定する。なお、ラテラル幅が比較的狭い場合、1 本のみ受信ビームが設定されてもよい。

【0038】

例えば、ラテラル方向に関する受信ビームの本数がラテラル幅に応じて 3 本と決定された場合を考える。この場合、図 4 に示すように、各受信ビームの位置を示すために、各受

10

20

30

40

50

信ビームの中心線が B モード画像 B I 上に表示される。具体的には、基準線 S L 上に 1 本の線、中心線 S L の両脇に 2 本の線 ( 図 4 の点線 B L ) が表示される。観測領域設定部 2 0 は、ユーザによる操作部 7 0 を介した線 S L や線 B L の位置の調整に応じて、受信ビームの位置を調整することも可能である。

【 0 0 3 9 】

観測領域設定部 2 0 は、ラテラル方向に直交する煽り方向に関して複数の受信ビームを設定してもよい。この場合、煽り方向に関する受信ビームの本数は、上述の方法と同様に、観測領域の煽り方向に関する幅に応じて決定されるとよい。煽り方向に関する観測領域の幅は、予め決定されていてもよい。また、B モード画像の断面位置を変更することにより、観測領域の範囲を 3 次元的に設定することも可能である。例えば、図 5 の場合、1 つの送信ビーム T について 4 本の受信ビーム R が設定されている。並列同時受信される 4 本の受信ビーム R は、対応する送信ビーム T に含まれるように、例えば、ラテラル方向に 2 本、煽り方向に 2 本配置される。

10

【 0 0 4 0 】

このようにして観測領域設定部 2 0 により、観測領域の範囲や並列同時受信される受信ビームの本数が決定される。

【 0 0 4 1 】

なお観測領域設定部 2 0 は、観測領域のラテラル幅に応じて受信ビームの角度を設定してもよい。受信ビームの角度は、隣り合う受信ビームの中心線間の角度に規定される。典型的には、受信ビームの本数は、受信ビームの角度が一定になるように決定される。

20

【 0 0 4 2 】

[ ステップ S 2 ]

送信部 3 2 は、上述のように、システム制御部 9 0 による制御に従って超音波プローブ 1 0 に繰り返し駆動信号を送信する。超音波プローブ 1 0 は、送信部 3 2 からの駆動信号の供給を受けて、観測領域設定部 2 0 により設定された観測領域に送信ビームを繰り返し送信する。送信ビームの焦点は、観測領域に位置するように設定される。観測領域内の血流により反射された超音波は超音波プローブ 1 0 に受信される。超音波プローブ 1 0 は、観測領域からの超音波の強度に応じたエコー信号を発生する。発生されたエコー信号は、受信部 3 4 に供給される。

【 0 0 4 3 】

30

[ ステップ S 3 ]

受信部 3 4 は、システム制御部 9 0 による制御に従って、並列同時受信処理を実行する。並列同時受信処理において受信部 3 4 は、超音波プローブから供給されるエコー信号に基づいて、1 つの送信ビームに由来する複数の受信ビームにそれぞれ対応する複数のビームデータセットを生成する。1 つの送信ビームに由来する受信ビームの本数は、ステップ S 1 において観測領域設定部 2 0 により設定されている。生成された複数のビームデータセットは、ドブラ処理部 4 6 に供給される。

【 0 0 4 4 】

[ ステップ S 4 ]

ドブラ処理部 4 6 は、システム制御部 9 0 による制御に従って、ドブラ処理を実行する。本実施形態に係るドブラ処理部 4 6 としては、第 1 のタイプのドブラ処理部 4 6 a と第 2 のタイプのドブラ処理部 4 6 b とを設計可能ある。

40

【 0 0 4 5 】

図 6 は、第 1 のタイプのドブラ処理部 4 6 a の構成を示す図である。図 6 に示すようにドブラ処理部 4 6 a は、位相検波部 4 6 1、ゲート処理部 4 6 2、ゲート内加算部 4 6 3、ウォールフィルタ部 4 6 4、周波数分析部 4 6 5、及びドブラ画像生成部 4 6 6 を有する。

【 0 0 4 6 】

位相検波部 4 6 1 は、受信部 3 4 からの複数のビームデータセットに位相検波を施し、ドブラ偏移周波数成分に関する複数のドブラデータセットをそれぞれ生成する。複数のド

