

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510052432.8

[45] 授权公告日 2009 年 5 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 100484480C

[22] 申请日 2005.2.25
[21] 申请号 200510052432.8
[30] 优先权
[32] 2004.2.27 [33] JP [31] 2004-053135
[73] 专利权人 株式会社东芝
地址 日本东京都
[72] 发明人 神川直久
[56] 参考文献
US2001/0056236A1 2001.12.27
CN1398575A 2003.2.26
CN1422598A 2003.6.11
US5833613A 1998.11.10
US2003/0229285A1 2003.12.11
审查员 李林霞

[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
代理人 许海兰

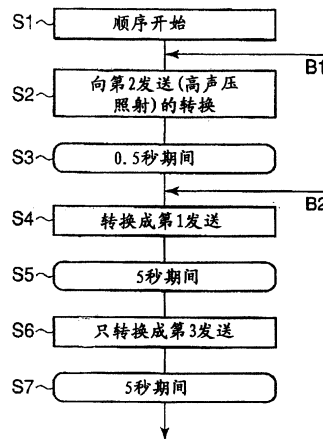
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法

[57] 摘要

本发明提供超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法。在执行了从具有破坏在规定截面内存在的造影剂气泡的高声压并使在规定截面内存在的所述造影剂气泡消失从而使血流的环流图像内的血流影像或组织影像消灭的超声波构成一帧的超声波的第 2 超声波发送后,进行具有实质上不破坏造影剂气泡的低声压并用于取得与规定截面有关的血流的环流图像的第 3 超声波发送。在执行该第 3 发送后,根据需要,执行具有破坏造影剂气泡的高声压并通过使在规定截面内存在的规定区域的造影剂气泡消失从而使环流图像内的血流影像的一部分消灭的第 1 超声波发送。



1、一种超声波诊断装置，用超声波扫描注入了造影剂气泡的被检体的预定部位，取得超声波图像，其特征在于具备：

对所述被检体发送超声波、接收来自该被检体的回波信号的超声波探针；

产生用于驱动所述超声波探针的驱动信号的驱动信号发生单元；
以及

控制所述驱动信号发生单元，以便多次执行第1超声波发送的控制单元，其中该第1超声波的一帧量的超声波由具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于取得与预定截面有关的血流的环流图像的超声波、以及具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压并使在所述预定截面内存在的所述造影剂气泡中至少一部分消失从而阻止向所希望的血管的造影剂的流入的超声波构成。

2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征不在于，所述控制单元控制所述驱动信号发生单元，以便转换并执行第2超声波发送和所述第1超声波发送，其中该第2超声波的一帧量的超声波由具有破坏在所述预定截面内存在的所述造影剂气泡的程度的声压并用于使在所述预定截面内存在的所述造影剂气泡消失的超声波构成。

3、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征不在于，所述控制单元控制所述驱动信号发生单元，以便多次执行第3超声波发送，其中该第3超声波的一帧量的超声波由具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于取得与预定截面有关的血流的环流图像的超声波构成，

并还具备显示由所述第1超声波发送所得到的第1超声波图像和由所述第3超声波发送所得到的第3超声波图像的差分图像或重叠图像的显示单元。

4、如权利要求3所述的超声波诊断装置，其特征不在于，所述显示单元还具备使用了所述第1超声波图像和所述第3超声波图像的

多帧量的差分图像来逐次执行辉度值保持演算从而生成多帧超声波图像的图像生成单元。

5、如权利要求 3 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备对由所述第 1 超声波发送所得到的第 1 超声波图像和由所述第 3 超声波发送所得到的第 3 超声波图像分别附加能识别的识别符并存储的存储单元。

6、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备根据由所述多次第 1 超声波发送所得到的多帧量的回波信号逐次执行辉度值保持演算从而生成多帧超声波图像的图像生成单元。

7、如权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备根据由所述多次第 1 超声波发送所得到的多帧量的回波信号逐次执行辉度值保持演算从而生成多帧超声波图像的图像生成单元，

所述图像生成单元在所述第 2 超声波发送被执行的场合，将所述辉度值保持演算初始化。

8、如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述辉度值保持演算是在所述多帧中在空间上对应的位置的所述回波信号中选择最大值并生成所述图像的最大值保持演算。

9、如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述辉度值保持演算是在所述多帧中在空间上对应的位置的所述回波信号中选择最大值并生成所述图像的最大值保持演算。

