

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4711498号
(P4711498)

(45) 発行日 平成23年6月29日(2011.6.29)

(24) 登録日 平成23年4月1日(2011.4.1)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/06

請求項の数 1 (全 6 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2000-312289 (P2000-312289) (22) 出願日 平成12年10月12日 (2000.10.12) (65) 公開番号 特開2002-113002 (P2002-113002A) (43) 公開日 平成14年4月16日 (2002.4.16) 審査請求日 平成19年9月21日 (2007.9.21)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 伊藤 光明 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内 審査官 川上 則明 (56) 参考文献 特開平11-290321 (JP, A) 特開平02-195948 (JP, A) 特開平06-277217 (JP, A) 特開平09-047451 (JP, A) 特開平07-246206 (JP, A) 特表平10-507936 (JP, A) 最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送波しその反射波を受波する探触子(1)と、この探触子(1)を駆動するとともに前記反射波を反射エコー信号として信号処理する超音波送受信部(2)と、該信号処理された反射エコー信号からドプラ偏移を検出するドプラ検出部(3)と、該検出したドプラ偏移を周波数分析する演算部(4)と、該周波数分析した結果のグラフを生成するデジタルスキャンコンバータ部(6)と、前記グラフを表示する表示部(7)と、前記送受信する超音波をパルス波モードと連続波モードの何れか一方に切り替える手段(5)と、を備えた超音波画像診断装置であって、前記切り替えられたパルス波モードあるいは連続波モードに基づいて前記演算部(4)に入力する周波数分析演算のための分析点を切り替える分析点切替部(53)と、前記分析点切替部(53)を介して供給される周波数分析演算のための分析点を記憶する前記パルス波モードの専用の記憶部(51)及び前記連続波モードの専用の記憶部(52)とを備え、前記分析点切替部(53)は入力された前記パルス波モード又は前記連続波モードを受けて、前記パルス波モード時にパルス波モードの専用の記憶部(51)からの分析点、前記連続波モード時には連続波モードの専用の記憶部(52)からの分析点の読み出しを切り替えること特徴とする超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血流などのドプラ像を得る超音波診断装置に係り、特にパルス波モード、連続波モードともに高画質なドプラ像が得られる超音波画像診断装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来の超音波画像診断装置は、被検体内を移動している血流を動的に把握するために、ドプラ計測を行っている。ドプラ計測は、超音波を被検体内に送波し、移動する血流等を超音波の反射体として反射エコー信号を受波し、その反射エコー信号のドプラ偏移を検出し、そのドプラ偏移を周波数分析し、その周波数分析した結果をドプラ像としてTVモニタなどの表示器に表示することで行われる。

【 0 0 0 3 】

また、この種のドプラ計測には、送波する超音波の波形がパルス波（PW）であれば時間分解能を重視して低速な血流からある程度高速な血流を計測するPWモードと、前記波形が連続波（CW）であれば周波数分解能を重視して高精細な血流像を計測するCWモードの2つの計測モードがある。

そして、上記周波数分析には、高速フーリエ変換（FFT）法が採用されており、その分析点は、FFT処理を行う回路の規模の制約などから、PWとCWの各モードにおいて一定であった。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

最近、CWモードにおいて、FFTの分析点を多くして、周波数分解能を重視したよりきめの細かい分析画像を得たいとのニーズが高まってきた。

一方で、FFTの分析点数をCWに合わせて多くしてしまうと、PWモードにおいて時間軸方向にぼやけた分析画像となってしまうという問題があった。

この問題の原因は、PWモードでは低速血流の計測も行なうので、分析する周波数の分解能（サンプリングレート）が一般にCWモードよりPWモードの方を低くしなければならないからである。

