



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103619262 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 05

(21) 申请号 201380000262. 1

(22) 申请日 2013. 03. 18

(30) 优先权数据

2012-091024 2012. 04. 12 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 05. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/057708 2013. 03. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/153921 JA 2013. 10. 17

(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 吉新宽树 神山直久 吉田哲也

佐藤武史

(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)

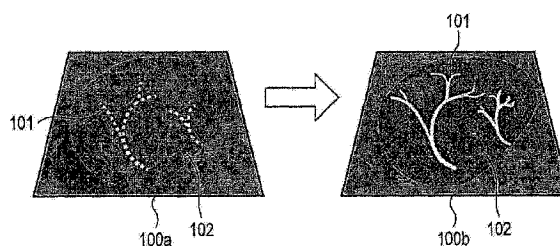
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像显示方法以及图像处理装置

(57) 摘要

提高血管血流的微细构造的视觉识别性。实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头、操作部、信号生成部、第1壁滤波器、第2壁滤波器、最大值保持运算处理部以及显示部。扫描部利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描。信号生成部根据从扫描部输出的接收信号生成正交检波信号，输出分组信号。第1壁滤波器具有与分组信号所包含的血流分量对应的通带。第2壁滤波器具有与分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带。最大值保持运算处理部对于与第1壁滤波器的输出对应的第1图像实施最大值保持运算处理。显示部显示实施了最大值保持运算处理的第1图像和与第2壁滤波器的输出对应的第2图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
扫描部,经由上述超声波探头,利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描;
信号生成部,根据从上述扫描部输出的接收信号生成正交检波信号,输出由多个上述正交检波信号构成的分组信号;
第1壁滤波器,具有与上述分组信号所包含的血流分量对应的通带;
第2壁滤波器,具有与上述分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带;
最大值保持运算处理部,对于与上述第1壁滤波器的输出对应的第1图像实施最大值保持运算处理;以及
显示部,显示实施了上述最大值保持运算处理的第1图像和与上述第2壁滤波器的输出对应的第2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,
上述超声波诊断装置还具备控制部,上述控制部按照操作者指示,切换至少使实施了上述最大值保持运算处理的第1图像显示于上述显示部的第1模式和使上述第2图像显示于上述显示部的第2模式。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述显示部在上述第1模式中显示在上述第2图像上重叠有实施了上述最大值保持运算处理的第1图像的图像。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述超声波诊断装置还具备检测部,上述检测部从与上述第1壁滤波器的输出对应的第1图像中检测运动伪影帧,
上述最大值保持运算处理部对于除去了检测到的上述运动伪影帧的上述第1图像实施最大值保持运算处理。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述检测部根据与上述第1壁滤波器的输出对应的第1图像中的帧间的变化来检测上述运动伪影帧。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述最大值保持运算处理部在上述最大值保持运算处理中校正与上述第1壁滤波器的输出对应的第1图像中的帧间的活动。
7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述最大值保持运算处理部对于与上述第1壁滤波器的输出对应的第1图像中的多个帧中的最新的预定数量的帧实施上述最大值保持运算处理。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述第1壁滤波器包含带通滤波器,
上述第2壁滤波器包含低通滤波器。
9. 一种图像显示方法,上述图像显示方法由经由超声波探头利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描的超声波诊断装置来执行,该图像显示方法的特征在于,具备:
根据由上述扫描得到的接收信号生成正交检波信号,输出由多个上述正交检波信号构

成的分组信号的步骤；

对于与第 1 壁滤波器的输出对应的第 1 图像实施最大值保持运算处理的步骤，该第 1 壁滤波器具有与上述分组信号所包含的血流分量对应的通带；以及

显示实施了上述最大值保持运算处理的第 1 图像和与第 2 壁滤波器的输出对应的第 2 图像的步骤，该第 2 壁滤波器具有与上述分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带。

10. 一种图像处理装置，其特征在于，具备：

读入部，读入正交检波信号，该正交检波信号是根据经由超声波探头利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描而得到的接收信号所生成的；

信号生成部，输出由读入的多个上述正交检波信号构成的分组信号；

第 1 壁滤波器，具有与上述分组信号所包含的血流分量对应的通带；

第 2 壁滤波器，具有与上述分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带；

最大值保持运算处理部，对于与上述第 1 壁滤波器的输出对应的第 1 图像实施最大值保持运算处理；以及

显示部，显示实施了上述最大值保持运算处理的第 1 图像和与上述第 2 壁滤波器的输出对应的第 2 图像。

超声波诊断装置、图像显示方法以及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及在使用超声波造影剂进行的造影回波法中,显示组织灌流以及血管血流的微细构造的超声波诊断装置、图像显示方法以及图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断通过仅将超声波探头与体表接触的简单的操作就能够以实时显示的方式得到心脏的跳动、胎儿活动的样子,并且安全性高,因此,除了能够重复进行检查之外,系统的规模与 X 射线、CT、MRI 等其他的诊断设备相比较小,还能够容易地进行向床侧移动的检查,很方便。

[0003] 另外,用于进行这样的超声波诊断的超声波诊断装置根据该超声波诊断装置所具备的功能的种类而各种不同,但关于小型的装置开发出了能单手携带程度的装置,超声波诊断不像 X 射线等那样具有被辐射的影响,即使在产科、上门医疗等中也能够使用。

[0004] 另外,近年来,静脉投放型的超声波造影剂正被产品化,进行造影回波法。该造影回波法例如以在心脏以及肝脏等的检查中从静脉注入超声波造影剂而增强血流信号、进行血流动态的评价为目的。

[0005] 造影剂大多数情况下将微泡(微气泡)作为反射源来发挥作用,但在气泡这样的易碎的基材的性质下,即使是通常的诊断等级的超声波照射,有时也存在由于其机械作用使气泡破碎的情况。由此,结果来自扫描面的信号强度会降低。

[0006] 因此,为了实时观察组织灌流的动态的样子,需要通过低声压的超声波发送进行图像化等、使扫描导致的气泡的破裂相对减轻的操作。然而,通过这样的低声压的超声波发送进行的图像化其信号 / 噪音比(以下,标记为 S/N 比)也降低,因此,设计了用于补偿该 S/N 比的降低的各种信号处理法。由此,将能够进行高 S/N 比的实时的影像化。

[0007] 然而,通过使用上述那样的造影剂,不仅仅对血流进行影像化,还对毛细血管等级的组织灌流进行影像化。这作为诊断信息是有用的,而另一方面,由于埋在组织灌流中,因此,有时会降低血流构造(血管构造)的视觉识别性。

[0008] 对此,活用上述的造影剂的气泡破碎这一特征,设计出以下那样的第 1 方法。该第 1 方法是(a)在低声压照射下观察充满了扫描剖面的气泡的动态,(b)将照射声压切换为高声压,使剖面内(严格地在照射体积内)的气泡破碎,(c)再次观察流入剖面内的气泡的样子的方法。该第 1 方法被称为 replenishment (再灌流)法。另外,在再灌流过程中,为了提高流动的气泡数非常稀疏的微细血管的视觉识别性,还设计了通过对于再灌流中的图像(的亮度)进行最大值保持运算,来重建微细的血管的图像处理法。根据本方法,能够将组织灌流和血管构造作为诊断信息来提供。