10、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备：在进行所述第 1 超声波发送的场合，在由所述第 1 超声波发送所得到的第 1 超声波图像中显示照射具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于使在所述预定截面内存在的所述造影剂气泡中至少一部分消失的超声波的区域的显示单元。

11、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于还具备：生成根据由所述第 1 超声波发送所得到的回波信号而阻止了向所述所希望的血管的造影剂的流入的第 1 图像和根据由所述第 3 超声波发送所得到的回波信号而不阻止向所述所希望的血管的造影剂的流入的第

3 图像的图像生成单元；以及

通过换算至少一方的 RGB 值被变更了的所述第 1 图像和所述第 3 图像，显示所述所希望的血管在色调上被变更了的超声波图像的显示单元。

12、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备用于指示所述第 1 超声波发送的 ON/OFF 的指示单元，

所述控制单元响应来自所述指示单元的指示，控制所述第 1 超声波发送的 ON/OFF。

13、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备用于指定在所述第 1 超声波发送中阻止造影剂的流入的被发送区域的至少一部分的指定单元。

14、一种超声波诊断装置的控制方法，用超声波扫描注入了造影剂气泡的被检体的预定部位，取得超声波图像，其特征在于，

产生用于驱动对所述被检体发送超声波、接收来自该被检体的回波信号的超声波探针的驱动信号；

控制所述驱动信号的发生，以便多次执行第 1 超声波发送，其中该第 1 超声波的一帧量的超声波由具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于取得与预定截面有关的血流的环流图像的超声波、以及具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压并使在所述预定截面内存在的所述造影剂气泡中至少一部分消失从而阻止向所希望的血管的造影剂的流入的超声波构成。

超声波诊断及 超声波诊断装置控制方法

技术领域

本发明涉及在使用超声波造影剂进行的造影回波法中，能将毛细血管程度的微小血流环流和比毛细血管较快的血管血流的微细构造作为诊断信息进行提示的超声波诊断及超声波图像摄影方法。

背景技术

超声波诊断是简便的，通过只把超声波探针放在身体表面上的简单操作，以实时显示得到心脏的跳动和胎动的情况，而且由于安全性高，因此能反复进行检查，除此之外，与X射线、CT、MRI等其它的诊断设备比较，系统的规模小，向床边移动的检查也容易进行等等。

另外，超声波诊断装置随着它具备的功能的种类不同而千差万别，但小型的用一只手就能搬运的程度的超声波诊断装置正在被开发，超声波诊断与X射线诊断等不同，没有被放射线照射的影响，在产科和家庭医疗等中也能够使用。

近几年来，静脉注入型的超声波造影剂正在被产品化，并能进行造影回波法。该方法，例如，在心脏和肝脏等的检查中从静脉注入超声波造影剂，增强血流信号，进行血流动态的评价，以此作为目的。造影剂的大多数的微小气泡（微气泡）应作为反射源起作用。在叫做气泡的精细的基体材料的性质方面，即使是通常的诊断程度的超声波照射，由于其机械作用，气泡也被破坏，结果，来自扫描面上的信号强度降低。因此，为了实时观察环流的流动状态，有必要通过低声压的超声波发送而进行图像化等、将由于扫描引起的气泡的破坏相对地降低。由于这样的低声压的超声波发送的图像化的信/噪比（S/N比）也下降，因此人们也设计出用于补充它的各种信号处理。

另外，为有效利用如上述那样破坏造影剂气泡的特征，例如在特开平 11-155858 号公报中，人们设计出以下那样的手法。即，是这样的手法：（A）在低声压照射下，观察充满扫描截面的气泡的动态，（B）将照射声压转换成高声压，使截面内（严格地说在照射体内）的气泡破坏，（C）再次观察流入截面内的气泡的状态。该手法叫做 replenishment(再环流)法。

可是，一般地说，若在生物体内被构成的血管是比较粗的血管，那么其构造容易掌握，但在通过造影回波描绘到更细的分枝的场合，血管的复杂地相互缠绕的状态被描绘出。由于当前的造影剂是侵袭性低的静脉投入型，因此成为在周身循环的造影剂。为此，人们认为在超声波诊断中，不能得到使用探针的 X 射线的血管的选择造影那样的图像。

但是，若利用上述的气泡的性质，那么人们认为有选择地使气泡消失是可能的。另外，可以说确立这样的手法，在超声波图像诊断中使提供 X 射线造影那样的诊断变为可能，这一点在临床上具有很大的意义。

