



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103505247 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201310245787. 3

A61B 8/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2013. 06. 20

(30) 优先权数据

2012-138551 2012. 06. 20 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 中屋重光 畔上美绪

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

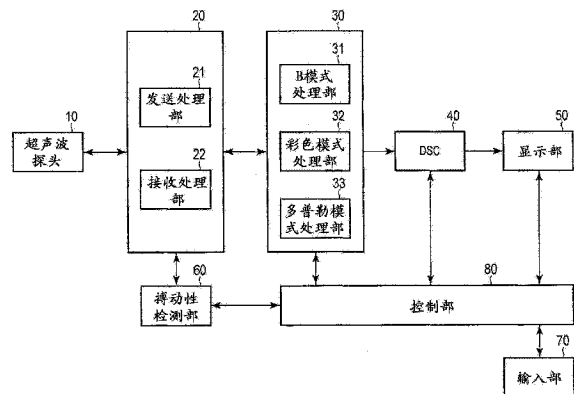
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

超声波诊断装置,能够优化同时显示的包含多普勒模式的多个动作模式的图像的画质。具备超声波探头、发送处理部、接收处理部、超声波图像生成部、显示部、检测部以及控制部。发送处理部经由超声波探头对被检体发送分别与多普勒模式以及其它的模式对应的超声波。接收处理部经由超声波探头接收来自被检体的超声波反射波,作为与扫描面相关的回波信号。超声波图像生成部根据回波信号生成多普勒模式以及其它的模式各自的图像。显示部同时显示多普勒模式以及其它的模式各自的图像。检测部检测与扫描面对应的被检体的血流的搏动性。控制部根据检测到的搏动性的程度,变更与多普勒模式对应的超声波的发送和与其它的模式对应的超声波的发送的比例。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

超声波探头;

发送处理部,经由上述超声波探头对被检体发送分别与多普勒模式以及该多普勒模式以外的其它的模式对应的超声波,该多普勒模式用于显示表示上述被检体的血流的流速值的时间变化的多普勒波形;

接收处理部,作为与扫描面相关的回波信号经由上述超声波探头接收来自上述被检体的超声波反射波;

超声波图像生成部,根据上述回波信号生成上述多普勒模式以及上述其它的模式各自的图像;

显示部,同时显示上述多普勒模式以及上述其它的模式各自的图像;

检测部,检测与上述扫描面对应的上述被检体的血流的搏动性;以及

控制部,根据检测到的上述搏动性的程度,变更与上述多普勒模式对应的超声波的发送和与上述其它的模式对应的超声波的发送的比例。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部根据检测到的上述搏动性的程度,判别与上述扫描面对应的上述被检体的血流是搏动流还是稳定流,

当判别为是上述搏动流时,上述控制部增加与上述多普勒模式对应的超声波的发送的比例,当判别为是上述稳定流时,上述控制部减少与上述多普勒模式对应的超声波的发送的比例。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测部描绘由上述多普勒波形示出的流速值的时间变化,根据每单位时间的流速值的变化量是否大于等于预定的值来检测上述搏动性。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述其它的模式包含用于显示上述被检体的B模式图像的B模式,

上述检测部根据上述B模式图像的帧间的相关性来检测上述搏动性。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述其它的模式包含用于显示上述被检体的彩色多普勒模式图像的彩色模式,

上述检测部根据在上述彩色模式中得到的多普勒偏移频率的时间变化来检测上述搏动性。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备表格,上述表格与上述搏动性的程度对应地预先保存与上述多普勒模式对应的超声波的发送和与上述其它的模式对应的超声波的发送的比例,

上述控制部将与上述多普勒模式对应的超声波的发送和与上述其它的模式对应的超声波的发送的比例变更为与检测到的上述搏动性的程度对应地保存在上述表格中的比例。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述其它的模式包含用于显示上述被检体的B模式图像的B模式以及用于显示上述被检体的彩色多普勒模式图像的彩色模式,

上述控制部通过变更上述B模式的重复频率、并列同时接收、上述彩色模式的重复频率、并列同时接收、总体数,来变更与上述多普勒模式对应的超声波的发送和与上述其它的

模式对应的超声波的发送的比例。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述检测部根据来自检查者的指示来检测上述搏动性。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述检测部以预定的间隔来检测上述搏动性。

超声波诊断装置

[0001] 本申请以 2012 年 6 月 20 日申请的日本专利申请第 2012-138551 号为基础,主张其优先权,并通过引用将其全部内容结合在本申请中?

技术领域

[0002] 本申请的实施方式涉及同时显示包含多普勒模式的多个动作模式的图像的超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置是显示生物体内信息的图像的装置,与 X 射线诊断装置或 X 射线计算机断层摄影装置等其它的图像诊断装置相比较,价廉且没有辐射,作为用于非侵入性地实时观测的有用的装置被利用。超声波诊断装置的应用范围广,从心脏等循环器官到肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、乳癌的诊断等都能够应用。

[0004] 一般而言,在超声波诊断装置中,通过使用超声波探头向被检体内发送超声波并接收来自被检体内的反射波,从而能够得到被检体内的诊断信息(超声波图像)。另外,作为超声波诊断装置的动作模式,例如,存在用于显示二维形态像(B 模式图像)的 B 模式(B)、用于显示二维血流像(彩色多普勒模式图像)的彩色模式(C)以及用于显示多普勒波形(多普勒频谱像)的多普勒模式(D)等。

[0005] 另外,在这样的超声波诊断装置中,在用于显示多个动作模式的图像的模式之一中存在三重模式(triplex mode)。根据该三重模式,例如,能够同时显示 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的图像。另外,在该三重模式中的扫描方式中,存在隔行扫描(interleave scan)和分段扫描(segment scan)的两种。

[0006] 首先,隔行扫描是将与 B 模式、彩色模式以及多普勒模式各自对应的超声波(波束)交替发送的扫描方式。在该隔行扫描中,与分段扫描相比较,多普勒模式的图像的画质(以下,简单地记作多普勒模式的画质)好,但血流的流速的上限值受到限制。

[0007] 另一方面,分段扫描是在一定期间连续发送了与多普勒模式对应的超声波之后,发送与 B 模式以及彩色模式对应的超声波的扫描方式。另外,根据该分段扫描,在发送与 B 模式以及彩色模式对应的超声波时通过插补生成多普勒波形。在分段扫描中,与上述的隔行扫描相比较,能够将血流的流速的上限值设定得更高,但由于通过插补来推定多普勒模式中的多普勒波形,因此,该多普勒模式的画质劣化。

[0008] 在上述的分段扫描的情况下,为了提高多普勒模式的画质,需要缩短不发送与多普勒模式对应的超声波的期间(Gap 期间)。换言之,也可以增加多普勒模式的数据数(也就是,与多普勒模式对应的超声波的发送次数)。然而,此时,B 模式以及彩色模式的数据数(也就是,与 B 模式以及彩色模式对应的超声波的发送次数)减少,因此,该 B 模式以及彩色模式的图像的画质(以下,简单地记作 B 模式以及彩色模式的画质)劣化。因此,例如,需要根据测定的条件来优化各自的数据分配,以使得 B 模式、彩色模式以及多普勒模式各自的画质变得更平衡。

[0009] 因此,在超声波诊断装置中设置有“IQ-平衡(IQ-Balance)”这样的开关,通过该开关检查者(用户)能够选择是重视多普勒模式的画质,还是重视B模式以及彩色模式的画质。例如,当重视多普勒模式的画质时,通过增加多普勒模式的数据数,减少Gap期间,而能够提高该多普勒模式的画质。另一方面,当重视B模式以及彩色模式的画质时,通过减少多普勒模式的数据数,增加B模式以及彩色模式的数据数,从而能够提高B模式以及彩色模式的画质。

[0010] 现有技术文献

[0011] 专利文献1:日本特开2005-168585号公报

发明内容

[0012] 另外,在超声波的诊断中,能够在多普勒模式中测定被检者的各种血流。在该多普勒模式中测定的血流中,存在伴随着心拍随着时间的经过而流速发生变化的搏动性的血流(以下,记作搏动流)和流速恒定的血流(以下,记作稳定流)。

[0013] 当所测定的血流是搏动流时,多普勒模式中的多普勒波形的劣化明显,因此,需要增多多普勒模式的数据数而缩短Gap期间。

[0014] 另一方面,当所测定的血流是稳定流时,即使上述的Gap期间长,多普勒模式中的多普勒波形的劣化也比较少,因此,能够增加B模式以及彩色模式的数据数(也就是,B模式以及彩色模式的数据分配)。

[0015] 这样,在搏动流和稳定流中,多普勒波形(的劣化)的特征不同。但是,不管所测定的血流是搏动流还是稳定流,一般都以B模式、彩色模式以及多普勒模式的数据数相同的分配状态进行检查。另外,考虑检查者判别搏动流以及稳定流,并每次都变更上述的IQ-Blance的情形。然而,该作业对于检查者而言很烦杂。

[0016] 从而,当同时显示如上述的三重模式的包含多普勒模式的多个动作模式的图像时,期待自动地优化各动作模式的画质的构造。

[0017] 因此,本发明要解决的问题在于,提供一种能够优化同时显示的包含多普勒模式的多个动作模式的图像的画质的超声波诊断装置。

[0018] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:超声波探头;发送处理部,经由上述超声波探头,对被检体发送分别与用于显示表示上述被检体的血流的流速值的时间变化的多普勒波形的多普勒模式以及该多普勒模式以外的其它的模式对应的超声波;接收处理部,经由上述超声波探头接收来自上述被检体的超声波反射波,作为与扫描面相关的回波信号;超声波图像生成部,根据上述回波信号生成上述多普勒模式以及上述其它的模式各自的图像;显示部,同时显示上述多普勒模式以及上述其它的模式各自的图像;检测部,检测与上述扫描面对应的上述被检体的血流的搏动性;以及控制部,根据检测到的上述搏动性的程度,变更与上述多普勒模式对应的超声波的发送和与上述其它的模式对应的超声波的发送的比例。