[0009] 另外,知道有作为用于分离组织灌流和血流信息的影像法应用了多普勒法的第 2 方法。根据该第 2 方法,计算出造影剂信号的多普勒频移,将流速等移动缓慢的组织灌流和与该组织灌流相比较流速快的血流信号以不同的色调来显示。根据本方法,与通常的灰度类的图像相比较,能够提高血流的视觉识别性。

[0010] 另外,近年来,正在研究以及开发对于在肿瘤等特殊地表现的分子的、以影像化或者治疗为目的的造影剂。例如,这些造影剂将用于特殊地吸附于目标(目标物)的特殊的因子(配体)附加在表面,能够根据该配体的种类而吸附于特定的目标。研究最新取得进步的是具有以 VEGFR2 (血管内皮细胞增殖因子受体)为目标的配体的造影剂。VEGFR2 表现在由于心肌梗塞等而受到损害的血管细胞中,能够促进血管再生。了解到这些造影剂在从静脉投放之后,从几分钟到 10 分钟左右,凝集在目标上。

[0011] 另外,在紧接造影剂投放之后的数分钟的时间段中,如由通常的造影检查得知那样,该造影剂在体内灌流。另一方面,在造影剂投放后 10 分钟以后的时间段中,在体内灌流的造影剂消失,但吸附于上述的目标的那样的造影剂(以下,标记为靶向造影剂)吸附于肿瘤,能够根据其吸附量的定量等提供进一步的诊断信息。

[0012] 现有技术文献

[0013] 专利文献

[0014] 专利文献 1 :日本特开 2004-321688 号公报

[0015] 专利文献 2 :日本特开 2003-102726 号公报

[0016] 非专利文献

[0017] 非专利文献 :I. Tardy, et al., "Ultrasound Molecular Imaging of VEGFR2 in a Rat Prostate Tumor Model Using BR55", Investigative Radiology, Vol. 45, No. 10, October, 2010.

发明内容

[0018] 即使在使用上述的靶向造影剂的情况中,组织灌流以及血流的信息作为诊断信息也是很重要的。

[0019] 然而,基于上述的第 1 方法的用于再灌流的高声压发送将破坏吸附于目标的靶向造影剂(目标气泡),因此,在靶向造影剂的吸附过程中不能够使用。

[0020] 另外,即使使用了上述的第 2 方法,由于微细的血流(构造)被埋在组织灌流中、或者受到运动伪影的影响,因此,难以提高血管血流的微细构造的视觉识别性。

[0021] 目的在于提供能够显示提高血管血流的微细构造的视觉识别性的图像的超声波诊断装置、图像显示方法以及图像处理装置。

[0022] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备 :超声波探头、扫描部、信号生成部、第 1 壁滤波器、第 2 壁滤波器、最大值保持运算处理部、以及显示部。

[0023] 扫描部经由上述超声波探头,利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描。

[0024] 信号生成部根据从上述扫描部输出的接收信号生成正交检波信号,输出由多个正交检波信号构成的分组信号。

[0025] 第 1 壁滤波器具有与上述分组信号所包含的血流分量对应的通带。

[0026] 第 2 壁滤波器具有与上述分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带。

[0027] 最大值保持运算处理部对于与上述第 1 壁滤波器的输出对应的第 1 图像实施最大值保持运算处理。

[0028] 显示部显示实施了上述最大值保持运算处理的第 1 图像和与上述第 2 壁滤波器的输出对应的第 2 图像。

附图说明

[0029] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的框结构的图。

[0030] 图 2 是用于说明图 1 所示的图像生成电路 24 的细节的图。

[0031] 图 3 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的处理步骤的流程图。

[0032] 图 4 是用于针对在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中设定了造影模式时的信号的流动的一个例子进行说明的图。

[0033] 图 5 是用于针对在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中设定了血流模式时的信号的流动的一个例子进行说明的图。

[0034] 图 6 是表示运动伪影帧的检测的一个例子的图。

[0035] 图 7 是表示在本实施方式中从造影模式切换为血流模式时的显示图像的转换例子的图。

[0036] 图 8 是表示第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的处理步骤的流程图。

[0037] 图 9 是表示在本实施方式中从造影模式切换为血流模式时的显示图像的转换例子的图。

[0038] 符号说明

[0039] 10…超声波诊断装置、11…装置主体、12…超声波探头、13…输入装置、13a…轨迹球、13b…开关按钮、13c…鼠标、13d…键盘、14…显示器、21…发送接收单元、22…B 模式处理单元、23…多普勒处理单元、24…图像生成电路、24a…信号处理电路、24b…扫描转换器、24c…图像处理电路、25…控制处理器、26…内部存储装置、27…接口部、28…存储部、28a…图像存储器、28b…软件保存部。

具体实施方式

[0040] 以下，边参照附图，边说明第 1 以及第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置。另外，在以下的说明中，针对具有大致相同的功能以及结构的构成要素，添加同一符号，只在必要时进行重复说明。

[0041] (第 1 实施方式)

[0042] 首先，针对第 1 实施方式进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的框结构的图。如图 1 所示，超声波诊断装置 10 具备：超声波诊断装置主体（以下，简单地标记为装置主体）11、超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14。另外，装置主体 11 包含：发送接收单元 21、B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23、图像生成电路 24、控制处理器（CPU）25、内部存储装置 26、接口部 27、具有图像存储器 28a 以及软件保存部 28b 的存储部 28。另外，内置在装置主体 11 中的发送接收单元 21 等例如有时由集成电路等硬件构成，但也存在是软件模块化后的软件程序的情况。以下，针对各个构成要素的功能进行说明。

[0043] 超声波探头 12 具有根据来自发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波、将来自被检体 P 的反射波转换成电气信号的多个压电振子；被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被依次反射,作为回波信号由超声波探头 12 来接收。该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在正在移动的血流、心脏壁等表面被反射时的回波由于多普勒效应依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0044] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有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 的轨迹球 13a、各种开关、按钮 13b、鼠标 13c 以及键盘 13d 等。

[0045] 监视器 14 根据来自图像生成电路 24 的视频信号,将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像。

[0046] 发送接收单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的速率频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,在延迟电路中,对各速率脉冲赋予延迟时间,该延迟时间是在针对每个通道将超声波会聚成束状并决定发送指向性所需的延迟时间。触发发生电路以基于该速率脉冲的定时,对超声波探头 12 施加驱动脉冲。

[0047] 另外,发送接收单元 21 具有按照控制处理器 25 的指示,能够瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,针对发送驱动电压的变更,通过能够瞬间切换其值的线性放大器型的发送电路、或者能够电气切换多个电源单元的机构来实现。

[0048] 另外,发送接收单元 21 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中,针对每个通道对经由超声波探头 12 取入的回波信号进行放大。在 A/D 转换器中,赋予对于被放大的回波信号决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。通过该加法,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性的波束。