发明内容

本发明是鉴于上述情况而形成的，其目的在于提供能够有选择地描绘出微细血管分枝程度的诊断信息的超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法。

根据本发明的一种形态，超声波诊断装置用超声波对已注入造影剂气泡的被检体的规定部位进行扫描，取得超声波图像，它具备：对所述被检体发送超声波，接收来自该被检体的回波信号的超声波探针；产生用于驱动所述超声波探针的驱动信号的驱动信号发生单元；以及控制所述驱动信号发生单元，以便多次执行第 1 超声波发送的控制单元，其中该第 1 超声波的一帧量的超声波由具有实质上不破坏所述造影剂气泡程度的声压并用于取得与规定截面有关的血流的环流图像的超声波、和具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压并使存在于所述规

定截面中的所述造影剂气泡中的至少一部分消失从而阻止向希望的血管的造影剂的流入的超声波构成。

根据本发明的另一种形态，超声波诊断装置用超声波对已注入造影剂气泡的被检体的规定部位进行扫描，取得超声波图像，它具备：对所述被检体发送超声波，接收来自该被检体的回波信号的超声波探针；产生用于驱动所述超声波探针的驱动信号的信号发生单元；以及控制所述信号发生单元，以便重复执行具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并取得与所述被发送区域有关的血流的环流图像的超声波发送、和为了阻止向希望的血管的造影剂的流入而用于用破坏所述造影剂气泡的程度的声压使存在于所述被发送区域的一部分中的所述造影剂气泡消失的超声波发送的控制单元。

根据本发明的一种形态，超声波诊断装置的控制方法，用超声波对已注入造影剂气泡的被检体的规定部位进行扫描，取得超声波图像，其中，产生用于驱动对所述被检体发送超声波，接收来自该被检体的回波信号的超声波探针的驱动信号；控制所述驱动信号的发生，以便多次执行第1超声波发送，其中该第1超声波的一帧量的超声波由具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于取得与规定截面有关的血流的环流图像的超声波、和具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压并使存在于所述规定截面中的所述造影剂气泡中的至少一部分消失从而阻止向希望的血管的造影剂的流入的超声波构成。

根据本发明的另一种形态，超声波诊断装置的控制方法，用超声波对已注入造影剂气泡的被检体的规定部位进行扫描，取得超声波图像，其中，产生用于驱动对所述被检体的被发送区域发送超声波，接收来自该被检体的回波信号的超声波探针的驱动信号；控制所述驱动信号的发生，以便重复执行具有实质上不破坏所述造影剂气泡的程度的声压并用于取得与规定截面有关的血流的环流图像的超声波发送、和为了阻止向希望的血管的造影剂的流入而用于用具有破坏所述造影剂气泡的程度的声压使存在于所述被发送区域的一部分中的所述造影剂气泡消失的超声波发送。

