

(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 202619700 U

(45) 授权公告日 2012. 12. 26

(21) 申请号 201120541829. 4

(22) 申请日 2011. 12. 22

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本国东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 大塚纪昭

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11390

代理人 胡剑辉

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/14(2006. 01)

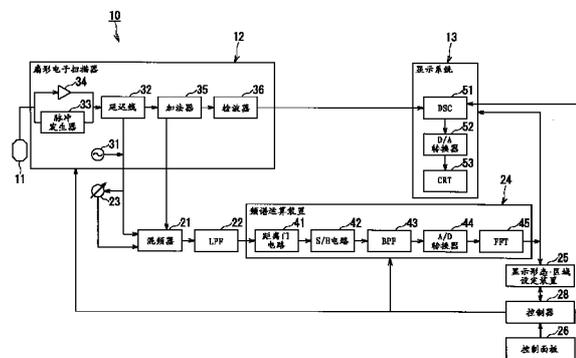
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 实用新型名称

超声波图像诊断装置

(57) 摘要

本实用新型涉及的超声波图像诊断装置具备:折回检测装置,其能够检测表示被检体内的观测位置上的血流的流速频谱的时间变化的FFT图像的波形的折回;流速范围调整装置,其能够根据是否检测到上述折回,来调整上述FFT图像的流速范围;显示控制装置,其在显示上述FFT图像与上述被检体内的诊断部位的断层像时,以固定上述FFT图像及上述断层像的各显示区域的固定模式,与根据上述调整后的流速范围优先调整上述FFT图像的显示区域,并根据该调整自动调整上述断层像的显示区域的自动调整模式中的任一种,使上述FFT图像及上述断层像显示在显示装置上。



1. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具备:

模式设定装置,其在显示表示被检体内的观测位置上的血流的流速频谱的时间变化的FFT图像与上述被检体内的诊断部位的断层像时,设定将上述FFT图像及上述断层像的各显示区域进行固定的固定模式与将上述FFT图像及上述断层像的各显示区域进行调整的自动调整模式中的任一种;

折回检测装置,其在上述自动调整模式时,检测上述FFT图像的波形的折回;

流速范围调整装置,其在上述自动调整模式时,根据是否检测到上述折回来调整上述FFT图像的流速范围;

显示控制装置,其在上述固定模式时,以固定上述FFT图像及上述断层像的各显示区域的方式,使上述FFT图像及上述断层像显示在显示装置上,并在上述自动调整模式时,以根据上述调整后的流速范围,来优先调整上述FFT图像的显示区域,并根据该调整自动地将上述断层像的显示区域进行调整方式,使上述FFT图像及上述断层像显示在上述显示装置上。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,还具有:

信号取得装置,其在与上述被检体内的诊断部位间发送接收超声波束,并取得接收信号;

断层像生成装置,其根据上述接收信号来生成上述断层像;

流速频谱生成装置,其根据上述接收信号来生成上述流速频谱的数据;

上述流速范围调整装置为了扩大上述流速范围,提高上述超声波束的脉冲重复频率(PRF);

上述显示控制装置至少使上述FFT图像大致实时追随上述超声波束的发送接收,并将上述追随的FFT图像与上述断层像显示在上述显示装置上。

3. 根据权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,还具有:

信号取得装置,其在与上述被检体内的诊断部位之间发送接收超声波束,并取得接收信号;

断层像生成装置,其根据上述接收信号,来生成上述断层像;

流速频谱生成装置,其根据上述接收信号来生成上述流速频谱的数据;

上述流速范围调整装置为了使上述流速范围变窄,降低上述超声波束的脉冲重复频率;

上述显示控制装置至少使上述FFT图像大致实时追随上述超声波束的发送接收,并使上述追随的FFT图像与上述断层像显示在上述显示装置上。

超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及以最优的流速范围来显示 FFT 图像的超声波图像诊断装置。

背景技术

[0002] 目前,超声波图像诊断装置被熟知,其将超声波脉冲多普勒法与超声波脉冲反射法并用,由一个超声波探头在与被检体内的诊断部位间发送接收超声波束,并根据取得的接收信号,来取得诊断部位的断层像(黑白 B 模式断层像)与观测位置的血流的流速频谱的数据,并至少显示表示流速频谱的时间变化的 FFT 图像。

[0003] 超声波图像诊断装置向被检体内放射从内置在超声波探头内的超声波振子产生的超声波,并通过超声波振子接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的反射信号。并且,将根据反射信号的图像显示在显示器上。

[0004] 在超声波图像诊断装置中,将由 B 模式断层像(CDI:Color Doppler Image)与 FFT(Fast Fourier Transform)的处理得到的 FFT 图像并列显示在显示器的画面上。B 模式断层像与 FFT 图像被上下并列显示或被左右并列显示在显示器的画面上。目前,分别将 B 模式断层像显示在上侧(UP)、将 FFT 图像显示在下侧(DOWN)的 UP/DOWN 显示为主流。在该 UP/DOWN 显示中,与将 B 模式断层像与 FFT 图像左右显示时相比较,可以在画面上长时间地显示具有时序列的波形的 FFT 图像,并提高诊断优点。

[0005] 另外,在超声波图像诊断装置中,当被检测到的多普勒偏移频率超过了重复频率($\pm 1/2fr$)时,在 FFT 图像的波形中发生折回(折叠)。因此,提出了一种超声波图像诊断装置,其检测 FFT 图像的波形折回,并自动使脉冲重复频率(PRF:Pulse Repetition Frequency)及 0Hz 位置这两个参数发生变化,并显示不具有折回的波形的 FFT 图像。

