



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102626328 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201210023611. 9

(22) 申请日 2012. 02. 03

(30) 优先权数据

2011-022999 2011. 02. 04 JP

2012-020678 2012. 02. 02 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 松永智史 赤木和哉 小笠原胜

小林丰 郡司隆之

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5282471 A, 1994. 02. 01, 全文.

US 5971927 A, 1999. 10. 26, 全文.

US 2008/0043622 A1, 2008. 02. 21, 全文.

US 6245018 B1, 2001. 06. 12, 说明书第 2 栏
第 41 行 - 第 5 栏第 41 行, 附图 1A, 1B, 2, 3.

审查员 黄长斌

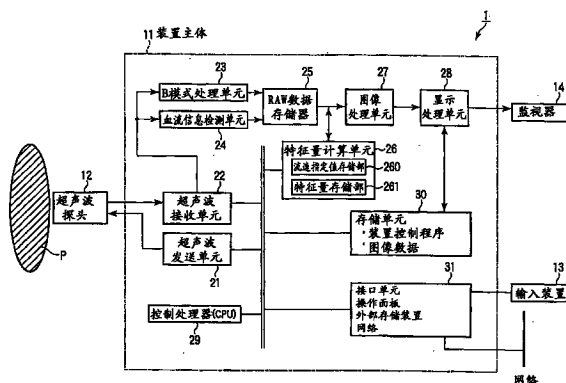
权利要求书2页 说明书9页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及取得方法

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像处理装置, 可以计算针对比现有大的区域的血管的特征量, 观察者可迅速且简单地视觉确认其结果。一实施方式涉及的超声波诊断装置具备: 检测单元, 通过利用超声波扫描被检体的规定区域, 从而在规定期间检测上述规定区域内的各位置处的速度信息的分布; 计算单元, 使用上述规定期间内的上述各位置的速度信息, 计算基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任一个的至少一个特征量; 显示单元, 以规定的形态显示上述特征量。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

检测单元,通过利用超声波扫描被检体的包含血管的区域,从而在规定期间检测上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息的分布;

计算单元,使用在上述规定期间的上述各位置的速度信息,计算至少一个特征量,该至少一个特征量基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任意一个;

显示单元,以规定的形态来显示上述特征量;以及

图像生成单元,生成在描绘出上述血管的长轴像的区域中分别根据上述至少一个特征量而被分配了不同的色相且利用至少三个以上的颜色来区分上述至少一个特征量的至少一个指标图像,

上述显示单元显示上述至少一个指标图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述特征量包含脉动指数 PI、阻力指数 RI、S/D 中的至少一个。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测单元在规定期间使用彩色多普勒模式来检测上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息的分布。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示上述至少一个指标图像与彩色多普勒图像。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元通过使上述至少一个指标图像空间上对应并接合,从而生成合成图像,

上述显示单元显示上述合成图像。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元同时显示多个上述指标图像。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元计算基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任意一个的多个上述特征量,

上述图像生成单元使用上述多个特征量中的第 1 特征量来生成上述指标图像,

上述显示单元将使用上述第 1 特征量而生成的上述指标图像、和上述多个特征量中与上述第 1 特征量不同的第 2 特征量,以规定形态进行显示。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元显示上述流速指标值及特征量中的至少一方,作为表示与由输入装置设定的规定的路径相关的空间性变化的图表。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

决定单元,在执行脉冲多普勒模式的情况下,根据上述流速指标值及特征量中的至少一方,来决定采样部位的位置。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元以心跳或脉搏为基准,计算上述流速指标值及特征量中的至少一方。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述计算单元以 1 个心跳或者多个心跳为单位计算上述至少一个特征量。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测单元使用对由 B 模式扫描取得的信号系列执行多普勒处理的 BDF 模式,在规
定期间检测上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息的分布。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述检测单元通过执行使用了由 B 模式扫描取得的多个图像的斑点追踪处理,从而在
规定期间检测上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息的分布。

14. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,具备:

存储单元,存储通过利用超声波来扫描被检体的包含血管的区域从而在规
定期间检测到的上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息;

计算单元,使用上述规定期间的上述各位置的速度信息,计算至少一个特征量,该至少
一个特征量基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的
至少任意一个;

显示单元,以规定的形态来显示上述特征量;以及

图像生成单元,生成在描绘出上述血管的长轴像的区域中分别根据上述至少一个特征
量而被分配了不同的色相且利用至少三个以上的颜色来区分上述至少一个特征量的至少
一个指标图像,

上述显示单元显示上述至少一个指标图像。

15. 一种超声波图像处理方法,其特征在于,具备:

通过利用超声波来扫描被检体的包含血管的区域,从而在规
定期间检测上述包含血管的区域内的各位置处的速度信息的分布;

使用在上述规定期间的上述各位置的速度信息,计算至少一个特征量,该至少一个特
征量基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少
任意一个;

以规定的形态来显示上述特征量;以及

生成在描绘出上述血管的长轴像的区域中分别根据上述至少一个特征量而被分配了
不同的色相且利用至少三个以上的颜色来区分上述至少一个特征量的至少一个指标图像,

在上述以规定的形态来显示上述特征量的步骤中,显示上述至少一个指标图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及取得方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是基于 2011 年 2 月 4 日提交的在先日本专利申请 2011-022999 以及 2012 年 2 月 2 日在先日本专利申请 2012-020678 并要求优先权,并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0003] 在此所记载的实施方式通常涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像取得方法。

背景技术

[0004] 超声波诊断装置是对被检体内放射从设置在超声波探头上的振动元件发生的超声波脉冲,并由振动元件接收由于被检体组织的声阻抗的差异而产生的超声波反射波,并收集生物体信息的装置,由于通过仅仅使超声波探头接触体表的简单的操作,就能够实时显示图像数据,因此,在各种脏器的形态诊断、功能诊断中被广泛使用。

[0005] 另外,上述超声波诊断装置还被用于循环器官系统的图像诊断中。例如,通过脉冲多普勒法来测量位于距离体表面所希望的深度的特定部位中的血流速度,例如,计算 PI(Pulsatility Index:脉动指数)、RI(Resistance Index:阻力指数)、S/D 等与血流有关的特征量、流速最大值、流速平均值、流速最小值等流速指标值,并实时进行显示。技术人员通过观察显示的血流指标,可以迅速视觉确认患者的血流状态。

发明内容

[0006] 但是,在现有的超声波诊断装置中,计算 PI、RI、S/D、最大值、平均值、最小值等各种血流指标值时,由于使用脉冲多普勒法,因此,只可以计算例如针对 1、或 2 光栅大小程度的局部区域的血流指标。从而,医师等观察者可以迅速视觉确认局部的血流状态,但不能迅速视觉确认针对一定范围以上的大区域的血流状态(参照图 15)。

[0007] 另外,如上述那样,在现有的超声波诊断装置中,只可以计算针对局部区域的血流指标值。因此,例如,在使用现有的超声波诊断装置来测量颈部血管整体的血流速度时,需要将对象血管以长轴像的方式进行影像化,并一边使脉冲多普勒的采样位置(门控位置)沿着血管的长轴移动,一边依次视觉确认在血管整体中是否有异常。因此,将对患者加重身体负担,对医师等加重工作负担。

[0008] 鉴于上述事情,其目的在于,提供一种可以计算针对比现有大的区域的血管的特征量,观察者可以迅速且简单地视觉确认其结果的超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像处理方法。

[0009] 一般而言,根据一实施方式,超声波诊断装置具备:检测单元,通过利用超声波来扫描被检体的规定区域,从而在规定期间检测上述规定区域内的各位置中的速度信息的分布;计算单元,使用上述规定期间的上述各位置的速度信息,来计算基于上述规定期间的

上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任意一个的至少一个特征量；显示单元，以规定的形态来显示上述特征量。

[0010] 可以实现一种可以计算针对比现有大的区域的血管的特征量，观察者可以迅速且简单地视觉确认其结果的超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像处理方法。

附图说明

[0011] 图 1 示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的方框结构图。

[0012] 图 2 是示出了按照本广域特征量图像生成功能的处理（广域特征量图像生成处理）的流程的流程图。

[0013] 图 3 是示出了在血流检测单元 24 中生成的、RAW 数据存储器 25 所存储的每帧的彩色 RAW 数据的一个例子的图。

[0014] 图 4 是示出了在血流信息、特征量信息计算处理中，被存储在流速指标值存储部 260、特征量存储部 261 中的各信息的一个例子的图。

[0015] 图 5 是示出了在监视器 14 中，重叠显示于 B 模式图像的广域特征量图像的一个例子的图。

[0016] 图 6 是用于说明变形例 1 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0017] 图 7 是用于说明变形例 2 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0018] 图 8 是用于说明变形例 3 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0019] 图 9 是用于说明变形例 4 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0020] 图 10 是用于说明变形例 5 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0021] 图 11 是用于说明变形例 6 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0022] 图 12 是用于说明变形例 6 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0023] 图 13 是用于说明变形例 7 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0024] 图 14 是用于说明变形例 7 涉及的广域特征量图像生成功能的图。

[0025] 图 15 是用于说明现有的脉冲多普勒法的图。

[0026] 符号说明

[0027] 1... 超声波诊断装置, 12... 超声波探头, 13... 输入装置, 14... 监视器, 21... 超声波发送单元, 22... 超声波接收单元, 23... B 模式处理单元, 24... 血流检测单元, 25... RAW 数据存储器, 26... 特征量计算单元, 27... 图像生成单元, 28... 显示处理单元, 29... 控制处理器, 30... 存储单元, 31... 接口单元, 260... 流速指标值存储部, 261... 特征量存储部

具体实施方式

[0028] 一般而言，根据一实施方式，超声波诊断装置具备：检测单元，通过利用超声波来扫描被检体的规定区域，从而在规定期间检测上述规定区域内的各位置中的速度信息的分布；计算单元，使用上述规定期间的上述各位置的速度信息，来计算基于上述规定期间的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任意一个的至少一个特征量；以及显示单元，以规定的形态来显示上述特征量。

