

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の診断部位との間で超音波ビームを送受信して取得した受信信号を基に、前記診断部位の断層像のデータと観測位置における血流の流速スペクトラムのデータとを取得して、前記流速スペクトラムの時間的变化を示す F F T 画像を少なくとも表示する超音波画像診断装置において、

前記 F F T 画像の波形の折り返りを検出したか否かによって流速レンジを調整し、この流速レンジを表示できる程度の前記 F F T 画像の表示領域からなる表示形態を設定する表示形態設定手段と、

前記 F F T 画像を、前記表示形態設定手段で設定した表示形態で表示する表示系とを備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。 10

【請求項 2】

前記表示系には、前記表示形態をとる標準 T V 信号に合成・変換する D S C と、前記標準 T V 信号をアナログ変換する D / A 変換器と、この D / A 変換器の出力信号を基に前記 F F T 画像を表示する表示器とを具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記表示形態設定手段は、前記 F F T 画像の表示領域と、前記断層像の表示領域からなる表示形態を設定し、前記表示系は、前記断層像と前記 F F T 画像とを前記表示形態で分割表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。 20

【請求項 4】

前記表示形態設定手段は、前記 F F T 画像の表示領域と、この表示領域から反射的に決定される前記断層像の表示領域とからなる表示形態を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記表示形態設定手段は、前記 F F T 画像の波形に折り返りがある場合、前記折り返りが検出されなくなる程度まで流速レンジを広げ、その流速レンジを表示できる程度の前記 F F T 画像の表示領域と、この表示領域から反射的に決定される前記断層像の表示領域とからなる表示形態を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記表示形態設定手段は、前記 F F T 画像の波形に折り返りがない場合、前記折り返りが検出しない程度まで流速レンジを狭め、その流速レンジを表示できる程度の前記 F F T 画像の表示領域と、この表示領域から反射的に決定される前記断層像の表示領域とからなる表示形態を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。 30

【請求項 7】

前記表示形態設定手段は、前記流速スペクトラムにてドプラ偏移周波数のスケールパラメータの変化に順じて、F F T 画像上の波形の折り返りを自動的に検出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

前記表示形態設定手段に、前記 F F T 画像の表示領域及び前記断層像の表示領域からなる分割表示の表示形態に固定する分割表示固定モードと、前記 F F T 画像の表示領域及び前記断層像の表示領域からなる分割表示の表示形態、前記 F F T 画像の表示領域からなる単独表示の表示形態、並びに、前記 F F T 画像の表示領域に前記断層像の表示領域を重畳してなる重畳表示の表示形態を自動的に切り替える自動切換モードとをプリセットしたことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。 40

【請求項 9】

前記自動切換モードの場合、前記断層像の表示領域を予め設定された所表示領域に縮小したとき、前記分割表示の表示形態を前記重畳表示の表示形態に自動的に切り替えることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 10】

前記表示系には、前記表示形態をとる標準TV信号に合成・変換するDSCと、前記標準TV信号をアナログ変換するD/A変換器と、このD/A変換器の出力信号を基に断層像及びFFT画像を分割表示する表示器とを具備したことを特徴とする請求項3に記載の超音波画像診断装置。

【請求項11】

前記表示形態設定手段は、前記FFT画像の表示領域を予め設定された所要表示領域に縮小したとき、前記FFT画像は、表示領域が画面全領域からなる表示形態にて、流速スケールを拡大して表示させることを特徴とする請求項3に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

診断部位の断層像と観測位置の血流の流速スペクトラムとのデータを取得して、流速スペクトラムの時間的变化を示すFFT画像を少なくとも表示する技術に係り、特に、最適な流速レンジでFFT画像を表示する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波パルスドプラ法と超音波パルス反射法とを併用し、一つの超音波プローブで被検体内の診断部位との間で超音波ビームを送受信して取得した受信信号を基に、診断部位の断層像（白黒Bモード断層像）と観測位置の血流の流速スペクトラムとのデータを取得して、流速スペクトラムの時間的变化を示すFFT画像を少なくとも表示する超音波