附图说明

图 1 是表示涉及本实施形态的超声波诊断装置的方框构成的图。

图 2 是表示图像生成电路的构成的图。

图 3A ~ 3C 是表示作为第 3 发送对象的区域及其区域的显示例的图。

图 4 是表示按照涉及第 1 实施形态的扫描顺序，超声波诊断装置执行的各处理流的流程图。

图 5A ~ 5D 是模式地表示通过按照涉及第 1 实施形态的扫描顺序的超声波发送接收所得到的图像的图。

图 6 是表示按照涉及第 2 实施形态的扫描顺序，本超声波诊断装置执行的各处理流图。

图 7A ~ 7C 是模式地表示通过按照涉及第 2 实施形态的扫描顺序的超声波发送接收所得到的图像的图。

图 8A 是表示概念地表示时序地被记录在图像存储器内的图像的图。图 8B 是根据时序地被记录在图像存储器内的图像，被 2 分割显示的超声波图像的图。

图 9A、B、C 是按照涉及第 2 实施形态的扫描顺序，本超声波诊断装置取得的超声波图像的照片。

图 10 示出了表示流入丰富的造影剂的血管的图像的模式图。

图 11 示出了用现有的手法描绘出造影剂的流动少的微细血管的多个图像的模式图。

图 12 示出了用现有的手法描绘出甚至微小血流的血流图像的模式图。

图 13 示出了用涉及第 3 实施形态的手法所得到的血流图像的模式图。

具体实施方式

以下，按照附图说明本发明的第 1 ~ 第 3 的实施形态。此外，在

以下的说明中，关于具有大致相同的功能及构成的构成要素，附加相同符号，重复说明只在必要的场合进行。

（第1实施形态）

图1是表示涉及本实施形态的超声波诊断装置（装置主体）10的方框构成的图。如该图所示那样，本超声波诊断装置10具备超声波探针12，输入装置13，监视器14，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25，内部存储装置26，接口部分29，以及具有图像存储器30a和软件存储部分30b的存储部分30。被内装在装置主体中的发送接收单元21等有时候用集成电路等硬件构成，但有时候是软件地被模块化的软件程序。以下，说明关于各个构成要素的功能。

超声波探针12具有：根据来自发送接收单元21的驱动信号产生超声波，并将来自被检体的反射波变换成电信号的多个压电振子；被设置在该压电振子中的整合层；以及防止从该压电振子向后方的超声波的传播的衬垫材料等。在从该超声波探针12向被检体P发送超声波时，该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上一个接一个地被反射，作为回波信号被超声波探针12接收。该回波信号的振幅依赖于已变成反射的信号的不连续面的声阻抗之差。另外，当被发送的超声波脉冲在正在移动的血流和心脏壁等的表面被反射的场合的回波由于多普勒效应依赖于移动体的超声波发送方向的速度成分，并接受频率偏移。

输入装置13被连接到装置主体10，具有用于将来自操作员的各种指示、条件、关心区域（ROI）的设定指示、各种图像质量条件设定指示等取入到装置主体10的跟踪球13a，各种开关13b，按钮13c，鼠标器13d，键盘13e等。此外，输入装置13是“指定单元”的一例。

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和血流信息作为图像进行显示。此外，监视器14是“显示单元”的一例。

发送接收单元21具有未图示的触发器发生电路，延迟电路和脉

冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中，用规定的速率频率 f_r Hz（周期： $1/f_r$ 秒），重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外，在延迟电路中，对于在每个信道中将超声波聚焦成波束形状并且决定发送指向性所需要的延迟时间被给与各速率脉冲。触发器发生电路以基于该速率脉冲的定时给探针 12 施加驱动脉冲。此外，发送接收单元 21 是“驱动信号发生单元”的一例。

此外，发送接收单元 21 为了按照控制处理器 25 的指示执行后述的扫描顺序，具有能瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。尤其关于发送驱动电压的变更通过瞬间能转换该值的线性放大器型的发信电路，或在电路上能转换多个电源单元的机构而被实现。

另外，发送接收单元 21 具有未图示的放大器电路，A/D 变换器，加法器等。对于放大电路，在每个信道中将经由探针 12 被取入的回波信号进行放大。在 A/D 变换器中，对于被放大的回波信号，给予决定接收指向性所必要的延迟时间，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相应的方向的反射成分，由接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

B 模式处理单元 22 从发送接收单元 21 接收回波信号，施行对数放大、包络线检波处理等，生成信号强度用辉度的亮度被表现的数据。该数据被送到图像生成电路 24，并作为用辉度表示反射波的强度的 B 模式图像在监视器 14 中被显示。

多普勒处理单元 23 从发送接收单元 21 接收回波信号，从该回波信号对速度信息进行频率解析，抽出多普勒效应的血流和组织、造影剂回波成分，关于多点求出平均速度、分散、功率等的血流信息。所得到的血流信息被送到图像生成电路 24，作为平均速度图像、分散图像、功率图像、它们的组合图像在监视器 14 中被彩色显示。

图像生成电路 24 将超声波扫描的扫描线信号列变换成用电视等所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 搭载存储图像数据的存储器，例如在诊断后操作者能调出在检查中被记录的图像。此外，在进入该图像生成

电路 24 以前的数据往往叫做“原数据”。此外，图像生成电路 24 是“图像生成单元”的一例。

在图 2 中表示图像生成电路 24 的详细情况。首先，信号处理电路 24a 进行像用超声波扫描的扫描线信号列的电平决定图像质量那样的滤波。信号处理电路 24a 的输出在被送到扫描变换器 24b 的同时，被保存在图像存储器 30a 中。扫描变换器 24b 从超声波扫描的扫描线信号列变换成用电视等所代表的一般的视频格式的扫描线信号列。该输出被送到图像处理电路 24c，在这里，与辉度和对比度的调整、空间滤波器等图像处理、或者各种设定参数的文字信息和刻度等一起被合成，作为视频信号输出到监视器 14。这样一来表示被检体组织形状的断层图像被显示。