[0029] 以下，按照附图对实施方式进行说明。另外，在以下的说明中，针对大致具有同一

功能及构成的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0030] 图 1 示出了本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的方框结构图。如图 1 所示,本超声波诊断装置 1 具备:超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、血流检测单元 24、RAW 数据存储单元 25、特征量计算单元 26、图像生成单元 27、显示处理单元 28、控制处理器 (CPU) 29、显示处理单元 30、存储单元 31、接口单元 32。以下,针对各个构成要素的功能进行说明。

[0031] 超声波探头 12 是对于被检体发送超声波,并接收根据该发送的超声波的来自被检体的反射波的装置(探头),具有排列于其顶端的多个的压电振子、匹配层、背衬材料等。压电振子根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号来对扫描区域内的所希望的方向发送超声波,并将来自该被检体的反射波转换成电信号。匹配层被设置在该压电振子上,是使超声波能量有效传播的中间层。背衬材料防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次进行反射,并作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅取决于产生反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被移动的血流进行反射时的回波,由于多普勒效应,取决于移动体的超声波发送接收方向的速度分量,并受到频移。

[0032] 另外,本实施方式涉及的超声波探头 12 可以是二维阵列探头(多个超声波振子排列成二维矩阵状的探头)、或机械 4D 探头(能够一边使超声波振子列在正交于其排列方向的方向上机械地摆动,一边执行超声波扫描的探头)那样的能够取得体数据的探头。另外,当然,超声波探头 12 也可以是一维阵列探头。

[0033] 输入装置 13 与装置主体 11 相连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。

[0034] 监视器 14 根据来自显示处理单元 30 的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示成图像。

[0035] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路及脉冲产生器电路等。在触发发生电路中,以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),重复发生用于形成发送超声波的触发脉冲。另外,在延迟电路中,在每个通道中将超声波会聚成束状,且对各触发脉冲赋予决定发送指向性所需的延迟时间。脉冲产生器电路以基于该触发脉冲的定时,来对探头 12 施加驱动脉冲。

[0036] 另外,超声波发送单元 21 为了按照控制处理器 29 的指示来执行规定的扫描序列,具有能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别的,针对发送驱动电压的变更,通过能够瞬间将该值进行切换的线性放大器型的发信电路、或将多个电源单元电切换的机构来实现。

[0037] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、延迟电路、加法器等。在放大器电路中,将经由探头 12 取入的回波信号在每个通道中进行放大。在 A/D 转换器中,将被放大后的模拟的回波信号转换成数字回波信号。在延迟电路中,对于被数字转换后的回波信号决定接收指向性,并赋予进行接收动态聚焦所需的延迟时间,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相应的方向的反射分量,并根据接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0038] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号,并实施对数放大,包络线检波处理等,并生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据。

[0039] 血流检测单元 24 从由接收单元 22 接收到的回波信号提取出血流信号,并生成血流数据。血流的提取,通常利用 CFM(Color FlowMapping) 来进行。此时,将血流信号进行解析,作为血流数据,多点求得平均速度、分散、能量等血流信息。

[0040] RAW 数据存储单元 25 使用从 B 模式处理单元 23 接收到的多个 B 模式数据,来生成作为超声波扫描线上的 B 模式数据即 B 模式 RAW 数据。另外,RAW 数据存储单元 25 使用从血流检测单元 24 接收到的多个血流数据,来生成作为超声波扫描线上的血流数据即彩色 RAW 数据。另外,以使噪音降低或图像的连接良好为目的,可以在 RAW 数据存储单元 25 之后插入滤波器,来进行空间性的平滑处理。

[0041] 特征量计算单元 26 在后述的广域特征量图像生成功能中,根据来自控制处理器 29 的控制,从 RAW 数据存储单元 25 接收由 CFM 得到的规定期间的血流信息,并计算针对血管内的各位置的与血流相关的流速指标值、特征量。在此,所谓与血流相关的流速指标值,例如是指最大值、平均值、最小值等,所谓与血流相关的特征量,例如是指 PI、RI、S/D 等。

[0042] 图像生成单元 27 使用从 RAW 数据存储单元 25 接收到的 B 模式 RAW 数据、彩色 RAW 数据,来分别生成 B 模式图像数据、CFM 图像数据、体数据。另外,图像生成单元 27 进行体绘制、多断面转换显示(MPR:multi planar reconstruction)、最大值投影显示(MIP:maximum intensity projection)等规定的图像处理。并且,图像生成单元 27 使用在特征量计算单元 26 中计算的每个位置的特征量,来生成根据特征量的值而被分配了不同的色彩的特征量图像。

[0043] 另外,以使噪音降低或图像的连接良好为目的,可以在图像处理单元 27 之后插入二维滤波器,来进行空间性的平滑处理。

[0044] 显示处理单元 28 对于在图像处理单元 28 中生成、处理的各种图像数据,执行各种动态范围、亮度(明亮度:brightness)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 转换等各种处理。

[0045] 控制处理器 29 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 29 从存储单元 31 读取用于实现后述的广域特征量图像生成功能的专用程序,并在自身所具有的存储器上展开,来执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0046] 存储单元 31 保管有用于实现后述的广域特征量图像生成功能的专用程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、用于根据计算后的特征量的值而分配不同的色彩的彩色列表、其他数据组。另外,根据需要,还用于保管未图示的图像存储器中的图像。存储单元 31 的数据将能经由接口单元 32 向外部周边装置传送。

[0047] 接口单元 32 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。由该装置得到的超声波图像等数据和解析结果等能够通过接口单元 32,经由网络传送至其他装置。

[0048] (广域特征量图像生成功能)

[0049] 接着,针对本超声波诊断装置 1 所具有的广域特征量图像生成功能进行说明。该功能是通过使用由 CFM 得到的规定期间的血流信息,针对血管内的各位置,计算与血流相关的流速指标值与特征量,并根据特征量的值来分配不同的色彩,从而生成并显示特征量图像的功能。由此,与现有相比较,可以迅速且简单地观察针对广泛区域的特征量。

[0050] 图 2 是示出了按照本广域特征量图像生成功能的处理（广域特征量图像生成处理）的流程的流程图。以下，针对各步骤中的处理的内容进行说明。

[0051] [接受输入患者信息、发送接收条件：步骤 S1]

[0052] 经由输入装置 13 执行患者信息的输入、用于对被检体的规定区域进行超声波扫描的摄影模式、扫描序列、发送接收条件等选择（步骤 S1）。在此，作为摄影模式选择 CFM 模式，作为发送接收条件输入样品体积、发送电压等。被输入、选择的各信息、条件等被自动存储在存储单元 31 中。

[0053] [基于 CFM 模式的血流信息的取得：步骤 S2]

[0054] 超声波探头 12 抵接在被检体表面的所希望的位置上，将包含诊断部位（此时，所希望的血管）的区域作为被扫描区域，执行基于 CFM 模式的超声波扫描。由基于 CFM 模式的超声波扫描取得的回波信号逐次经由超声波接收单元 22 被送至血流检测单元 24。血流检测单元 24 通过 CFM 来提取出血流信号，并多点求得平均速度、分散、能量等信息，并在每帧中生成血流的速度信息（彩色数据）。RAW 数据存储单元 25 使用从血流检测单元 24 接收到的多个彩色数据针对每帧生成彩色 RAW 数据（步骤 S2）。

[0055] [流速指标值、特征量的计算：步骤 S3]

[0056] 接着，特征量计算单元 26 从 RAW 数据存储单元 25 接受通过 CFM 得到的血流信息中的规定期间内的血流信息，并计算针对血管内的各位置的流速指标值、特征量（步骤 S3）。

[0057] 图 3 是示出了在血流检测单元 24 中生成的、RAW 数据存储单元 25 所存储的每帧的彩色 RAW 数据的一个例子的图。图 3 是将在血流检测单元 24 中生成的、第 n 帧中的样品 x、光栅 y 的速度信息定义为 $V(x, y, n)$ ，假设帧数为 N、样品数为 400、光栅数为 200 时的例子。另外，将从第 1 帧到第 N 帧的样品 x、光栅 y 中的最大速度定义为 $V_{\max}(x, y)$ ，将样品 x、光栅 y 中的最小速度定义为 $V_{\min}(x, y)$ ，将样品 x、光栅 y 中的平均速度定义为 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 。并且，将从第 1 帧到第 N 帧的样品 x、光栅 y 中的 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 分别通过以下式子 (1)、(2) 进行定义。

[0058] $PI(x, y) = \{V_{\max}(x, y) - V_{\min}(x, y)\} / V_{\text{mean}}(x, y)$

[0059] (1)

[0060] $RI(x, y) = \{V_{\max}(x, y) - V_{\min}(x, y)\} / V_{\max}(x, y)$ (2)

[0061] 特征量计算单元 26 如果从 RAW 数据存储单元 25 接收到第 1 帧的速度信息 $V(x, y, 1)$ （其中，x, y 分别为满足 $1 \leq x \leq 400, 1 \leq y \leq 200$ 的自然数），则存储在自身所具有的暂时存储器中。

[0062] 接着，特征量计算单元 26 如果从 RAW 数据存储单元 25 接收到第 2 帧的速度信息 $V(x, y, 2)$ ，则存储在自身所具有的暂时存储器中，并且与第 1 帧的速度信息 $V(x, y, 1)$ 进行比较，计算样品 x、光栅 y 中的最大速度 $V_{\max}(x, y)$ 、最小速度 $V_{\min}(x, y)$ 、平均速度 $V_{\text{mean}}(x, y)$ ，并且使用得到的 $V_{\max}(x, y)$ 、 $V_{\min}(x, y)$ 、 $V_{\text{mean}}(x, y)$ ，按照上述式子 (1)，(2) 分别计算 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 。另外，特征量计算单元 26 分别将取得的 $V_{\max}(x, y)$ 、 $V_{\min}(x, y)$ 、 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 存储在流速指标值存储部 260 中，将 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 存储在自身所具有的特征量存储部 261 中。

