

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101933816 B

(45) 授权公告日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201010215152. 5

CN 101347343 A, 2009. 01. 21, 全文.

(22) 申请日 2010. 06. 25

审查员 黄长斌

(30) 优先权数据

2009-151140 2009. 06. 25 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 浜田贤治

(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 许海兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0031017 A1, 2007. 02. 08, 全文.

JP 特开 2008-583 A, 2008. 01. 10, 全文.

US 5188113 A, 1993. 02. 23, 全文.

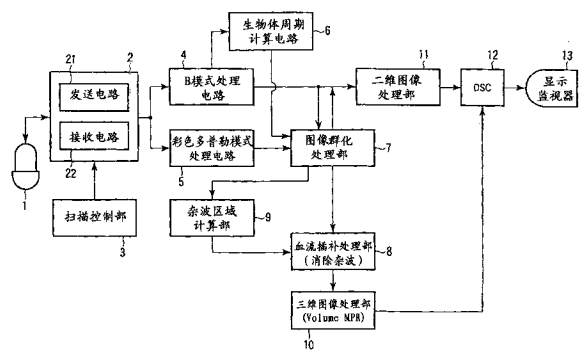
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

三维超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种三维超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：超声波探头、经由超声波探头通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收集回波信号的超声波扫描部；基于回波信号生成多个血流图像的数据的图像生成部；对从上述血流图像中杂波分量呈支配性的至少一个像素的像素值根据与包含所确定的像素的插补对象的血流图像大致相同的与心拍时相对应的至少2个其他血流图像的像素值进行插补。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:  
超声波探头;  
超声波扫描部,经由上述超声波探头,通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收集回波信号;  
图像生成部,基于上述回波信号,生成多个血流图像的数据;  
插补处理部,从上述血流图像中确定杂波分量呈支配性的至少一个像素的像素值,根据与心拍时相对应的至少2个其他血流图像的像素值进行插补,所述心拍时相与包含上述所确定的像素的插补对象的血流图像大致相同。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部通过阈值处理确定上述杂波分量呈支配性的像素。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部把插补对象范围局限于具有表示规定阈值以上的体积或面积的、上述杂波分量呈支配性的多个像素构成一块的区域。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部将具有表示规定阈值以上的体积或面积的、具有上述杂波分量呈支配性的多个像素构成一块的区域的血流图像确定为上述插补对象的血流图像。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部将与对应于上述插补对象的血流图像的心拍周期之前的心拍周期对应的血流图像和与之后的心拍周期对应的血流图像确定为上述其他血流图像。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部按照多个心拍时相将上述多个血流图像划分为多个群,并对每个上述群执行插补处理。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部针对每个上述群,对于上述插补对象的血流图像将扫描定时一前一后的多个血流图像确定为上述其他血流图像。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述插补处理部对于上述插补对象的血流图像,将与之前的心拍周期对应的血流图像和与之后的心拍周期对应的血流图像确定为上述其他血流图像。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:  
图像生成部,根据包含上述插补后的血流图像的多个血流图像生成单一的血流图像。
10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述超声波扫描部在上述被检测体的内部一边改变扫描位置一边重复扫描;  
上述图像生成部根据包含上述插补后的血流图像的多个血流图像,生成与任意断面相关的单一的血流图像。
11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述超声波扫描部对上述被检测体内部的三维区域重复三维扫描。
12. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:  
超声波探头;  
超声波扫描部,经由上述超声波探头,通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收

集回波信号；

图像生成部,基于上述回波信号,生成多个血流图像的数据；

插补处理部,按照多个心拍时相将上述多个血流图像划分为多个群,并对每个上述群将杂波分量呈支配性的至少一个像素作为对象来执行插补处理。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

上述插补处理部通过阈值处理来确定上述杂波分量呈支配性的像素。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

上述插补处理部把插补对象范围局限于具有表示规定阈值以上的体积或面积的、上述杂波分量呈支配性的多个像素构成一块的区域。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

上述插补处理部将与对应于包含上述杂波分量呈支配性的至少一个像素的血流图像的心拍周期的之前的心拍周期对应的血流图像和与之后的心拍周期对应的血流图像确定为其他血流图像,根据确定出的上述其他血流图像的像素值,对作为对象的杂波分量呈支配性的至少一个像素进行插补。

16. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括：

图像生成部,根据包含上述插补后的血流图像的多个血流图像,生成单一的血流图像。

17. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

上述超声波扫描部在上述被检测体的内部一边改变扫描位置一边重复扫描；

上述图像生成部根据包含上述插补后的血流图像的多个血流图像,生成与任意断面相关的单一的血流图像。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于：

上述超声波扫描部对上述被检测体内部的三维区域重复三维扫描。

## 三维超声波诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 6 月 25 日提交的在先的日本专利申请 No. 2009-151140 并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及三维超声波诊断装置。

### 背景技术

[0004] 彩色多普勒模式搭载 (color Doppler mode equipment) 的超声波诊断装置基于与血流等运动着的对象相关的多普勒信号,显示速度、功率、变差的二维分布。进而可以显示三维血流图像。另外,可以显示任意的断面位置的血流信息。

[0005] 在描绘心脏或动脉那样的脉动性的血流时,通过解析其周期并依据其周期排列接收光栅 (raster),从而能够三维地显示一个心拍的心脏的活动。

[0006] 近年来,一部分超声波诊断装置能够检测出胎儿的血流,诊断胎儿发育状态、胎儿疾病。彩色多普勒法使用从多普勒信号中消除组织分量 (杂波分量 (clutter components)) 的杂波滤波器 (clutter filter)。

[0007] 杂波滤波器去除多普勒信号的低频分量 (low-frequency components)。大多数杂波分量在杂波滤波器中被去除。但是,杂波滤波器使活动快的组织的杂波分量与血流分量一起通过。通过了滤波器的杂波分量作为杂波噪声而显著化,因此难以看见胎儿等的血流。

### 发明内容

[0008] 本发明的目的在于:从超声波血流图像中有效地减少杂波噪声。

[0009] 根据本发明的一方面提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:超声波探头;超声波扫描部,经由超声波探头通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收集回波信号;图像生成部,根据回波信号生成多个血流图像的数据;插补处理部,从上述血流图像中确定杂波分量呈支配性的至少一个像素的像素值,根据与包含上述所确定的像素的插补对象的血流图像大致相同的与心拍时相对应的至少 2 个其他血流图像的像素值进行插补。

[0010] 附图说明

[0011] 图 1 为表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0012] 图 2A、图 2B 为表示由图 1 的图像群化处理部进行的血流图像的群化的图。

[0013] 图 3 为在本实施方式中模式化表示扫描顺序的像素值变化的图。

[0014] 图 4 为在本实施方式中模式化表示每个心拍时相的像素值变化的图。

[0015] 图 5 为补充图 1 的血流插补处理部的插补处理的图。

[0016] 图 6 为表示用于补充图 1 的杂波区域计算部的杂波区域计算处理的第 N-1 张图像的图。

[0017] 图 7 为表示用于补充图 1 的杂波区域计算部的杂波区域计算处理的第 N 张图像的

图。

[0018] 图 8 为表示用于补充图 1 的杂波区域计算部的杂波区域计算处理的第 N+1 张图像的图。

[0019] 具体实施方式

[0020] 根据本发明的一个方面提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:超声波探头;超声波扫描部,经由超声波探头通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收集回波信号;图像生成部,基于回波信号生成多个血流图像的数据;插补处理部,从上述血流图像中确定杂波分量呈支配性的至少一个像素的像素值,根据与包含上述所确定的像素的插补对象的血流图像大致相同的与心拍时相对应的至少 2 个其他血流图像的像素值进行插补。

[0021] 杂波噪声具有时间连续性 (time continuity) 低的性质。换言之,杂波噪声具有一时性 (transitory) 高的性质。杂波噪声随着时间的变化而很大地变动。另一方面,血流分量具有时间连续性强的性质。本实施方式利用这些性质的差异有效地减少杂波噪声。多个血流图像针对每一心拍时相而被群分。相同群的多个血流图像按照扫描时刻而排列。由此杂波噪声在空间上在时间上都被离散。即,通过该群分以及排列,杂波噪声的低时间连续性被强调。包含杂波噪声的血流图像被配置在不包含杂波噪声的血流图像之间。因此,滤波处理能够有效地减少杂波分量。

[0022] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置具有超声波探头 1。超声波探头 1 具有:接收来自发送接收单元 2 的发送电路 21 的驱动信号并产生超声波并将来自被检测体的反射波变换为电信号的一维排列的多个压电振子;该压电振子中设置的匹配层;防止从该压电振子向后方传播超声波的背衬材料等。当从该超声波探头 1 向被检测体发送超声波后,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上依次反射,并作为回波信号被超声波探头 1 接收。该回波信号的振幅取决于产生了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移动着的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波根据多普勒效应依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量,从而受到频率偏移。