[0019] 根据本实施方式,能够优化同时显示的包含多普勒模式的多个动作模式的图像的画质。

附图说明

- [0020] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构图。
- [0021] 图 2 是表示在三重模式中显示的超声波图像的一个例子的图。
- [0022] 图 3 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。
- [0023] 图 4 是表示与扫描面对应的被检体的血流是搏动流、多普勒模式的数据数少时的超声波图像的一个例子的图。
- [0024] 图 5 是表示与扫描面对应的被检体的血流是搏动流、多普勒模式的数据数多时的超声波图像的一个例子的图。
- [0025] 图 6 是表示与扫描面对应的被检体的血流是搏动流、只以多普勒模式进行动作时的超声波图像的一个例子的图。
- [0026] 图 7 是表示与扫描面对应的被检体的血流是稳定流、多普勒模式的数据数少时的超声波图像的一个例子的图。
- [0027] 图 8 是表示与扫描面对应的被检体的血流是稳定流、多普勒模式的数据数多时的超声波图像的一个例子的图。
- [0028] 图 9 是表示与扫描面对应的被检体的血流是稳定流、只以多普勒模式进行动作时的超声波图像的一个例子的图。
- [0029] 图 10 是表示与扫描面对应的被检体的血流是搏动流时的各动作模式的数据分配的一个例子的图。
- [0030] 图 11 是表示与扫描面对应的被检体的血流是稳定流时的各动作模式的数据分配的一个例子的图。
- [0031] 图 12 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。
- [0032] (符号说明)
- [0033] 10...超声波探头、20...发送接收处理部、21...发送处理部、22...接收处理部、30...信号处理部、31...B 模式处理部、32...彩色模式处理部、33...多普勒模式处理部、40...DSC(超声波图像生成部)、50...显示部、60...搏动性检测部、70...输入部、80...控制部。

具体实施方式

- [0034] 以下,参照附图,对各实施方式进行说明。
- [0035] (第 1 实施方式)
- [0036] 首先,对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。图 1 示出本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构。
- [0037] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置例如如三重模式那样,具有同时显示包含多普勒模式的多个动作模式的图像的功能。以下说明为本实施方式的超声波诊断装置,作为多个动作模式而同时显示 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的图像。B 模式是用于显示二维形态像(B 模式图像)的模式。彩色模式是用于显示二维血流像(彩色多普勒模式图像)的模式。另外,多普勒模式是用于显示多普勒波形(多普勒频谱像)的模式。
- [0038] 另外,在本实施方式的超声波诊断装置中,设采用在一定期间连续发送与多普勒模式对应的超声波,之后发送与 B 模式以及彩色模式对应的超声波的扫描方式(分段扫描)。根据该分段扫描,在发送与 B 模式以及彩色模式对应的超声波时通过插补生成多普勒模式中的多普勒波形。

[0039] 如图 1 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备超声波探头 10、发送接收处理部 20、信号处理部 30、DSC(Digital Scan Converter;数字扫描转换器)40、显示部 50、搏动性检测部 60、输入部 70 以及控制部 80。

[0040] 超声波探头 10 具有接受来自发送接收处理部 20 的驱动信号而产生超声波,并将来自被检体的反射波转换成电信号的多个压电振子、设置于该压电振子的匹配层以及防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。如果从该超声波探头 10 向被检体发送超声波,则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,作为回波信号被超声波探头 10 接收。该回波信号被供给到发送接收处理部 20。另外,回波信号的振幅依存于进行反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的回波,由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,并收到频率偏移。

[0041] 发送接收处理部 20 按照与后述的扫描序列相关的参数的变更,经由超声波探头 10 重复地发送接收超声波(波束)。发送接收处理部 20 包含发送处理部 21 以及接收处理部 22。

[0042] 发送处理部 21 经由超声波探头 10 对被检体发送分别与上述的 B 模式、彩色模式以及多普勒模式对应的超声波。发送处理部 21 具有未图示的脉冲产生器、发送延迟部以及脉冲发生器等。脉冲产生器以规定的速率频率 fr Hz (周期; $1/fr$ 秒),重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。发送延迟部针对每个信道把超声波会聚成束状,并将确定发送指向性所需的延迟时间赋予各信道的速率脉冲。脉冲发生器针对每个信道在基于速率脉冲的定时对超声波探头 10 施加驱动脉冲。

[0043] 接收处理部 22 经由超声波探头 10 接收来自被检体的超声波反射波,作为与扫描面相关的回波信号。接收处理部 22 具有未图示的前置放大器、接收延迟部以及加法器等。前置放大器针对每个信道对经由超声波探头 10 而取入的回波信号进行放大。接收延迟部对放大后的回波信号赋予确定接收指向性所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该相加,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合的波束。

[0044] 信号处理部 30 根据来自接收处理部 22 的回波信号,进行分别与多个动作模式对应的多个超声波信号处理。具体而言,信号处理部 30 包含 B 模式处理部 31、彩色模式处理部 32 以及多普勒模式处理部 33。

[0045] B 模式处理部 31 对来自接收处理部 22 的回波信号(发送接收与 B 模式对应的超声波而得到的回波信号)进行 B 模式处理。具体而言,B 模式处理部 31 对来自接收处理部 22 的回波信号进行包络线检波,并对包络线检波后的回波信号进行对数压缩。由此,生成利用亮度来表现回波信号的强度的 B 模式图像的数据。由 B 模式处理部 4 生成的 B 模式图像的数据被供给到 DSC40。

[0046] 彩色模式处理部 32 对来自接收处理部 22 的回波信号(发送接收与彩色模式对应的超声波而得到的回波信号)进行彩色多普勒模式处理,生成关心区域内的彩色模式图像的数据。具体而言,彩色模式处理部 32 对来自接收处理部 22 的回波信号进行正交检波。接着,彩色模式处理部 32 通过自相关法对正交检波后的回波信号进行频率分析。彩色模式处理部 32 通过频率分析,在采样的各点计算血流的平均速度值、方差值。彩色模式处理部 32

生成利用彩色来表现计算出的平均流速值、方差值的彩色多普勒模式图像的数据。另外,彩色模式处理部 32 根据正交检波后的回波信号计算血流的功率值。彩色模式处理部 32 生成利用彩色来表现计算出的功率值的彩色多普勒模式图像的数据。由彩色模式处理部 32 生成的彩色多普勒模式图像的数据被供给到 DSC40。

[0047] 多普勒模式处理部 33 对来自接收处理部 22 的回波信号(发送接收与多普勒模式对应的超声波而得到的回波信号)进行多普勒模式处理,生成距离门(range gate)内的多普勒波形(多普勒频谱像)的数据。具体而言,多普勒模式处理部 33 对来自接收处理部 22 的回波信号进行正交检波。多普勒模式处理部 33 从正交检波后的回波信号中提取出预先设定的距离门内的信号,通过 FFT(Fast Fourier Transform:快速傅里叶变换)对该信号进行频谱分析,计算出流速值(流速频谱)。多普勒模式处理部 33 生成表示流速频谱的经时变化的多普勒波形的数据。由多普勒模式处理部 33 生成的多普勒波形的数据被供给到 DSC40

[0048] DSC40 将来自 B 模式处理部 31 的 B 模式图像的数据转换成能够显示于显示部 50 的图像数据。另外,DSC40 将来自彩色模式处理部 32 的彩色多普勒模式图像的数据转换成能够显示于显示部 50 的图像数据。同样地,DSC40 将来自多普勒模式处理部 33 的多普勒波形的数据转换成能够显示于显示部 50 的图像数据。

[0049] 显示部 50 将来自 DSC40 的 B 模式图像、彩色多普勒模式图像、多普勒波形重叠,同时显示于显示设备。作为显示设备,例如,能够利用 CRT 显示器、液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子显示器等。

[0050] 搏动性检测部 60 例如根据多普勒波形等检测与扫描面对应的被检体的血流的搏动性。具体而言,搏动性检测部 60 判别与扫描面对应的被检体的血流是伴随着心拍而随着时间的变化流速发生变化的搏动性的血流(以下,记作搏动流),还是与该扫描面对应的被检体的流速恒定的血流(以下,记作稳定流)。由搏动性检测部 60 得到的判别结果被传递给控制部 80。

[0051] 输入部 70 将来自用户的经由输入设备而输入的各种指令或信息输入输入到控制部 80。具体而言,输入部 70 输入超声波扫描的开始指示、结束指示。另外,输入部 70 输入用于彩色模式的关心区域的位置、用于多普勒模式的距离门的位置。作为输入设备,例如,能够适当地利用键盘、鼠标、各种按钮、触摸屏等。

[0052] 控制部 80 作为超声波诊断装置的中枢来发挥功能。具体而言,控制部 80 从未图示的存储部读出控制程序并在自身所具有的存储器中展开,按照所展开的控制程序来控制各部分。