[0049] B 模式处理单元 22 从发送接收单元 21 接收回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据。该数据向图像生成电路 24 发送,作为由亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像显示于监视器 14。

[0050] 多普勒处理单元 23 根据从发送接收单元 21 接收到的回波信号对速度信息进行频率分析,提取出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,针对多点求平均速度、分散、能量等血流信息。所得到的血流信息向图像生成电路 24 发送,作为平均速度图像、分散图像、能量图像、它们的组合图像,彩色显示于监视器 14。

[0051] 图像生成电路 24 将超声波扫描的扫描线信号列转换成以视频等为代表的一般的视频格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成电路 24 搭载有保存图像数据的存储存储器,例如,在诊断之后,操作者能够调出在检查中记录的图像。另外,进入图像生成电路 24 的以前的数据有时被称为“原始数据”。

[0052] 在此,图 2 表示图像生成电路 24 的细节。如图 2 所示,图像生成电路 24 包含信号处理电路 24a、扫描转换器 24b 以及图像处理电路 24c。

[0053] 首先,信号处理电路 24a 进行根据超声波扫描的扫描线等级来决定画质的那样的滤波。信号处理电路 24a 的输出向扫描转换器 24b 发送的同时,还被保存在存储部 28 内的图像存储器 28a 中。

[0054] 扫描转换器 24b 从超声波扫描的扫描线信号列转换成以视频等为代表的一般的

视频格式的扫描线信号列。扫描转换器 24b 的输出被发送给图像处理电路 24c。

[0055] 在图像处理电路 24c 中,进行亮度、对比度的调整、或空间滤波等图像处理,或者与各种设定参数的文字信息、刻度等一同进行合成,作为视频信号向监视器 14 输出。这样,显示表示被检体组织形状的断层像。

[0056] 控制处理器 25 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,是控制装置主体 11 的动作的控制部件。控制处理器 25 从内部存储装置 26 读出用于执行后述的超声波发送接收、图像生成、显示等的控制程序,在存储部 28 内的软件保存部 28b 上展开,执行与各种处理相关的运算、控制等。

[0057] 内部存储装置 26 例如保存有上述的控制程序、诊断信息(患者 ID、医师的意见等)、诊断协议、发送接收条件、或其他的数据组。另外,根据需要,还用于图像存储器 28a 中的图像的保管等。内部存储装置 26 的数据还能够经由接口部(接口电路)27 向超声波诊断装置 10 的外部的外围设备转送。

[0058] 接口部 27 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。在超声波诊断装置 10 中得到的超声波图像等数据、分析结果等能够通过接口部 27 经由网络向其他的装置转送。

[0059] 另外,上述的图像存储器 28a 由保存从信号处理电路 24a 接收到的图像数据的存储存储器构成。该图像数据例如在诊断之后操作者能够调出,能够以静止图像方式再生、或者使用多个以动画的方式再生。另外,图像存储器 28a 根据需要存储紧接发送接收单元 21 之后的输出信号(称为 radiofrequency (RF)信号)、通过 B 模式处理单元 22、多普勒处理单元 23 后的图像亮度信号、其他的原始数据、经由网络取得的图像数据等。

[0060] 接着,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的动作进行说明。在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中,例如,按照来自操作者的指示设定后述的血流模式(第 1 模式)以及造影模式(第 2 模式)中的某一个,该超声波诊断装置 10 根据该设定的模式进行动作。本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的装置主体 11 所包含的控制处理器 25 具有为了切换血流模式和造影模式而控制图像生成电路 24 的动作的功能。

[0061] 另外,在本实施方式中,例如,假设使用目标气泡那样的造影剂。也就是说,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中,经由超声波探头 12,利用超声波对投放了造影剂(例如,目标气泡等)的被检体 P 的内部进行扫描。

[0062] 在此,参照图 3 的流程图,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的处理步骤进行说明。在此,假设在超声波诊断装置 10 中设定了造影模式。

[0063] 此时,在超声波诊断装置 10 中,显示与基于低声压的造影模式对应的图像(步骤 S1)。另外,造影模式例如是用于使基于灰度类或多普勒类处理的血流或者组织灌注影像化的模式。另外,针对设定了造影模式时的具体的信号的流动在之后进行叙述。

[0064] 在此,操作者例如能够经由指令屏或者操作面板等来指示向血流模式切换(即,使 MFI 为 ON)。当没有这样的来自操作者的指示时(步骤 S2 为否定),继续步骤 S1 的处理、即继续与造影模式对应的图像的显示。

[0065] 另一方面,当存在这样的来自操作者的指示(MFI 为 ON 的指示)时(步骤 S2 为肯定),装置主体 11 所包含的控制处理器 25 将在超声波诊断装置 10 中设定的造影模式切换为血流模式(步骤 S3)。另外,所谓血流模式是指为了适当地提取出比较快速地流动的造影

剂,例如,将发送接收条件(接收频带以及 PRF 等)以及壁滤波器设定为适合的模式。

[0066] 在此,上述的装置主体 11 所包含的图像生成电路 24 例如包含具有与平均速度、分散或者能量等信号所包含的血流分量对应的通带的第 1 壁滤波器;以及具有与该信号所包含的组织灌流分量以及血流分量对应的通带的第 2 壁滤波器。血管血流与组织灌流相比较流速较快,因此,第 1 壁滤波器例如具有提取出来自在关心区域中比较快地流动的(相对于关心区域相对地移动)造影剂的信号的功能。另一方面,第 2 壁滤波器具有提取出来自在关心区域中比较缓慢地流动的(相对于关心区域相对静止)造影剂的信号以及来自在关心区域中比较快地流动的造影剂的信号的功能。

[0067] 如上所述,当造影模式被切换为血流模式(即,在超声波诊断装置 10 设定了血流模式)时,在图像生成电路 24 中,生成与第 1 壁滤波器的输出对应的血流图像(第 1 图像),生成与第 2 壁滤波器的输出对应的组织灌流图像(第 2 图像)。另外,血流图像是用于显示关心区域中的血管血流的图像,组织灌流图像是用于显示关心区域中的组织灌流以及血管血流的图像。

[0068] 在此,例如,如果要在多普勒类处理中捕捉低流速的微细血流,则易于受到运动伪影的影响,有时使后述的最大亮度保持图像的血流像劣化。因此,在图像生成电路 24 中,从与第 1 壁滤波器的输出对应的血流图像中检测运动伪影帧,除去该运动伪影帧(步骤 S4)。运动伪影帧的检测例如根据血流图像中的每帧的速度信息或者基于组织像的该帧间的位移来进行。

[0069] 接着,在图像生成电路 24 中,对于进行了上述的运动伪影帧的检测以及除去处理的血流图像实施最大亮度保持运算处理(最大值保持运算处理)(步骤 S5)。该最大亮度保持运算处理例如是选择与多个帧的空间上对应的亮度值中的最大值生成新的图像的处理。

[0070] 另外,在上述的步骤 S4 以及 S5 中,例如,也可以适当地组合校正帧间的位置偏移的移动校正等处理。通过组合这样的处理,能够生成血流构造的视觉识别性更高的图像(最大亮度保持图像)。