[0063] 接着，特征量计算单元 26 如果从 RAW 数据存储单元 25 接收到第 3 帧的速度信息 $V(x, y, 3)$ ，则存储在自身所具有的暂时存储器中，并且比较速度信息 $V(x, y, 3)$ 与到第 2 帧为止

的最大速度 $V_{\max}(x, y)$, 当速度信息 $V(x, y, 3)$ 比到第 2 帧为止的最大速度 $V_{\max}(x, y)$ 大时更新最大速度 $V_{\max}(x, y)$, 当速度信息 $V(x, y, 3)$ 比到第 2 帧为止的最大速度 $V_{\max}(x, y)$ 小时维持该最大速度 $V_{\max}(x, y)$ 。另外, 特征量计算单元 26 同样执行关于 $V_{\min}(x, y)$ 的计算, 并且使用第 1、第 2、第 3 帧的速度信息 (或到第 2 帧为止的平均速度 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 与第 3 帧的速度信息 $V(x, y, 3)$), 来计算到第 3 帧为止的平均速度 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 。另外, 特征量计算单元 26 使用得到的 $V_{\max}(x, y)$ 、 $V_{\min}(x, y)$ 、 $V_{\text{mean}}(x, y)$, 来按照上述式子 (1)、(2) 分别计算 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$, 并分别将取得的 $V_{\max}(x, y)$ 、 $V_{\min}(x, y)$ 、 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 存储在流速指标值存储部 260, 将 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 存储在自身所具有的特征量存储部 261 中。

[0064] 之后, 直到第 N 帧, 逐次执行同样的处理。其结果将分别例如图 4 所示的各信息存储在流速指标值存储部 260、特征量存储部 261 中。

[0065] 另外, $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 的计算、及向特征量存储部 261 的存储 (更新) 不需要与 $V_{\max}(x, y)$ 、 $V_{\min}(x, y)$ 、 $V_{\text{mean}}(x, y)$ 的计算或向流速指标值存储部 260 的存储 (更新) 定时相同。例如, 也可以根据由 CFM 得到的血流信息或 ECG 等生物体信息来检测心跳, 并将这些作为基准 (例如每次心跳) 进行 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ 的计算、及向特征量存储部 261 的存储 (更新)。

[0066] [广域特征量图像的生成、显示: 步骤 S4、S5]

[0067] 接着, 图像生成单元 27 使用取得的血流信息, 来生成广域特征量图像 (步骤 S4)。即, 图像生成单元 27 通过根据在步骤 S4 中得到的 $PI(x, y)$ 的值, 来对对应的位置分配不同的色彩, 从而生成将特征量设为 $PI(x, y)$ 的广域特征量图像。另外, 图像生成单元 27 通过根据在步骤 S4 中得到的 $RI(x, y)$ 的值, 来对对应的位置分配不同的色彩, 从而生成将特征量设为 $RI(x, y)$ 的广域特征量图像。生成的广域特征量图像接受规定的显示处理后, 用规定的形态显示在监视器 14 上 (步骤 S5)。

[0068] 图 5 是示出了在监视器 14 中重叠显示在 B 模式图像上的广域特征量图像的一个例子的图。如图 5 所示, 与现有相比较, 可以将针对大的区域的 $PI(x, y)$ 或 $RI(x, y)$ 进行可视处理。

[0069] 以上所述的广域特征量图像生成功能能够进行各种变形。以下, 针对本广域特征量图像生成功能的代表性的变形例进行说明。

[0070] (变形例 1)

[0071] 如图 6 所示, 变形例 1 涉及的广域特征量图像生成功能是将 CDI 图像与广域特征量图像并列显示的功能。根据本变形例, 观察者通过同时观察同时显示出的 CDI 图像与广域特征量图像, 从而可以迅速且容易地视觉确认血流速度与血流的特征量。特别的, 由于广域特征量图像利用通过 CFM 取得的速度信息, 因此, 将大致与 CDI 图像同范围的广域特征量图像同时显示。由此, 可以容易地进行 CDI 图像与广域特征量图像的对应或比较, 可以提高观察效率。

[0072] (变形例 2)

[0073] 在变形例 2 涉及的广域特征量图像生成功能中, 例如, 在想要比较左右的颈动脉的广域特征量图像等时, 如图 7 所示, 同时显示多个断面的广域特征量图像。根据本变形例, 观察者通过观察同时显示的多个广域特征量图像, 从而可以容易且迅速地比较空间上分离的各部位的特征量。

[0074] 另外,本变形例 2 涉及的显示形态,例如,即使在想要同时观察以不同的定时取得的多个广域特征量图像的情况下也有效。

[0075] (变形例 3)

[0076] 变形例 3 涉及的广域特征量图像生成功能是使多个广域特征量图像空间上对应,显示成一枚合成图像(也称为融合图像、接合图像、连结图像、全景立体图像)的功能。该合成图像例如能够通过根据 B 模式的帧间的图像变化来算出移动量,并使多个广域特征量图像空间上对应地连接,从而生成。

[0077] 图 8 是示出了本变形例 3 涉及的由多个广域特征量图像生成的合成图像的一个例子。将图 8 与图 5 相比较可知,利用合成图像,可以迅速且容易地视觉确认更广的区域中的血流的特征量。

[0078] (变形例 4)

[0079] 变形例 4 涉及的广域特征量图像生成功能是将计算得到的特征量信息、流速指标值显示成文字信息的功能。

[0080] 图 9 是用于说明本变形例 4 涉及的显示形态的图。如图 9 所示,例如,即使与 CDI 图像(或规定的广域特征量图像)一起,将 PI 等特征量信息、Vmax 等血流信息显示成文字信息,也能够迅速且容易地视觉确认流速指标值与血流的特征量。

[0081] (变形例 5)

[0082] 变形例 5 涉及的广域特征量图像生成功能是将计算得到的特征量信息进行图表显示的功能。

[0083] 图 10 是用于说明本变形例 5 涉及的显示形态的图。如图 10 所示,例如,如果经由输入装置 13 来在 CDI 图像上设定所希望的路径 A-B,则根据计算结果制成表示针对该路径 A-B 的 PI、RI 的空间变化率的图表,如图 10 那样进行显示。根据这样的特征量信息的图表显示,能够迅速且容易地视觉确认流速指标值与血流的特征量。

[0084] (变形例 6)

[0085] 变形例 6 涉及的广域特征量图像生成功能是在广域特征量图像上确定所希望的位置(例如,PI 值高的位置),并在该确定出的位置自动设定采样部位,执行脉冲多普勒的功能。

[0086] 例如,假设取得并显示图 11 所示的广域特征量图像的情况。此时,如果经由输入装置 13 来输入脉冲多普勒的公开指示,例如,则自动检测 PI 值变为最大的位置,并确定所希望的位置 P。控制处理器 29 在确定出的位置 P 上自动设定采样部位,并执行脉冲多普勒,针对位置 P,取得例如图 12 所示的那样的多普勒波形。另外,自动设定采样部位之后的脉冲多普勒的执行定时可以在装置侧自动进行判断,也可以应答来自从输入装置 13 输入的操作者的指示来决定。

[0087] (变形例 7)

[0088] 变形例 7 涉及的广域特征量图像生成功能是通过接合测量出特征量的区域(特征量测量区域),从而一下子显示与比所显示的血管更多的区域相关的特征量的功能。

[0089] 图 13、图 14 是用于说明本变形例 7 涉及的显示形态的图。如图 13 所示,通过对于在步骤 S3 中单独地计算出的特征量测量区域 a1, a2, a3 一边取得空间上的对应一边进行接合(连结),从而可以生成并显示表示与血管的多个的区域相关的特征量的广域特征量图

像 A。

[0090] 另外,通过对于具有图 13 所示的多个特征量测量区域的广域特征量图像,按照变形例 3 所述的手法,一边取得空间上的对应一边进行接合(连结),从而能够生成并显示图 14 所示的那样的一张合成图像。根据这样的合成图像,还可以进一步迅速且简单地视觉确认大范围内的血流特征量。

[0091] 另外,步骤 S3 中的特征量计算能够以每一心跳或者每多个心跳为单位来执行。这对于一个心跳或者多个心跳内的从第 1 帧到第 N 帧的各帧的速度信息 $V(x, y, n)$ (其中 n 是满足 $1 \leq n \leq N$ 的整数),能够通过进行在步骤 S3 中所述的特征量计算来实现。在制成图 13、14 的接合图像的情况下,各特征量区域中的特征量优选将相同的心跳数作为单位进行计算得到。另外,也可以在对各特征量区域以多个心跳为单位取得特征量的情况下,对于各特征量区域计算各心跳的每一个的特征量,并计算与多个心跳对应的特征量,然后计算这些特征量的平均值。

[0092] (效果)

[0093] 根据以上所述的本超声波诊断装置,通过使用由 CFM 得到的规定期间内的血流信息,针对血管内的各位置,计算与血流相关的 PI 值等特征量,并根据该值来分配不同的色彩,从而生成并显示特征量图像。从而,与现有的脉冲多普勒相比较,可以计算针对大范围的 PI 值等的特征量,并将其结果显示成广域特征量图像。操作者通过观察显示出的广域特征量图像,可以迅速且简单地视觉确认针对比现有大的血管区域的流速指标值与特征量。

[0094] 另外,在现有的超声波诊断装置中,由于通过使脉冲多普勒的采样部位沿血管移动来检查血管整体,所以较花费时间。对此,例如,在颈部血管超声波检查中进行血流速度的测量时,可以利用本广域特征量图像将对象血管以长轴像的方式描绘出,并执行筛选,来迅速且简便地判别有无异常。其结果,操作者如果没有异常则结束检查,如果存在异常,则可以使脉冲多普勒的采样部位移动,进行精密检查,能够提高检查效率。

[0095] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段,在不脱离其要旨的范围内,可以将构成要素进行变形并进行具体化处理。

[0096] (1) 例如,本实施方式涉及的各功能可以通过将执行该处理的程序安装在工作站等计算机中,并将它们在存储器上展开来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序还能够存储并发布于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质中。