[0006] 但是,在分别将 B 模式断层像显示在上侧、将 FFT 图像显示在下侧的 UP/DOWN 显示的情况下,FFT 图像的显示时间变长,诊断优点被提高,相反,与左右显示相比较流速范围变窄。特别在进行 Cardiac/Vascular 等高流速诊断的部位中,如果根据流速等级使流速范围变为高流速,则将变为 FFT 图像的波形发生折回的显示。另外,需要重新恰当地设定由 FFT-ZERO-SHIFT 等在显示器上显示的 FFT 图像,以使得 FFT 图像的波形不发生折回。另外,即使变得没有波形的折回,由于在高流速的情况下,如果显示区域变窄则显示误差变多,显示性能变差,因此 FFT 图像的波形在波形横轴方向变为延迟显示,对 FFT 诊断带来障碍的可能性较大。

[0007] 另外,在 FFT 诊断时,只以消除 FFT 图像的波形发生折回的问题为目的,也可以单纯地考虑使 FFT 图像的显示区域扩大,或单独显示 FFT 图像。但是,根据作为操作者或被检体的患者的病症等,有时例如即使在较小的显示中也要求将 B 模式断层像并列显示。由此,不可以忽视 B 模式断层像的显示,要求根据需要的 B 模式断层像的显示。

[0008] 并且,在现有技术中,以发生折回的定时来将 FFT 图像自身进行放大显示,每当显示被放大则变更流速刻度的间隔。由此,操作者需要在每当将显示放大时读取流速刻度。

[0009] 本实用新型是考虑上述事情而完成的,其目的在于,提供一种可以显示没有发生

FFT 图像的波形的折回的最优的 FFT 图像,可以构筑对于操作者来说舒适的 FTT 诊断的环境的超声波图像诊断装置。

发明内容

[0010] 本实用新型涉及的超声波图像诊断装置为了解决上述课题,具备:模式设定装置,其在显示表示被检体内的观测位置上的血流的流速频谱的时间变化的 FFT 图像与上述被检体内的诊断部位的断层像时,设定将上述 FFT 图像及上述断层像的各显示区域进行固定的固定模式与将上述 FFT 图像及上述断层像的各显示区域进行调整的自动调整模式中的任一种;折回检测装置,其在上述自动调整模式时,检测上述 FFT 图像的波形的折回;流速范围调整装置,其在上述自动调整模式时,根据是否检测到上述折回来调整上述 FFT 图像的流速范围;显示控制装置,其在上述固定模式时,以固定上述 FFT 图像及上述断层像的各显示区域的方式,使上述 FFT 图像及上述断层像显示在显示装置上,并在上述自动调整模式时,以根据上述调整后的流速范围来优先调整上述 FFT 图像的显示区域,并根据该调整自动地将上述断层像的显示区域进行调整的方式,使上述 FFT 图像及上述断层像显示在上述显示装置上。

[0011] 本实用新型涉及的超声波多普勒诊断装置可以切换固定模式与自动调整模式。并且,超声波多普勒诊断装置在自动调整模式时,可以自动检测 FFT 图像的波形的折回,并根据是否检测到折回来设定被显示的 FFT 图像及 B 模式断层像的各显示区域。从而,超声波多普勒诊断装置可以选择性地显示最优的没有发生 FFT 图像的波形的折回的 FFT 图像,并可以构筑对于操作者来说舒适的 FTT 诊断的环境。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本实用新型涉及的超声波图像诊断装置的实施方式的概略图。

[0013] 图 2 是表示在本实用新型涉及超声波图像诊断装置中所具备的显示形态·区域设定装置的构成的图。

[0014] 图 3 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的并列显示的一个例子的概略图。

[0015] 图 4 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的并列显示的一个例子的概略图。

[0016] 图 5 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的重叠显示的一个例子的概略图。

[0017] 图 6 是用于说明为了大致实时显示的、使 B 模式断层像的显示区域缩小时的 B 模式断层像的缩小率的图。

[0018] 图 7 是用于说明为了大致实时显示的、使 B 模式断层像的显示区域缩小时的 B 模式断层像的缩小率的图。

具体实施方式

[0019] 参照附图,针对本实用新型涉及的超声波图像诊断装置的实施方式进行说明。

[0020] 图 1 是表示本实用新型涉及的超声波图像诊断装置的实施方式的概略图。

[0021] 图 1 表示作为超声波图像诊断装置的超声波多普勒诊断装置 10,其将超声波脉冲多普勒法与超声波脉冲反射法并用,由一个超声波探头在与被检体内的诊断部位间发送接收超声波束,并根据取得的接收信号,取得诊断部位的断层像(黑白 B 模式断层像)与观测

位置的血液的流速频谱的数据,并至少显示表示流速频谱的时间变化的 FFT 图像。具体而言,由信号取得装置在与被检体内的诊断部位之间发送接收超声波束,并取得接收信号,由断层像生成装置其根据接收信号来生成断层像;并由流速频谱生成装置根据接收信号来生成流速频谱的数据。

[0022] 在超声波多普勒诊断装置 10 中,具备有作为在与被检体内的诊断部位间发送接收超声波束的发送接收装置的超声波探头 11、对该超声波探头 11 赋予不同的延迟时间来进行发送接收,并将超声波束扇形地进行电子扫描的扇形电子扫描器 12、显示系统 13、混频器 21、LPF (Low Pass Filter)22、正交检波电路(90 度 DD)23、频谱运算装置 24、显示形态·区域设定装置 25、操作面板 26 及控制器 28。该控制器 28 根据操作面板 26 的操作信号来控制扇形电子扫描器 12 及频谱运算装置 24 的动作,另外,根据显示形态·区域设定装置 25 及操作面板 26 的输出信号来控制显示系统 13 的动作。