[0053] 另外,控制部 80 根据由搏动性检测部 60 检测到的搏动性,变更与上述的扫描序列相关的参数。由此,控制部 80 优化在上述的三重模式中同时显示的 B 模式图像、彩色多普勒模式图像以及多普勒波形的画质。具体而言,控制部 80 根据由搏动性检测部 60 得到的判别结果,变更与三重模式中的多普勒模式对应的超声波的发送和与 B 模式图像以及彩色模式图像对应的超声波的发送的比例。换言之,控制部 80 变更 B 模式、彩色模式以及多普勒模式各自的数据分配。另外,当变更了 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的数据分配时,根据该变更后的数据分配发送与各模式对应的超声波。

[0054] 在此,图 2 表示在上述的三重模式中显示的超声波图像的一个例子。如图 2 所示,在三重模式中的超声波图像中,同时显示 B 模式图像 I1、彩色多普勒模式图像 I2 以及多普

勒波形(多普勒频谱像)I3。B 模式图像 I1 是与 B 模式扫描面相关的二维的形态像。另外,彩色多普勒模式图像 I2 是关心区域内的二维的血流像,重叠显示在 B 模式图像 I1 的关心区域上。另外,在 B 模式图像 I1 上重叠显示有表示多普勒距离门的位置的标记 MR。另一方面,在 B 模式图像 I1 的下部,显示多普勒波形 I3。多普勒波形 I3 描绘出标记 MR 所指示的距离门内的多普勒频谱。多普勒波形是将纵轴规定为血流速度、将横轴规定为时间而构成的曲线图。换言之,多普勒波形表示与扫描面对应的被检体的血流的流速值的时间变化。典型地,B 模式图像 I1、彩色多普勒模式图像 I2 以及多普勒波形 I3 被实时地生成并显示。

[0055] 接着,参照图 3 的流程图,对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤进行说明。

[0056] 首先,在超声波诊断装置中,开始用于同时显示 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的图像的三重模式中的扫描(上述的分段扫描中的扫描(步骤 S1))。另外,根据分段扫描,如上所述,在一定期间连续发送与多普勒模式对应的超声波之后,发送与 B 模式以及彩色模式对应的超声波。在此,例如,根据与预先设定的扫描序列相关的参数(B 模式、彩色模式以及多普勒模式的数据分配)开始三重模式中的扫描。由此,例如,将 B 模式图像、彩色多普勒模式图像以及多普勒波形同时显示于显示部 50。

[0057] 在此,检查者(操作者)例如能够通过操作超声波诊断装置,而对该超声波诊断装置指示优化在三重模式中同时显示的 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的图像的画质(B 模式图像、彩色多普勒模式图像以及多普勒波形的画质)(以下,记作优化指示)。

[0058] 输入部 70 根据检查者的操作,输入优化指示(步骤 S2)。在用于优化指示的检查者的操作中,例如,包含将多普勒快速扫描(QuickScan for Doppler)的开关设为 ON 的操作。另外,所谓多普勒快速扫描是指根据多普勒波形来优化流速范围、基线(Baseline)等的技术。在此,说明为通过将多普勒快速扫描的开关设为 ON 来输入优化指示,但例如也可以仅设置用于输入优化指示的按钮等,并根据按下该按钮那样的操作来输入优化指示。

[0059] 如果输入了优化指示,则搏动性检测部 60 描绘出表示与扫描面对应的被检体的血流(以下,简单地记作被检体的血流)的流速值的时间变化的多普勒波形(过去的多普勒波形)(步骤 S3)。另外,在过去的多普勒波形中包含有例如在上述的步骤 S1 中开始的扫描后(将多普勒快速扫描的开关设为 ON 之前)得到的多普勒波形等。

[0060] 接着,搏动性检测部 60 根据描绘出的多普勒波形的数据来测量该多普勒波形的时间变化。搏动性检测部 60 根据测量到的多普勒波形的时间变化,判定单位时间的流速值的变化量是否大于等于预先设定的值(以下,记作阈值)(步骤 S4)。

[0061] 当判定为流速值的变化量大于等于阈值时(步骤 S4:“是”),搏动性检测部 60 判别为被检体的血流是搏动流,将该判别结果传递至控制部 80。

[0062] 当被检体的血流是搏动流时,控制部 80 增加与多普勒模式对应的超声波的发送的比例,并减少与其它的动作模式(B 模式以及彩色模式)对应的超声波的发送的比例。也就是,控制部 80 变更各动作模式的数据分配,以使得增加多普勒模式的数据数,减少 B 模式以及彩色模式的数据数(步骤 S5)。

[0063] 另一方面,当判定为流速值的变化量小于阈值时(步骤 S4:“否”),搏动性检测部 60 判别为被检体的血流是稳定流,并将该判别结果传递给控制部 80。

[0064] 当被检体的血流是稳定流时,控制部 80 减少与多普勒模式对应的超声波的发送

的比例,并增加与其它的動作模式(B模式以及彩色模式)对应的超声波的发送的比例。也就是,控制部 80 变更各動作模式的数据分配,以使得减少多普勒模式的数据数,增加 B 模式以及彩色模式的数据数(步骤 S6)。

[0065] 如果执行上述的步骤 S5 或 S6 的处理,则在超声波诊断装置中,按照变更后的数据分配重新开始扫描(三重模式中的扫描)(步骤 S7)。

[0066] 另外,上述的多普勒模式的数据数的增加以及减少例如也可以通过变更 B 模式的 PRF(脉冲重复频率)、并列同时接收、彩色模式的 PRF、并列同时接收、总体数等条件来实现。具体而言,当被检体的血流是搏动流时,通过进行使 B 模式的 PRF 提高、使并列同时接收为 ON、使彩色模式的 PRF 提高、使并列同时接收为 ON、减少总体数等的变更,B 模式以及彩色模式的帧速率提高,反而能够增加多普勒模式的数据数。另外,此时,B 模式图像以及彩色多普勒模式图像的画质劣化。

[0067] 另外,在此,说明为根据检查者的操作输入优化指示,但也能够设为不需要检查者的操作,例如,以预定的间隔随时执行上述的步骤 S3 以后的处理的结构。

[0068] 以下,对在本实施方式的超声波诊断装置中的三重模式中同时显示的 B 模式图像、彩色多普勒模式图像以及多普勒波形的画质的优化简单地进行说明。

[0069] 图 4~图 6 表示当针对扫描面的被检体的血流是搏动流时,在三重模式中显示的超声波图像的一个例子。另外,图 4 是多普勒模式的数据数少,B 模式以及彩色模式的数据数(光栅数)多时的超声波图像。图 5 是多普勒模式的数据数多、B 模式以及彩色模式的数据数(光栅数)少时的超声波图像。另外,图 6 是使超声波诊断装置只以多普勒模式进行动作时的超声波图像。

[0070] 如果对图 4 以及图 5 所示的多普勒波形进行比较,则与图 6 所示的多普勒波形相比较,使多普勒模式的数据数少时的多普勒波形(也就是图 4 所示的多普勒波形)的劣化明显。因此,当针对扫描面的被检体的血流是搏动流时,为了抑制多普勒波形的劣化需要增加多普勒模式的数据数。

[0071] 另一方面,图 7~图 9 表示当针对扫描面的被检体的血流是稳定流时,在三重模式中显示的超声波图像的一个例子。另外,图 7 是多普勒模式的数据数少、B 模式以及彩色模式的数据数(光栅数)多时的超声波图像。图 8 是多普勒模式的数据数多、B 模式以及彩色模式的数据数(光栅数)少时的超声波图像。另外,图 9 是使超声波诊断装置只以多普勒模式进行动作时的超声波图像。

[0072] 如果对图 7 以及图 8 所示的多普勒波形进行比较,则与图 9 所示的多普勒波形相比较,即使减少多普勒模式的数据数,多普勒波形的劣化也不明显。因此,当针对扫描面的被检体的血流是稳定流时,为了提高 B 模式图像以及彩色多普勒模式图像的画质,使多普勒模式的数据数减少、使 B 模式以及彩色模式的数据数增加。

[0073] 在此,关于与扫描面对应的被检体的血流是搏动流时以及是稳定流时的 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的数据分配具体地进行说明。

[0074] 图 10 表示针对扫描面的被检体的血流是搏动流时的各動作模式的数据分配的一个例子。图 11 表示与扫描面对应的被检体的血流是稳定流时的各動作模式的数据分配的一个例子。

[0075] 当针对扫描面的被检体的血流是搏动流时,如图 10 所示,使多普勒模式的数据数

增多,使不发送与多普勒模式对应的超声波的期间(Gap 期间)缩短。由此,抑制多普勒模式中的多普勒波形的画质的劣化。具体而言,将 B 模式的光栅设定为 150 根,将彩色模式的光栅设定为 70 根,将多普勒模式的数据数设定为 128 (数据)。

[0076] 另一方面,当针对扫描面的被检体的血流是稳定流时,如图 11 所示,减少多普勒模式的数据数,延长不发送与多普勒模式对应的超声波的期间(Gap 期间)。由此,增多 B 模式以及彩色模式的数据数而提高 B 模式图像以及彩色多普勒模式图像的画质。具体而言,将 B 模式的光栅设定为 300 根,将彩色模式的光栅设定为 140 根,将多普勒模式的数据数设定为 64 (数据)。

[0077] 如上所述,在本实施方式中,通过根据与扫描面对应的被检体的血流的搏动性(是搏动流还是稳定流)来变更与多普勒模式对应的超声波的发送和与其它的動作模式对应的超声波的发送的比例的结构,自动地变更多普勒模式以及其它的動作模式的数据分配。因此,检查者不进行 IQ-平衡的开关等的操作,就能够优化如三重模式那样地同时显示的包含多普勒模式的多个動作模式的图像的画质。也就是,根据本实施方式,例如,由于能够削减检查者进行三重模式中的画质的调整等的时间,从而能够缩短检查时间,减轻被检者等的负担。