[0071] 如果执行步骤 S5 的处理,则在图像生成电路 24 中,生成在与上述的第 2 壁滤波器的输出对应的实时的组织灌流图像上重叠了最大亮度保持图像(实施了最大亮度保持运算处理后的血流图像)的显示图像。在此生成的显示图像例如被显示于监视器 14 (步骤 S6)。另外,当生成显示图像时,例如,还能够将实施了最大亮度保持运算处理后的血流图像的动态范围、增益、映射等调整为适合于血流视觉识别。由此,在本实施方式中,能够同时将微细血管构造以及组织灌流作为诊断图像来显示(提供)。

[0072] 接着,参照图 4,针对在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中设定了造影模式时的信号的流动的一个例子进行说明。在此,主要针对多普勒处理单元 23 以及图像生成电路 24 中的信号的流动进行说明。

[0073] 在此,首先,针对输入到多普勒处理单元 23 的信号(也就是从发送接收部 21 转给多普勒处理单元 23 的信号)进行说明。在被输入到多普勒处理单元 23 的信号中,包含抑制基波分量、强调作为非线性信号的二次谐波(2 次谐波)分量的信号。另外,该信号通过在第 2 次发送相对于第 1 次的发送波形相位偏移了 180 度的波形(振幅翻转了的波形),并对由此得到的回波信号(反射波数据)进行相加来由发送接收部 21 取得。

[0074] 当这样的信号被输入至多普勒处理单元 23 时,图 4 所示的该多普勒处理单元 23

所包含的正交检波电路对该信号进行正交检波,检测由实部(R)和虚部(I)构成的复数型的信号(正交检波信号)。另外,正交检波通过分别混合与输入至多普勒处理单元 23 的信号同相位的信号、以及相位相差 90 度的信号来进行。这样由正交检波电路提取出的正交检波信号的集合被作为分组信号向图像生成电路 24 发送。另外,分组信号是集合了多个 IQ 信号的信号。

[0075] 如上所述,当设定了造影模式时,在图像生成电路 24 中,根据由上述正交检波信号构成的分组信号,利用该图像生成电路 24 (信号处理电路 24a) 所具有的第 1 壁滤波器(Bandpass 滤波器:带通滤波器)提取出在关心区域中比较快地流动的造影剂的信号,利用该图像生成电路 24 (信号处理电路 24a) 所具有的第 2 壁滤波器(Lowpass 滤波器:低通滤波器)提取出在关心区域中比较缓慢地流动的造影剂的信号以及在该关心区域中比较快地流动的造影剂的信号。在此,Bandpass 滤波器被设定为在通带中不包含杂波分量(频率转换 0 的分量)。

[0076] 另外,由第 1 壁滤波器提取出的信号(在关心区域中比较快地流动的造影剂的信号)例如是分组信号所包含的血流分量的信号。另一方面,由第 2 壁滤波器提取出的信号(在关心区域中比较缓慢地流动的造影剂的信号以及在该关心区域比较快速地流动的造影剂的信号)例如是分组信号所包含的组织灌流分量以及血流分量的信号。在以下的说明中,为了方便起见,将由第 1 壁滤波器提取出的信号(使分组信号通过了第 1 壁滤波器而得的信号)称为血流信号,将由第 2 壁滤波器提取出的信号(使分组信号通过了第 2 壁滤波器而得的信号)称为组织灌流信号。也就是说,血流信号是使分组信号在第 1 壁滤波器通过而得的信号,组织灌流信号是使分组信号在第 2 壁滤波器通过而得的信号。

[0077] 接着,在信号处理电路 24a 中,由能量计算部计算血流信号的能量。另外,如果设信号的实部为 R,虚部为 I,则血流信号的能量由 R^2+I^2 来计算。

[0078] 之后,在信号处理电路 24a 的 Gain (增益)调整部中,例如对于与计算出能量的血流信号对应的血流图像以及与组织灌流信号对应的组织灌流图像进行增益(Gain)调整等,根据进行了该增益调整的血流图像以及组织灌流图像生成显示图像。

[0079] 另外,在增益调整中,进行对于用于生成显示图像的血流图像以及组织灌流图像的加权等处理。即、显示图像依存于增益调整处理结果。在造影模式时的增益调整处理中,例如,使血流图像的权重(w1)以及组织灌流图像的权重(w2)相等($w1 \approx w2$)。由此,在造影模式中,生成血流图像以及组织灌流图像的比率相同的显示图像。

[0080] 如上所述,当设定了造影模式时,通过根据与血流信号对应的血流图像以及与组织灌流信号对应的组织灌流图像生成显示图像,将血流以及组织灌流这双方影像化,但此时,血流构造埋在组织灌流中,有时该血流构造的视觉识别性低。

[0081] 另外,在图 4 所示的例子中,作为当设定了造影模式时对于血流信号以及组织灌流信号这双方进行处理的例子进行了说明,但当设定了造影模式时,例如,也可以只对组织灌流信号进行处理(即,可以只显示组织灌流图像)、或者例如也可以是对于由各滤波器分离为血流信号以及组织灌流信号之前的信号进行同样的处理的结构。

[0082] 接着,参照图 5,针对在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中设定了血流模式时的信号的流动的一个例子进行说明。与上述的图 4 相同,在此,主要针对多普勒处理单元 23 以及图像生成电路 24 中的信号的流动进行说明。另外,关于多普勒处理单元 23 中的

信号的流动,由于与设定了上述的造影模式时相同,因此,省略其详细的说明。

[0083] 当设定了血流模式时,在图像生成电路 24 中,从上述的分组信号中,利用该图像生成电路 24 (信号处理电路 24a) 所具有的第 1 壁滤波器(Bandpass 滤波器:带通滤波器)提取出在关心区域中比较快速地流动的造影剂的信号(血流信号),利用该图像生成电路 24 (信号处理电路 24a) 所具有的第 2 壁滤波器(Lowpass 滤波器:低通滤波器)提取出在关心区域中比较缓慢地流动的造影剂的信号以及在该关心区域中比较快速地流动的造影剂的信号(组织灌流信号)。

[0084] 以下,分别针对设定了血流模式时的、对于血流信号进行的处理(以下,标记为血流信号侧的处理)以及对于组织灌流信号进行的处理(以下,标记为组织灌流信号侧的处理)进行说明。

[0085] 首先,针对血流信号侧的处理进行说明。此时,在信号处理电路 24a 中,由能量计算部计算血流信号的能量。关于该血流信号的能量计算处理,是如在上述的设定了造影模式时所说明的处理那样,因此,省略其详细的说明。

[0086] 接着,信号处理电路 24a 的运动伪影帧的检测、除去部从与计算出能量的血流信号对应的血流图像中检测运动伪影帧,并除去该检测到的运动伪影帧。

[0087] 在此,图 6 表示运动伪影帧的检测的一个例子。在图 6 所示的例子中,在连续的各帧(血流图像)中,监视图像整体或者关心区域内的速度信息,将该帧间的变化比某一阈值大的帧看作运动伪影帧来进行检测。另外,例如,也可以如上所述利用基于组织像的帧间的位移来检测运动伪影。