50

ブラデータセットは、ゲート処理部 4 6 2 に供給される。

【 0 0 4 7 】

ゲート処理部 4 6 2 は、位相検波部 4 6 1 からの複数のドブラデータセットにゲート処理を施し、観測領域設定部 2 0 により設定された観測領域の深さ範囲（レンジゲート）内の複数のドブラデータセットをそれぞれ抽出する。具体的には、ゲート処理部 4 6 2 は、各ドブラデータセットに含まれる観測領域部分にゲートをかける。観測領域部分は、ドブラデータセットのうちの、観測領域設定部 2 0 により設定された深さ範囲に関する部分である。ゲートは、観測領域設定部 2 0 により設定された深さ幅に応じた時間幅を有する。このゲート処理により、各ドブラデータセットの中から、観測領域の深さ範囲に関するドブラデータセットが抽出される。抽出された複数のドブラデータセットは、ゲート内加算部 4 6 3 に供給される。

10

【 0 0 4 8 】

ゲート内加算部 4 6 3 は、ゲート処理部 4 6 2 からの複数のドブラデータセットに基づいて単一の受信ビームに対応するドブラデータセットを生成する。このようにゲート内加算部 4 6 3 は、単一ビームデータ生成部として機能する。ここで、単一の受信ビームを合成受信ビームと呼び、合成受信ビームに対応するドブラデータセットを合成ドブラデータセットと呼ぶことにする。合成ドブラデータセットは、複数のドブラデータセットの輝度値を深さ位置毎に加算処理することにより生成される。しかしながら、同一深さ位置における複数のドブラデータセットの輝度値の時相は、異なっていると考えられる。従って、ゲート内加算部 4 6 3 は、加算処理を行う前に、複数のドブラデータセットの輝度値の時相を深さ位置毎に一致させる。この時相一致処理は、例えば、波面合成技術を利用して行われる。時相一致処理の後、ゲート内加算部 4 6 3 は、時相が一致された複数のドブラデータセットの輝度値を深さ毎に加算し、合成ドブラデータセットを生成する。これによりレンジゲート内のドブラデータセットが合成される。合成ドブラデータセットは、ウォールフィルタ部 4 6 4 に供給される。

20

【 0 0 4 9 】

ウォールフィルタ部 4 6 4 は、合成ドブラデータセットにウォールフィルタを適用する。ウォールフィルタにより、合成ドブラデータセットから不要な低周波成分（クラッタ成分）等が除去される。ウォールフィルタが適用された合成ドブラデータセットは、周波数分析部 4 6 5 に供給される。

30

【 0 0 5 0 】

周波数分析部 4 6 5 は、合成ドブラデータセットに F F T (fast fourier transfer) 等の周波数分析を施し、周波数分析結果に関するデータセットを生成する。周波数分析により血流のスペクトラムに関するデータセットが生成される。ここでスペクトラムに関するデータセットをスペクトラムデータセットと呼ぶことにする。また、合成ドブラデータセットに基づくスペクトラムデータセットを合成スペクトラムデータセットと呼ぶことにする。スペクトラムデータセットの輝度は、スペクトラムに含まれる各周波数成分の強度に対応する。生成された合成スペクトラムデータセットは、ドブラ画像生成部 4 6 6 に供給される。

40

【 0 0 5 1 】

ドブラ画像生成部 4 6 6 は、合成スペクトラムデータセットに基づいて、合成受信ビームに関するドブラ波形のデータを生成する。ドブラ波形は、例えば、時間経過に伴う周波数成分や速度成分の変化を示す。ドブラ波形のデータは、ドブラ画像のデータとして、画像処理部 5 0 に供給される。

【 0 0 5 2 】

次に図 7 を参照しながら第 2 のタイプのドブラ処理部 4 6 b の構成を説明する。なお以下の説明において、第 1 のタイプのドブラ処理部 4 6 a と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、説明を簡略する。

【 0 0 5 3 】

図 7 は、第 2 のタイプのドブラ処理部 4 6 b の構成を示す図である。図 7 に示すように

50

、ドブラ処理部 4 6 b は、位相検波部 4 6 1、ゲート処理部 4 6 2、ウォールフィルタ部 4 6 7、周波数分析部 4 6 8、ゲート内加算部 4 6 9、及びドブラ画像生成部 4 6 6 を有する。

【 0 0 5 4 】

位相検波部 4 6 1 は、受信部 3 4 からの複数のビームデータセットに位相検波を施し、ドブラ偏移周波数成分に関する複数のドブラデータセットをそれぞれ生成する。複数のドブラデータセットは、ゲート処理部 4 6 2 に供給される。

