

(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2006-255118

(P2006-255118A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2005-76042 (P2005-76042)

(22) 出願日 平成17年3月16日 (2005.3.16)

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地

(74) 代理人 100098671

弁理士 喜多 俊文

(74) 代理人 100102037

弁理士 江口 裕之

(72) 発明者 小藪 一弥

京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地株

式会社島津製作所内

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD03 DE03 EE01 HH13

JB49 KK17

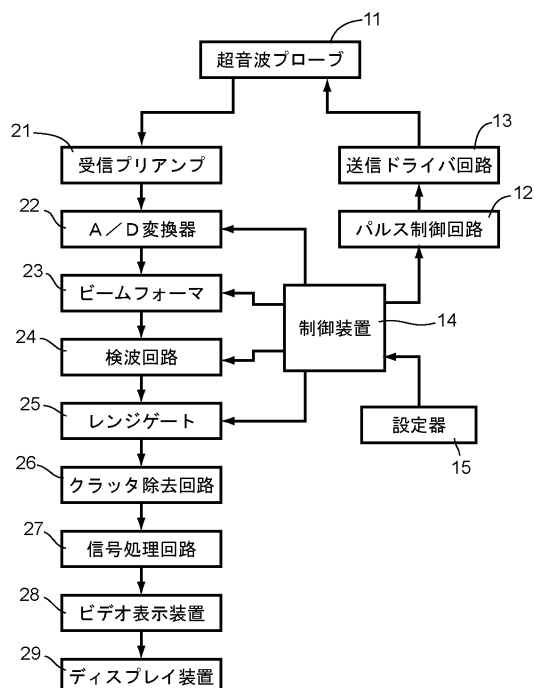
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】パルス状超音波送受信の繰り返し時間を長く設定したときの周波数スペクトル表示画像の時間方向分解能を改善する。

【解決手段】超音波プローブ 11 からの受信信号を検波回路 24 で検波して周波数シフトを表わすデータを得、その一部をレンジゲート 25 で抽出するという動作をパルス状超音波送受信ごとに繰り返し、その繰り返しごとに得たデータを多数点用いて F F T を信号処理回路 27 で行い、各 F F T によって得た周波数スペクトルをディスプレイ装置 29 で表示し、設定器 15 でパルス状超音波送受信の繰り返し時間を長く設定したとき、制御装置 14 の制御の下で、実際は短時間で繰り返しつつ、その繰り返しの何回かに 1 回の割合で飛び飛びに抽出したデータのセットで F F T を行うとともにその抽出する繰り返しの順番を F F T 用データセットごとに順次後方にずらしていくようにする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、該超音波プローブを介してパルス状超音波送受信を繰り返して行う超音波送受信手段と、各回のパルス状超音波送受信ごとに受信した超音波反射波信号の周波数シフトデータを求める検波手段と、上記の求められた所定個数ずつのデータセットから周波数スペクトルを順次得るフーリエ変換手段と、パルス状超音波送受信の繰り返し時間を設定する設定手段と、長いパルス状超音波送受信の繰り返し時間が設定されたときにも短い繰り返し時間でパルス状超音波送受信を繰り返しつつ、その繰り返しの所定回数間隔で飛び飛びに抽出した所定個数ずつのデータのセットを用いて周波数スペクトルを順次得るようにするとともに時間的に隣接する周波数スペクトルを得るために用いたデータセットが相互に重ならないように飛び飛びに抽出するデータを時間方向にずらすように制御する制御手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、医学的な診断に用いられる超音波診断装置に関し、とくに被検体内の流体運動の速度の時間的変化を画像化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、超音波ビームを被検体（被診察者の身体）内に入射し、その反射波を受波することによって身体内の断層像を得たり、ドプラ現象を利用して血流などの速度を表す画像を描出したりするものであり、医学的診断用途に広く普及している。超音波ドプラの基本的な原理は、流体からの反射波が受けたドプラ効果を超音波キャリア周波数の偏移として検出することにより流体の速度情報を得るというものである。 20

【0003】

具体的には、たとえば下記の特許文献 1 などに示されているように、通常、超音波振動子を備えたプローブ（探触子）を用い、これを被検体の表面に密着させる。このプローブ内の振動子を所定周波数の送信信号でパルス的に励振することによってパルス状の超音波を発生し、このパルス状の超音波を被検体内部に放射する。この超音波は被検体内部で反射して戻ってくるので、この反射超音波をプローブで受け、超音波振動子を振動させて電気信号を得る。 30