[0078] 另外,在本实施方式中,说明了描绘由多普勒波形示出的流速值的时间变化,并根据单位时间的流速值的变化量来检测被检者的血流的搏动性(判别是搏动流还是稳定流)的结构,但也可以是根据作为多普勒测量指标的 RI (Resistance Index :阻力指数)或 PI (Pulsatility Index :搏动指数)来检测搏动性的结构。

[0079] 另外,例如,也可以设为按照 B 模式以及彩色模式的时间变化来检测搏动性的结构。当是 B 模式时,能够取 B 模式图像的帧间的相关性,如果该帧间的相关性小则能够判别为搏动流,如果帧间的相关性大则能够判别为稳定流。另一方面,当是彩色模式时,指定某一关心区域而测定彩色模式的多普勒偏移频率的时间变化,如果该多普勒偏移频率的时间变化大则能够判别为是搏动流,如果该多普勒偏移频率的时间变化小则能够判别为是稳定流。

[0080] 另外,在本实施方式中,主要针对同时显示 B 模式图像、彩色多普勒模式图像以及多普勒波形的三重模式进行了说明,但只要是同时显示包含多普勒模式的多个動作模式的图像的超声波诊断装置都能应用本实施方式。具体而言,还能够应用于以同时显示 B 模式图像以及多普勒波形的 Duplex 模式来进行动作的超声波诊断装置。此时,除了上述的 Gap 期间的扫描只变为 B 模式的这点以外,与上述的三重模式的情况相同。

[0081] (第 2 实施方式)

[0082] 接着,对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明。本实施方式所涉及的超声波诊断装置与上述的第 1 实施方式同样地,作为包含多普勒模式的多个動作模式,说明为同时显示 B 模式、彩色模式以及多普勒模式的图像。

[0083] 另外,本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构与上述的第 1 实施方式相同,因此,适当地使用图 1 进行说明。在此,主要针对与上述的第 1 实施方式不同的部分进行叙述。

[0084] 在上述的第 1 实施方式中,说明了根据被检体的血流是搏动流还是稳定流的判别结果变更各動作模式的数据分配的例子,但在本实施方式中,即使在搏动流中还根据搏动

性的程度变更数据分配(与多普勒模式对应的超声波的发送的比例)的点与上述的第1实施方式不同。

[0085] 另外,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置中,控制部80具有表格,在该表格中,与搏动性的程度对应地预先保存与多普勒模式对应的超声波的发送和与其它的模式(B模式以及彩色模式)对应的超声波的发送的比例(也就是,B模式、彩色模式以及多普勒模式的数据分配)。具体而言,在控制部80所具有的表格中,与搏动性的程度高的搏动流(以下,记作第1搏动流)的索引对应地保存有与该第1搏动流对应的各动作模式的数据分配(以下,记作第1数据分配)。同样地,在控制部80所具有的表格中,与搏动性的程度低的搏动流(以下,记作第2搏动流)的索引对应地保存有与该第2搏动流对应的各动作模式的数据分配(以下,记作第2数据分配)。另外,在控制部80所具有的表格中,与稳定流的索引对应地保存有与该稳定流对应的各动作模式的数据分配(以下,记作第3数据分配)。也就是,在本实施方式中,根据搏动性的程度(第1搏动流、第2搏动流以及稳定流)设定有3个IQ平衡。

[0086] 另外,与第2搏动流相比较,第1搏动流的一方的搏动性的程度高,因此,多普勒波形的劣化明显。因此,在第1数据分配中,与第2数据分配相比较,与多普勒模式对应的超声波的发送的比例高。

[0087] 以下,对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作进行说明。图12是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。

[0088] 首先,执行相当于上述的图3所示的步骤S1~S4的处理的步骤S11~S14的处理。

[0089] 在步骤S14中,当判定为流速值的变化量大于等于阈值(以下,记作第1阈值)时,搏动性检测部60通过将流速值的变化量与和第1阈值不同的阈值(记作第2阈值)进行比较,来判定该流速值的变化程度是否大(步骤S15)。

[0090] 当判定为流速值的变化程度大时(步骤S15:“是”),搏动性检测部60判别为被检体的血流是第1搏动流,将该判别结果传递给控制部80。

[0091] 当被检体的血流是第1搏动流时,控制部80参照该控制部80所具有的表格,选择与该第1搏动流(的索引)对应而保存在该表格中的第1数据分配(第1搏动流时的数据分配)(步骤S16)。另外,作为在步骤S16中选择的第1数据分配的一个例子,例如,设B模式的光栅为150根,彩色模式的光栅为70根,多普勒模式的数据为128(数据)。

[0092] 另一方面,当判定为流速值的变化程度不大时(步骤S15:“否”),搏动性检测部60判别为被检体的血流是第2搏动流,将该判别结果传递给控制部80。

[0093] 当被检体的血流是第2搏动流时,控制部80参照该控制部80所具有的表格,选择与该第2搏动流(的索引)对应而保存在该表格中的第2数据分配(第2搏动流时的数据分配)(步骤S17)。另外,作为在步骤S17中选择的第2数据分配的一个例子,例如,设B模式的光栅为200根,彩色模式的光栅为100根,多普勒模式的数据数为96(数据)。在第2数据分配中,与上述的第1数据分配相比较,多普勒模式的数据数(与多普勒模式对应的超声波的发送的比例)变少。

[0094] 另外,当在步骤S14中判定为流速值的变化量小于第1阈值时,搏动性检测部60判别为被检体的血流是稳定流,并将该判别结果传递给控制部80。

[0095] 当被检体的血流是稳定流时,控制部 80 参照该控制部 80 所具有的表格,选择与该稳定流(的索引)对应而保存在该表格中的第 3 数据分配(稳定流时的数据分配)(步骤 S18)。另外,作为在步骤 S18 中选择的第 3 数据分配的一个例子,例如,设 B 模式的光栅为 300 根,彩色模式的光栅为 140 根,多普勒模式的数据数为 64 (数据)。

[0096] 如果执行上述的步骤 S16、S17 或者 S18 的处理,则在超声波诊断装置中,按照所选择的数据分配重新开始扫描(三重模式中的扫描)(步骤 S19)。

[0097] 如上所述,在本实施方式中,通过选择与被检测出的搏动性的程度对应地保存在预先准备的表格中的与多普勒模式对应的超声波的发送和与其它的動作模式对应的超声波的发送的比例(也就是各動作模式的数据分配),并将当前的各動作模式的数据分配变更为该选择的各動作模式的数据分配的结构,与上述的第 1 实施方式相比较,能够根据搏动性的程度进行更详细的设定的变更。

[0098] 根据以上说明的实施方式,能够提供一种能够优化同时显示的包含多普勒模式的多个動作模式的图像的画质的超声波诊断装置。

[0099] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其它的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围或要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