【 0 0 5 5 】

ゲート処理部 4 6 2 は、複数のドブラデータセットにゲート処理を施し、観測領域の深さ範囲に関する複数のドブラデータセットを抽出する。抽出された複数のドブラデータセットは、ウォールフィルタ部 4 6 7 に供給される。

10

【 0 0 5 6 】

ウォールフィルタ部 4 6 7 は、ゲート処理部 4 6 2 からの複数のドブラデータセットにウォールフィルタを適用する。ウォールフィルタにより、各ドブラデータセットから不要な低周波成分（クラッタ成分）等が除去される。ウォールフィルタが適用された複数のドブラデータセットは、周波数分析部 4 6 8 に供給される。

【 0 0 5 7 】

周波数分析部 4 6 8 は、ウォールフィルタ部 4 6 7 からの複数のドブラデータセットに周波数分析をそれぞれ施し、複数のスペクトラムデータセットを生成する。スペクトラムデータセットの輝度は、スペクトラムに含まれる各周波数成分の強度に対応する。生成された複数のスペクトラムデータセットは、ゲート内加算部 4 6 9 に供給される。

20

【 0 0 5 8 】

ゲート内加算部 4 6 9 は、周波数分析部 4 6 8 からの複数のスペクトラムデータセットに基づいて合成受信ビームに対応する合成スペクトラムデータセットを生成する。具体的には、ゲート内加算部 4 6 9 は、複数のスペクトラムデータセットの輝度値を深さ毎に加算し、合成スペクトラムデータセットを生成する。スペクトラムデータセットには、時相情報が含まれない。従って、ゲート内加算部 4 6 3 のように、加算処理の前段階において、時相一致処理を実行する必要はない。合成スペクトラムデータセットは、ドブラ画像生成部 4 6 6 に供給される。

【 0 0 5 9 】

ドブラ画像生成部 4 6 6 は、合成スペクトラムデータセットに基づいて、合成受信ビームに関するドブラ波形が描出されたドブラ画像のデータを生成する。生成されたドブラ画像のデータは、画像処理部 5 0 に供給される。

30

【 0 0 6 0 】

上述のように、第 1 のタイプのドブラ処理部 4 6 a は、ゲート内加算処理した後に周波数分析を実行する。第 2 のタイプのドブラ処理部 4 6 b は、周波数分析を実行した後にゲート内加算処理を実行する。

【 0 0 6 1 】

上述のように、ゲート内加算処理により受信ビームの数は、複数本から 1 本に削減される。従って計算量の削減のため、ゲート内加算処理は、できるだけ早い段階で実行された方がよい。すなわち、ドブラ処理部 4 6 a は、ドブラ処理部 4 6 b に比して、ゲート内加算処理以降の計算量を削減できる。

40

【 0 0 6 2 】

一方、上述のように、周波数分析前にゲート内加算処理をする場合、計算コストの高い時相一致処理を実行する必要がある。ドブラ処理部 4 6 b は、周波数分析以後にゲート内加算処理を実行するので、時相一致処理を実行することなくゲート内加算処理を実行できる。従って、ドブラ処理部 4 6 b は、時相一致処理に伴う計算コストを削減することができる。

【 0 0 6 3 】

このように本実施形態に関するドブラ処理部 4 6 は、複数の受信ビーム（ドブラデータセ

50

ットあるいはスペクトラムデータセット)をゲート内加算処理により合成する。ゲート内加算処理を伴うドブラ画像(合成受信ビームに基づくドブラ画像)は、ゲート内加算処理を伴わないドブラ画像(1つの受信ビームに基づくドブラ画像)に比して、無相関のノイズ成分を含まない。すなわち、ドブラ処理部46は、ドブラ感度(S/N比)を向上することができる。

【0064】

[ステップS5]

表示部60は、ドブラ画像を表示する。図8は、ドブラ画像の表示例を示す図である。図8に示すように、表示画面には、観測領域の設定のためのBモード画像BIとドブラ画像DIとが並べて配置されている。ドブラ画像DI上のドブラ波形は、1つの観測領域について1つ生成される。