20

【0003】

超音波画像診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動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じる反射信号を超音波振動子によって受信する。そして、反射信号を基にした画像を表示器に表示するものである。

【0004】

超音波画像診断装置では、Bモード断層像（CDI：Color Doppler Image）とFFT（Fast Fourier Transform）の処理によって得られるFFT画像とを、表示器の画面上に並列表示する。Bモード断層像とFFT画像とは、表示器の画面上に上下に並列表示されたり、左右に並列表示されたりする。現在では、Bモード断層像を上段（UP）に、FFT画像を下段（DOWN）にそれぞれ表示するUP/DOWN表示が主流である。このUP/DOWN表示では、Bモード断層像とFFT画像とを左右に表示する場合と比較して、時系列的な波形をもつFFT画像を画面上に長時間表示でき、診断メリットが向上する。

30

【0005】

また、超音波画像診断装置では、検出されたドプラ偏移周波数が繰り返し周波数（ $\pm 1/2 f_r$ ）を超えた場合、FFT画像の波形に折り返りが発生する。そこで、FFT画像の波形の折り返りを検出して自動的にPRF（Pulse Repetition Frequency）及び0Hz位置という2つのパラメータを変化させ、折り返りの波形をもたないFFT画像を表示する超音波画像診断装置が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

40

【特許文献1】特開平8-308843号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、Bモード断層像を上段に、FFT画像を下段にそれぞれ表示するUP/DOWN表示の場合、FFT画像の表示時間は長く診断メリット向上する反面、左右表示と比較して流速レンジが狭くなる。特にCardiac/Vascular等の高流速診断を行なう部位では、流速スケールにより流速レンジを高流速にするとFFT画像の波形が折り返った表示になる。また、FFT画像の波形が折り返らないようにFFT-ZERO-SHIFT等で表示器に表示

50

する F F T 画像を適切に設定しなおす必要がある。また、波形の折り返りが無くなったとしても、F F T 画像の波形が高流速の場合を表示領域が狭いと表示誤差が多くなり、表示性能が悪くなるので波形横方向に鈍った表示になり、F F T 診断に支障を来す可能性が大きかった。

【0007】

また、F F T 診断時には、F F T 画像の波形が折り返る問題を解消することのみを目的とするなあら、単純に F F T 画像の表示領域を拡大させたり、また、F F T 画像の単独表示にしたりすることも考えられる。しかし、オペレータや被検体である患者の病症等によっては、例え小さい表示でも B モード断層像を並べて表示することが要求される場合もある。よって、B モード断層像の表示を無視することはできず、必要に応じた B モード断層像の表示が求められる。

10

【0008】

さらに、特許文献 1 に係る発明では、折り返りの発生したタイミングで F F T 画像自体が拡大表示され、表示が拡大される毎に流速目盛の間隔が変更される。よって、オペレータは表示が拡大される毎に流速目盛を読み取る必要があった。

【0009】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、F F T 画像の波形の折り返りが発生しない最適な F F T 画像を表示でき、オペレータにとって快適な F F T 診断の環境を構築することができる超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

20

【0010】

本発明に係る超音波画像診断装置は、上述した課題を解決するために、被検体内の診断部位との間で超音波ビームを送受信して取得した受信信号を基に、前記診断部位の断層像のデータと観測位置における血流の流速スペクトラムのデータとを取得して、前記流速スペクトラムの時間的变化を示す F F T 画像を少なくとも表示する超音波画像診断装置において、前記 F F T 画像の波形の折り返りを検出したか否かによって流速レンジを調整し、この流速レンジを表示できる程度の前記 F F T 画像の表示領域からなる表示形態を設定する表示形態設定手段と、前記 F F T 画像を、前記表示形態設定手段で設定した表示形態で表示する表示系とを備えた。