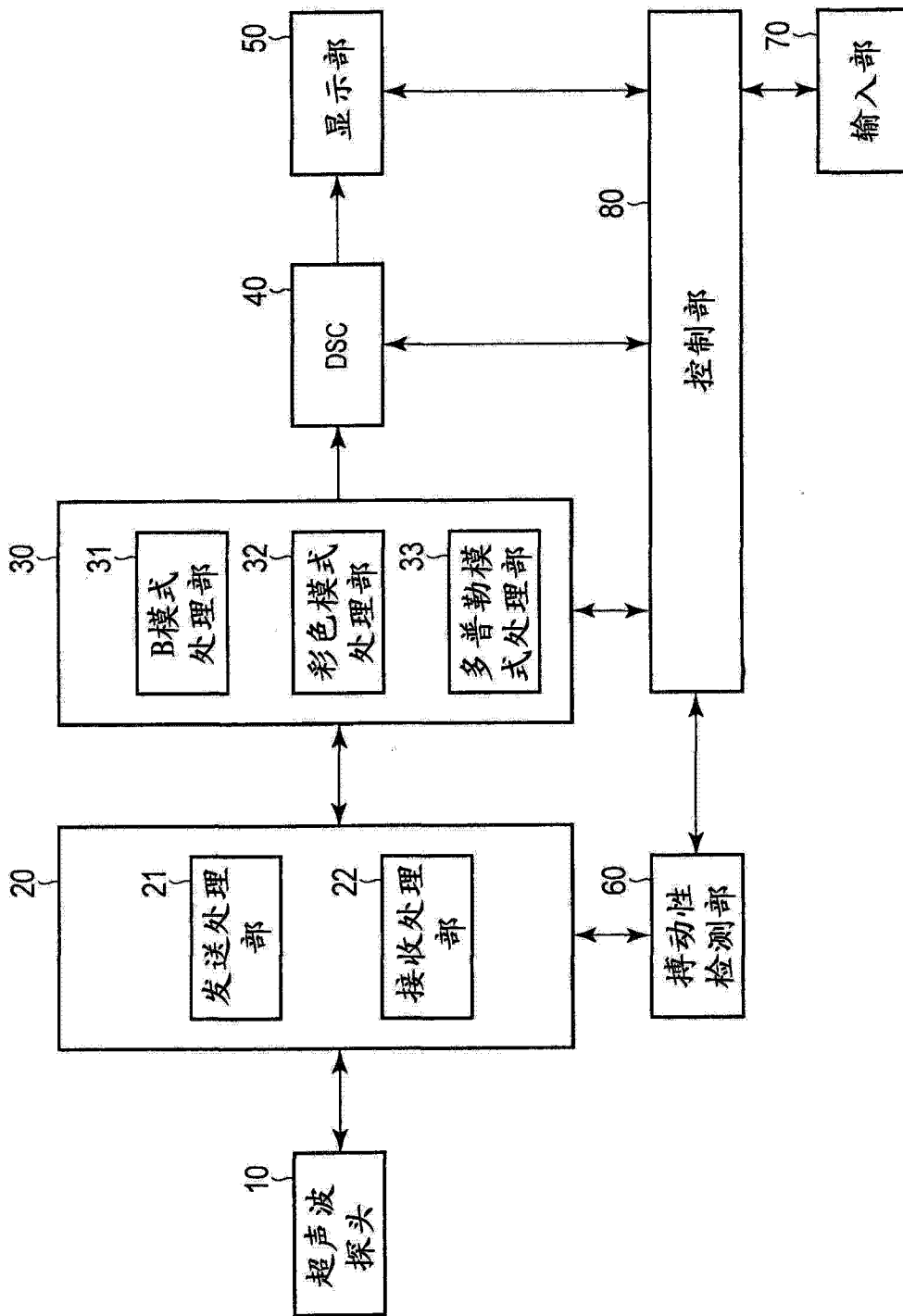


图 1

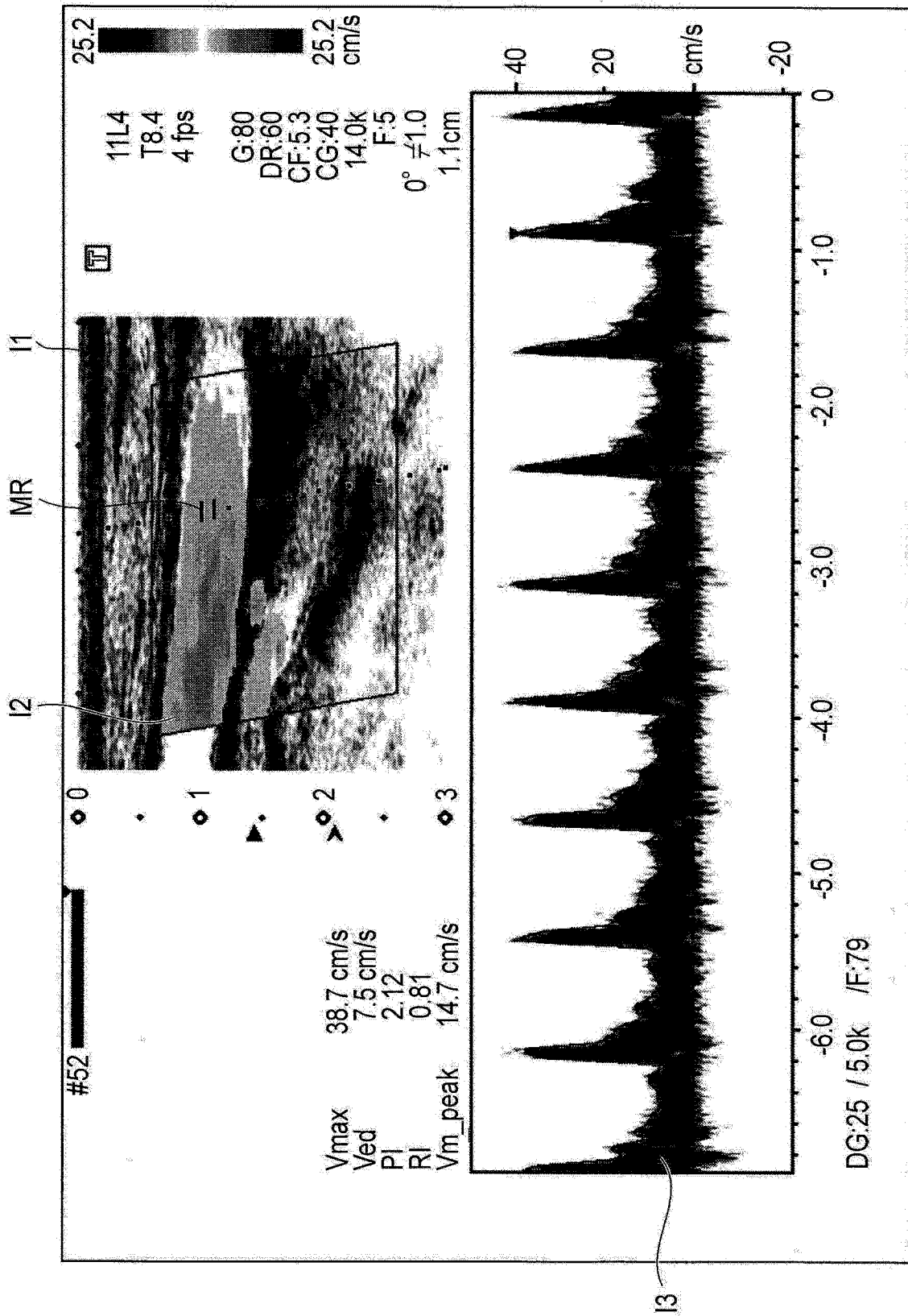


图 2

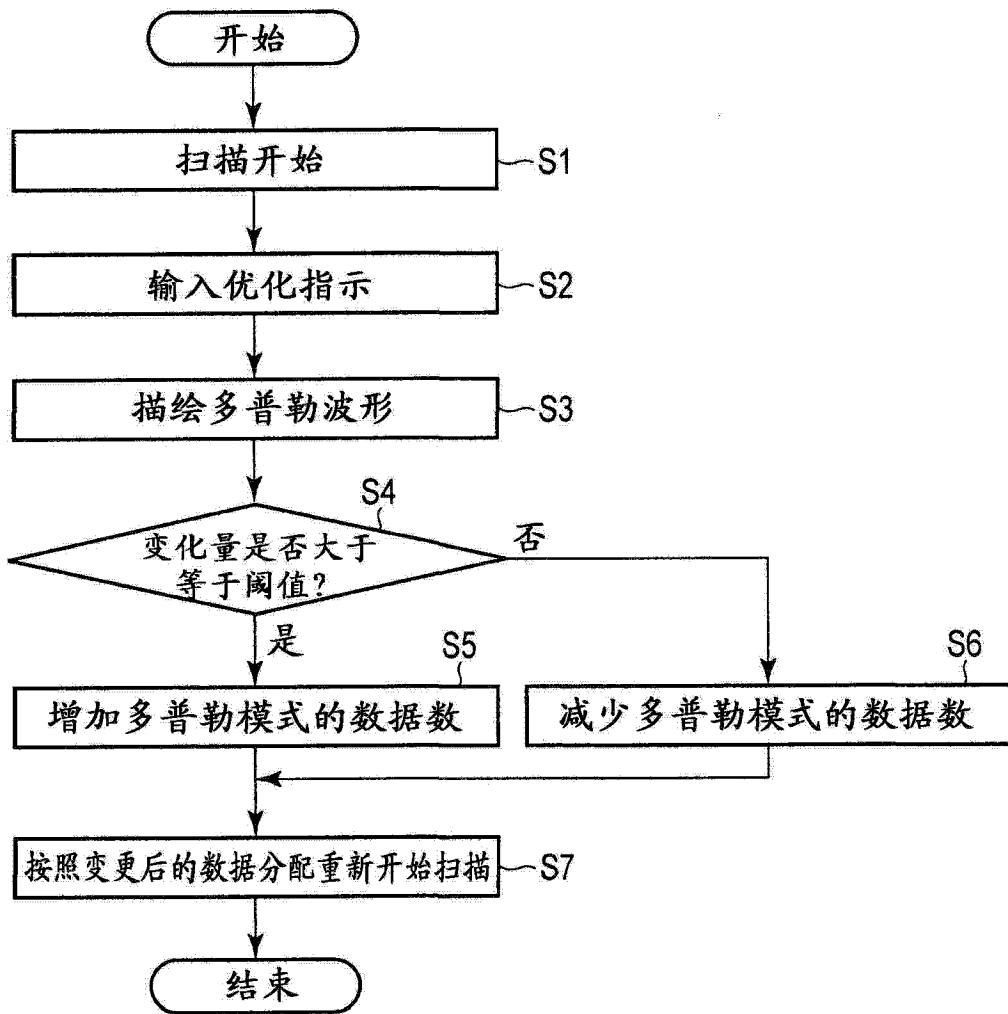


图 3

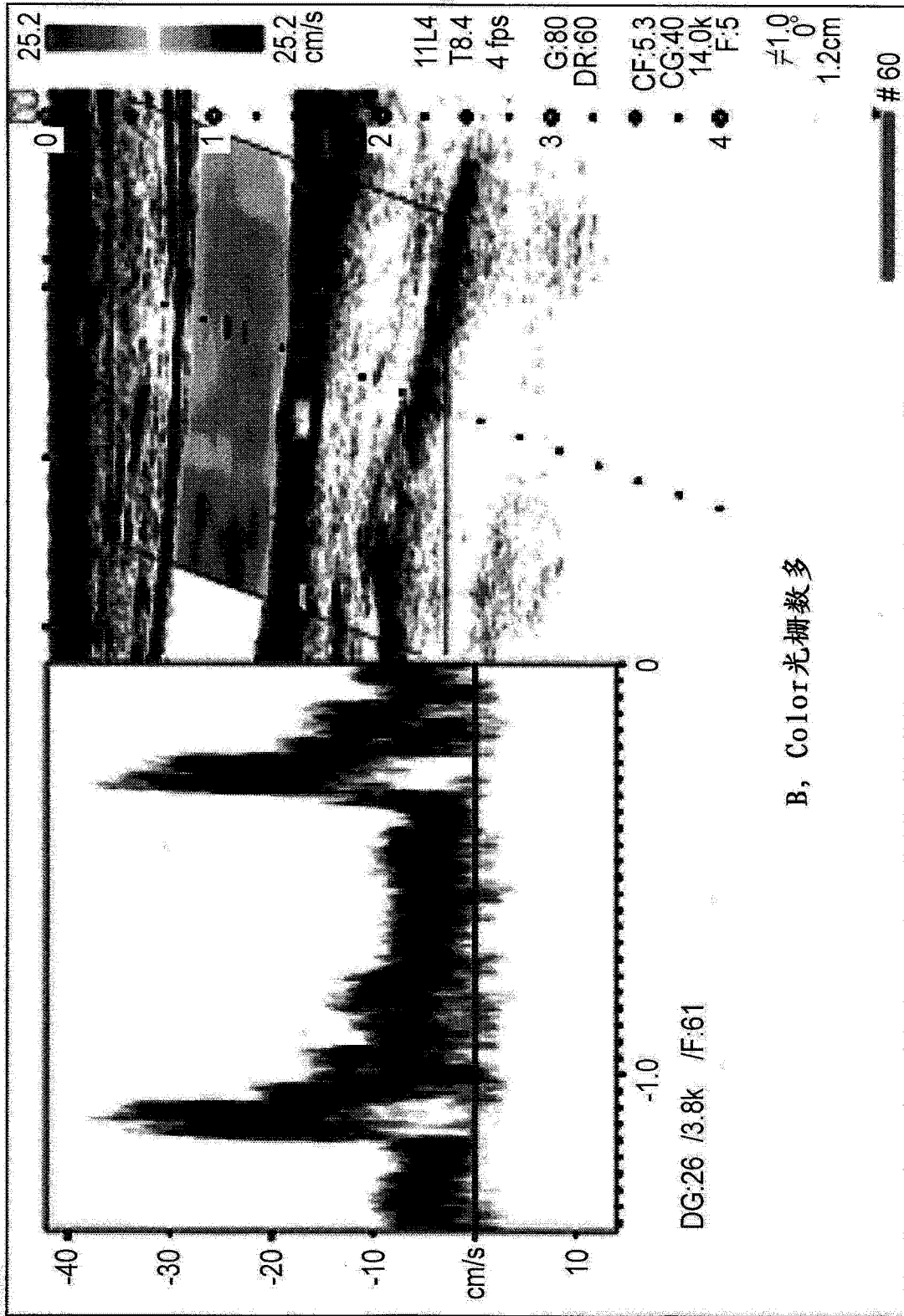


图 4

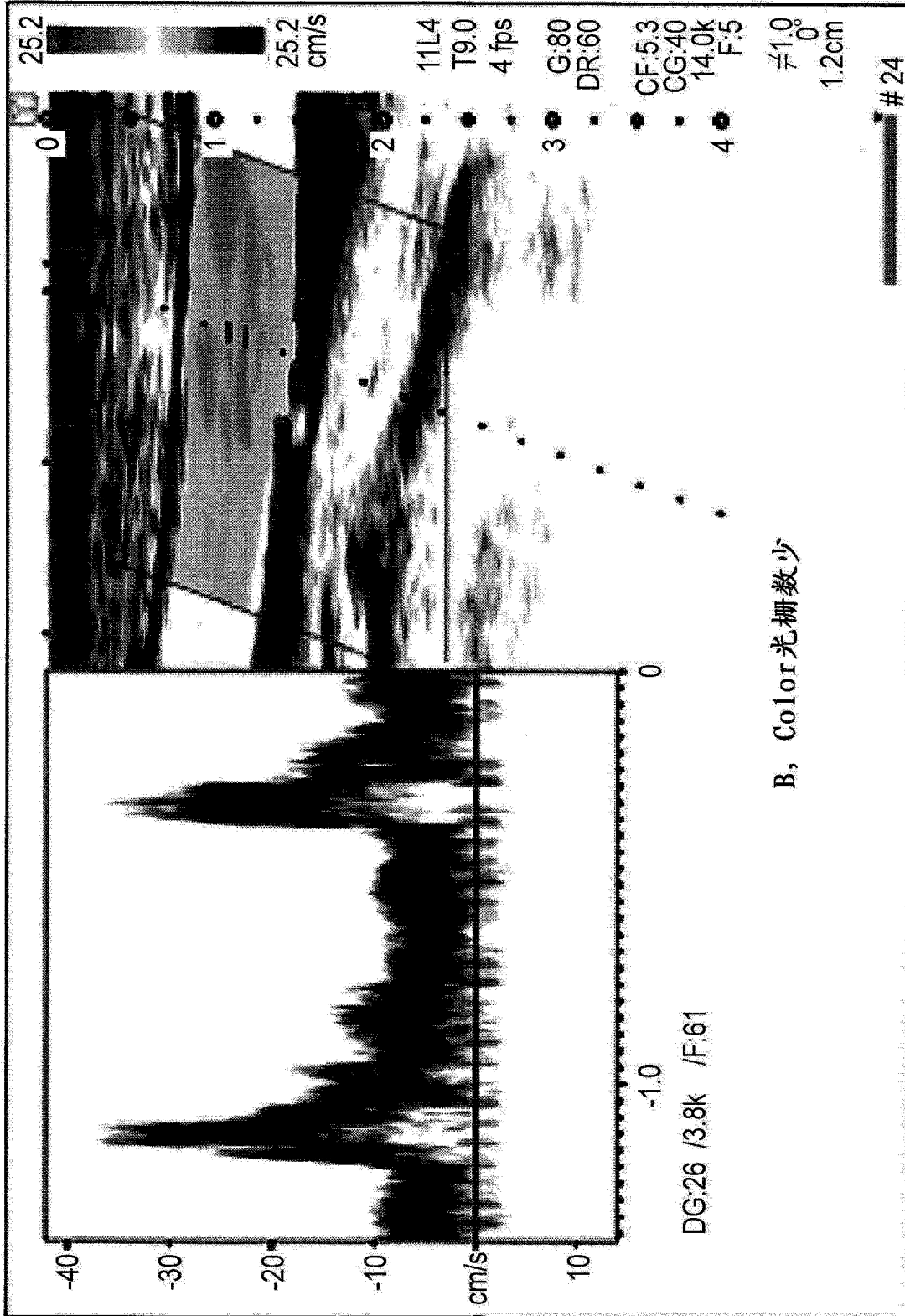


图 5

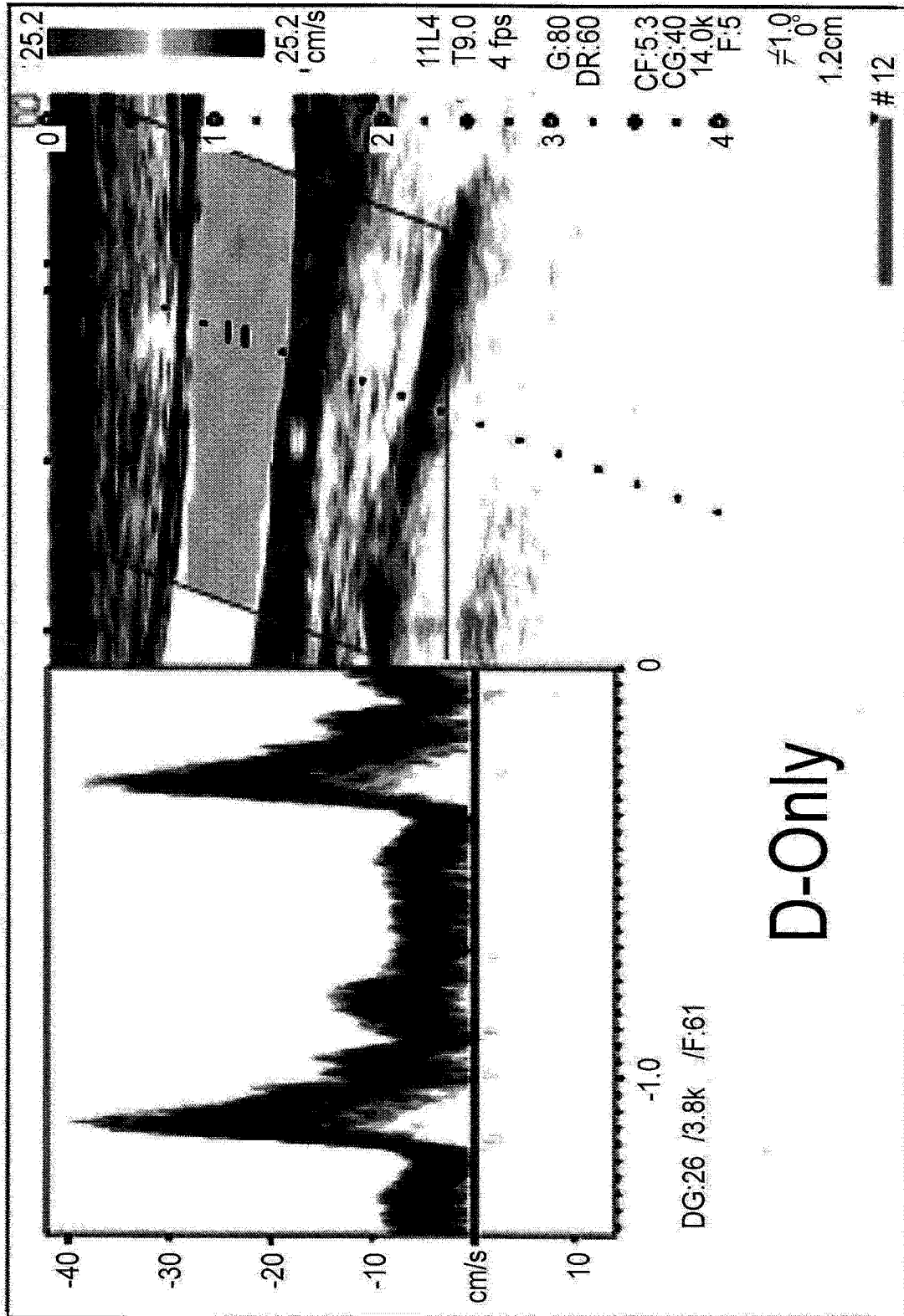


图 6

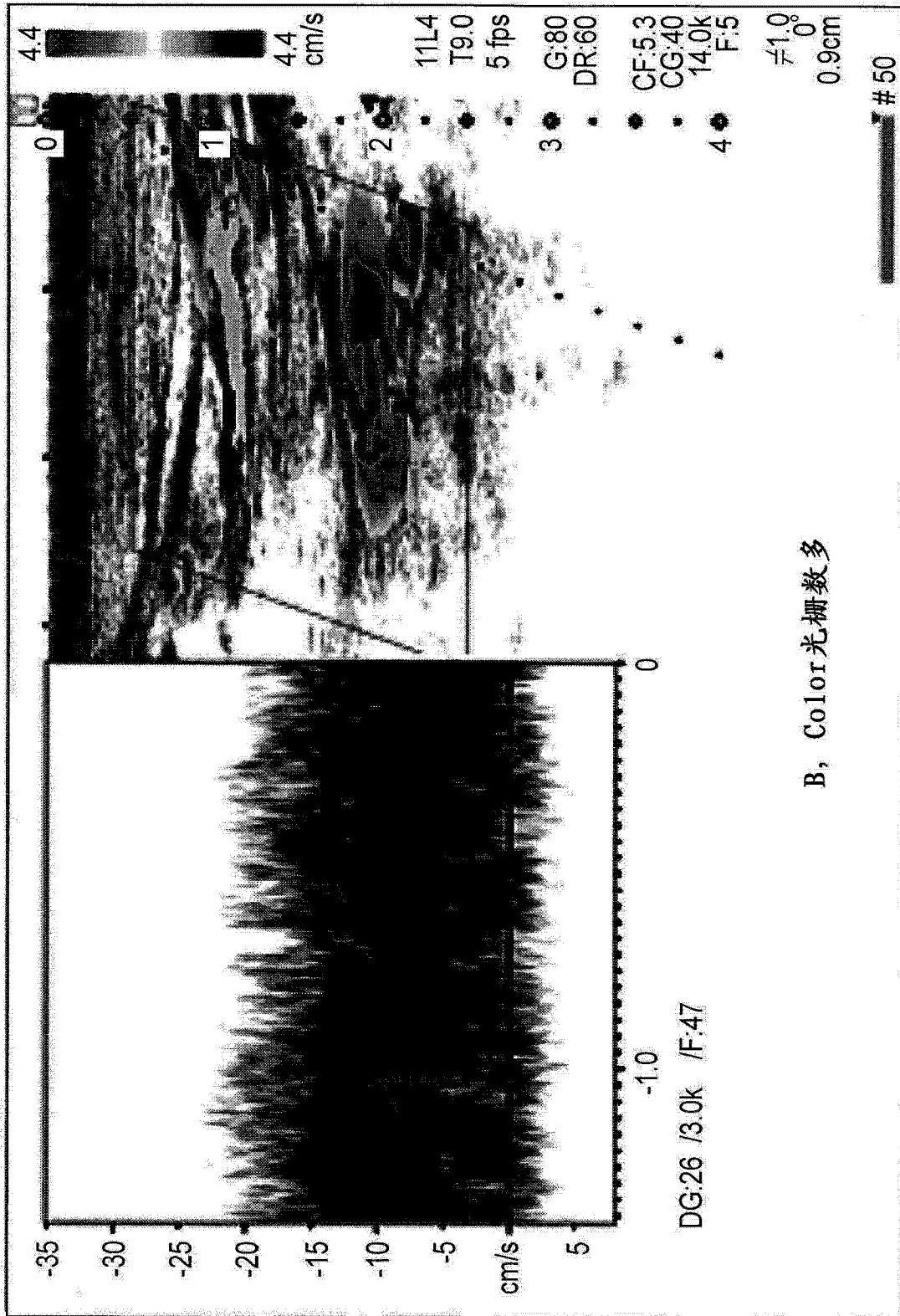