[0023] 接收电路 22 具有:前置放大器;A/D 变换器;接收延迟部;加法器等。前置放大器将经由探头 1 取入的回波信号按每一通道加以放大。接收延迟部给出对放大的回波信号决定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器中进行相加处理。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,根据接收指向性以及发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0024] 通过扫描控制部 3 的控制,发送电路 21 以及接收电路 22 重复二维断面的超声波扫描。在重复超声波扫描期间,通过操作人员将超声波探头 1 在例如与胎儿的心脏对应的母体的体表面上慢慢地移动,来扫描包含胎儿的心脏的三维区域。将该扫描称为三维扫描。另外,在本实施方式中,交替重复 B 模式扫描与彩色多普勒模式扫描。

[0025] B 模式处理电路 4 从接收电路 22 获取回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,从而生成以亮度变化来反映以亮度的明暗表现信号强度的内部构造的所谓的 B 模式图像数据(形态图像数据)。二维(2D)图像处理部 11 将二维显示对象图像变换为亮度图像或彩色图像。

[0026] 彩色多普勒模式处理电路 5 根据从接收电路 22 所获取的回波信号对速度信息进行频率解析,提取由多普勒效应所产生的血流或组织、造影剂回波分量,生成以颜色来表

现平均速度、变差、功率等的空间分布的所谓的彩色血流成像数据 (color flow mapping data) (血流图像数据)。

[0027] 生物体周期计算电路 6 根据形态图像 (B 模式图像) 的数据提取周期性地对形态变化的对象器官,在此提取胎儿的心肌轮廓 (cardiac muscle contour),基于心肌轮廓的经时变化鉴别各形态图像的扫描时的心拍时相。也可以取代生物体周期计算电路 6,通过心电图扫描仪测定各图像的扫描时的心拍时相。在生物体周期计算电路 6 中所鉴别的心拍时相与对应的血流图像的数据一起被供给到图像群化处理部 7。

[0028] 另外,在图 1 中,使用 B 模式图像解析了生物体周期,但使用彩色多普勒图像也可以解析生物体周期。

[0029] 图像群化处理部 7 按照扫描定时将在彩色多普勒模式处理电路 5 中所生成的多个血流图像群化为与多个心拍时相分别对应的多个群。图像群化处理部 7 按照扫描定时排列构成各群的多个血流图像。构成相同群的血流图像来自于大致在相同心拍时相的扫描中所收集到的回波信号。构成相同群的血流图像,心拍周期不同。所谓心拍周期是指心电波形的例如从 R 波到下一个 R 波的期间。所谓心拍时相是指心拍周期内的位置。典型而言,是指将心拍周期均等分割成 100,并以百分比表现心拍周期内的位置的时相。

[0030] 杂波区域计算部 9 从各血流图像中对于像素值比较主要依照母体的杂波噪声水平预先决定的阈值,确定具有超过了该阈值的像素值的像素 (杂波分量呈支配性的像素 (a pixel which clutter elements occupy the majority of a pixel value)) 连结成一块 (single lump) 的区域 (杂波区域候补)。杂波区域计算部 9 把所确定的杂波区域候补的体积或面积作为以具有在空间上阻碍识别血流区域的大小为理由需要插补处理的杂波区域候补与预先决定的阈值进行比较,将具有超过了该阈值的体积或面积的杂波区域候补决定为插补对象的杂波区域。

[0031] 血流插补处理部 8 将在杂波区域计算部 9 中所鉴别的插补对象的杂波区域内的像素值替换为根据相同群的血流图像的像素值所计算出的值。即,血流插补处理部 8 以扫描定时与包含插补对象的像素的血流图像为大致相同心拍时相、并且隔着包含插补对象的像素的血流图像而心拍周期一前一后的 2 个血流图像的对应像素的像素值来插补插补对象的杂波区域内的像素。也可以根据以与插补对象的血流图像对应的心拍周期为中心的邻近的 4 个以上的心拍周期取得的 4 个以上的血流图像执行插补处理。

[0032] 三维 (3D) 图像处理部 10 根据包含通过血流插补处理部 8 插补的血流图像的三维扫描的扫描位置不同的多个血流图像的数据,生成体数据或任意断面图像 (MPR)。