[0023] 在扇形电子扫描器 12 上设置有发生基准时钟的基准发送部 31、接收基准时钟并生成延迟驱动信号的延迟线 32、接收延迟驱动信号并激发超声波探头 11 的阵列型的压电振子组的脉冲发生器 33、作为与超声波探头 11 连接的放大装置的前置放大器 34、使该前置放大器 34 的输出信号延迟的延迟线 32、将该延迟线 32 的延迟信号相加的加法器 35、将该加法器 35 的输出信号实施对数放大及包络线检波处理的检波器 36。

[0024] 扇形电子扫描器 12 的检波器 36 的输出信号作为 B 模式断层像的图像信号被供给 DSC51。

[0025] 另一方面,电子扫描器 12 的加法器 35 的输出经由相位检波用的混频器 21 被提供给 LPF (Low Pass Filter)22。另外,基准发送部 31 的输出信号被直接提供给混频器 21 的一侧的通道,并经由正交检波电路 23 与混频器 21 的另一侧的通道连接。因此,扇形电子扫描器 12 中的被整相相加的接收回波信号被提供给混频器 21,另外,来自基准发送部 31 的基准信号 f_0 被分别提供给混频器 21 的两个通道。由此,混频器 21 向 LPF22 输出多普勒偏移信号 f_d 与信号 $(2f_0+f_d)$ 。

[0026] 在 LPF22 中,除去来自混频器 21 的混合信号内的高频率成分,只得到多普勒偏移信号 f_d 。该多普勒偏移信号 f_d 是用于在血流信息中进行运算的相位检波输出,被输出给频谱运算装置 24。

[0027] 在频谱运算装置 24 中,设置有输出采样脉冲的距离门电路 41、输入采样脉冲的采样保持(S/H)电路 42、将该 S/H 电路 42 的输出进行滤波的 BPF (Band Pass Filter)43、将该 BPF43 的输出数字化处理的 A/D 转换器 44、将该 A/D 转换器 44 的转换输出进行频率解析的 FFT (Fast Fourier Transform:频率解析器)45。FFT45 的输出端经由 FFT 图像平均电路(未图示)与 DSC51 相连接。另外,假设 S/H 电路 42、BPF43 及 A/D 转换器 44 都为 2 通道。

[0028] 距离门电路 41 变为能够根据从操作面板 26 经由控制器 28 而被提供的观测位置(也被称为距离门、采样点、采样体)的位置信号,任意设定延迟时间的电路构成,使超声波探头 11 与所需的距离门的位置之间比额定脉冲只延迟相当于超声波信号往返的时间,且将具有设定宽度的采样脉冲供给 S/H 电路 42。

[0029] S/H 电路 42 以采样脉冲来将来自 LPF22 的相位检波输出信号进行采样保持。该被采样保持的相位检波信号经由 BPF43,除去由在 S/H 电路 42 中的采样产生的高频率成分、来

自血管壁等的固定反射信号、相当于根据比较慢的动作的多普勒偏移频率的成分。由此,在 BPF43 中,只提取出根据血流的多普勒偏移信号。

[0030] FFT45 具有高速傅立叶变换电路,并进行从 A/D 转换器 44 输入的多普勒偏移频率的频率解析,该解析的结果,即,将由亮度表示 FFT45 的输出波形的多普勒频谱(频率光谱图)输出至 DSC51。

[0031] 显示形态·区域设定装置 25 设定用于显示由扇形电子扫描器 12 生成的 B 模式断层像与由频谱运算装置 24 生成的 FFT 图像的显示形态,并设定被设定的显示形态中的 FFT 图像的显示区域与 B 模式断层像的显示区域。作为显示形态,显示形态·区域设定装置 25 设定 FFT 图像及 B 模式断层像的并列显示(上下并列显示及左右并列显示),或将 B 模式断层像的显示区域与 FFT 图像的显示区域的一部分区域重叠的重叠显示。

[0032] 图 2 是表示在本实用新型涉及的超声波图像诊断装置 10 中具备的显示形态·区域设定装置 25 的构成的图。

[0033] 如图 2 所示,显示形态·区域设定装置 25 具有显示形态设定装置 25a、模式设定装置 25b、折回检测装置 25c、流速范围调整装置 25d、及显示控制装置 25e。

[0034] 显示形态设定装置 25a 设定 FFT 图像及 B 模式断层像的并列显示,或 FFT 图像及 B 模式断层像的重叠显示。例如,显示形态设定装置 25a 根据操作者对操作面板 26 的操作的选择来设定显示形态。

[0035] 模式设定装置 25b 以由显示形态设定装置 25a 设定的显示形态(或由显示控制装置 25e 切换后的显示形态)来显示 FFT 图像及 B 模式断层像时,设定固定 FFT 图像及 B 模式断层像的各显示区域的固定模式与调整 FFT 图像及 B 模式断层像的各显示区域的自动调整模式中的任一种。例如,模式设定装置 25b 根据操作者对操作面板 26 的操作的选择来设定模式。

[0036] 折回检测装置 25c 当通过模式设定装置 25b 来设定自动调整模式时,检测 FFT 图像的波形的折回(折叠)。折回检测装置 25c 按照在流速频谱中多普勒偏移频率 f_d 的 PRF (Pulse Repetition Frequency) 或反复级数等等级参数的变化的顺序,来自动检测 FFT 图像上的波形的折回。