【 0 0 0 5 】

本発明の目的は、CWモードでの周波数分解能の良いドプラ像が得られると共に、PWモードで特に低速血流診断時においてサンプリングレートが低いときでも高画質なドプラ計測に寄与できる超音波画像診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、被検体に超音波を送波しその反射波を受波する探触子（1）と、この探触子（1）を駆動するとともに前記反射波を反射エコー信号として信号処理する超音波送受信部（2）と、該信号処理された反射エコー信号からドプラ偏移を検出するドプラ検出部（3）と、該検出したドプラ偏移を周波数分析する演算部（4）と、該周波数分析した結果のグラフを生成するデジタルスキャンコンバータ部（6）と、前記グラフを表示する表示部（7）と、前記送受波する超音波をパルス波モードと連続波モードの何れか一方に切り替える手段（5）と、を備えた超音波画像診断装置であって、前記切り替えられたパルス波モードあるいは連続波モードに基づいて前記演算部（4）に入力する周波数分析演算のための分析点を切り替える分析点切替部（53）と、前記分析点切替部（53）を介して供給される周波数分析演算のための分析点を記憶する前記パルス波モードの専用の記憶部（51）及び前記連続波モードの専用の記憶部（52）とを備え、前記分析点切替部（53）は入力された前記パルス波モード又は前記連続波モードを受けて、前記パルス波モード時にパルス波モードの専用の記憶部（51）からの分析点、前記連続波モード時には連続波モードの専用の記憶部（52）からの分析点の読み出しを切り替えること特徴とする超音波画像診断装置によって達成される。

【 0 0 0 7 】

【発明の実施の形態】

本発明の超音波画像診断装置の実施の形態について、図面を用いて説明する。

10

20

30

40

50

図1は本発明の超音波診断装置の実施の一形態を示す図、図2は図1のPW/CW分析点切替部の構成例を示す図である。

【0008】

本発明の超音波画像診断装置は、図1に示すように、探触子1と、探触子1と接続される超音波送受信部2と、超音波送受信部2と接続されるドブラ検出部3と、ドブラ検出部3と接続されるFFT演算部4と、FFT演算部4と接続されるPW/CW分析点切替部5と、FFT演算部4と接続されるデジタル・スキャン・コンバータ(DSC)6と、DSC6と接続される表示部7と、PW/CW分析点切替部5、DSC6、表示部7のそれぞれと接続されるCPU8と、CPU8と接続される操作卓9とを有している。

【0009】

探触子1は被検体(図示しない)に当接して被検体内に超音波を送信すると共に被検体内からの反射エコー信号を受信する。超音波送受信部2は、探触子1で送信する超音波のための電気信号を供給すると共に、前記反射エコー信号を増幅し出力する。ドブラ検出部3は、超音波送受信部2の出力信号と所定の周波数の正弦波及び余弦波の参照信号とを混合して、ドブラ偏移信号を検出し出力する。FFT演算部4は、ドブラ検出部3の出力信号をPW/CW分析点切替部5より、PWモードかCWモードかの周波数の分解能(FFTの分析点)を得てFFT法により、周波数分析を行って出力する。PW/CW分析点切替部5は、ドブラのモードがPWモードかCWモードかをオペレータの操作卓9による指示のもとCPU8より与えられるPW/CW切替信号により、FFTの分析点をPWモードかCWモードかに切り替える。DSC6は、FFT演算部4の出力信号を表示部7にグラフ表示させるために、横軸に時間、縦軸に周波数または速度(ドブラ検出の際にドブラ効果を利用して血流速度が求められる)として、検出した周波数成分を輝度としてプロットしたものを出力する。表示部7は、DSC6の出力信号を表示する。CPU8は、PW/CWの分析点切替部5のPW/CWの分析点の切替、DSC6のグラフ表示出力、表示部7の表示をそれぞれ制御する。操作卓9は、オペレータが所望するドブラモード、表示部の表示条件などを適宜調整する入力を行い、その入力をCPU8に引き渡す。

【0010】

次に、PW/CW分析点切替部5の構成例について説明する。

PW/CW分析点切替部5は、図2に示すように、PW用分析点記憶部51と、CW用分析点記憶部52と、PW用分析点記憶部51とCW用分析点記憶部52のそれぞれと接続される分析点切替器53とを有している。また、分析点切替器53には、CPU8からドブラモード切替信号が入力される。

【0011】

PW用分析点記憶部51は、FFT演算部4で用いられるPW用分析点が記憶されている。CW用分析点記憶部52は、同様にCW用分析点が記憶されている。分析点切替器53は、CPU8から入力されるドブラモード切替信号に基づいてそれぞれの分析点記憶部から読み出す分析点を切り替えてFFT演算部4に出力する。

【0012】

まず、ドブラモードをPWモードにする場合には、オペレータが操作卓9にPWモードである旨入力し、その入力されたPWモードを信号としてCPU8に引き渡される。CPU8は引き渡された信号に基づきPW用分析点記憶部51から読み出された分析点がFFT演算部4となるように分析点切替器53を設定する。その後、PWモードのドブラ計測を行う。