图 7

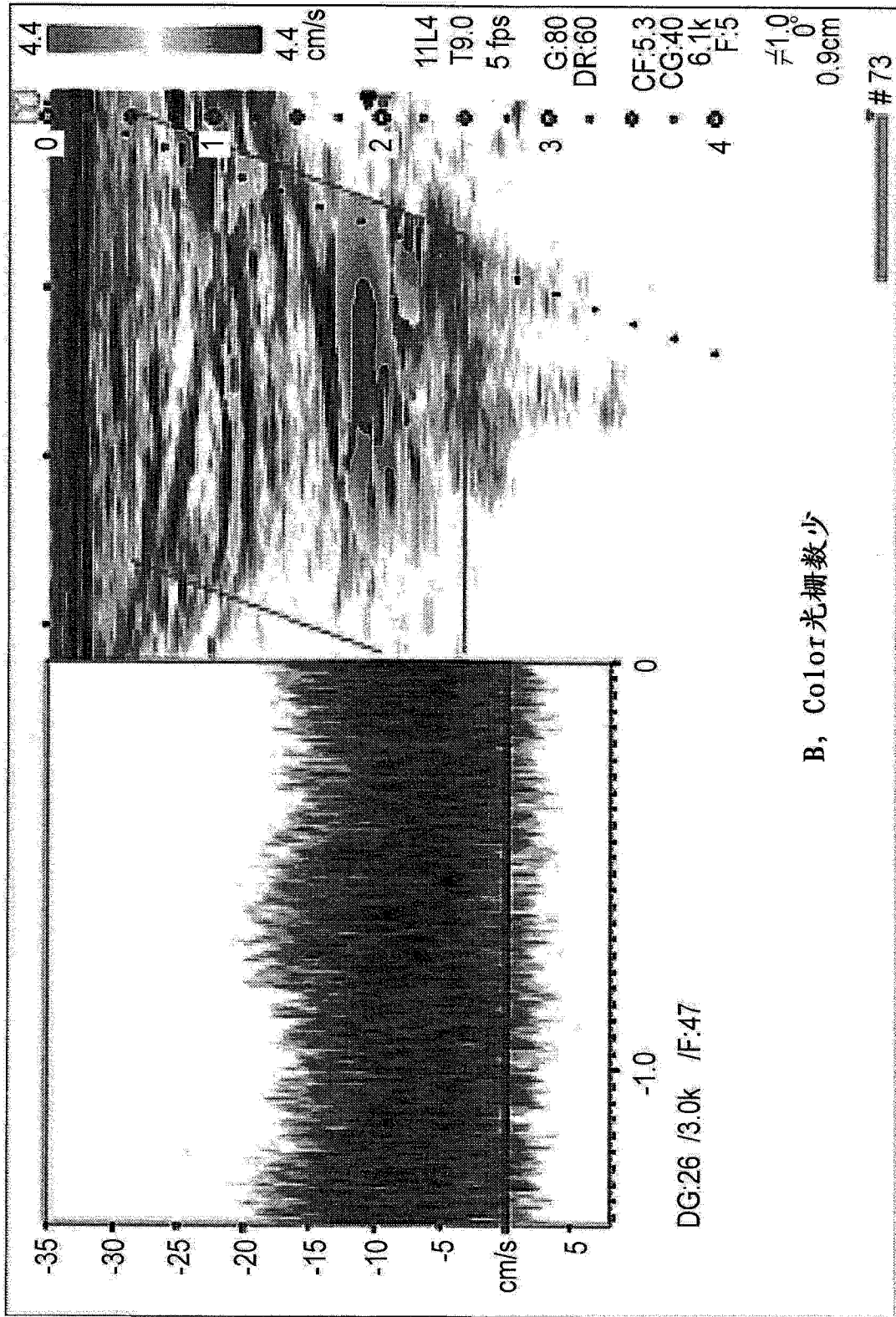


图 8

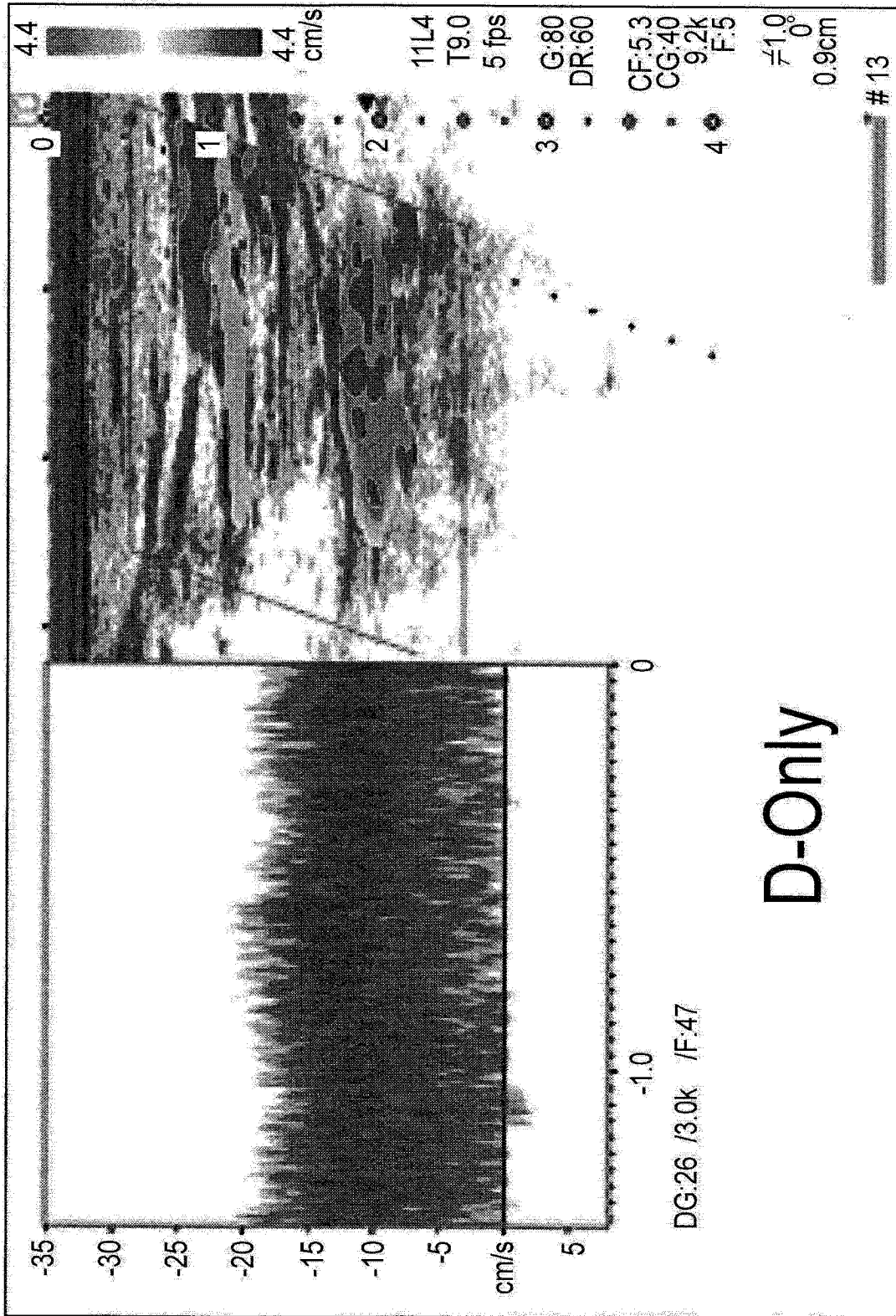


图 9

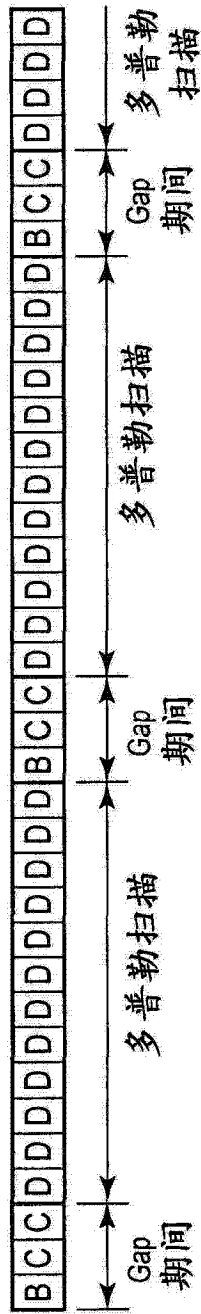


图 10

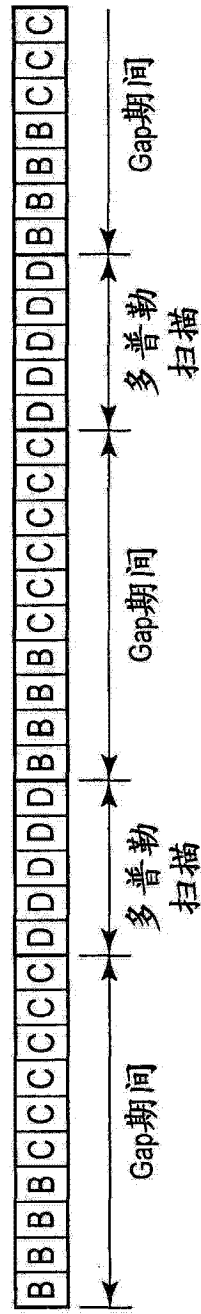


图 11

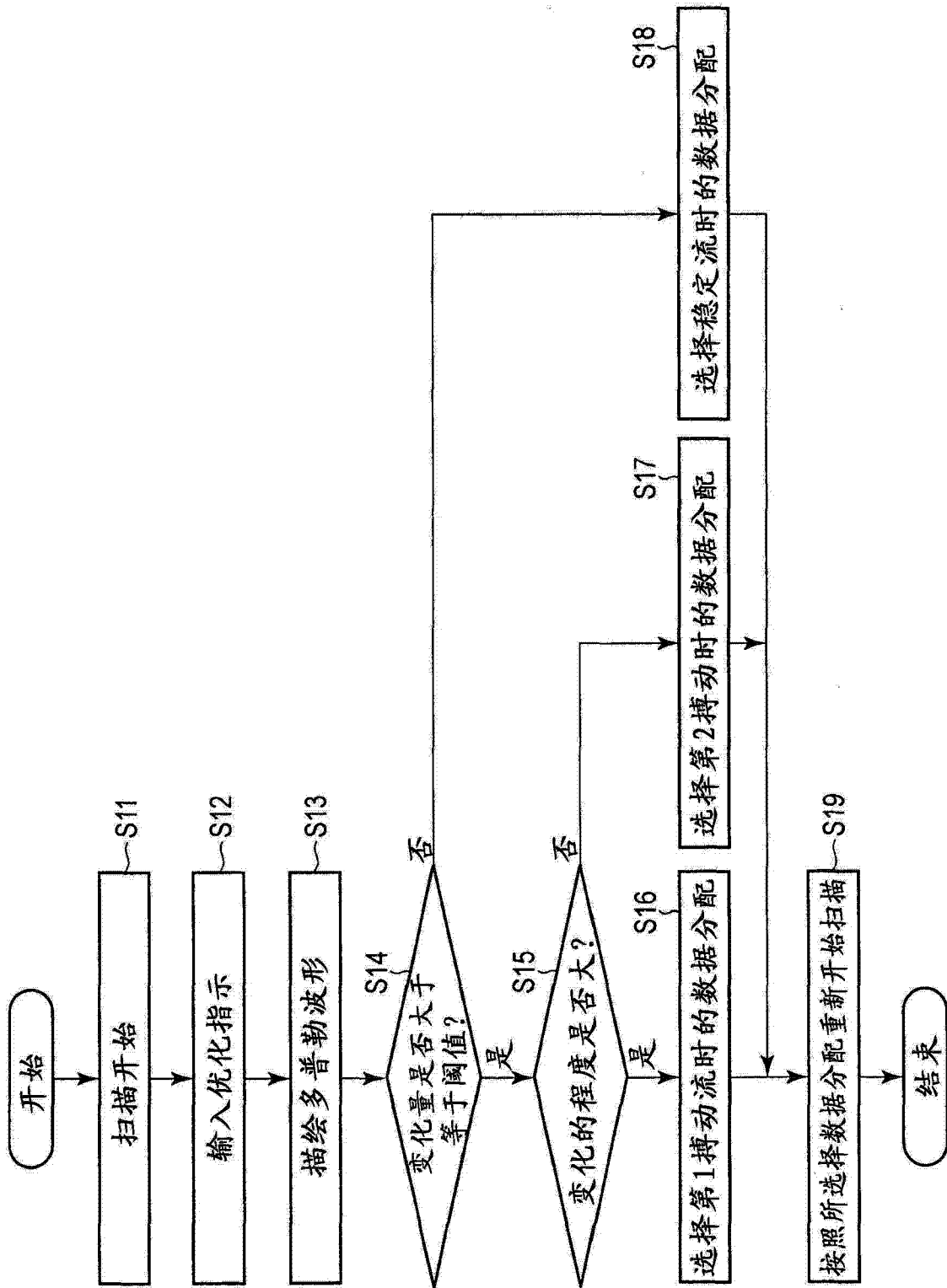


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103505247A	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201310245787.3	申请日	2013-06-20
[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	中屋重光 畔上美绪		
发明人	中屋重光 畔上美绪		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/463 A61B8/488		
代理人(译)	张丽		
优先权	2012138551 2012-06-20 JP		
其他公开文献	CN103505247B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置，能够优化同时显示的包含多普勒模式的多个动作模式的图像的画质。具备超声波探头、发送处理部、接收处理部、超声波图像生成部、显示部、检测部以及控制部。发送处理部经由超声波探头对被检体发送分别与多普勒模式以及其它的模式对应的超声波。接收处理部经由超声波探头接收来自被检体的超声波反射波，作为与扫描面相关的回波信号。超声波图像生成部根据回波信号生成多普勒模式以及其它的模式各自的图像。显示部同时显示多普勒模式以及其它的模式各自的图像。检测部检测与扫描面对应的被检体的血流的搏动性。控制部根据检测到的搏动性的程度，变更与多普勒模式对应的超声波的发送和与其它的模式对应的超声波的发送的比例。