[0033] 数字扫描转换器 (DSC) 12 按照与监视器 13 相应的视频扫描方式变换在二维 (2D) 图像处理部 11 中所生成的形态图像数据与在三维 (3D) 图像处理部 10 中所生成的体数据或断面图像数据并加以输出。

[0034] 以下,说明本实施方式的动作。如图 2 所示,在本实施方式中,在扫描控制部 3 的控制下通过发送电路 21 以及接收电路 22,重复二维断面的超声波扫描,与此同时通过操作人员在例如与胎儿的心脏对应的母体的体表面上慢慢移动探头 1。该扫描一般被称为三维扫描。作为三维扫描,并不限于手动式,也可以是机械地摇动具有一维排列的多个压电振子的探头的机械式或使用具有二维排列的多个压电振子的探头并电动地摇动扫描面的电动式。

[0035] 在本实施方式中,交替重复 B 模式扫描与彩色多普勒模式扫描。B 模式扫描通过生物体周期计算电路 6 根据其 B 模式图像上的心脏的形态变化来鉴别胎儿的心拍时相。胎儿的心肌区域内的像素利用与其对应的阈值来提取,并且其大小能够根据与可被设想为胎儿心脏的大小相关的某一程度的范围来较高精度地鉴别。由于心脏跳动,当然其形态周期性地发生变化。因此,可以根据形态变化将各 B 模式图像的扫描定时确定为心拍时相。并且,由于交替重复 B 模式扫描与彩色多普勒模式扫描,因此血流图像的扫描定时的心拍时相与该彩色多普勒模式扫描的之前(或之后)的 B 模式扫描的心拍时相大致等价。

[0036] 通过生物体周期计算电路 6 确定了胎儿的心拍时相的多个血流图像通过图像群化处理部 7 针对每一心拍时相按照扫描定时而被群化。即,如图 2 所示,多个血流图像按照胎儿的心脏的心拍时相被分类成多个血流图像群,并且针对每一个血流图像群按照扫描定时而排列。

[0037] 其次,通过杂波区域计算部 9,将各血流图像的各像素值(速度、变差、功率中的任一个)分别与按照杂波噪声水平预先决定的阈值进行比较。将具有超过了该阈值的像素值的像素(杂波分量呈支配性的像素)连结成一块的区域确定为杂波区域候补。确定的杂波区域候补针对其体积或面积,与预先决定的阈值进行比较。将具有超过了阈值的体积或面积的杂波区域候补鉴别为插补对象的杂波区域。这在于小的杂波区域不阻碍血流区域的识别,另一方面,具有某一程度的大小的杂波区域候补阻碍血流区域的识别。

[0038] 如图 5 所示,通过血流插补处理部 8,所鉴别的杂波区域内的像素的像素值被置换为在包含其插补对象的血流图像的图像群的排列中、根据与插补对象的血流图像毗邻的前后的血流图像中的相同位置的像素的像素值所计算出的插补值。即,插补对象像素的像素值被置换为根据扫描定时与插补对象的血流图像为大致相同心拍时相、并且隔着包含插补对象的杂波区域的血流图像而扫描定时一前一后的 2 个血流图像中的对应像素的像素值所计算出的插补值。

[0039] 插补对象的血流图像的像素值( $S_{x,y,z}$ )作为毗邻的前后的血流图像中的相同位置的像素的像素值( $S_{x,y,z-1}$ )、( $S_{x,y,z+1}$ )的平均值,通过  $S_{x,y,z} = (S_{x,y,z-1} + S_{x,y,z+1}) / 2$  来计算。另外,在此作为典型的例子计算了前后 2 个帧的平均值,但是也可以计算 3 个或 4 个帧以上的平均值。

[0040] 由此,可以有效地消除杂波区域。如图 3 所示,一般而言,杂波噪声不怎么有时间连续性,换而言之,一时性的倾向强。另一方面,血流分量有时间连续性强的倾向。象本实施方式那样,如图 4 所示,通过按照每一心拍时相排列血流图像,从而在空间上或时间上分散包含杂波噪声的血流图像,典型而言,在各群内杂波噪声仅出现在一个帧上,在其前后的帧上难以出现。另外,通过利用相同心拍时相的血流图像计算插补值,从而使插补值不成为较大偏离真值的值。因此,可以有效减少杂波噪声分量,并且可以使用可靠性高的插补值进行插补。进而通过局限于遮盖血流的影响大的杂波区域来进行插补,从而可以减少插补处理工时,同时可以原样地使用没有杂波分量或杂波分量很少的血流部分的像素值。图 6 为原始的血流图像,图 7 中使用虚线示出了所鉴别的杂波区域。通过本实施方式实施插补处理的结果,如图 8 所示,可知因杂波而看不到的血流部分(箭头部分)已经复原。