控制处理器（CPU）25 是具有作为信息处理装置（计算机）的功能，并控制本超声波诊断装置主体的动作的控制装置。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，并在软件存储部分 30b 上展开，执行涉及各种处理的演算、控制等。此外，控制处理器 25 是“控制器”的一例。

内部存储装置 26 存储用于执行后述的扫描顺序、图像生成、显示处理的控制程序，诊断信息（患者 ID、医生的意见等），诊断协议，发送接收条件，以及其它的数据群。尤其是内部存储装置 26 保管用于执行为进行后述的超声波发送接收的扫描顺序、差分图像生成处理、辉度值保持演算处理、重叠显示、第 3 发送对象区域显示等的控制程序。另外，按照需要，也在图像存储器 30a 中的图像保管等中被使用。内部存储装置 26 的数据也能够经由接口部分 29 向外部周边装置传送。

接口部分 29 是涉及输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）的接口。由该装置所得到的超声波图像等的数据和解析结果等通过接口部分 29，经由网络能传送到其它的装置。另外，在接口部分 29 设置了用于对后述的第 1 发送进行 ON/OFF 的专用按钮。通过操作该专用按钮能够用任意的定时对第 1 发送进行 ON/OFF。通过该专用按钮的 ON/OFF，能够显示转换阻止造影剂的流入的图像和让流入的

图像。此外，专用按钮是“指示单元”的一例。

图像存储器 30a 由存储从信号处理电路 24a 接收的图像数据的存储器构成。该图像数据，例如在诊断后操作者能调出，能静态地或使用多张动态地进行再生。另外，图像存储器 30a 按照需要存储紧接着发送接收单元 21 后的输出信号（叫做 radio frequency (RF) 信号）、通过发送接收单元 21 后的图像辉度信号、其它的原数据、以及经由网络已取得的图像数据等。此外，图像存储器 30a 是“存储单元”的一例。

（各超声波发送的特性）

本超声波诊断装置 10 在控制处理器 25 的控制下，执行第 1 发送、第 2 发送、第 3 发送的三种超声波发送。以下，说明关于每种超声波发送的性质。

第 2 发送是在利用了造影剂的对比度回波中具有使扫描面内的造影剂气泡破坏的程度的高声压的超声波发送。第 3 发送是具有尽量不使扫描面内的气泡破坏能取得诊断图像的程度的低声压的超声波发送。第 1 发送是在扫描面内的至少一部分中将气泡的破坏（或者阻止造影剂的流入）作为目的所进行的发送，例如是从具有尽量不使扫描面内的气泡破坏能取得诊断图像的程度的低声压的超声波和具有使扫描面内的造影剂气泡破坏的程度的高声压的超声波构成一帧（frame）量的超声波的发送。在第 1 发送中，成为具有使造影剂气泡破坏的程度的高声压的超声波的照射对象的区域可以是圆形等的区域，也可以是一个扫描线的区域。

上述第 1 发送被执行区域用规定的形态在监视器 14 中被显示。图 3A ~ 图 3C 是示出了成为第 1 发送的高声压超声波的照射对象的区域（第 1 发送的高压超声波照射区域）、及其区域的显示例的图。图 3A 用线表示照射方向，用圆表示收敛超声波声场的最高声压的区域。图 3B 都用线表示照射方向和最高声压的区域。对于成为该高声压超声波的照射对象的区域，操作者通过操作输入装置 13 能够设定在任意的位置。

可是，由于超声波脉冲从有限大小的探针振子面被照射，严格地

说，只对非常小的区域施加高声压是困难的。因此，实际上，也有如图 3 那样，只用线表示进行高声压照射的扫描线的方法。

（扫描顺序）

接着，说明关于本超声波诊断装置 10 执行的基本的扫描顺序。此外，适合于在按照本发明的摄影中使用的造影剂，当然被称作即使发送低声压的超声波也不被破坏，并发射谐波信号，能长时间映像化的所谓“下一代造影剂”。另外，若使用持续注入泵等，微量而且恒量地投入造影剂，那么能够比较长时间将体内的造影剂浓度保持为恒定，并对于涉及本发明的手法是合适的。