【特許文献 1】特開平 8 - 10257 号

【0004】

1 個のパルス状超音波を入射した場合、その反射波がづいづいに戻って来て、浅い部分からの反射波は早く到来し、深い部分からの反射波ほど到来時刻が遅くなる。入射超音波が鋭い指向性を持ち、細いビーム状のものとなっていれば、そのビームに沿う深さ方向の細長い領域での反射波がづいづいに受信される。このようにビーム状の超音波送受信を行うため、これをラインとすることができる。1 ラインの反射波受信信号にゲートをかけて特定の到来時点の信号のみを抽出すればその超音波ビーム上の所望の深さからの反射波受信信号だけが得られる。 40

【0005】

この受信信号を検波してキャリア周波数からのシフト成分のみ取り出し、それを周波数分析しスペクトルを得る。この周波数スペクトルのピークは流体の速度を示す。これにより、その超音波ビームのその深さにおける速度、たとえばその位置での血管中の血流速度を表わすデータが得られることになる。

【0006】

この周波数シフトのスペクトルを得るのに通常、FFT（高速フーリエ変換）が用いられ、それに必要なデータ点数 C は 2 の階乗（たとえば 128 点あるいは 256 点）とされる。この点数のデータを集めるため、ライン繰り返し時間に C を乗じただけの時間がかかることになる。たとえば、128 点のデータセットを用いて FFT を行い周波数スペクト 50

ルを得る場合、ライン繰り返し時間が $100\ \mu\text{sec}$ であるとする、 $100\ \mu\text{sec} \times 128 = 12.8\ \text{msec}$ かけて1つのデータセットが得られることになる。なお、ラインの繰り返し時間は、速度がドブラ効果による周波数シフトとして現れてくる関係上、測定したい流体の最大速度に対応するドブラ周波数シフトが、繰り返し時間で表わされる周波数の $1/2$ (ナイキスト周波数) 内に収まるよう選択する必要がある。

【0007】

こうして順次得られる周波数スペクトルを縦方向に表わし、横方向を時間軸として並べれば図3のようになる。この図3では順次得られるスペクトルのピークは黒丸印31で示されており、これが周波数シフト f (速度) を表わすことになる。これにより、たとえば特定血管中の血流速度の時間変化カーブ32が表わされる。ディスプレイ装置により表示する場合には、画像表示領域33内のみ表示することになるので、この領域33が時間経過にともなって右方向に移動していくことになり、実際はディスプレイ装置の画像表示領域33内にカーブ32が左方向にスクロールして見えることになる。

10

【0008】

このようなスクロール画像が $10\ \text{msec}$ ごとにスペクトルを必要としているとすると、上記の例でいえば $2.8\ \text{msec}$ 分のデータ (28ライン分のデータ) が前後2つのスペクトルを得るのに重複して使用されるというように、通常、データセットの一部は重複してFFTに使用されることになる。これをもう少し詳しく説明すると、図4のAで示すように、 $100\ \mu\text{sec}$ ごとにラインを繰り返してそのラインごとに1点ずつデータを得る。そして、(a1)のように128点そろった時点でFFTを行い、周波数スペクトルを求め、つぎに(a2)のように $10\ \text{msec}$ 経過した時点でつぎの128点のデータセットを用いてFFTを行って周波数スペクトルを求める。この場合(a1)の128点のデータセットと(a2)の128点のデータセットは、28点のデータにつき共通となっている。

20

【0009】

ここで、流体運動する物体の速度が低い場合、より周波数分解能を上げるためにラインの繰り返し時間を大きくとるが、その場合も表示スクロール速度は変わらず $10\ \text{msec}$ ごとにスペクトルを必要としているため、前後の周波数スペクトルで使用されるデータセットの重複度合いが高くなる。たとえば、図4のBで示すように $300\ \mu\text{sec}$ でラインの繰り返しが行われる場合、(b1)のように $300\ \mu\text{sec} \times 128 = 38.4\ \text{msec}$ かけて128点のデータセットがそろい、FFTによる周波数スペクトルが求められる。つぎに $10\ \text{msec}$ が経過した時点で(b2)のように128点のデータを用いてFFTを行うとすると、(b1)の128点のデータセットと(b2)の128点のデータセットとでは、 $28.4\ \text{msec}$ 分つまり95本のラインで求めた95点のデータについて共通となっている。

30

【0010】

そのため、このように測定対象速度が遅くラインの繰り返し時間を長くとる場合には、スペクトルデータの時間方向の分解能が低下することとなり、すなわちスクロール画像の横方向の分解能が劣化した全体的にぼやけた画像になってしまうという問題がある。