[0097] (2) 也可以预先存储由 CFM 模式取得的血流信息,事后生成并显示本广域特征量图像。

[0098] (3) 在上述实施方式中,示出了通过根据取得的特征量的值,对对应的位置分配不同的颜色,从而生成并显示广域特征量图像的例子。但是,也可以不被构成为该例子,例如,通过根据取得的流速指标值的值对对应的位置分配不同的颜色,从而生成并显示广域流速指标值图像。

[0099] (4) 在上述实施方式中,以使用通过进行 CFM 的摄影模式而得到的信号列来生成速度信息的空间分布,并执行广域特征量图像生成处理的情况为例进行了说明。但是,并不限于该例子,也能够使用通过其他摄影模式而得到的信号列来生成速度信息的空间分布,并执行广域特征量图像生成处理。例如,可以使用通过对于由 B 模式扫描取得的信号系

列执行多普勒处理的 BDF 模式而得到的信号列,生成速度信息的空间分布,并执行广域特征量图像生成处理。另外,除了 BDF 模式以外,还可以通过例如高速执行收敛了扫描范围的 B 模式扫描,并执行所得到的 B 模式图像的帧间的相关处理(例如斑点追踪处理),从而生成速度信息的空间分布。本广域特征量图像生成处理也可以使用这样的速度信息的空间分布来执行。

[0100] 另外,根据上述实施方式所公开的多个构成要素的恰当的组合,可以形成各种发明。例如,可以从实施方式所示的全部构成要素中削除若干构成要素。另外,也可以将不同实施方式涉及的构成要素适当地进行组合。

[0101] 虽然描述了某些的实施方式,但这些实施方式是作为例子进行说明的,并不对本发明的范围作出限定。本发明所记载的新方法或系统能够包含在各种其他形式中。另外,在不脱离发明的要旨的范围内,可以将本发明所记载的新的方法或系统进行各种的省略、置换、变更。所附的权利要求及其等同物意在覆盖落入本发明的保护范围 and 精神的这些形式或改进。

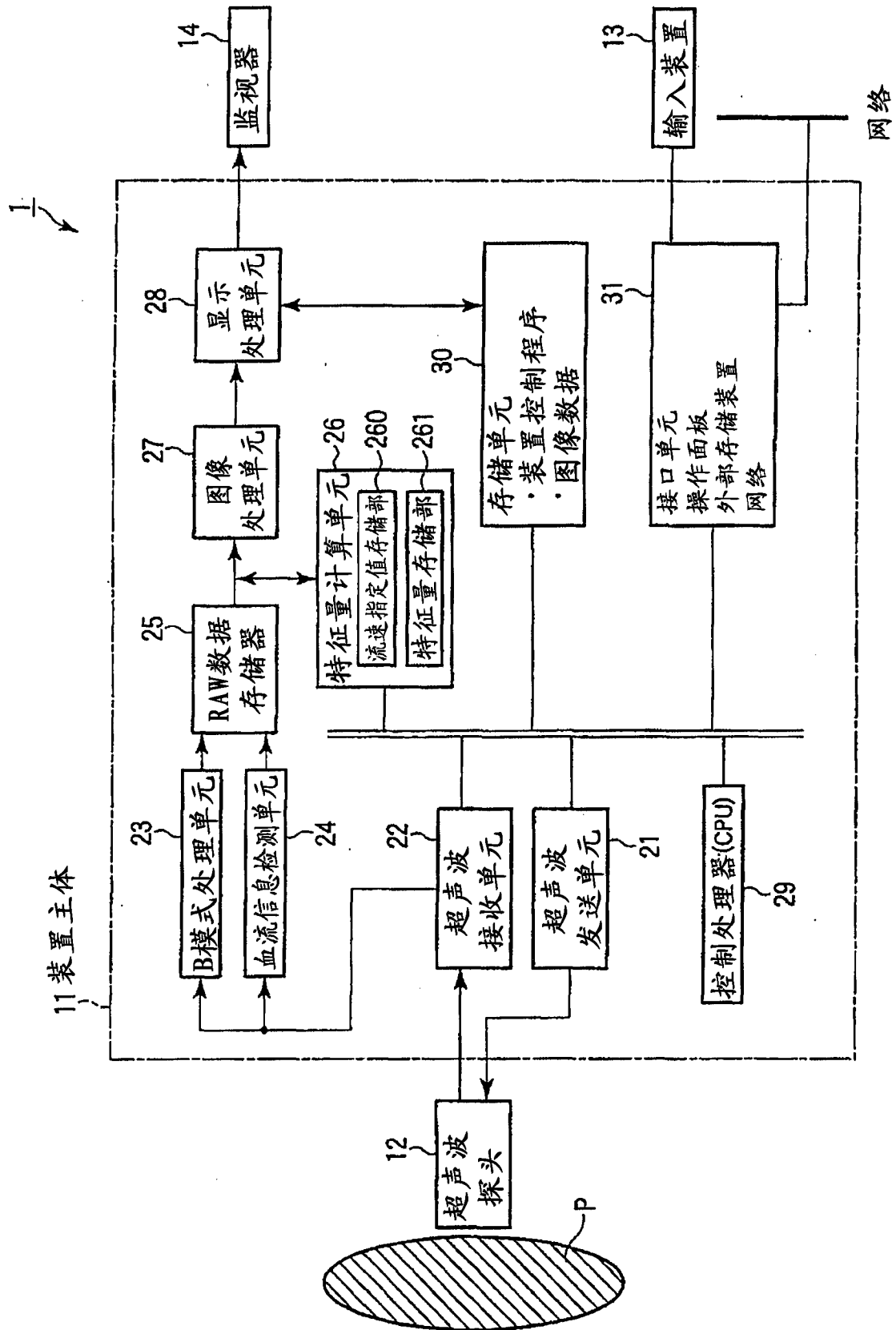


图 1

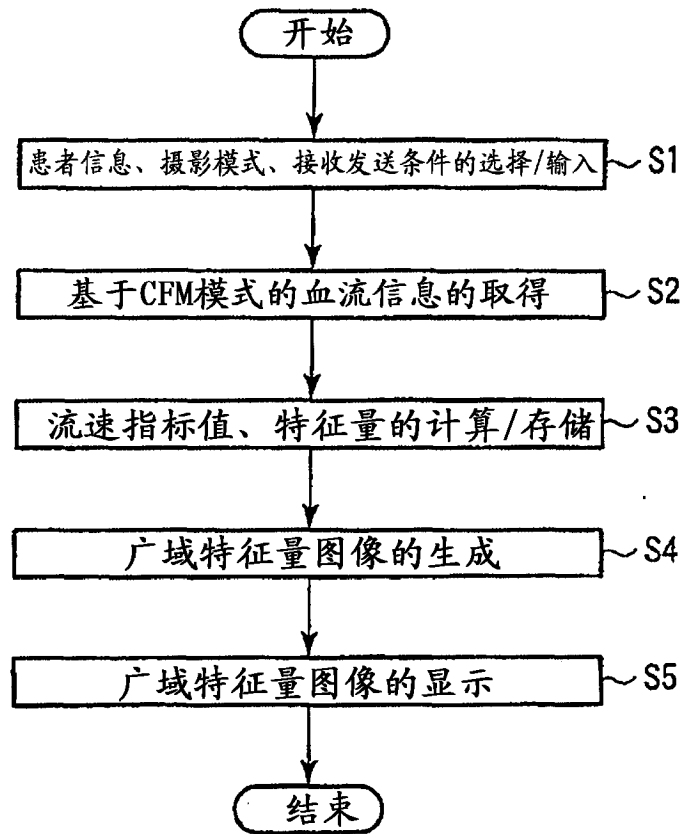


图 2

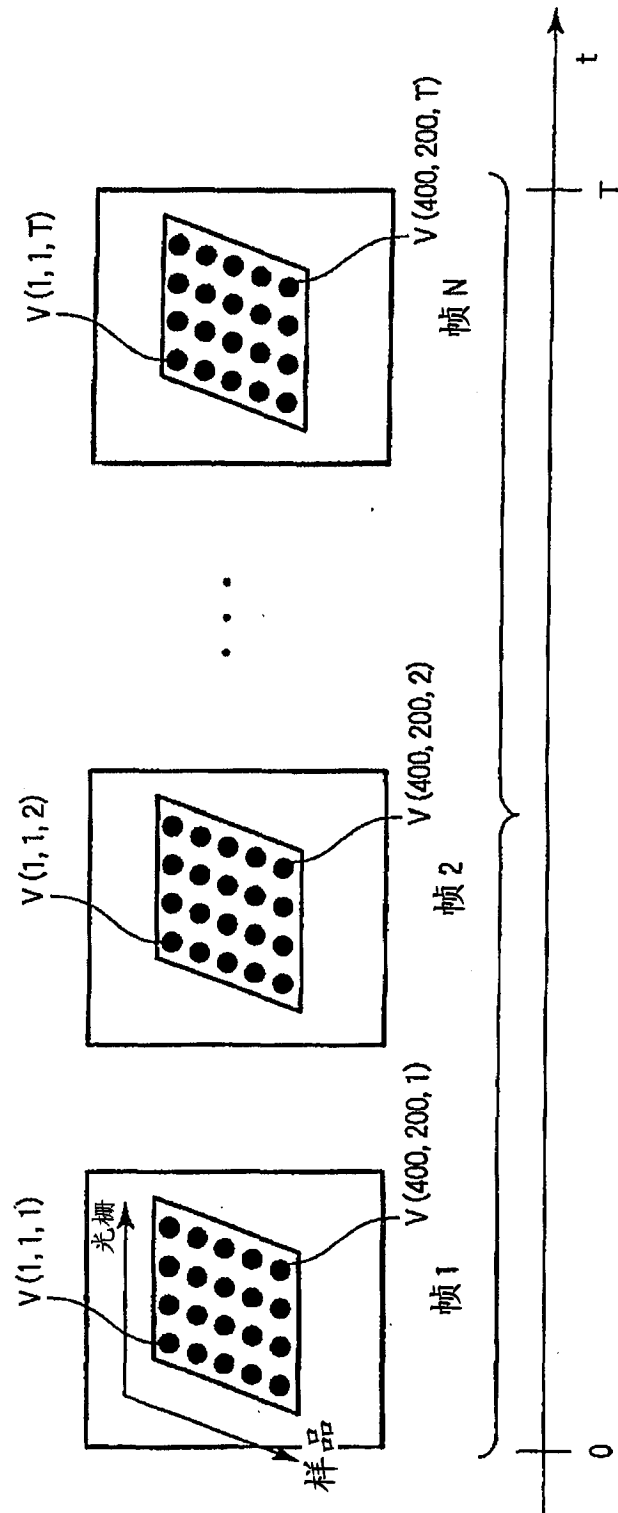


图 3

流速指标值存储部 260

Vmax (0, 0)
Vmax (1, 0)
.....
Vmax (0, 1)
Vmax (1, 1)
.....
Vmax (400, 200)
Vmin (0, 0)
Vmin (1, 0)
.....
Vmin (0, 1)
Vmin (1, 1)
.....
Vmin (400, 200)
Vmean (0, 0)
Vmean (1, 0)
.....
Vmean (0, 1)
Vmean (1, 1)
.....
Vmean (400, 200)