[0037] 流速范围调整装置 25d 当通过模式设定装置 25b 来设定自动调整模式时,根据折回检测装置 25c 是否检测到折回来调整 FFT 图像的流速范围。流速范围调整装置为了扩大流速范围,提高超声波束的脉冲重复频率(PRF);为了使流速范围变窄,降低超声波束的脉冲重复频率。

[0038] 显示控制装置 25e 当通过模式设定装置 25b 设定固定模式时,以固定 FFT 图像及 B 模式断层像的各显示区域的方式,来经由显示系统 13 显示 FFT 图像及 B 模式断层像。显示控制装置至少使 FFT 图像大致实时追随超声波束的发送接收,并使追随的 FFT 图像与断层像显示在显示装置上。另一方面,显示控制装置 25e 通过模式设定装置 25b 设定自动调整模式时,以根据由流速范围调整装置 25d 进行调整后的流速范围,来优先调整 FFT 图像的显示区域,并根据该调整自动地调整 B 模式断层像的显示区域的方式,来经由显示系统 13 显示 FFT 图像及 B 模式断层像。

[0039] 返回到图 1 的说明,操作面板 26 具备有操作者能够任意进行操作的轨迹球或键盘。经由操作面板 26 的操作,分别将上述距离门位置信号及冻结指令信号输出至距离门电

路。

[0040] 在显示系统 13 上具备有 DSC (Digital Scan Converter) 51、D/A 转换器 52 及作为显示器的 CRT (Cathode Ray Tube) 53。DSC51 将从电子扫描器 12 输出的 B 模式断层像的数据与从频谱运算装置 24 输出的流速频谱的数据合成·转换成按照来自显示形态·区域设定装置 25 的显示形态及显示区域的标准 TV 信号,并将该标准 TV 信号发送至 D/A 转换器 52。标准 TV 信号由 D/A 转换器 52 进行模拟转换,并将 D/A 转换器 52 的输出信号供给 CRT53。由此,将按照来自显示形态·区域设定装置 25 的显示形态及显示区域的显示区域的 B 模式断层像与 FFT 图像显示在 CRT53 的全部画面区域上。FFT 图像是表示将流速频谱设为纵轴,将时间设为横轴,该流速频谱时时刻刻变化的图案的图像。

[0041] 图 3 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的并列显示的一个例子的概略图。

[0042] 在图 3 中,示出了将检查部位的 B 模式断层像显示在 CRT53 的上侧(UP)、将 FFT 图像显示在下侧(DOWN)、且将 B 模式断层像的显示区域对 FFT 图像的显示区域,例如进行 3 对 2 时的并列显示。当多普勒偏移频率 f_d 超过重复频率 ($\pm 1/2fr$) 时,如果固定 B 模式断层像的显示区域对 FFT 图像的显示区域,则如图 3 所示的那样,在 FFT 图像的波形中较容易发生折回。特别在进行 Cardiac/Vascular 等高流速诊断的诊断部位中,如果根据流速等级使流速范围变为高流速,则容易变为 FFT 图像的波形发生折回的显示。通过显示形态·区域设定装置 25 的模式设定装置 25b 以并列显示来设定固定模式时,即使在 FFT 图像的波形中发生折回,也维持图 3 所示的各显示区域。

[0043] 另一方面,以并列显示来设定自动调整模式,折回检测装置 25c 检测 FFT 图像的波形的折回时,流速范围调整装置 25d 直到折回的非检测,将流速范围扩大。显示控制装置 25e 根据流速范围的扩大来扩大 FFT 图像的显示区域,另一方面,根据该扩大自动地缩小作为并列显示的另一方面的 B 模式断层像的显示区域。在 FFT 图像及断层像的并列显示中,如果可以根据是否存在折回来能动地决定 FFT 图像的显示区域,则由于对于该决定已经自动地(被动地)决定了 FFT 图像的显示区域。并且,显示系统 13 将在被扩大的流速范围内决定的显示区域的 FFT 图像与自动地决定的显示区域的 B 模式断层像进行并列显示(从图 3 的显示到图 4 的显示的变化)。

[0044] 并且,例如,以分割显示来设定自动调整模式,折回检测装置 25c 非检测 FFT 图像的波形的折回时,流速范围调整装置 25d 直到检测波形的折回的紧接之前的非检测,使流速范围变窄。显示控制装置 25e 根据流速范围的变窄来缩小 FFT 图像的显示区域,另一方面,根据该缩小自动地扩大作为并列显示的另一方面的 B 模式断层像的显示区域。并且,显示系统 13 将在变窄的流速范围内决定的显示区域的 FFT 图像与自动地决定的显示区域的 B 模式断层像进行并列显示。

[0045] 由显示形态·区域设定装置 25 设定的显示形态及显示区域经由控制器 28 被送至 DSC51。在 DSC51 中,将 B 模式断层像与 FFT 图像合成·转换成按照来自显示形态·区域设定装置 25 的显示形态及显示区域的标准 TV 信号,并将该标准 TV 信号经由 D/A 转换器 52 供给 CRT53。由此,CRT53 并列显示对于图 3 的显示而缩小的显示区域的 B 模式断层像、与在流速范围方向上扩大的显示区域、没有发生波形的折回的 FFT 图像。