【発明の効果】

30

【0011】

本発明に係る超音波画像診断装置によると、F F T 画像の波形の折り返りが発生しない最適な F F T 画像を表示でき、オペレータにとって快適な F F T 診断の環境を構築することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明に係る超音波画像診断装置の実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

【0013】

図 1 は、本発明に係る超音波画像診断装置の実施の形態を示す概略図である。

40

【0014】

図 1 は、超音波パルスドプラ法と超音波パルス反射法とを併用し、一つの超音波プローブで被検体内の診断部位との間で超音波ビームを送受信して取得した受信信号を基に、診断部位の断層像（白黒 B モード断層像）と観測位置の血流の流速スペクトラムとのデータを取得して、流速スペクトラムの時間的变化を示す F F T 画像を少なくとも表示する超音波画像診断装置としての超音波ドプラ診断装置 10 を示す。

【0015】

超音波ドプラ診断装置 10 には、被検体内の診断部位との間で超音波ビームを送受信する送受信手段としての超音波プローブ 11、この超音波プローブ 11 に異なる遅延時間を与えて送受信して超音波ビームを電子的に扇状に走査するセクタ電子走査器 12、表示系

50

13、ミキサ21、LPF (Low Pass Filter) 22、直交検波回路(90度DD) 23、スペクトラム演算手段24、表示形態設定手段25、操作パネル26及びコントローラ28が備えられる。このコントローラ28は、操作パネル26の操作信号によってセクタ電子走査器12及びスペクトラム演算手段24の動作を制御し、また、表示形態設定手段25及び操作パネル26の出力信号によって表示系13の動作を制御する。

【0016】

セクタ電子走査器12には、基準クロックを発生させる基準発信部31と、基準クロックを受けて遅延駆動信号を生成するディレーライン32と、遅延駆動信号を受けて超音波プローブ11のアレイ型の圧電振動子群を励震させるパルサ33と、超音波プローブ11に接続された増幅手段であるプリアンプ34と、このプリアンプ34の出力信号を遅延させるディレーライン32と、このディレーライン32の遅延信号を加算する加算器35と、この加算器35の出力信号を対数増幅及び包絡線検波に付す検波器36とが設けられる。

10

【0017】

セクタ電子走査器12の検波器36の出力信号はBモード断層像の画像信号としてDSC51に供給される。

【0018】

一方、電子走査器12の加算器35の出力は、位相検波用のミキサ21を介してLPF (Low Pass Filter) 22にも与えられる。また、基準発信部31の出力信号は、ミキサ21の一方のチャンネルに直接与えられ、直交検波回路23を介してミキサ21の他方のチャンネルに接続されている。このため、セクタ電子走査器12における整相加算された受信エコー信号がミキサ21に加えられる他、基準発信部31からの基準信号 f_0 がミキサ21の2チャンネルに各々加えられる。これにより、ミキサ21はドプラ偏移信号 f_d と信号 $(2f_0 + f_d)$ をLPF 22に出力する。

20

【0019】

LPF 22では、ミキサ21からの混合信号の内の高周波成分が除去され、ドプラ偏移信号 f_d のみが得られる。このドプラ偏移信号 f_d は、血流情報に演算するための位相検波出力であり、スペクトラム演算手段24に出力される。

【0020】

スペクトラム演算手段24には、サンプリングパルスを出力するレンジゲート回路41と、サンプリングパルスを入力するサンプルホールド(S/H)回路42と、このS/H回路42の出力をフィルタリングするBPF (Band Pass Filter) 43と、このBPF 43の出力をデジタル化するA/D変換器44と、このA/D変換器44の変換出力を周波数解析するFFT (Fast Fourier Transform: 周波数解析器) 45とが設けられる。FFT 45の出力端はFFT画像平均回路(図示しない)を介してDSC51に接続されている。なお、S/H回路42、BPF 43及びA/D変換器44は共に2チャンネルであるとする。