10

【0065】

以上でシステム制御部90の制御のもとに行われるドブラモードスキャンが終了する。

【0066】

上記構成により本実施形態に関する超音波診断装置1は、ドブラモードにおいて、送信ビームの送信方向の直交方向に複数の並列同時受信ビームを配列させることができ、従来に比して直交方向に広範囲に観測領域を設定できる。超音波検査中に観測対象が深さ方向以外の方向に動いた場合であっても、超音波診断装置1は、観測対象の血流の速度を検出することができる。従って超音波診断装置1は、観測対象と観測領域との位置ずれによる血流検出精度の低下を防止できる。これに伴い、観測領域位置(サンプリングゲート位置)の再設定に関するユーザの負担を低減することができる。

20

【0067】

かくして本実施形態に関する超音波診断装置は、ドブラモードの超音波検査の効率向上を実現することができる。

【0068】

なお、CWDの場合、送信ビームが占める空間領域が観測領域に設定されるため、観測領域の深さ範囲の設定が不要である。観測領域設定部20は、PWDと同様にして、操作部70を介したユーザによる指示に従って、深さ方向の直交方向に関する観測領域の範囲を設定する。また、観測領域設定部20は、この直交方向に関する観測領域の範囲に応じて受信ビームの本数や角度を設定する。CWDの場合、典型的には、第2のタイプのドブラ処理部46bが利用される。この際、観測領域の深さ範囲の設定が不要なので、ドブラ処理部46bのゲート処理部462は不要である。

30

【0069】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

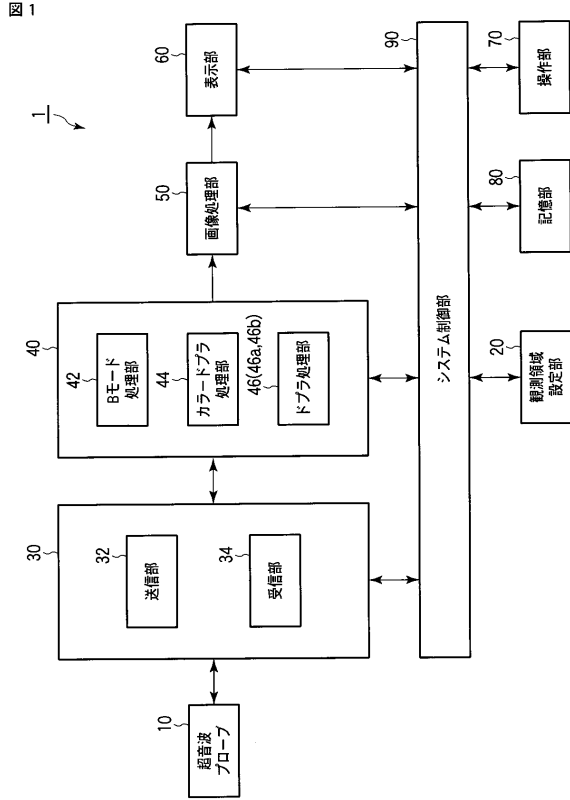
【符号の説明】

40

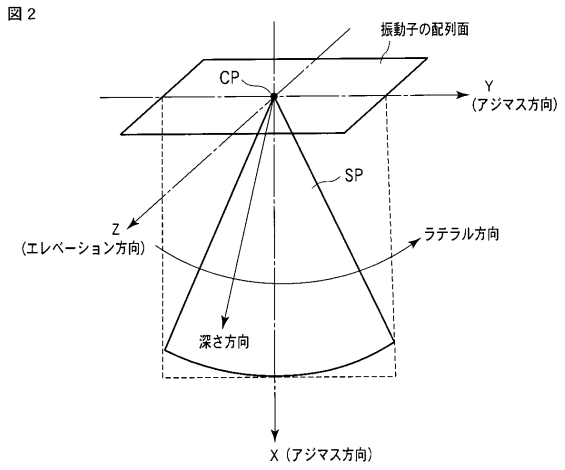
【0070】

1...超音波診断装置、10...超音波プローブ、20...観測領域設定部、30...送受信部、32...送信部、34...受信部、40...信号処理部、42...Bモード処理部、44...カラードブラ処理部、46...ドブラ処理部、50...画像処理部、60...表示部、70...操作部、80...記憶部、90...システム制御部