[0046] 图 4 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的并列显示的一个例子的概略图。

[0047] 图 4 是以分割显示来设定自动调整模式,自动检测折回时的、对于图 3 的显示放大

FFT 图像的显示区域的图。图 4 是表示没有折回的 FFT 图像与自动地缩小的显示区域的 B 模式断层像的并列显示的图。图 4 所示的 B 模式断层像与图 3 所示的 B 模式断层像相比较, 缩尺缩小。

[0048] 图 4 所示的并列显示与图 3 相比较, 由于只在被扩大的流速范围部分使 FFT 图像的显示区域在流速范围方向上扩大, 因此, 在显示没有折回的 FFT 图像的同时, 也可以在同一画面上显示 B 模式断层像。另外, 在一般的显示方法中, 发生折回时, 每当 FFT 图像的流速等级被扩大, 则变更 FFT 图像的流速刻度的间隔。由此, 每当流速等级扩大时, 操作者需要读取流速刻度。

[0049] 另一方面, 图 4 所示的并列显示由于维持 FFT 图像的流速等级地使 FFT 图像的显示区域在流速范围方向上扩大或缩小, 因此不变更流速刻度的间隔。由此, 与 FFT 图像的显示的扩大或缩小没有关系, 操作者可以继续读取一定间隔的流速刻度。

[0050] 另外, 在图 4 中, 示出了固定在由显示形态设定装置 25a 设定的并列显示的显示形态, 并变更显示区域时的显示。但是, 当显示控制装置 25e 满足一定的条件时, 也可以将由显示形态设定装置 25a 设定的显示形态切换成其他的显示形态。例如, 显示控制装置 25e 当由显示形态设定装置 25a 来设定并列显示的显示形态时, 将显示形态自动切换成由 FFT 图像的显示区域构成的单独显示或重叠显示。自动切换成 FFT 图像的单独显示时, 还使流速等级扩大。另外, 是否切换显示形态的设定被预先设定, 并在诊断前或诊断中, 由操作者任意进行选择。

[0051] 例如, 预先设定在所需显示区域、并列显示中没有对 FFT 诊断带来障碍的 B 模式断层像的最小显示区域。接着, 通过显示形态设定装置 25a 来设定并列显示的显示形态时, 检测折回。根据折回的检测来扩大流速范围并扩大 FFT 图像的显示区域, 当 B 模式断层像的显示区域自动地缩小至最小显示区域时, 自动将显示形态从并列显示切换至重叠显示(从图 3 的显示到图 5 的显示的变化)。另外, 即使在该情况下, 也可以使操作者的操作优先, 并使显示形态自动从分割显示切换至重叠显示, 可以手动地从分割显示切换至单独显示。

[0052] 图 5 是表示 B 模式断层像与 FFT 图像的重叠显示的一个例子的概略图。

[0053] 图 5 是以分割显示来设定自动调整模式, 并自动检测折回时的、使用显示画面的全部区域的显示区域的 FFT 图像。图 5 是表示没有折回的 FFT 图像与缩小至 FFT 图像的一部分区域的显示区域的 B 模式断层像的重叠显示的图。

[0054] 在并列显示的显示形态中, 为了维持作为 B 模式断层像的显示所需的显示区域的最小显示区域, 将限制与该 B 模式断层像并列显示的 FFT 图像的显示区域。由此, 具有根据流速大小, 在 FFT 图像的波形中发生折回的可能性。但是, 根据图 5 所示的重叠显示, 将 FFT 图像的显示区域扩大到画面大小的同时, 还可以显示 B 模式断层像。

[0055] 另外, 根据本实施方式, 如果 FFT 图像的波形的振幅变小, 则 FFT 图像的显示区域也将变小, 但预先设定 FFT 图像的最小显示区域, FFT 图像的显示区域缩小至最小显示区域时, FFT 图像也可以以由显示区域, 例如由全部画面区域构成的显示形态, 来放大显示流速等级。例如, 重复以下动作: FFT 图像随着波形的振幅变小, 不改变流速等级, 而阶段性地缩小显示区域, 如果显示区域变为最小显示区域, 则将流速等级扩大显示, 并且, 随着波形的振幅变小不改变流速等级, 而再阶段性地缩小 FFT 图像的显示区域。这样, 通过设定多个流速等级的图案, 并对于波形的振幅的规定范围分配同一流速等级, 从而波形的振幅在规定

范围内维持流速等级。由此,可以不频繁变更流速等级地、易于观察地显示从大的振幅到微小的振幅的 FFT 图像。

[0056] 在根据扇形电子扫描器 12 的超声波束的发送接收中经由显示系统 13 大致实时来显示 FFT 图像及 B 模式断层像时,显示形态·区域设定装置 25 的流速范围调整装置 25d 为了扩大流速范围,可以提高超声波束的脉冲重复频率。此时,显示控制装置 25e 至少使 FFT 图像大致实时追随超声波束的发送接收,并经由显示系统 13 显示被追随的 FFT 图像与 B 模式断层像。

[0057] 流速范围调整装置 25d 使脉冲重复频率提高时,显示控制装置 25e 在 FFT 图像及 B 模式断层像的上下并列显示中,可以根据脉冲重复频率与 B 模式断层像的深度的关系(可以预先具有与脉冲重复频率和 B 模式断层像的深度对应的表),来决定缩小 B 模式断层像的显示区域时的 B 模式断层像的缩小率。

[0058] 图 6 及图 7 是用于说明为了大致实时显示的、使 B 模式断层像的显示区域缩小时的 B 模式断层像的缩小率的图。

[0059] 如果以上下分割显示来设定自动调整模式,如图 3 所示的那样检测折回,则为了扩大流速范围而使脉冲重复频率提高。并且,如图 6 的下侧所示,根据流速范围的扩大来扩大 FFT 图像的显示区域。另一方面,如图 6 的上侧所示,B 模式断层像的显示区域被缩小,但由于脉冲重复频率变高,因此诊断深度变浅。即,不必显示 B 模式断层像的较深的非诊断部分(图 6 的虚线区域)。