30

【0021】

レンジゲート回路41は、操作パネル26からコントローラ28を介して与えられる観測位置(レンジゲート、サンプリングポイント、サンプリングボリュームとも呼ばれる)の位置信号に基づいて遅延時間を任意に設定可能な回路構成になっており、超音波プローブ11と所要のレンジゲートの位置との間を超音波信号が往復するに相当する時間だけレートパルスよりも遅延させ、かつ、設定幅を有するサンプリングパルスをS/H回路42に供給する。

40

【0022】

S/H回路42は、LPF 22からの位相検波出力信号をサンプルパルスでサンプルホールドする。このサンプルホールドされた位相検波信号は、BPF 43を介して、S/H回路42でのサンプリングによって生じた高周波成分、血管壁等からの固定反射信号、比較的遅い動きによるドプラ偏移周波数に相当した成分が除去される。よって、BPF 43では、血流によるドプラ偏移信号のみが抽出される。

50

【0023】

F F T 4 5 は、高速フーリエ変換回路を有し、A / D 変換器 4 4 から入力したドプラ偏移周波数の周波数解析を行ない、その解析結果、すなわち、F F T 4 5 の出力波形を輝度で示すドプラスペクトラム（周波数スペクトルパターン）を D S C 5 1 に出力する。

【0024】

操作パネル 2 6 は、オペレータが任意に操作可能なトラックボールやキーボードを具備している。操作パネル 2 6 の操作を介して、前述したレンジゲート位置信号及びフリーズ指令信号をレンジゲート回路にそれぞれ出力する。

【0025】

表示系 1 3 には、D S C (Digital Scan Converter) 5 1、D / A 変換器 5 2 及び表示器としての C R T (Cathode Ray Tube) 5 3 が具備される。D S C 5 1 は、電子走査器 1 2 から出力する B モード断層像のデータと、スペクトラム演算手段 2 4 から出力する流速スペクトラムのデータとを、所要の表示形態をとる標準 T V 信号に合成・変換し、この標準 T V 信号を D / A 変換器 5 2 に送る。標準 T V 信号は D / A 変換器 5 2 でアナログ変換され、D / A 変換器 5 2 の出力信号を C R T 5 3 に供給する。よって、所要の表示形態から決まる表示領域の B モード断層像と F F T 画像とを C R T 5 3 の画面全領域に表示する。F F T 画像は、流速スペクトラムを縦軸に時間を横軸に設け、その流速スペクトラムが時々刻々と変化するパターンを示すものである。

【0026】

図 2 は、B モード断層像と F F T 画像との分割表示の一例を示す概略図である。

【0027】

図 2 では、診察部位の B モード断層像を C R T 5 3 の上段 (U P) に、F F T 画像を下段 (D O W N) に、かつ、B モード断層像の表示領域対 F F T 画像の表示領域を、例えば 3 対 2 とした場合の表示形態を示す。ドプラ偏移周波数 f_d が繰り返し周波数 ($\pm 1 / 2 f_r$) を超える場合、B モード断層像の表示領域対 F F T 画像の表示領域を固定すると、図 2 に示したように、F F T 画像の波形に容易に折り返りが発生する。特に Cardiac/Vascular 等の高流速診断を行なう診断部位では、流速スケールにより流速レンジを高流速にすると F F T 画像の波形が折り返った表示になり易い。

【0028】

図 1 に示された超音波ドプラ診断装置 1 0 の表示形態設定手段 2 5 は、流速スペクトラムにおいてドプラ偏移周波数 f_d の P R F (Pulse Repetition Frequency) や交互段数等のスケールパラメータの変化に順じて、F F T 画像上の波形の折り返りを自動的に検出する。表示形態設定手段 2 5 は、F F T 画像の波形の折り返りが検出されたか否かによって、流速レンジを調整し、波形の折り返りが検出されない適正な流速レンジを求め、この適正な流速レンジを表示できる程度の F F T 画像の表示領域を決定する。これにより、分割表示の他方である B モード断層像の表示領域が反射的に決定される。表示形態設定手段 2 5 は、F F T 画像の適正な流速レンジにて決定された B モード断層像の表示領域と、F F T 画像の表示領域とからなる分割表示の表示形態を設定する。