[0088] 接着,信号处理电路 24a 的 Maxhold 部(最大值保持运算处理部)对于除去了运动伪影帧的血流图像实施最大亮度保持运算处理(Maxhold 处理)。

[0089] 之后,在图像生成电路 24 (信号处理电路 24a)中,例如由 DR、MAP 调整部进行动态范围(DR)以及映射(MAP)调整等,进而由 Gain 调整部进行上述的增益调整等处理。另外,动态范围(DR)以及映射(MAP)调整、增益调整等处理是对于最大亮度保持图像(实施了最大亮度保持运算处理后的血流图像)进行的。

[0090] 接着,针对组织灌流信号侧的处理进行说明。在该组织灌流信号侧的处理中,执行与设定了上述的造影模式时相同的处理。具体而言,对于与组织灌流信号对应的组织灌流图像例如进行增益调整等。

[0091] 如上所述,如果执行上述的血流信号侧的处理以及组织灌流信号侧的处理,则根据最大亮度保持图像(实施了最大亮度保持运算处理的血流图像)以及与组织灌流信号对应的组织灌流图像生成显示图像。

[0092] 另外,在血流模式时的增益调整处理中,例如,使最大亮度保持图像的权重($w1$)比组织灌流图像的权重($w2$)大($w1 > w2$)。由此,在血流模式中,生成最大亮度保持图像(也就是血流图像)的比率大的显示图像。

[0093] 如上所述,当设定了血流模式时,由于通过血流信号侧的处理只对血流图像实施最大亮度保持运算处理,因此,与设定了上述的造影模式时的显示图像相比较,能够避免由于血流构造被埋在组织灌流中而导致的该血流构造的视觉识别性的降低,并且能够将微细血流构造和组织灌流同时作为诊断图像来提示。

[0094] 另外,图 7 是表示在本实施方式中从造影模式切换为血流模式时的显示图像的转

移例子。

[0095] 在图 7 所示的例子中,显示图像 100a 表示设定了造影模式时的显示图像。另一方面,显示图像 100b 表示设定了血流模式时的显示图像。

[0096] 如上所述,当设定了血流模式时,由于只对于血流图像实施最大亮度保持运算处理,因此,如图 7 所示,与显示图像 100a 相比较,能够更清晰地在显示图像 100b 中观察血管构造 101。另外,在图 7 所示的显示图像 100a 以及 100b 中,在血管构造 101 的周边显示出组织灌流 102。

[0097] 如上所述,在本实施方式中,根据对于与第 1 壁滤波器的输出(也就是血流信号)对应的血流图像(第 1 图像)实施最大值保持运算处理,显示实施了该最大值保持运算处理的血流图像和与第 2 壁滤波器的输出(也就是组织灌流信号)对应的组织灌流图像(第 2 图像)的结构,能够显示提高血管血流的微细构造的视觉识别性的图像。

[0098] 即,在本实施方式中,由于只对血流图像实施最大亮度保持运算处理,因此,能够避免由于血流构造被埋在组织灌流中而导致的该血流构造的视觉识别性的降低。

[0099] 另外,在本实施方式中,根据为了按照操作者指示切换至少显示最大值保持图像(实施了最大值保持运算处理的血流图像)的血流模式(第 1 模式)和显示组织灌流图像的血流模式(第 2 模式)而控制图像生成电路 24 的结构,对该操作者而言能够生成与所希望的模式对应的图像并进行显示。

[0100] 另外,在本实施方式中,在血流模式中,根据显示在组织灌流图像上重叠了最大亮度保持图像而得的显示图像的结构,血流构造不会埋在组织灌流中而能够同时观察该血流构造以及组织灌流。

[0101] 另外,在本实施方式中,通过从血流图像中检测运动伪影帧并除去该检测到的运动伪影帧、实施最大亮度保持运算处理的结构,能够显示进一步提高血流构造的视觉识别性的图像(最大亮度保持图像)。

[0102] 另外,在本实施方式中,说明了进行最大亮度保持运算处理的例子,但也可以代替该最大亮度保持运算处理,例如进行对多个帧的空间上对应的位置的信号进行加权相加来生成新的图像那样的处理(例如,时间上余像处理)。另外,根据该时间上余像处理,与上述的第 1 壁滤波器的输出对应的血流图像(第 1 图像)的多个帧中的进行最大值保持运算处理的范围(帧数)在时间上发生变化。换言之,在时间上余像处理中,只针对与第 1 壁滤波器的输出对应的血流图像的多个帧中的最新的 N 帧(N 是预定的任意的整数)实施最大值保持运算处理。具体而言,如果假设 N=10 的情况,则例如当以 1~100 帧对图像进行摄像时,生成对于最新的 10 张图像(从 91 帧到 100 帧的图像)实施了最大值保持运算处理的图像。接着,当对第 101 帧的图像进行了摄像时,舍弃对于上述的从 91 帧到 100 帧的图像实施了最大值保持运算而得到的图像,重新生成对于最新的 10 张图像(从 92 帧到 101 帧的图像)实施了最大值保持运算而得的图像。在时间上余像处理中,每当对图像进行摄像时,就重复这样的处理。

[0103] 另外,也可以是在使用了本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的检查中或者图像冻结之后等,适当地单独显示血流或组织灌流的结构。

[0104] 另外,在本实施方式中,为了方便起见,说明了设定血流模式以及造影模式中的某一个的例子,但也可以是并用这些以外的其他的模式的那样的结构。

[0105] (第 2 实施方式)

[0106] 接着,针对第 2 实施方式进行说明。另外,本实施方式所涉及的超声波诊断装置的框结构与上述的第 1 实施方式相同,因此,适当地使用图 1 以及图 2 进行说明。

[0107] 在本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 中,当设定了血流模式时只显示上述的最大亮度保持图像的点与上述的第 1 实施方式不同。

[0108] 以下,参照图 8 的流程图,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置 10 的处理步骤进行说明。在此,假设在超声波诊断装置 10 中设定了造影模式。

[0109] 此时,在超声波诊断装置 10 中,执行与上述的图 3 所示的步骤 S1 ~ S5 的处理相当的步骤 S11 ~ S15 的处理。

[0110] 接着,在图像生成电路 24 中,根据由步骤 S15 实施了最大亮度保持运算处理的血流图像(最大亮度保持图像)生成显示图像。在此生成的显示图像例如显示于监视器 14(步骤 S16)。即,在步骤 S16 中,显示从在上述的第 1 实施方式中设定了血流模式时显示的图像(显示图像)中除去了组织灌流图像而得的图像(即,仅是由最大亮度保持图像表示的血流)。

[0111] 在此,图 9 是表示在本实施方式中从造影模式切换为血流模式时的显示图像的转移例子。

[0112] 在图 9 所示的例子中,显示图像 200a 表示设定了造影模式时的显示图像。另外,显示图像 200b 表示紧接从造影模式切换为血流模式之后的显示图像。另外,显示图像 200c 表示切换为血流模式之后进行了最大亮度保持运算处理之后的显示图像。