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

この発明は、上記に鑑み、測定対象速度が遅くラインの繰り返し時間を長くとるような場合でもドブラ周波数シフトのスペクトルの時間分解能を低下させないよう改善した超音波診断装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記の目的を達成するため、請求項1の発明による超音波診断装置においては、超音波プローブと、該超音波プローブを介してパルス状超音波送受信を繰り返して行う超音波送受信手段と、各回のパルス状超音波送受信ごとに受信した超音波反射波信号の周波数シフ

50

トデータを求める検波手段と、上記の求められた所定個数ずつのデータセットから周波数スペクトルを順次得るフーリエ変換手段と、パルス状超音波送受信の繰り返し時間を設定する設定手段と、長いパルス状超音波送受信の繰り返し時間が設定されたときにも短い繰り返し時間でパルス状超音波送受信を繰り返しつつ、その繰り返しの所定回数間隔で飛び飛びに抽出した所定個数ずつのデータのセットを用いて周波数スペクトルを順次得るようにするとともに時間的に隣接する周波数スペクトルを得るために用いたデータセットが相互に重ならないように飛び飛びに抽出するデータを時間方向にずらすように制御する制御手段とが備えられていることが特徴となっている。

【発明の効果】

【0013】

請求項1の発明では、パルス状超音波送受信（ライン）の繰り返し時間を設定することができるようにしているが、そのラインの繰り返し時間が長く設定されたときにも、短い繰り返し時間でラインごとにデータを得るようにし、そのラインごとに得られるデータを所定のライン間隔で飛び飛びに抽出し、この飛び飛びのデータをフーリエ変換のために用いるデータセットとしている。そのため、短い繰り返し時間でも実質的には長い繰り返し時間で得たデータと同じデータをフーリエ変換することができる。これとともに、時間的に隣接して得られる周波数スペクトルを得るために用いたデータセットが重ならないように飛び飛びに抽出するデータを時間方向にずらすようにしている。このように時間的に隣接して得られる周波数スペクトルを得るためのデータセットを構成する各データは重複することがないので、これらの周波数スペクトルが時間軸方向に並べられて表示されたときに見かけ上時間分解能が改善される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

つぎに、この発明を実施した超音波診断装置について図面を参照して説明する。

【実施例】

【0015】

この発明の実施例にかかる超音波診断装置は図1に示すように構成されており、この図において、超音波プローブ11は被検体（被検者の腹部などの身体）にあてられるもので、超音波振動子を有し、超音波ビームの身体内への送信と身体内部からの反射波の受信を行う。送信ドライバ回路13は、パルス制御回路12からのパルスに応じて超音波帯域の周波数の駆動信号をパルス状に発生する。このパルス状の駆動信号が超音波プローブ11に送られることにより、その超音波振動子がパルス的に駆動されて励振される。これにより超音波プローブ11から超音波がパルス状に発生して、被検体内に放射される。

【0016】

被検体内で反射した超音波はプローブ11に戻ってきてその振動子を振動させて受信信号を出力させる。この受信信号は受信プリアンプ21を経てA/D変換器22に送られデジタル信号に変換される。この受信超音波反射波のデジタル信号はビームフォーマ23に送られ、鋭い指向性の受信超音波ビームの電子的な形成がなされることにより、そのビーム上の信号が取り出され、検波回路24に送られて、超音波キャリアの周波数で複素検波され、IとQのデータが得られる。このI、Qのデータはレンジゲート25を経て所定の時間範囲内のみ通過させられることにより、所定の反射深さのデータのみ取り出される。この受信超音波ビームの指向性と反射深さの限定により、所望の血管部分などの特定領域からの反射波のキャリア周波数からのドップラシフトを表すデータが取り出されることになる。なお、このデータのS/N比を改善するために数データを積算して使用する。

【0017】

このレンジゲート25を経た信号はクラッタ除去回路26に送られ、流体以外の信号が低減された後、信号処理回路27に送られ、FFT（高速フーリエ変換）処理やFIR（Finite Impulse Response）フィルタ処理などを受ける。ビデオ表示装置28およびディスプレイ装置29は、FFT処理によって得られた周波数スペクトルを時間的にスクロールしながら表示することによって、図3に示すような流速の時間的な変化を表す波形32

10

20

30

40

50

を表示する。

【0018】

この超音波診断装置には設定器15が備えられており、ユーザーがこの設定器15を操作することによりパルス状超音波送受信(ライン)の繰り返し時間などの種々のパラメータや撮像モード等の自由な設定ができるようになっている。なおこの設定器15は、通常、キーボードやマウス等の入力装置とディスプレイ装置29の画面上に現れる設定画面およびこれらを制御する設定プログラムより構成される。