【0029】

例えば、図 2 のように、F F T 画像が折り返された波形となった場合、表示形態設定手段 2 5 は折り返りを自動的に検出する。折り返りを自動的に検出すると、表示形態設定手段 2 5 は、折り返りが検出されなくなる程度まで流速レンジを広げる。表示形態設定手段 2 5 は、広げられた流速レンジを表示できる程度の F F T 画像の表示領域を決定し、分割表示の他方である B モード断層像の表示領域を反射的に決定する。表示形態設定手段 2 5 は、広げられた流速レンジにて決定した B モード断層像の表示領域と、F F T 画像の表示領域とからなる分割表示の表示形態を設定する。

【0030】

一方、例えば、F F T 画像の波形の折り返りが検出されない場合、表示形態設定手段 2 5 は、波形の折り返りが検出される程度まで流速レンジを狭める。表示形態設定手段 2 5 は、狭められた流速レンジを表示できる程度の F F T 画像の表示領域を決定し、また、分

10

20

30

40

50

割表示の他方である B モード断層像の表示領域を反射的に決定する。表示形態設定手段 25 は、F F T 画像の狭められた流速レンジにて決定した B モード断層像の表示領域と、F F T 画像の表示領域とからなる分割表示の表示形態を設定する。

【0031】

表示形態設定手段 25 で設定した表示形態は、コントローラ 28 を介して D S C 51 に送られる。D S C 51 では、B モード断層像と F F T 画像とを、表示形態設定手段 25 で設定した表示形態をとる標準 T V 信号に合成・変換し、この標準 T V 信号を D / A 変換器 52 を介して C R T 53 に供給する。よって、C R T 53 は、図 2 の表示に対して縮小された表示領域の B モード断層像と、流速レンジ方向に拡大された表示領域であり波形の折り返りのない F F T 画像とを分割表示する。

10

【0032】

図 3 は、B モード断層像と F F T 画像との分割表示の一例を示す概略図である。

【0033】

図 3 は、表示形態設定手段 25 が折り返りを自動的に検出し、図 2 の表示に対して拡大された表示領域であり折り返りのない F F T 画像と、縮小された表示領域の B モード断層像との分割表示を示すものである。

【0034】

図 3 に示された分割表示は、図 2 と比較して、広げられた流速レンジ分だけ F F T 画像の表示領域を流速レンジ方向に拡大しているので、折り返りのない F F T 画像を表示できると共に、同一画面上に B モード断層像も表示することができる。また、一般的な表示方法では、折り返りが発生したとき、F F T 画像の流速スケールが拡大され、拡大される毎に F F T 画像の流速目盛の間隔が変更される。よって、オペレータは、流速スケールが拡大される毎に流速目盛を読み取る必要があった。

20

【0035】

一方、図 3 に示された分割表示は、F F T 画像の流速スケールを維持したまま、F F T 画像の表示領域を流速レンジ方向に拡大又は縮小するものなので、流速目盛の間隔の変更がない。よって、F F T 画像の表示の拡大又は縮小とは関係なく、オペレータは、継続して一定間隔の流速目盛を読み取ることができる。

【0036】

また、図 3 では、F F T 画像の表示領域と B モード断層像の表示領域とからなる分割表示の表示形態に固定する分割表示固定モードにて診断した場合の表示を示した。しかし、F F T 画像の表示領域及び B モード断層像の表示領域からなる分割表示の表示形態と、F F T 画像の表示領域からなる単独表示の表示形態と、F F T 画像の表示領域の一部領域に B モード断層像の表示領域を重畳してなる重畳表示の表示形態とを自動的に切り替える自動切換モードであってもよい。分割表示固定モードと自動切換モードとは表示形態設定手段 25 に予めプリセットされ、診断前又は診断中、オペレータによって任意にモード選択される。