[0041] 尽管描述了特定的实施例,这些实施例仅是通过举例的方式呈现的,并不试图限制本发明的范围。实际上这里描述的新颖的方法和系统可以通过各种其他形式体现。此

外,在不脱离本发明精神的情况下,可以对这里描述的方法和系统的形式进行各种省略、替换和改变。所附的权利要求及其等效物试图覆盖将落入本发明的范围和精神内的这种形式和修改。

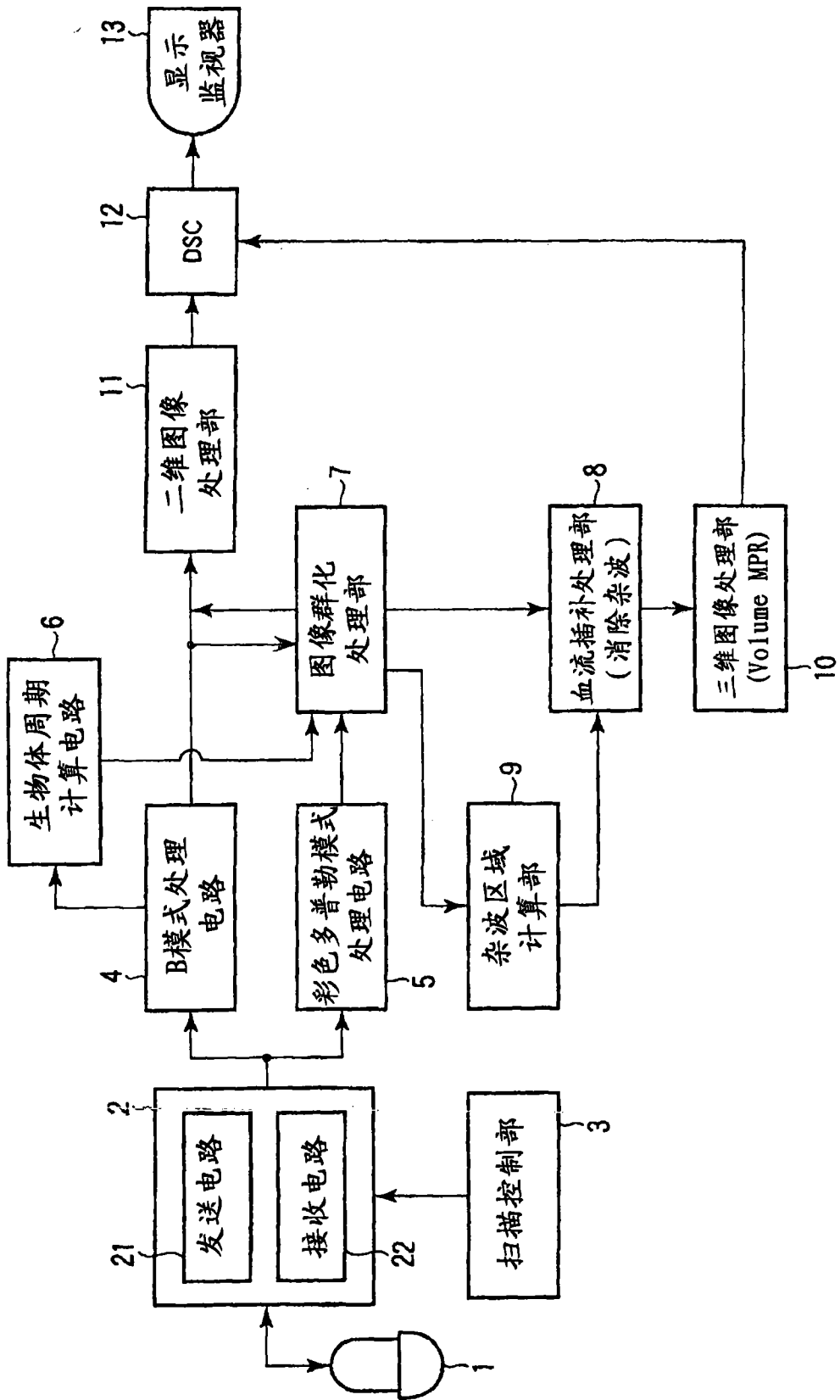


图 1

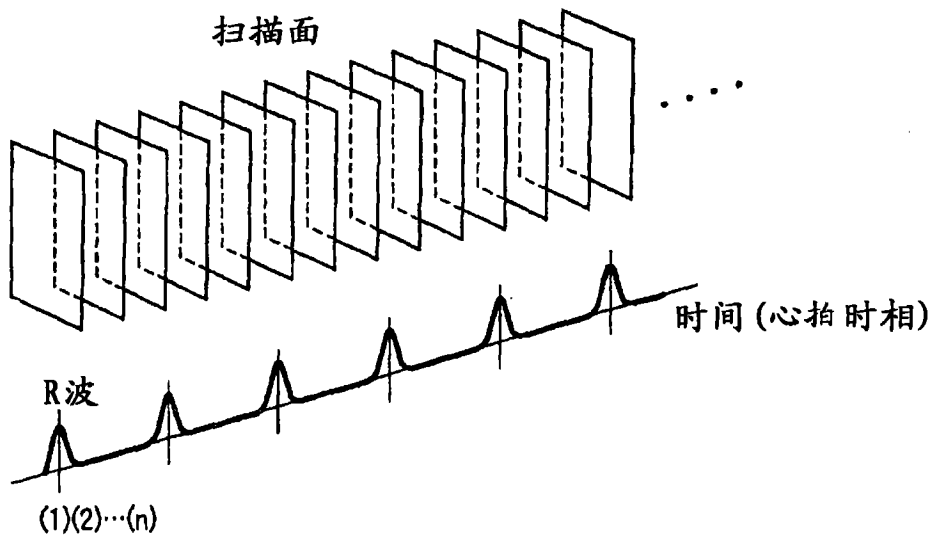


图 2A

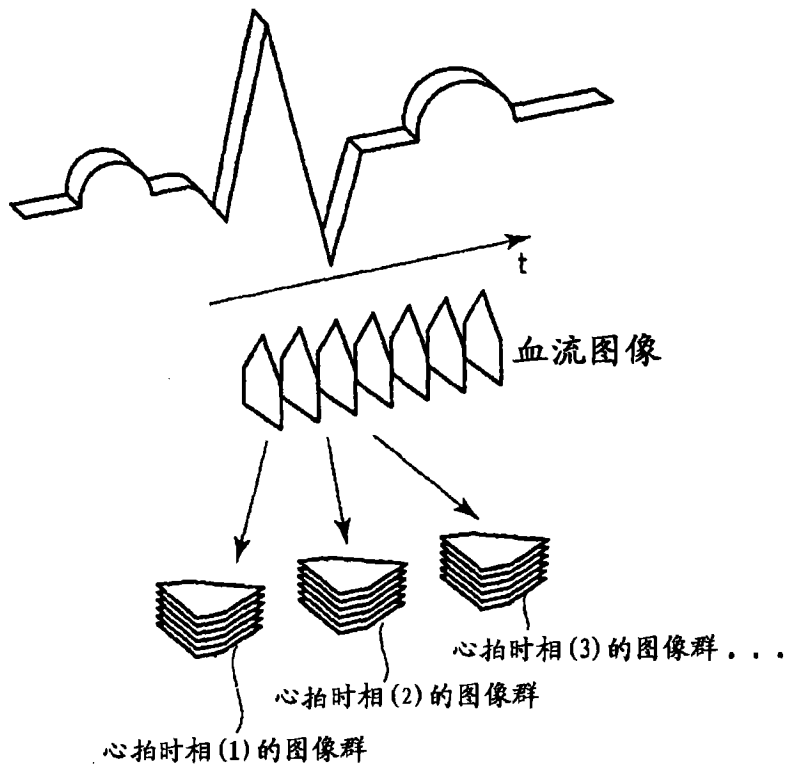