[0113] 即,当在本实施方式中设定了造影模式时,显示出显示图像 200a。之后,在紧接切换为血流模式之后,从显示图像 200a 转移为显示图像 200b。此时,在显示图像 200b 中,除去了在显示图像 200a 中显示出的组织灌流 202。另外,在血流模式中在进行了最大亮度保持运算处理之后转移为显示图像 200c,但在该显示图像 200c 中,与显示图像 200b 相比较,例如,更明确地显示血流的稀疏的末梢、微细血管。

[0114] 如上所述,在本实施方式中,当设定了血流模式时只根据最大亮度保持图像来生成显示图像,因此,能够进一步提高血流构造的视觉识别性。

[0115] 另外,在本实施方式中,例如,代替通过 replenishment (再灌流)法使剖面内的气泡(气泡)破碎,而通过从显示图像中除去组织灌流图像从而能够只显示血流构造,因此,即使在使用了目标气泡的情况下、由于造影剂的灌流较少而不想破坏不必要的造影剂(气泡)的情况下也有用。

[0116] 另外,在本实施方式中,当切换为血流模式时,与上述的第 1 实施方式相同,作为根据组织灌流信号生成组织灌流图像的例子进行了说明,但如上所述,在本实施方式中只根据最大亮度保持图像生成显示图像,因此,也可以省略该组织灌流图像的生成处理。另一方面,当与上述的第 1 实施方式相同地生成了组织灌流图像时,例如,为了诊断之后操作者调出,也可以将该组织灌流图像保存在图像存储器 28a 等中。

[0117] 根据这些实施方式,能够提供一种能够显示提高血管血流的微细构造的视觉识别性的图像的超声波诊断装置以及程序。

[0118] 另外,在上述的第 1 以及第 2 实施方式中说明了的处理也可以在超声波诊断装置外部的图像处理装置(例如,工作站等)中执行。此时,图像处理装置从外部读取正交检波信号(根据经由超声波探头,利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描而得到的接

收信号生成的正交检波信号), 根据该正交检波信号执行上述的处理。

[0119] 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他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与包含于发明的范围或要旨中一样, 包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