【0019】

この設定器15によってラインの繰り返し時間を設定すると、制御装置14がパルス制御回路12やA/D変換器22、ビームフォーマ23、レンジゲート25等を制御し、その設定繰り返し時間通りにパルス状超音波送受信を繰り返す。ここで、ラインの繰り返し時間を100 μ secと短く設定し128点のデータセットでFFTを行う場合は、上記で図4のAを参照して説明したものと同一動作となる。

【0020】

これに対して、ラインの繰り返し時間を300 μ secと長くし128点のデータセットでFFTを行うよう設定した場合、図4のBに示すようにライン繰り返し時間を実際に300 μ secにすることもできるが、選択によって、実際のライン繰り返し時間を100 μ secと短いままとして図2の(a)のようにラインを繰り返し、図2の(b1)のようにラインの2回置きにつまり3回に1回の割合で飛び飛びに検波回路24の出力を抽出するようレンジゲート25を制御するようにもできる。この場合、100 μ sec \times 3 = 300 μ secに1個データを得るので、擬似的に繰り返し時間を300 μ secとした場合と同じレートでFFT用データを得ることになる。その結果、300 μ sec \times 128 = 38.4 msecの時間をかけて128点のデータをそろえてFFTを行うことになる。

【0021】

つぎに10 msec経過したとき、同様にラインの2回置きに1回の割合で得た128点のデータセットを用いて2回目のFFTを行う。この2回目のFFTで用いる128点のデータセットのうち38.4 msec分つまり95点のデータについては、第1回目のFFTで用いた128点のデータと時間的に重なることは避けられないが、ここでは図2の(b2)に示すように、1回目のFFTで用いたデータに対して1ライン分時間的に後方にずれたデータを抽出するようにして、その95点のデータが完全に同じものとなることを回避している。3回目のFFTでも、同様に1ライン分時間的に後にずらしながらラインの2回置きに1回の割合でデータを抽出し、この抽出されたデータによって構成される128点のデータセットを用いる。

【0022】

その結果、図3の画像表示領域33で示されるようなスクロール画像の各周波数スペクトル(スペクトル自体は縦方向に表示されこれが横方向に並べられる)の時間分解能が見かけ上向上し、そのスペクトルによって表わされる速度変化カーブ32の時間分解能が改善されたように見える。

【0023】

なお、上記は一つの実施例に関する説明にすぎず、この発明の趣旨を逸脱しない範囲で具体的な構成などは種々に変更できることはいうまでもない。ラインの繰り返し時間やラインごとのデータ抽出割合などの具体的に数値についても同様に種々の値をとり得る。ライン繰り返し時間を長く設定したとき、その繰り返し時間と実際に行う短いライン繰り返し時間との比率は3:1としたが、これ以外に2:1や4:1など整数の比率にすることができるとともに、5:2などの整数以外の比率とすることも可能であり、ラインごとのデータ抽出割合もこの比率に応じて定めることができる。

【産業上の利用可能性】

【0024】

この発明にかかる超音波診断装置によると、ラインの繰り返し時間を長くするような場

10

20

30

40

50

合、ドブラ周波数シフトのスペクトルの時間分解能を見かけ上低下させないように改善することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】この発明の一実施例にかかる超音波診断装置のブロック図。