30

【0037】

自動切換モードの場合、所要表示領域、例えば、分割表示にて F F T 診断に支障を来さない B モード断層像の最小表示領域を予め設定しておく。続いて、折り返りの検出によって流速レンジを広げて F F T 画像の表示領域を拡大し、B モード断層像の表示領域が最小表示領域に反射的に縮小されたとき、重畳表示の表示形態に自動的に切り替える。なお、自動切換モードの場合であっても、オペレータの操作を優先し、分割表示の表示形態を重畳表示の表示形態に自動的に切り替えてもよいし、分割表示の表示形態を単独表示の表示形態に手動的に切り替えてもよい。

40

【0038】

図 4 は、B モード断層像と F F T 画像との重畳表示の一例を示す概略図である。

【0039】

図 4 は、表示形態設定手段 25 が折り返りを自動的に検出し、表示画面の全領域を使った表示領域であり折り返りのない F F T 画像と、F F T 画像の一部の領域に縮小された表

50

示領域のBモード断層像との重畳表示を示すものである。

【0040】

分割表示の表示形態において、Bモード断層像の表示として所要表示領域である最小表示領域を維持しようとする、そのBモード断層像と分割表示されるFFT画像の表示領域が制限されることになる。よって、流速の大きさによっては、FFT画像の波形にて折り返りが発生する可能性がある。しかし、図4に示された重畳表示によると、FFT画像の表示領域が画面大まで拡大されると共に、Bモード断層像も表示することができる。

【0041】

なお、本実施の形態によると、FFT画像の波形の振幅が小さくなるとFFT画像の表示領域が縮小することになるが、予めFFT画像の最小表示領域を設定し、FFT画像の表示領域が最小表示領域に縮小したとき、FFT画像は、表示領域が、例えば画面全領域からなる表示形態にて、流速スケールを拡大して表示してもよい。例えば、FFT画像は、波形の振幅が小さくなるにつれて流速スケールを変えずに表示領域を段階的に縮小し、表示領域が最小表示領域になると流速スケールを拡大して表示し、さらに、波形の振幅が小さくなるにつれて流速スケールを変えずにFFT画像の表示領域を段階的に再び縮小する、という動作を繰り返す。このように、流速スケールのパターンを複数設定し、波形の振幅の所定範囲に対しては同一の流速スケールを割り当てることによって、波形の振幅が所定範囲であるうちは、流速スケールが維持される。よって、大きな振幅から微小な振幅までのFFT画像を、流速スケールを頻繁に変更せずに見易く表示することができる。

【0042】

本発明に係る超音波ドプラ診断装置10によると、FFT画像の波形の折り返りを自動的に検出し、折り返りを検出したか否かによって決定したBモード断層像の表示領域と、FFT画像の表示領域とからなる表示形態を設定する。よって、FFT画像の波形の折り返りが発生しない最適なFFT画像を表示でき、オペレータにとって快適なFFT診断の環境を構築することができる。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】 本発明に係る超音波画像診断装置の実施の形態を示す概略図。

【図2】 Bモード断層像とFFT画像との分割表示の一例を示す概略図。

【図3】 Bモード断層像とFFT画像との分割表示の一例を示す概略図。

【図4】 Bモード断層像とFFT画像との重畳表示の一例を示す概略図。

【符号の説明】

【0044】

- 10 超音波ドプラ診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 セクタ電子走査器
- 13 表示系
- 21 ミキサ
- 22 LPF
- 23 直交検波回路
- 24 スペクトラム演算手段
- 25 表示形態設定手段
- 26 操作パネル
- 28 コントローラ