特征量存储部 261

PI (0, 0)
PI (1, 0)
.....
PI (0, 1)
PI (1, 1)
.....
PI (400, 200)
RI (0, 0)
RI (1, 0)
.....
RI (0, 1)
RI (1, 1)
.....
RI (400, 200)

图 4

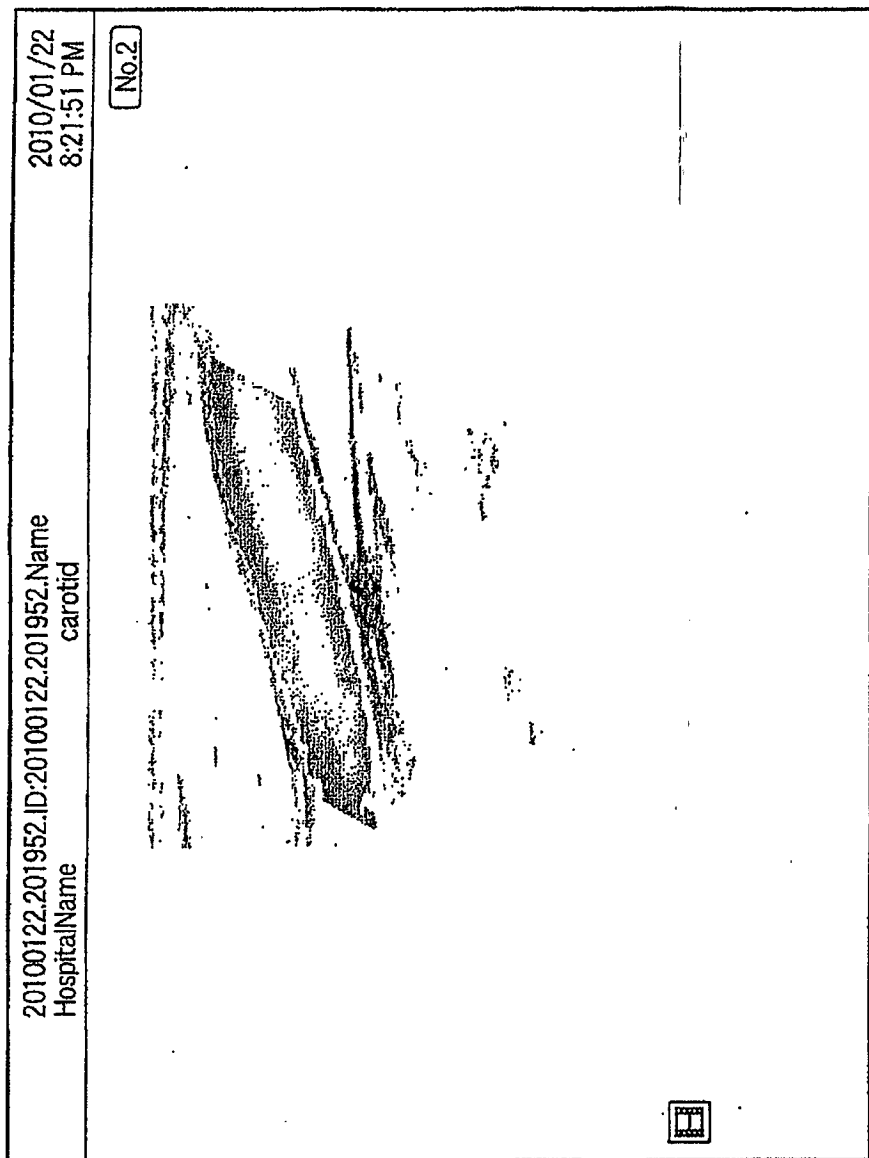


图 5

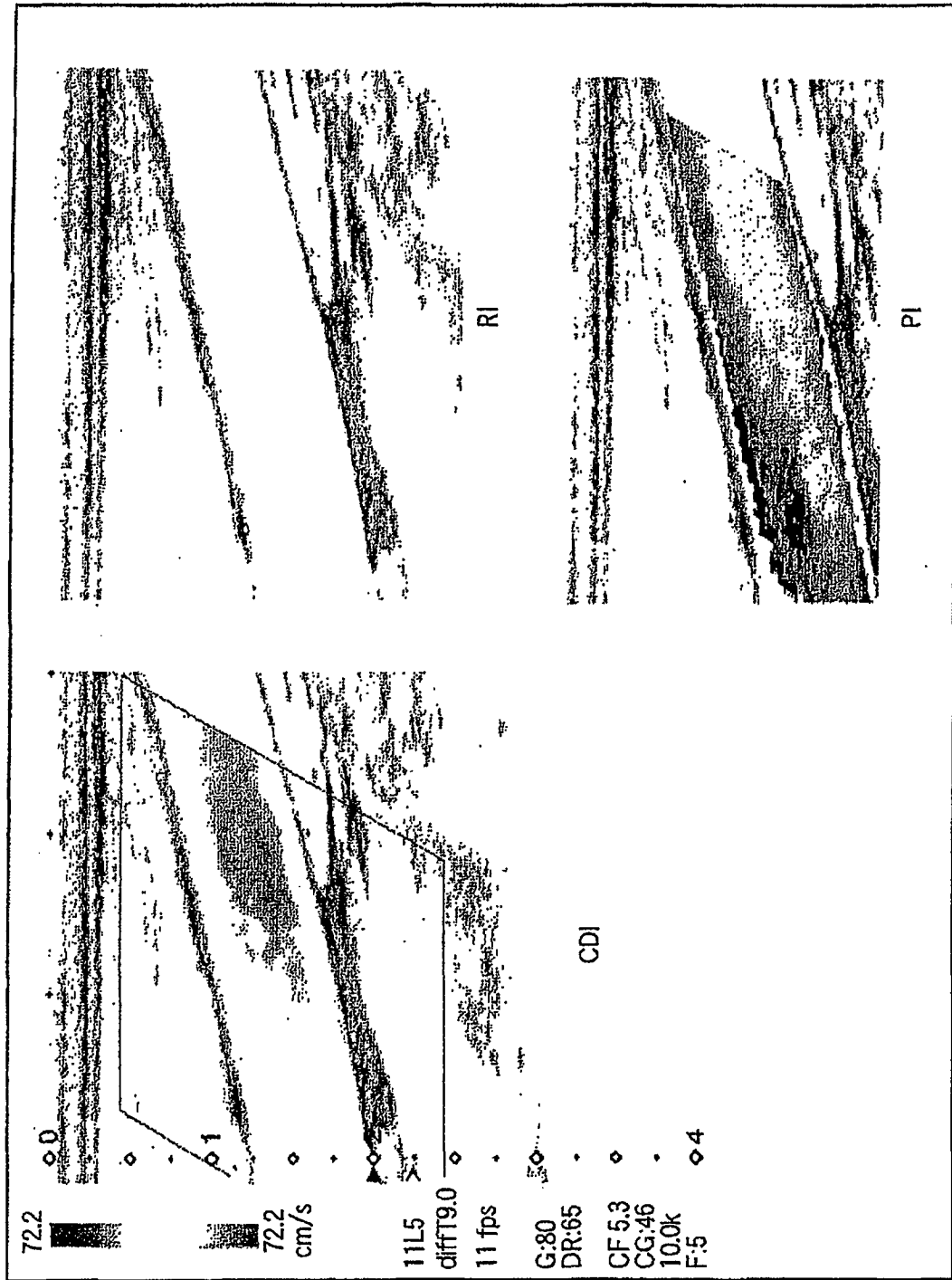


图 6

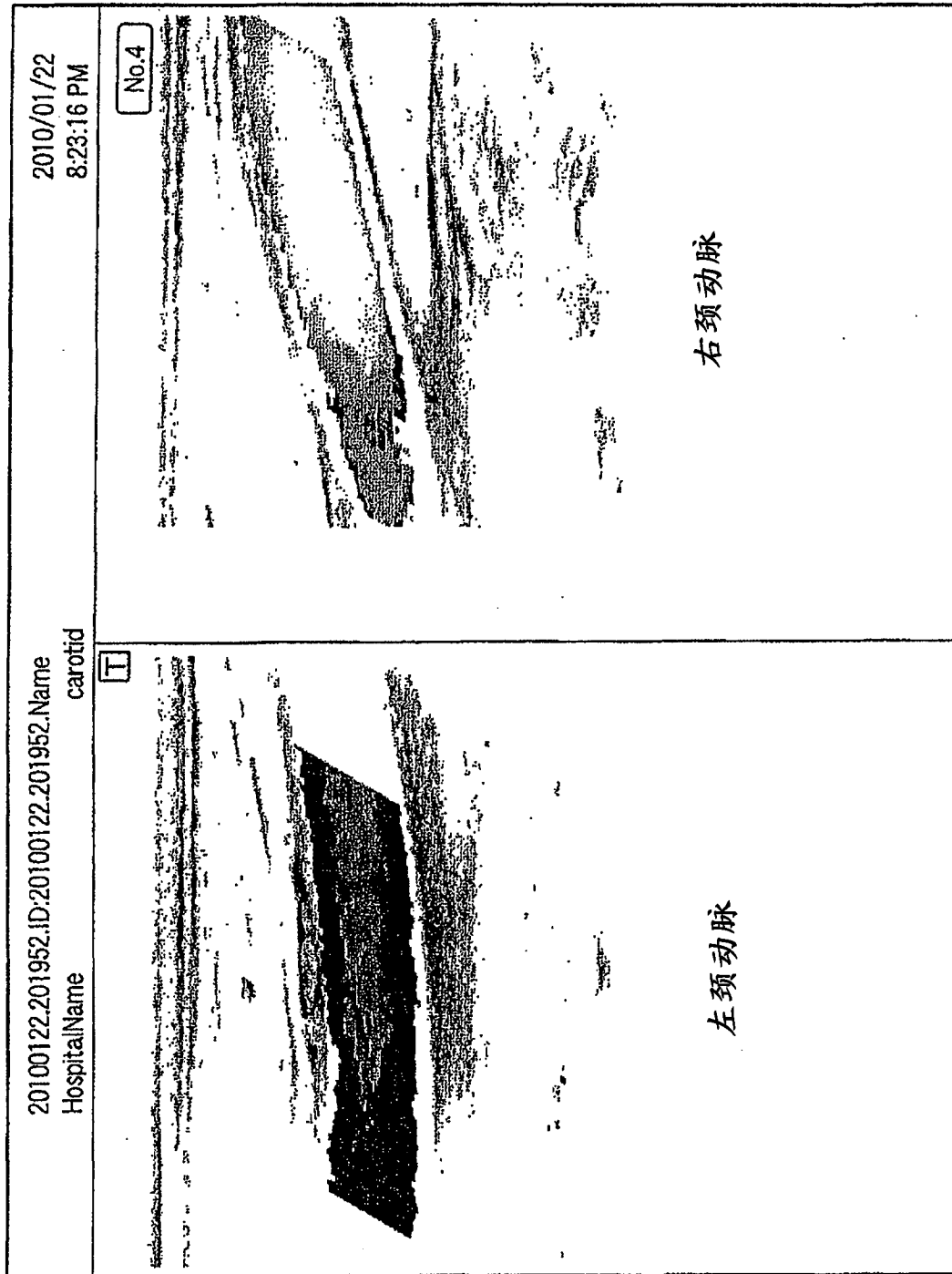


图 7

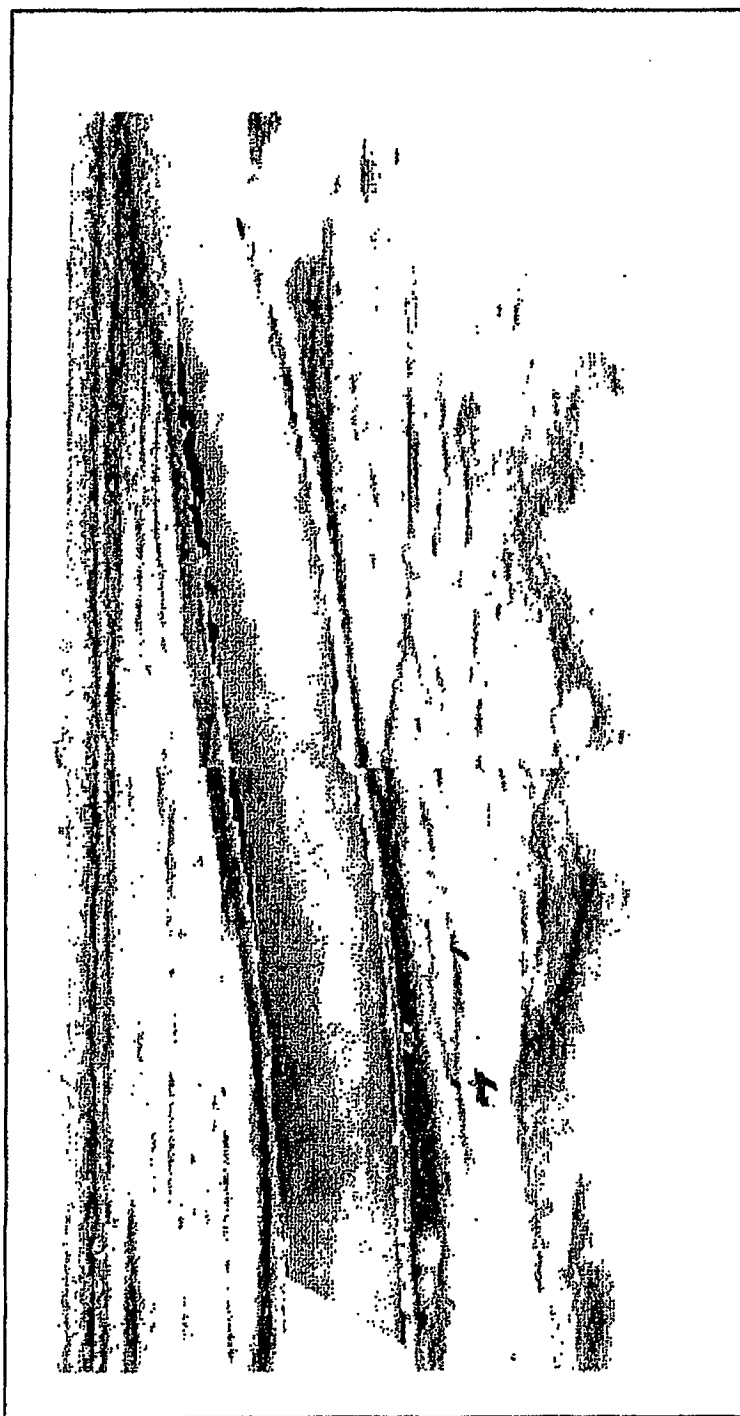