[0060] 因此,如图 7 所示,根据脉冲重复频率与 B 模式断层像的深度的关系,使用除了非诊断部分的 B 模式断层像来决定缩小率。

[0061] 根据图 7,由于不使用包含非诊断部分的 B 模式断层像,而使用除去非诊断部分的 B 模式断层像来决定缩小率,因此将 B 模式断层像的缩小抑制在最小限度。

[0062] 另一方面,当在根据扇形电子扫描器 12 的超声波束的发送接收中大致实时经由显示系统 13 来显示 FFT 图像及 B 模式断层像时,显示形态·区域设定装置 25 的流速范围调整装置 25d 为了使流速范围变小,可以降低超声波束的脉冲重复频率。此时,显示控制装置 25e 至少使 FFT 图像大致实时追随超声波束的发送接收,并经由显示系统 13 来显示被追随的 FFT 图像与 B 模式断层像。

[0063] 流速范围调整装置 25d 使脉冲重复频率降低时,显示控制装置 25e 在 FFT 图像及 B 模式断层像的上下并列显示中,可以根据脉冲重复频率与 B 模式断层像的深度的关系(可以预先具有与脉冲重复频率和 B 模式断层像的深度对应的表),来决定放大 B 模式断层像的显示区域时的 B 模式断层像的放大率。

[0064] 另外,可以将由扇形电子扫描器 12 生成的 B 模式断层像与由频谱运算装置 24 生成的 FFT 图像对应时间轴,保存在存储器等存储装置(未图示)中。此时,显示形态·区域设定装置 25 设定用于再生从存储装置取得,对应的 B 模式断层像及 FFT 图像的显示形态及显示区域。

[0065] 根据本实用新型涉及的超声波多普勒诊断装置 10,可以切换固定模式与自动调整模式。并且,超声波多普勒诊断装置 10 在自动调整模式时,可以自动检测 FFT 图像的波形的折回,并根据是否检测到折回来设定被显示的 FFT 图像及 B 模式断层像的各显示区域。从而,超声波多普勒诊断装置 10 可以选择性地显示最优的没有发生 FFT 图像的波形的折回的