图 2B

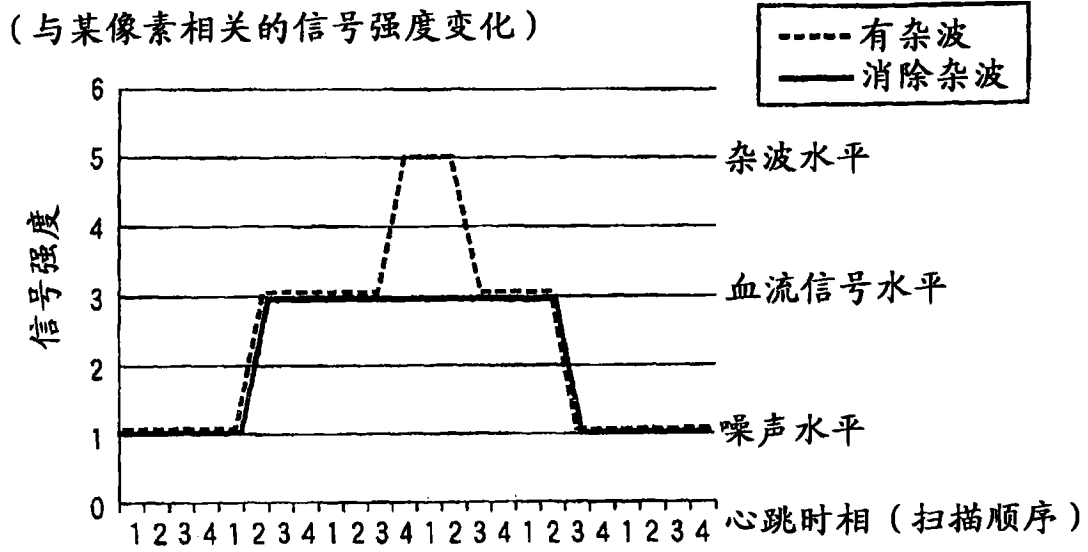


图 3

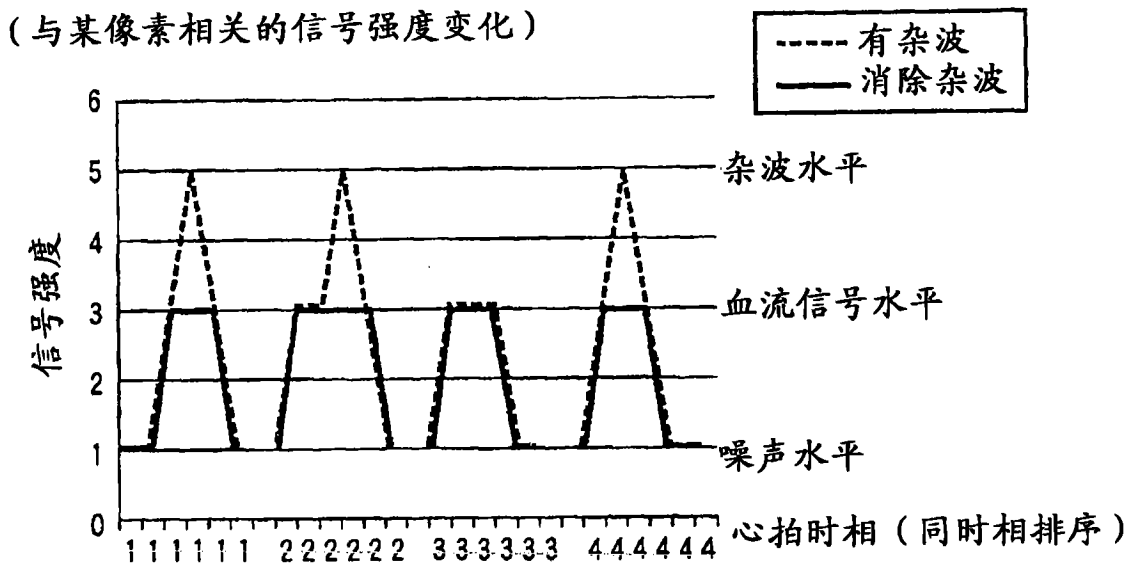


图 4

某心拍时相的图像群

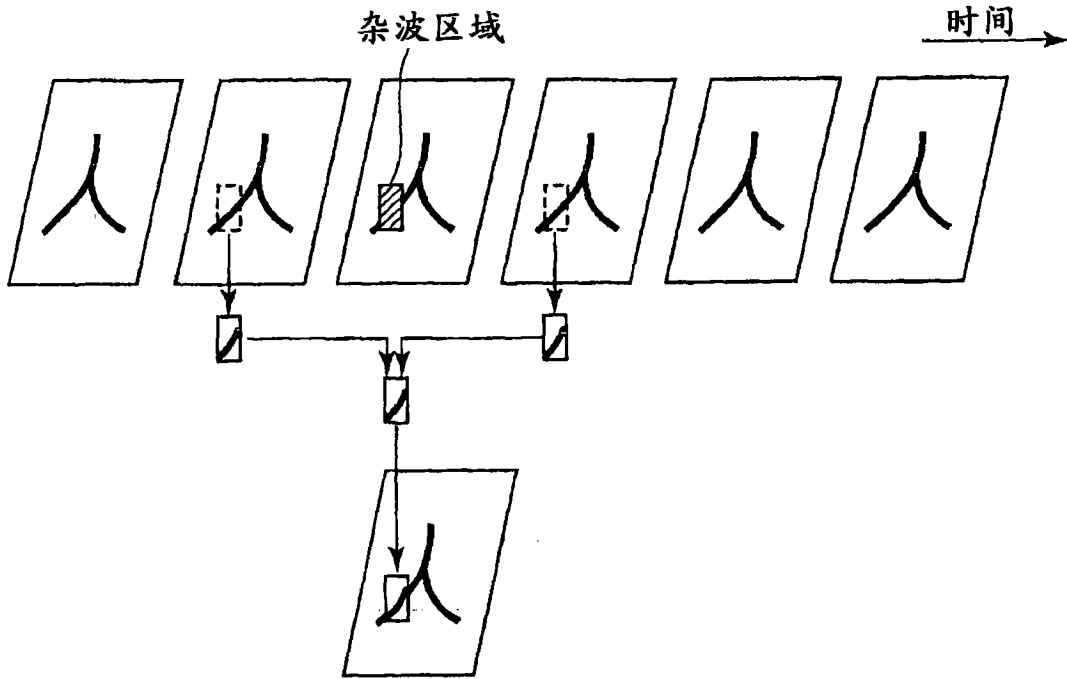


图 5



图 6

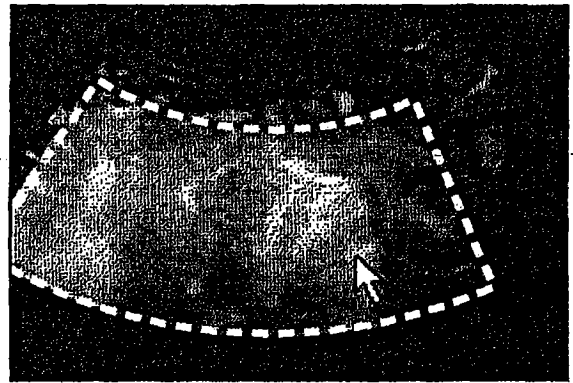


图 7

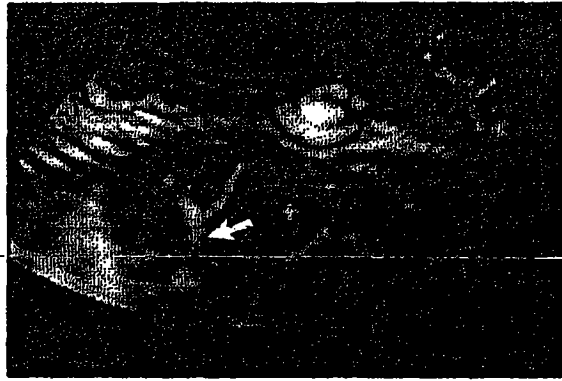


图 8

专利名称(译)	三维超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101933816B</a>	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201010215152.5	申请日	2010-06-25
[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	浜田贤治		
发明人	浜田贤治		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/13 A61B8/08 A61B8/483 A61B8/06		
代理人(译)	许海兰		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	2009151140 2009-06-25 JP		
其他公开文献	CN101933816A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种三维超声波诊断装置。该超声波诊断装置具备：超声波探头、经由超声波探头通过超声波重复扫描被检测体的内部并重复收集回波信号的超声波扫描部；基于回波信号生成多个血流图像的数据的图像生成部；对从上述血流图像中杂波分量呈支配性的至少一个像素的像素值根据与包含所确定的像素的插补对象的血流图像大致相同的与心拍时相对应的至少2个其他血流图像的像素值进行插补。