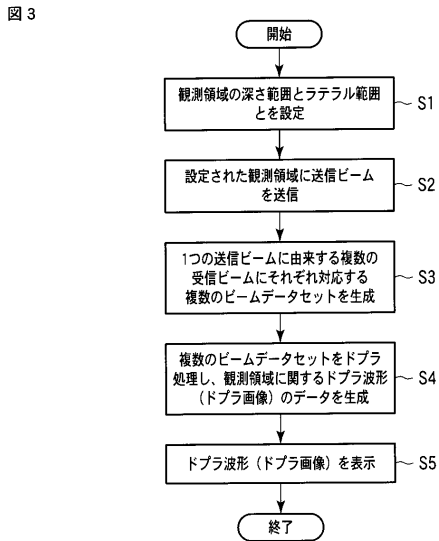
【 図 1 】



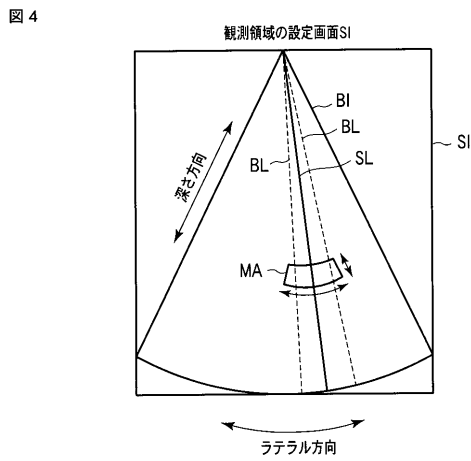
【 図 2 】



【 図 3 】

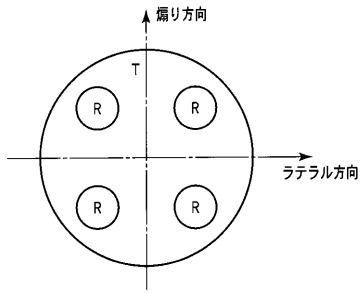


【 図 4 】



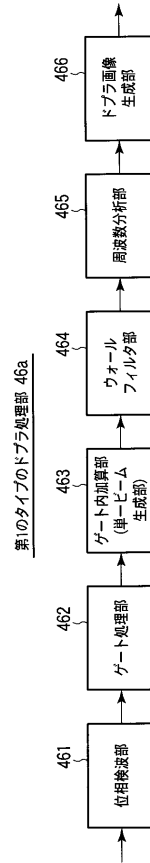
【 図 5 】

図 5



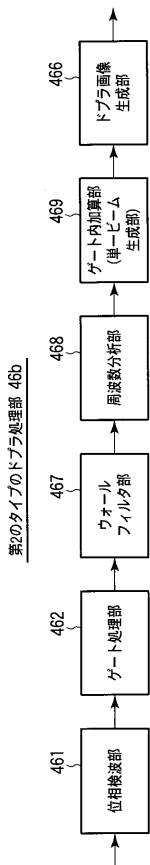
【 図 6 】

図 6



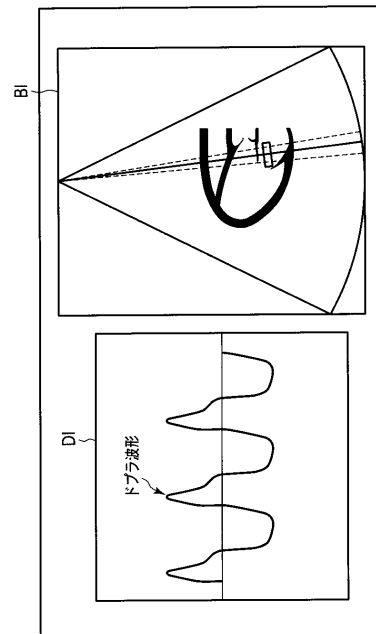
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 中田 一人  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DE02 DE03 EE09 HH28 JB16 JB45 JB49 KK12 KK17 KK25  
KK31 KK42

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012135523A</a>	公开(公告)日	2012-07-19
申请号	JP2010291091	申请日	2010-12-27
[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		
[标]发明人	中田一人		
发明人	中田 一人		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/HH28 4C601/JB16 4C601/JB45 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK42		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提高多普勒模式超声检查的效率。观察区域设定部20根据来自用户的指示，在与超声波发送束的发送方向正交的方向上设定观察区域范围。超声波探头10将超声波传输束发送到设定范围的观察区域，并根据来自观察区域的超声波产生回波信号。接收单元34基于所产生的回波信号，根据设定范围产生分别与多个超声波接收束相对应的多个数据集。多普勒处理单元46基于所生成的多个数据集，生成关于从观察区域中的血流导出的单个多普勒波形的多普勒图像数据。[选型图]图1