FFT 图像, 并可以构筑对于操作者来说舒适的 FTT 诊断的环境。

[0066] 另外, 根据本实用新型涉及的超声波多普勒诊断装置 10, 可以自动检测 FFT 图像的波形的折回, 并根据是否检测到折回来切换显示形态。

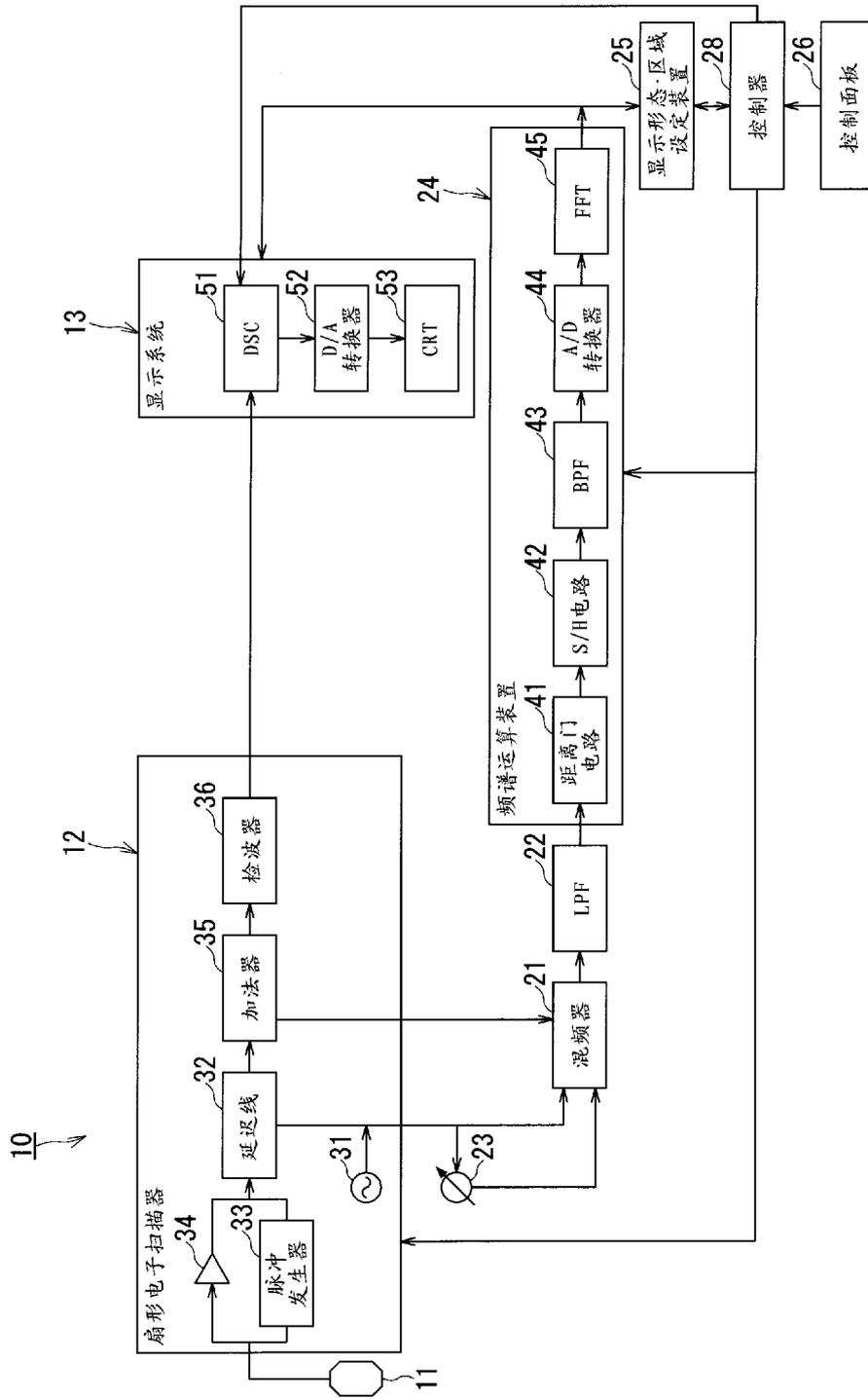


图 1

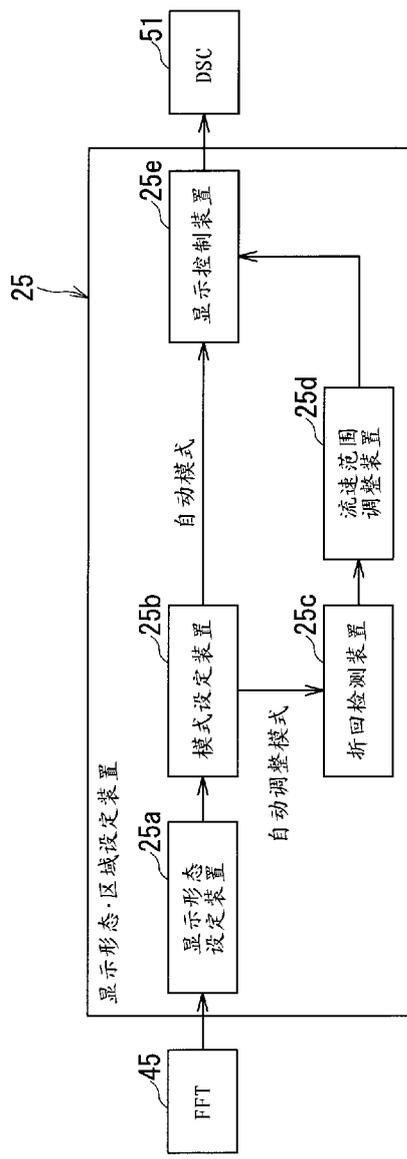


图 2

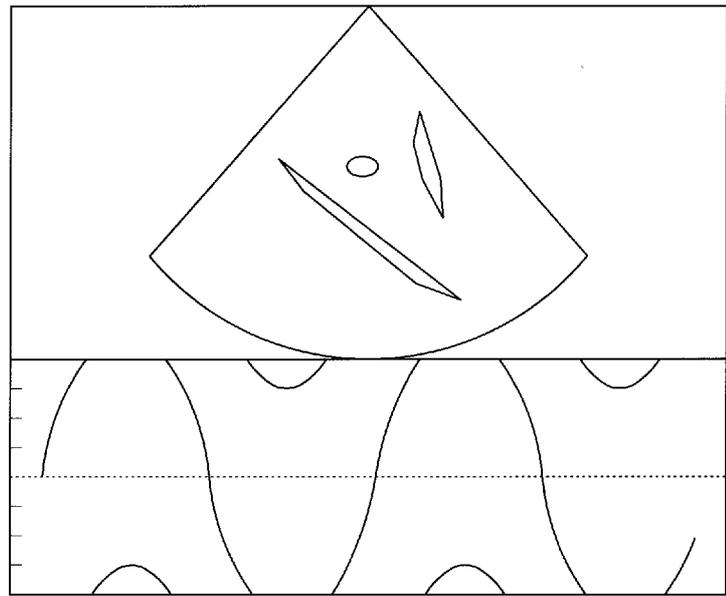


图 3

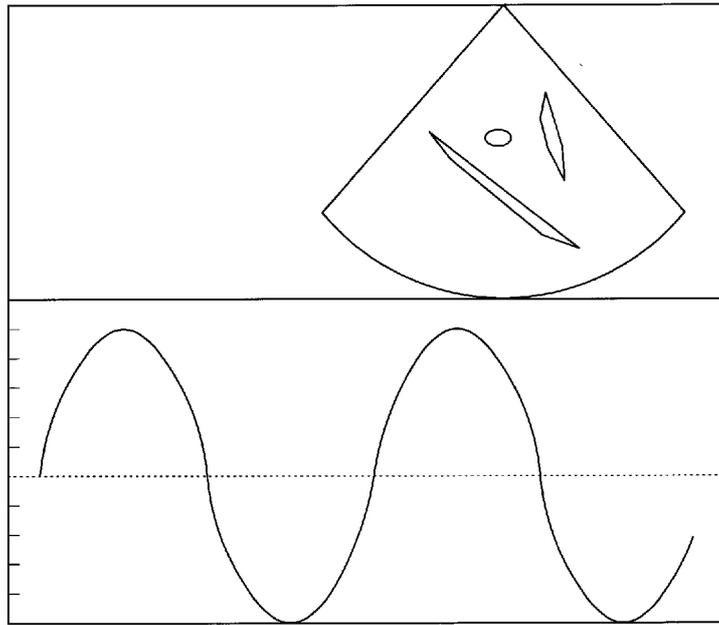


图 4

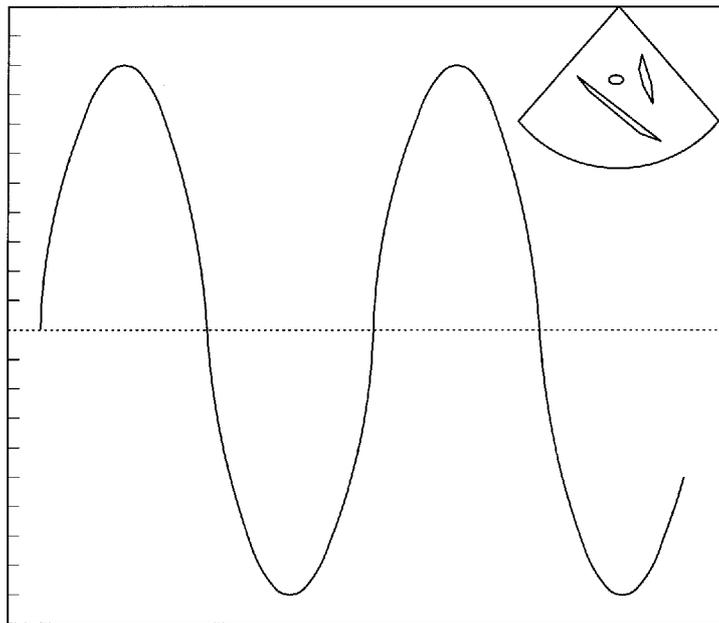


图 5

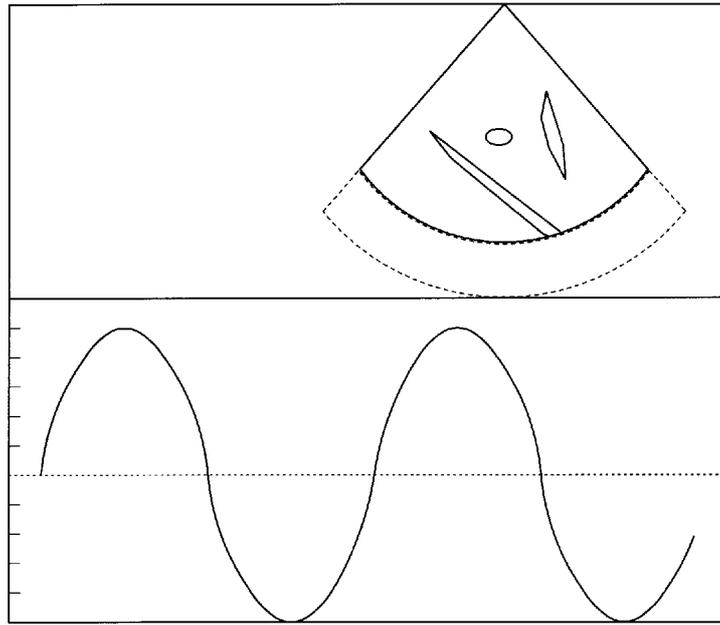


图 6

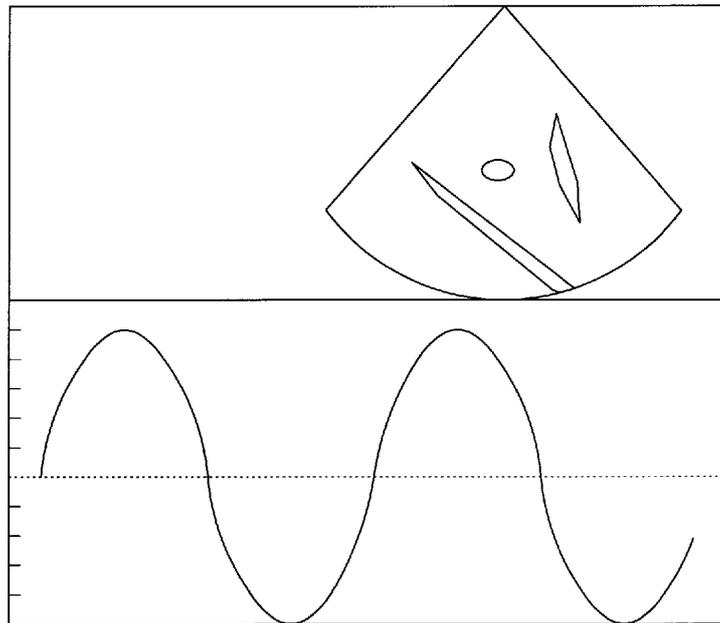


图 7

专利名称(译)	超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	CN202619700U	公开(公告)日	2012-12-26
申请号	CN201120541829.4	申请日	2011-12-22
[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)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	大塚纪昭		
发明人	大塚纪昭		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
代理人(译)	胡剑辉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及的超声波图像诊断装置具备：折回检测装置，其能够检测表示被检体内的观测位置上的血流的流速频谱的时间变化的FFT图像的波形的折回；流速范围调整装置，其能够根据是否检测到上述折回，来调整上述FFT图像的流速范围；显示控制装置，其在显示上述FFT图像与上述被检体内的诊断部位的断层像时，以固定上述FFT图像及上述断层像的各显示区域的固定模式，与根据上述调整后的流速范围优先调整上述FFT图像的显示区域，并根据该调整自动调整上述断层像的显示区域的自动调整模式中的任一种，使上述FFT图像及上述断层像显示在显示装置上。