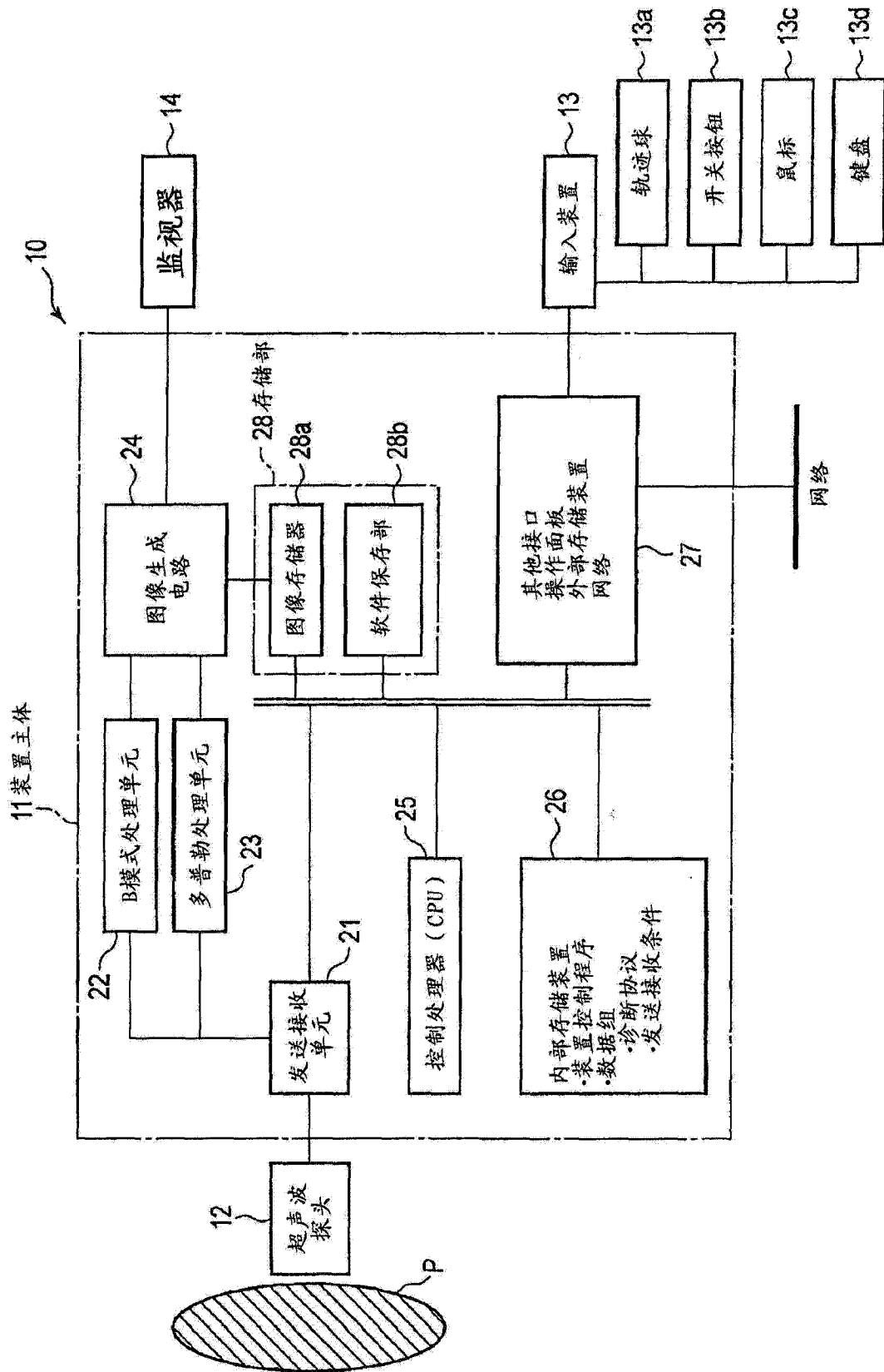


图 1

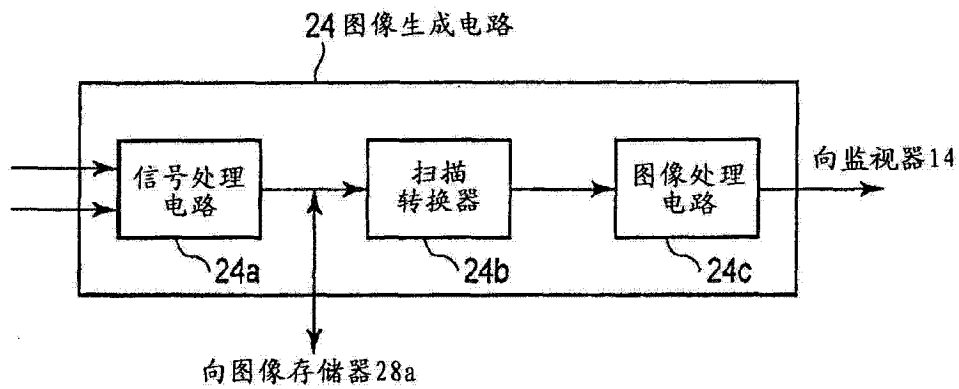


图 2

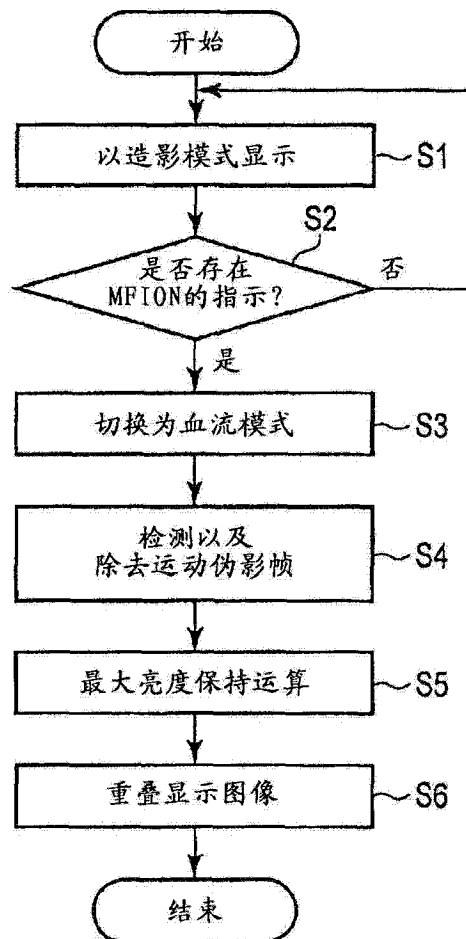


图 3

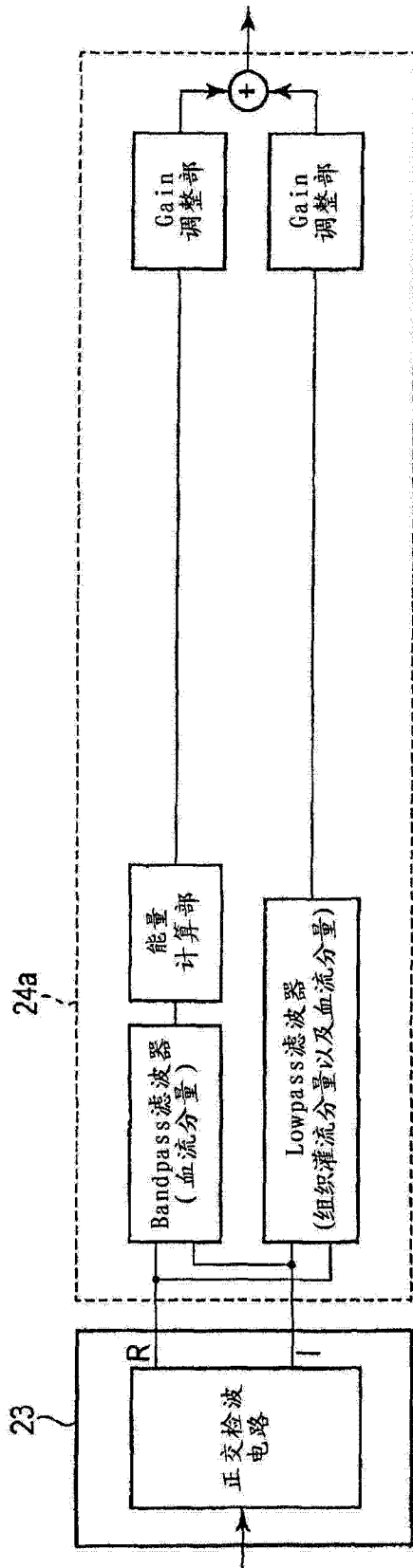


图 4

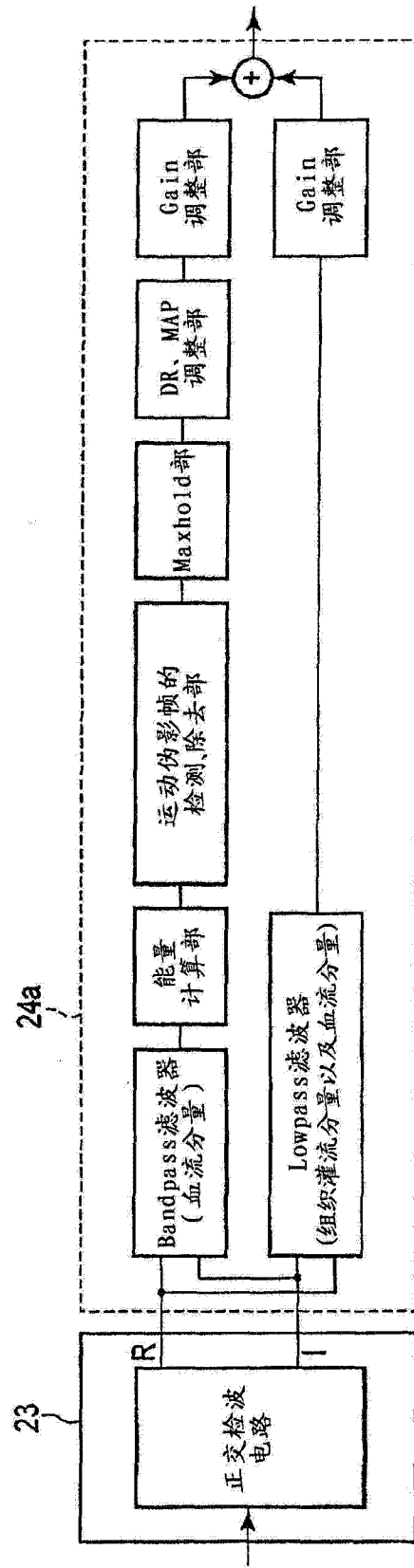


图 5

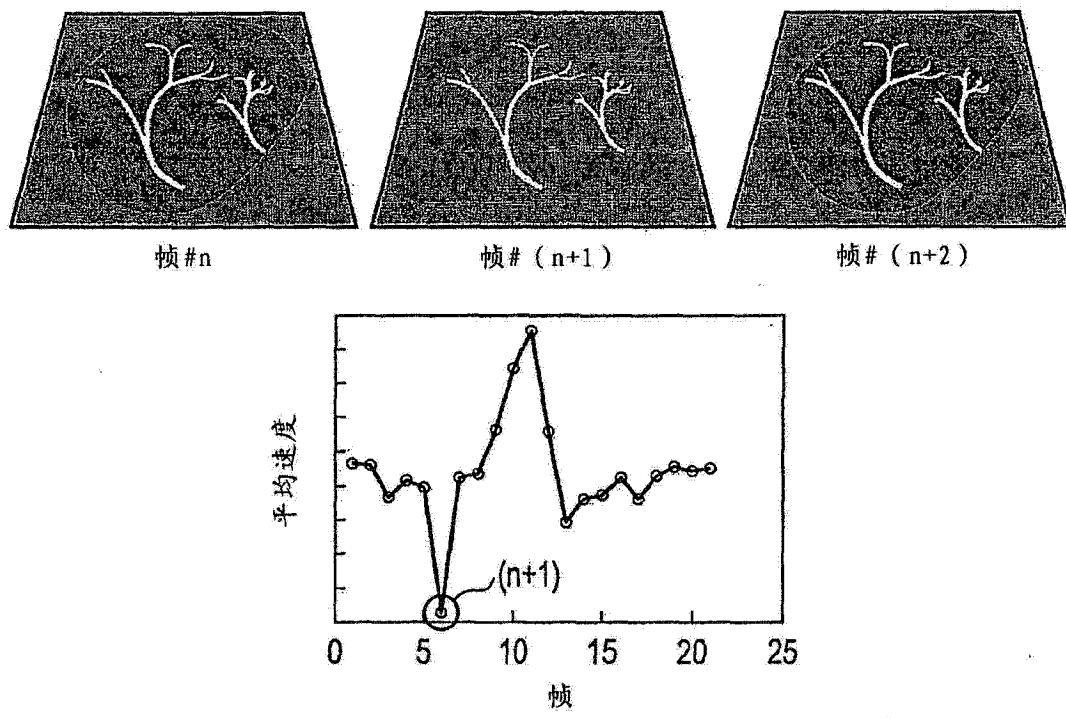


图 6

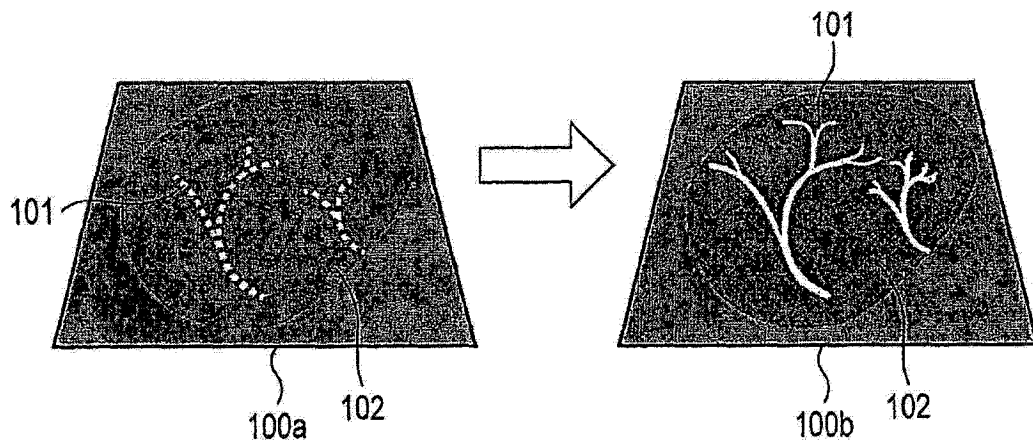


图 7

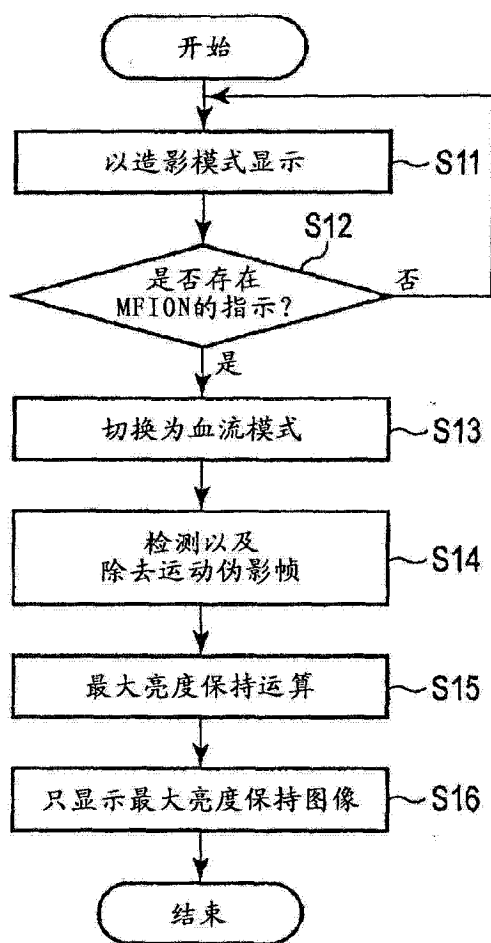


图 8

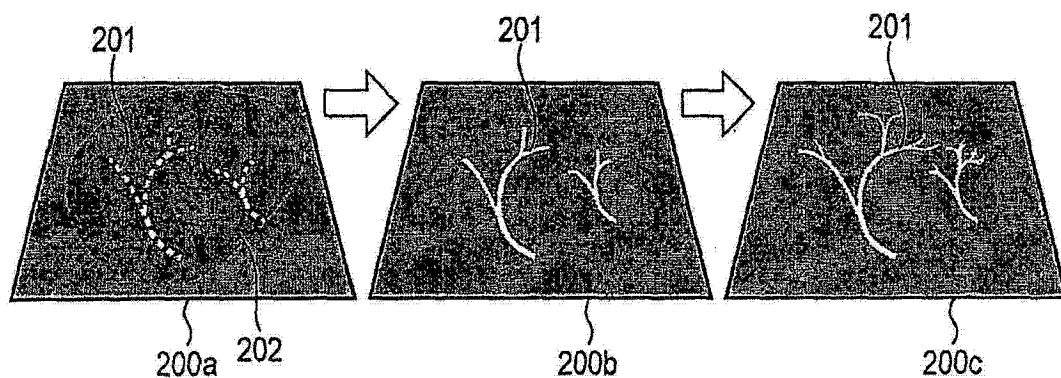


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像显示方法以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN103619262A	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	CN201380000262.1	申请日	2013-03-18
[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	吉新宽树 神山直久 吉田哲也 佐藤武史		
发明人	吉新宽树 神山直久 吉田哲也 佐藤武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/481 A61B8/463 A61B8/4444 A61B8/13 A61B8/06 A61B8/5207		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2012091024 2012-04-12 JP		
其他公开文献	CN103619262B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提高血管血流的微细构造的视觉识别性。实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：超声波探头、操作部、信号生成部、第1壁滤波器、第2壁滤波器、最大值保持运算处理部以及显示部。扫描部利用超声波对投放了造影剂的被检体内部进行扫描。信号生成部根据从扫描部输出的接收信号生成正交检波信号，输出分组信号。第1壁滤波器具有与分组信号所包含的血流分量对应的通带。第2壁滤波器具有与分组信号所包含的组织灌注分量以及血流分量对应的通带。最大值保持运算处理部对于与第1壁滤波器的输出对应的第1图像实施最大值保持运算处理。显示部显示实施了最大值保持运算处理的第1图像和与第2壁滤波器的输出对应的第2图像。