【0013】

また、ドブラモードをCWモードに切り替える場合には、オペレータが操作卓9にCWモードである旨入力し、その入力されたCWモードを信号としてCPU8に引き渡される。CPU8は引き渡された信号に基づきCW用分析点記憶部51から読み出された分析点がFFT演算部4となるように分析点切替器53を切替設定する。その後、CWモードのドブラ計測を行う。

【0014】

10

20

30

40

50

本発明の実施形態では、被検体に超音波を送受波する探触子 1 と、探触子 1 に前記超音波を送波させるとともに前記被検体からの反射エコー信号を受波して信号処理させる超音波送受波部 2 と、該信号処理させた反射エコー信号のドブラ偏移を検出するドブラ検出部 3 と、該検出したドブラ偏移を周波数分析する FFT 演算部 4 と、該周波数分析した出力からドブラ像を生成する D S C 6 と、前記被検体に送波する超音波を P W モードと C W モードの何れか一方に操作卓 9 への入力により設定し、該設定した P W モードと C W モードの何れか一方に基づいて前記周波数分析の分析点を選択し、該選択した分析点を前記周波数分析手段に出力する P W / C W 分析点切替部 5 とを備えたので、P W モードと C W モードにおいて FFT の分析点がそのモードによって設定できるから、P W モードでの画像のぼけが解消され、C W モードでの周波数分解能の分析点を任意に設定できるので、きめの細かな C W モードでのドブラ像を得ることができる。

10

【 0 0 1 5 】

また、上記表示の態様は周波数又は速度と時間軸をグラフ表示することで説明したが、周波数又は速度として得られた度数を輝度に変換し、例えば、血流が探触子から遠ざかる方向、近づく方向に青、赤などの色相を付けて表示すれば、所謂カラーフローマッピングの表示への適用も可能である。

【 0 0 1 6 】**【 発明の効果 】**

本発明は、C W モードでの周波数分解能の良いドブラ像が得られると共に、P W モードで特に低速血流診断時においてサンプリングレートが低いときでも高画質なドブラ計測に寄与できる超音波画像診断装置を提供するという効果を奏する。

20

【 図面の簡単な説明 】

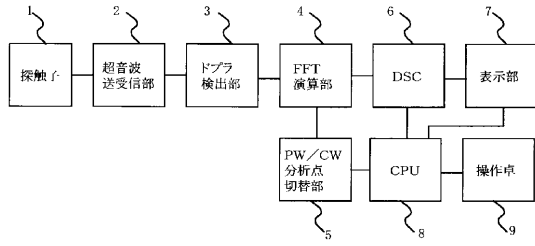
【 図 1 】 本発明の超音波診断装置の実施の一形態を示す図。

【 図 2 】 図 1 の P W / C W 分析点切替部の構成例を示す図。

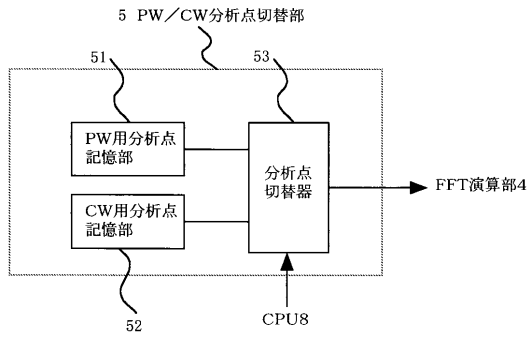
【 符号の説明 】

1 ... 探触子、 2 ... 超音波送受信部、 3 ... ドブラ検出部、 4 ... FFT 演算部、 5 ... P W / C W 分析点切替部、 6 ... D S C、 7 ... 表示部、 8 ... C P U、 9 ... 操作卓

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP4711498B2	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2000312289	申请日	2000-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	伊藤光明		
发明人	伊藤 光明		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/EE07 4C301/JB34 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/JB34 4C601/JB49		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2002113002A JP2002113002A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在连续波（CW）模式下获得具有良好频率分辨率的多普勒图像的超声图像诊断仪器，并且即使在诊断时采样率低，也有助于高图像质量的多普勒测量。具有低速血流，特别是在脉冲波（PW）模式下。解决方案：这提供有操作面板9，用于输入通过PW模式和CW模式的任一模式向/从超声波发送和接收部分2发送和接收的超声波，PW / CW分析点转换部分5至基于设定模式选择要分析的频率的分辨率，并且CPU 8控制FFT运算部分4以基于所选频率的分辨率进行频率分析。

2]