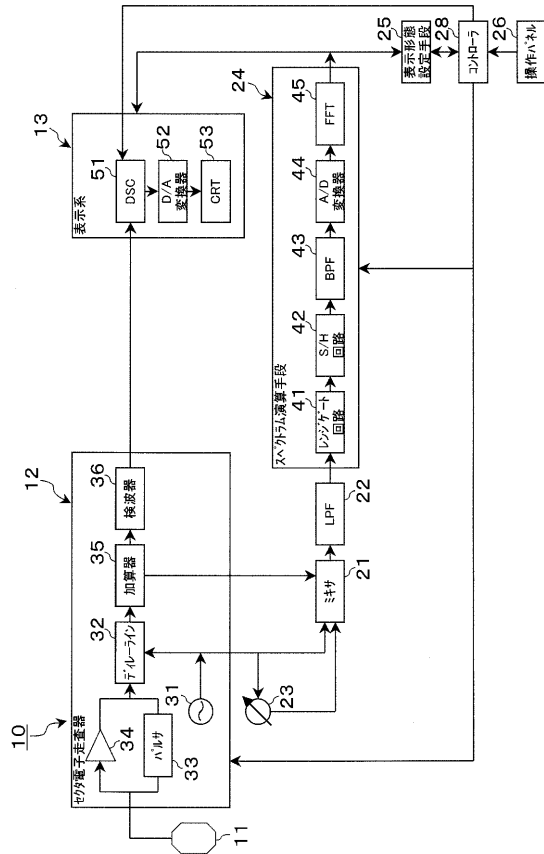
10

20

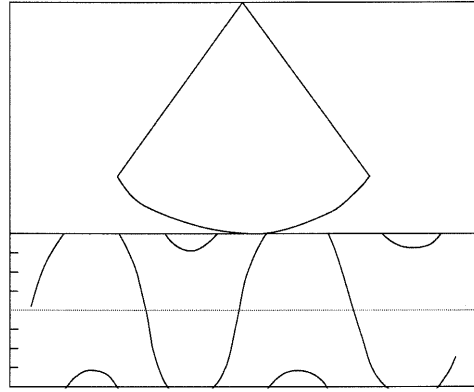
30

40

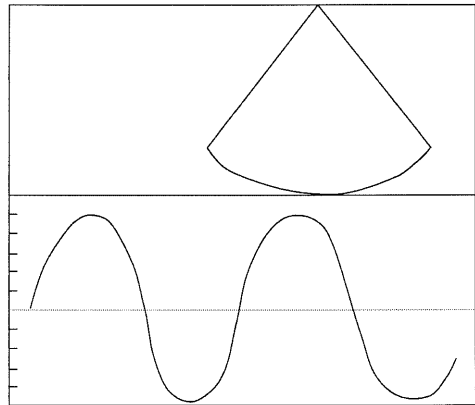
【 図 1 】



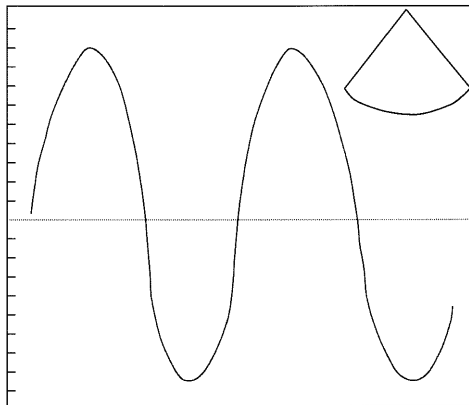
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 大塚 紀昭

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

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 EE11 HH13 KK12 KK17 KK23 KK25

要解决的问题：通过在超声波图像诊断设备中显示最佳FFT图像（其中FFT图像的波形不折返）来构建操作员感到舒适的FTT诊断环境。解决方案：基于通过向/从对象的诊断部位发送/接收超声波束而获得的接收信号，获取诊断部位的断层图像数据和观察位置的血流速度谱数据。然后，在至少显示表示流速谱的时间变化的FFT图像的超声多普勒诊断设备10中，根据是否检测到FFT图像的波形折叠来调整流速范围，并显示该流速范围。显示形式设置装置25用于以由显示形式设置装置25设置的显示形式来显示由FFT图像的显示区域和断层图像的显示区域组成的分割显示的显示形式，并且FFT图像被显示。以及显示系统13。[选型图]图1