图 8

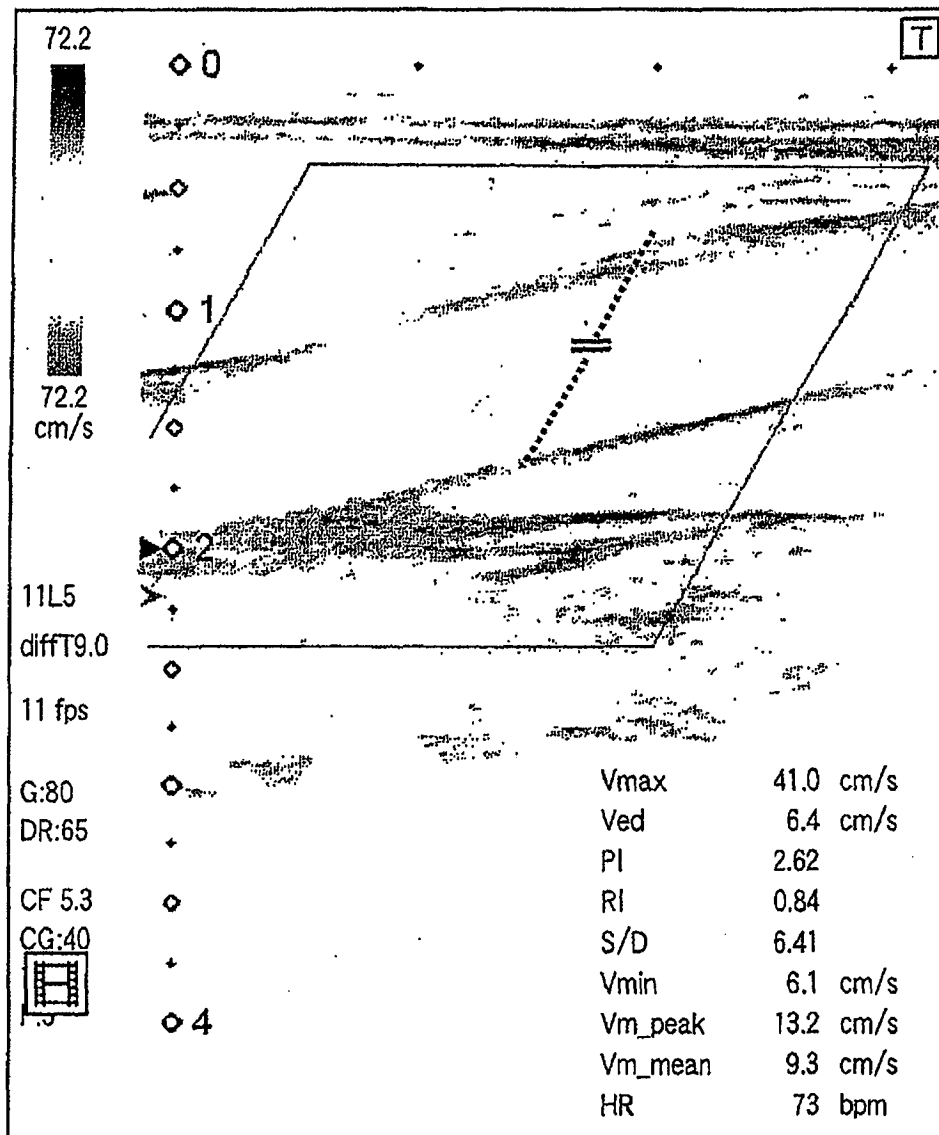


图 9

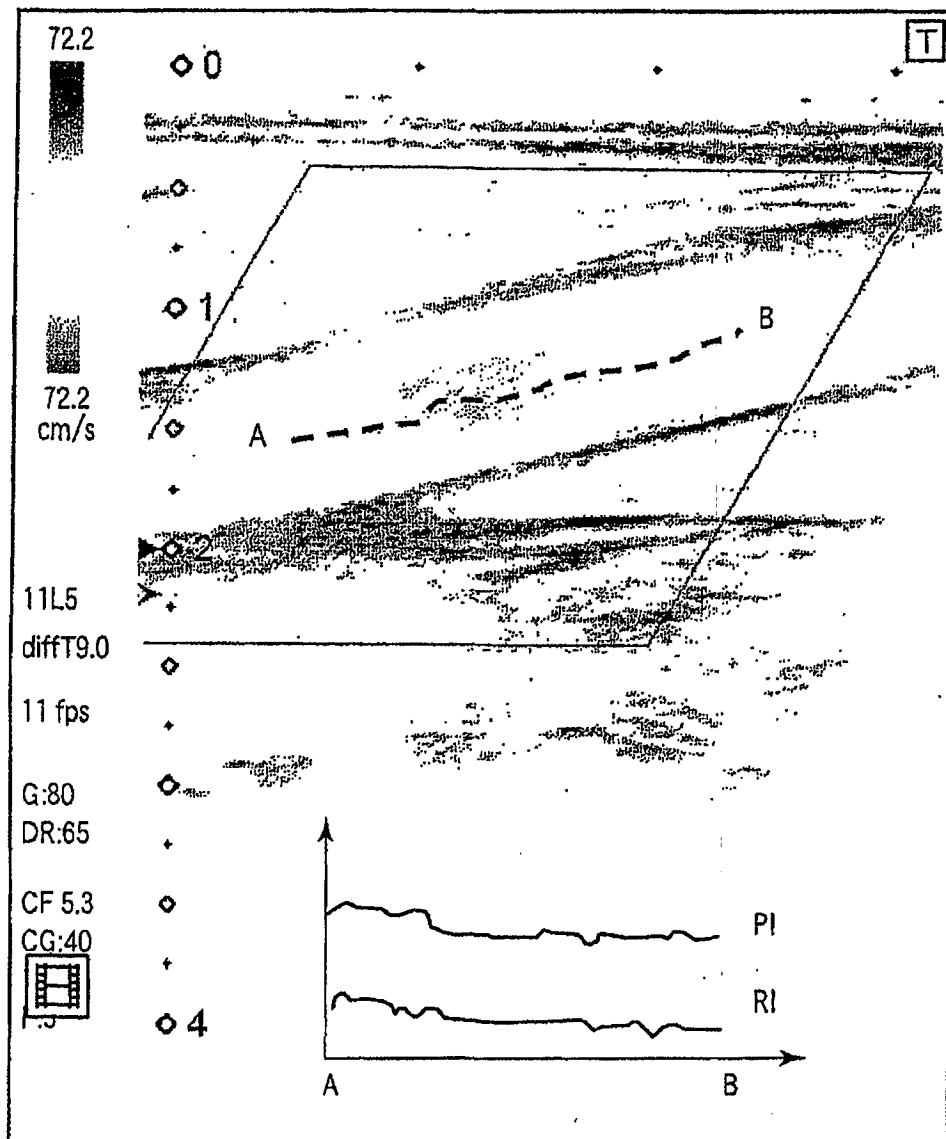


图 10

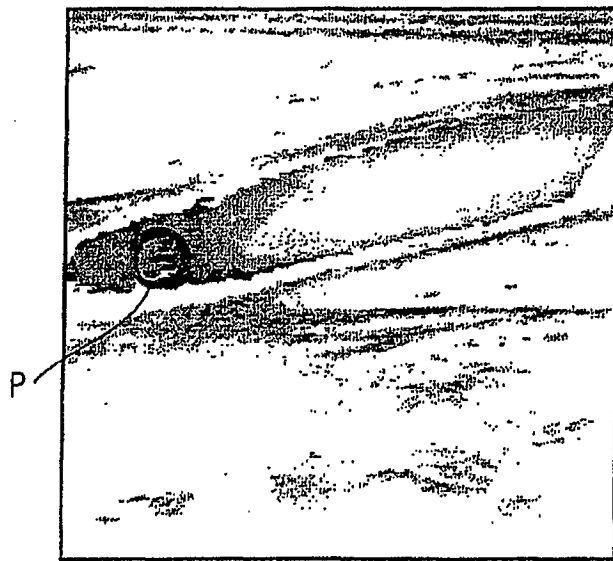


图 11

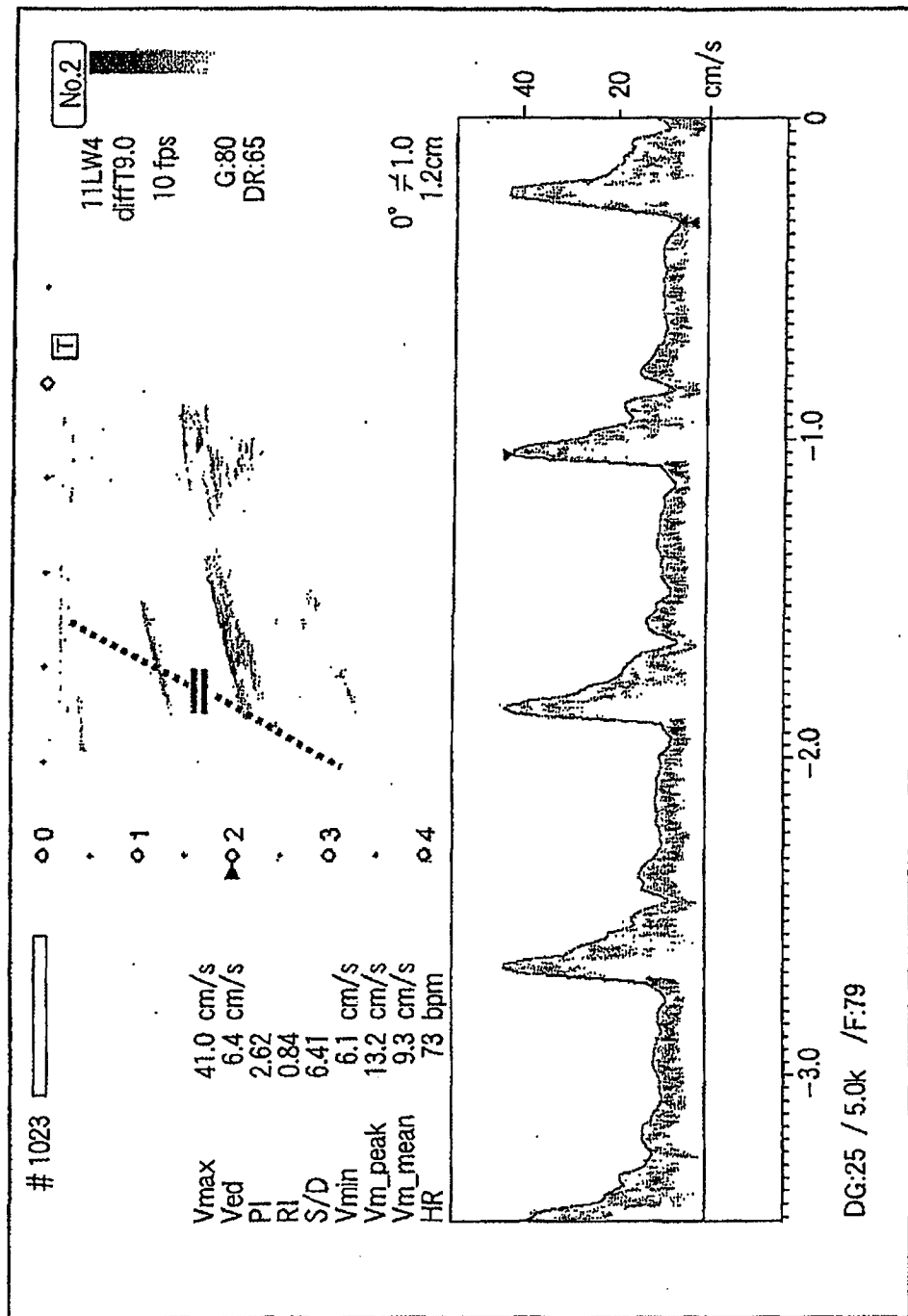


图 12

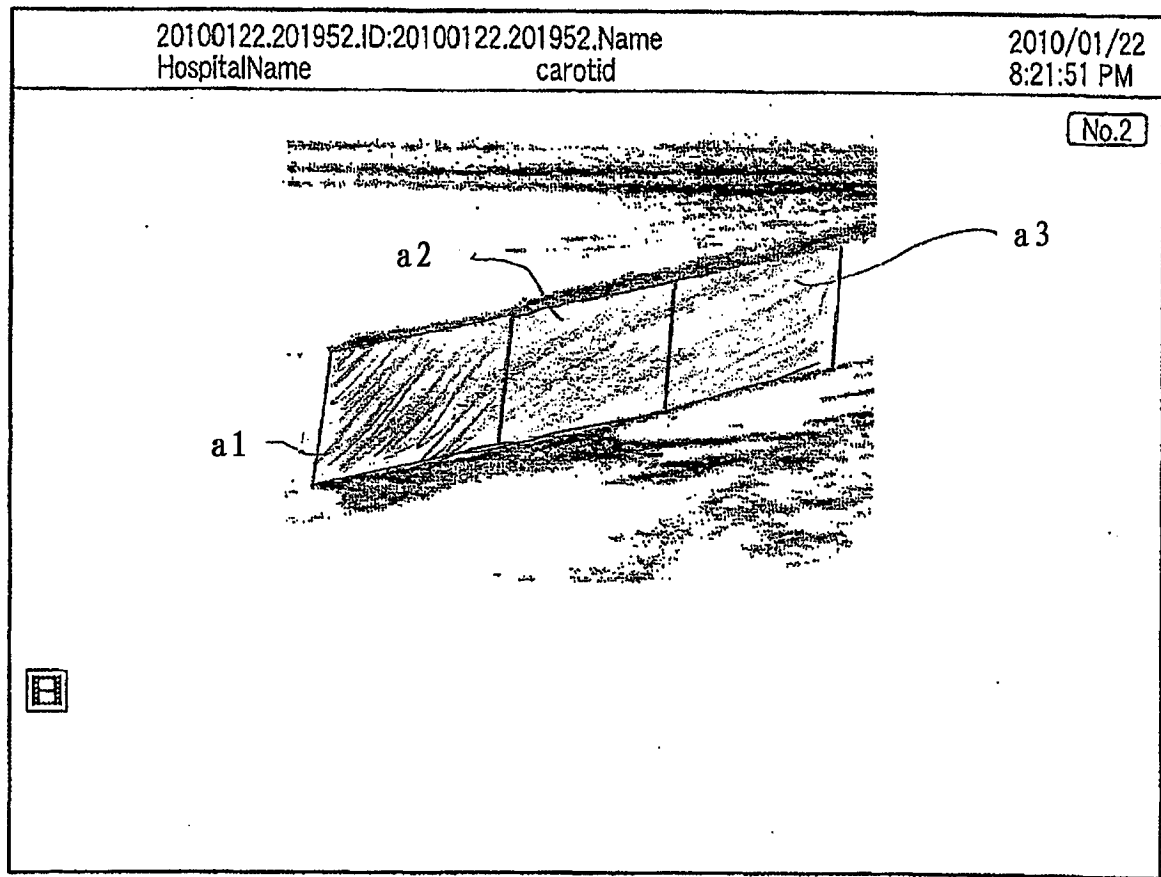


图 13

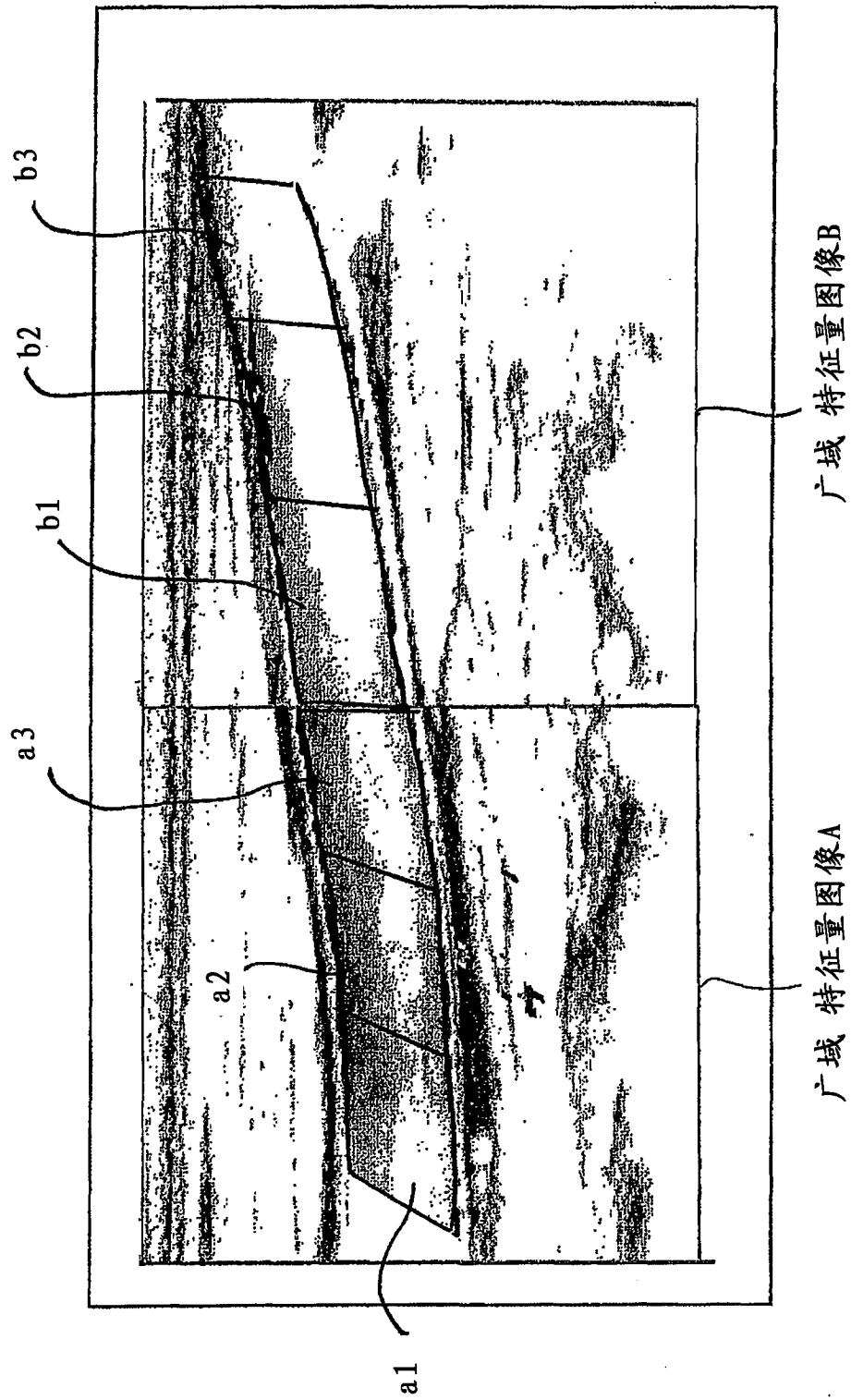


图 14

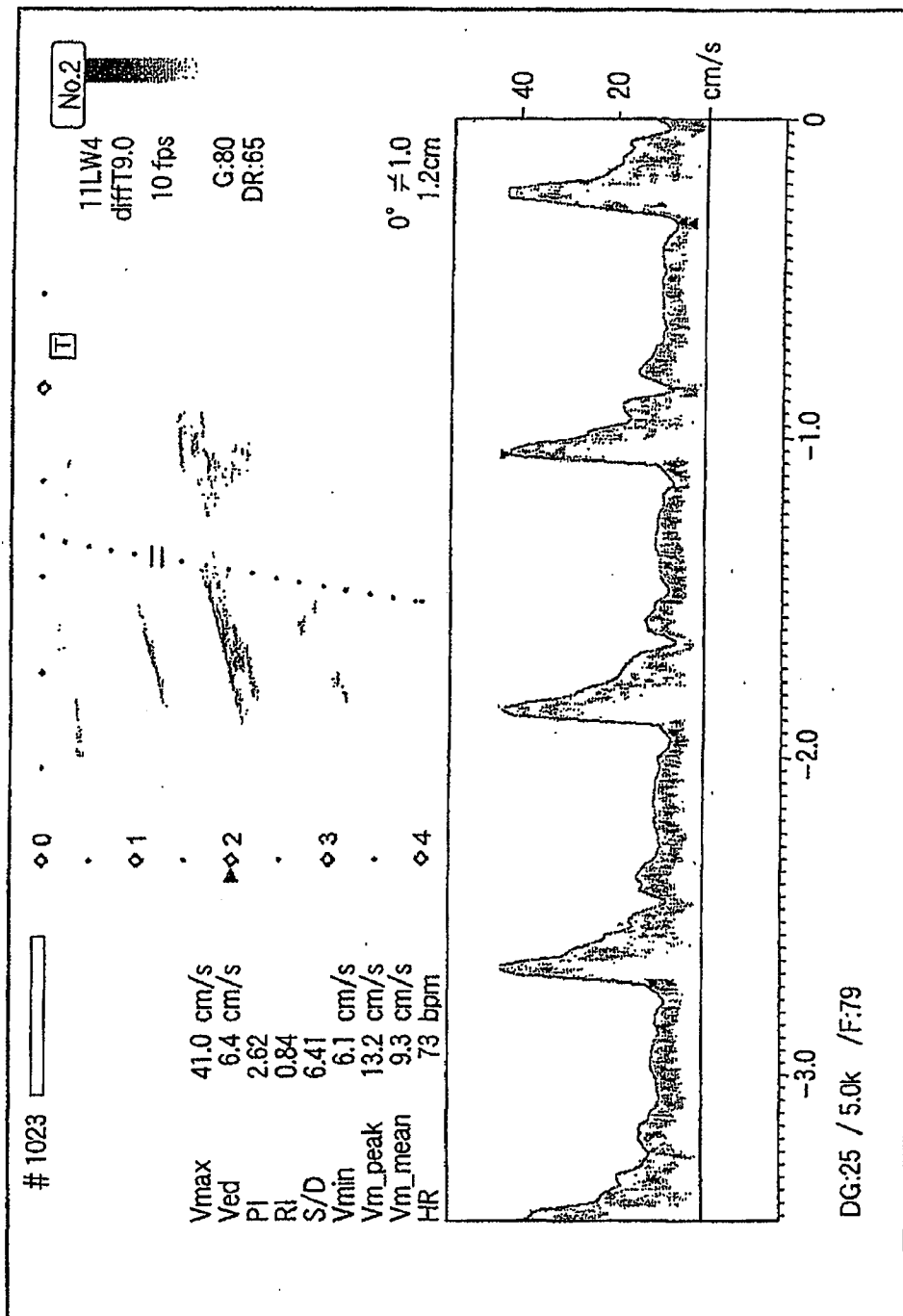


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置及取得方法		
公开(公告)号	CN102626328B	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201210023611.9	申请日	2012-02-03
[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	松永智史 赤木和哉 小笠原胜 小林丰 郡司隆之		
发明人	松永智史 赤木和哉 小笠原胜 小林丰 郡司隆之		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	2011022999 2011-02-04 JP 2012020678 2012-02-02 JP		
其他公开文献	CN102626328A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置及超声波图像处理方法，可以计算针对比现有大的区域的血管的特征量，观察者可迅速且简单地视觉确认其结果。一实施方式涉及的超声波诊断装置具备：检测单元，通过利用超声波扫描被检体的规定区域，从而在规定期间检测上述规定区域内的各位置处的速度信息的分布；计算单元，使用上述规定期间内的上述各位置的速度信息，计算基于上述规定期间中的上述各位置的流速最大值、流速最小值、流速平均值中的至少任一个的至少一个特征量；显示单元，以规定的形态显示上述特征量。