【図 2】上記実施例におけるライン繰り返し時間とデータ取得シーケンスとの関係を示すタイムチャート。

【図 3】表示される周波数スペクトル、速度変化カーブおよび画像表示領域を示すグラフ

。

【図 4】従来例でのライン繰り返し時間とデータ取得シーケンスとの関係を示すタイムチャート。

10

【符号の説明】

【 0 0 2 6 】

1 1 ... 超音波プローブ

1 2 ... パルス制御回路

1 3 ... 送信ドライバ回路

1 4 ... 制御装置

1 5 ... 設定器

2 1 ... 受信プリアンプ

2 2 ... A / D 変換器

20

2 3 ... ビームフォーマ

2 4 ... 検波回路

2 5 ... レンジゲート

2 6 ... クラッタ除去回路

2 7 ... 信号処理回路

2 8 ... ビデオ表示装置

2 9 ... ディスプレイ装置

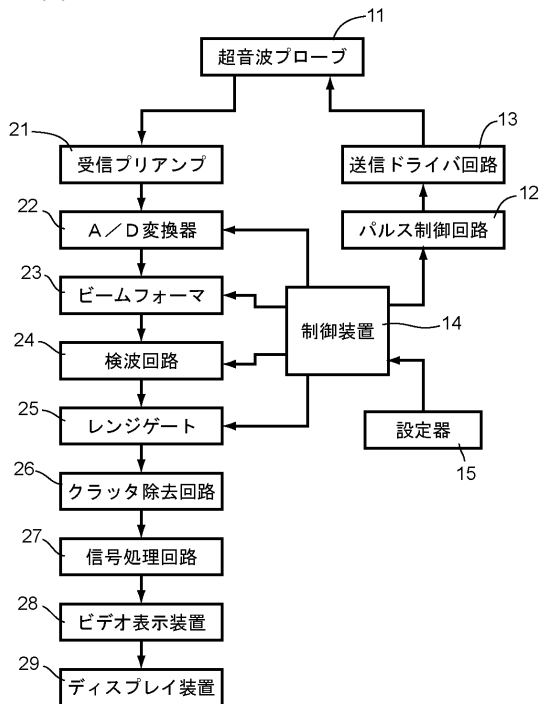
3 1 ... 周波数スペクトルのピーク

3 2 ... 速度変化カーブ

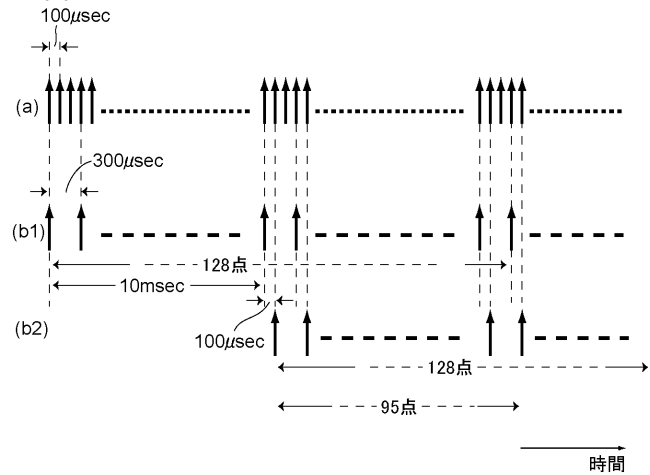
3 3 ... 画像表示領域

30

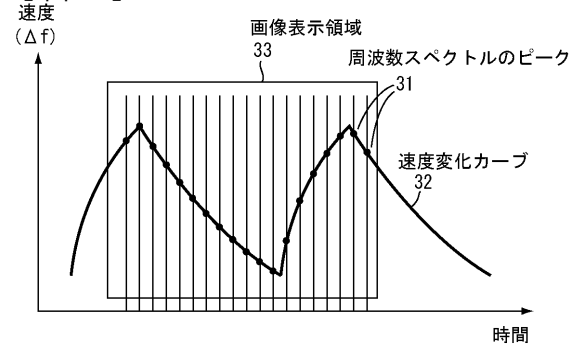
【図 1】



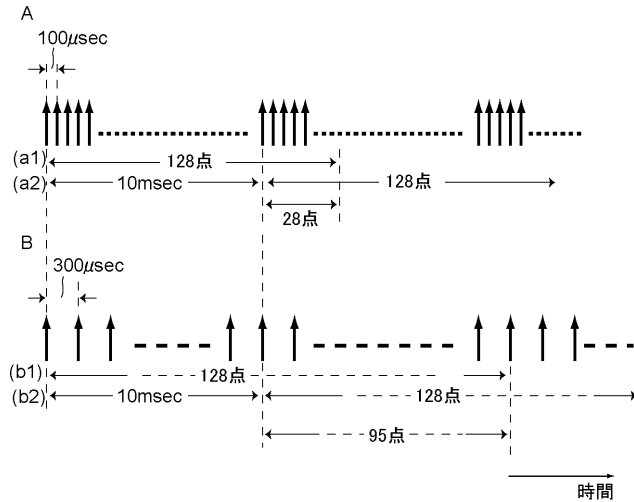
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006255118A	公开(公告)日	2006-09-28
申请号	JP2005076042	申请日	2005-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	小藪 一弥		
发明人	小藪 一弥		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE01 4C601/HH13 4C601/JB49 4C601/KK17		
代理人(译)	北敏文 江口浩之		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当设置脉冲超声波发送/接收的重复时间较长时，提高频谱显示图像的时间方向分辨率。 解决方案：来自超声波探头11的接收信号由检测电路24检测，以获得表示频移的数据，并且一部分数据由测距门25提取。 由信号处理电路27执行使用每次重复获得的大量数据的FFT，在显示装置29上显示通过每次FFT获得的频谱，并且由设置器15设置脉冲式超声波发送/接收的重复时间。 设定时，在控制装置14的控制下，虽然实际上在短时间内重复，但是以每重复几次和要提取的重复顺序间隔提取的数据组进行FFT。 对于每个FFT数据集，顺序地而后移。 [选型图] 图1