图 4 是示出了按照本扫描顺序本超声波诊断装置 10 执行的各处理流的流程图。

首先，通过操作者执行在本诊断顺序中必要的参数设定，并使顺序开始（步骤 S1）。所谓在本诊断顺序中必要的参数，例如，是第 1 发送的高压超声波照射区域、第 1 发送的发送时间（第 1 发送时间）、第 2 发送的发送时间（第 2 发送时间）、第 3 发送的发送时间（第 3 发送时间）等。此处，假定将第 1 发送时间设定为 5 秒，将第 2 发送时间设定为 0.5 秒，将第 3 发送时间设定为 5 秒，将第 1 发送的高压超声波照射区域设定在规定的血管的基干部分。

此外，在设定第 1 发送的高压超声波照射区域时，造影剂的血管描绘已经被执行。因此，如图 5A 所示那样，能着眼于所描绘出的血管图像上的一个血管，通过规定的输入装置将照射区域设定在该图像上的血管的基干部分。

接着，转换成使造影剂气泡破坏的程度的高声压超声波的第 2 发送（步骤 S2），根据在步骤 S1 中所设定的发送时间，在 0.5 秒期间执行第 2 发送（步骤 S3）。

接着，在执行 0.5 秒期间的第 2 发送后，转换成第 1 发送（步骤 S4）。此外，通过该第 2 发送，使扫描面内的造影剂气泡大部分被破坏。因此，在该发送的转换之后不久，如图 5B 所示那样，几乎看不见造影剂气泡的流入，造影剂气泡被一扫而光，在监视器 14 中显示血

管等没有被染影的图像。

接着，在 5 秒期间（由操作者设定的在步骤 S1 中的设定值）第 1 发送被执行，并实时地显示由此所得到的诊断图像（步骤 S5）。在该阶段中，在第 1 发送的高压超声波收敛的区域（用第 1 发送的高压超声波照射区域）中停止造影剂气泡的供给。因此，所显示的诊断图像就会如图 5C 那样在用第 1 发送的高压超声波照射区域外存在的血流信息就会被描绘出。

接着，尽可能不使气泡破坏，只转换成能取得诊断图像的程度的低声压超声波的第 3 发送（步骤 S6）。该第 3 发送在 5 秒期间（由操作者设定的步骤 S1 的设定值）被执行，并实时地显示由此所得到的诊断图像（步骤 S7）。该阶段的诊断图像如图 5D 那样就会在断层面全部区域描绘出血流信息。

此外，步骤 S5、S7 的时间间隔，操作者事前不设定，而通过输入转换按钮，也有可能任意的定时进行转换。

接着，操作者根据需要通过进行规定的操作等，并通过来自步骤 S2（分支 B1）或步骤 S4（分支 B2）的处理，结束一连串的顺序。

对于上述的顺序，在步骤 S7 中，就会增大在此以前停止供给的血管的信号。因此，通过从图 5C 到 D 的活动图像，能够有选择地观察该信号增大的血管的描绘，能容易知道来自注目的血管的血流呈现怎样血液循环动态。

另外，根据需要，通过重复第 1 发送，能够有选择地只消除图像中的注目的血管，之后，通过转换成第 3 发送，能够在任意的定时确认与注目的血管有关的血液循环动态。

而且，根据需要，通过进行第 2 发送，能够在任意的定时消除在图像内存在的血管图像，之后，通过转换成第 1 发送、或第 3 发送，能够在任意的定时确认与希望的血管有关的血液循环动态。

（第 2 实施形态）

接着，说明关于本发明的第 2 实施形态。第 2 实施形态应通过进行规定的图像处理，只取出与注目的血管有关的图像。

图6是示出了按照涉及本实施形态的扫描顺序本超声波诊断装置10执行的各处理流的流程图。

首先,如图6所示那样,通过操作者执行在本诊断顺序的执行中必要的参数设定,并使顺序开始(步骤S11)。本诊断顺序中必要的参数,例如,第1发送时间、第1发送的高压超声波照射区域、第3发送时间等。此处,假定将第3发送时间设定为5秒,将第1发送时间设定为5秒,如图7A所示那样将第1发送的高压超声波照射区域设定在规定的血管基干部分。

接着,在5秒期间(由操作者设定的步骤S11中的设定值)执行第3发送,并实时地显示由此所得到的诊断图像(步骤S12)。

接着,转换成第1发送(步骤S13),执行5秒期间(由操作者设定的步骤S1之中的设定值)的超声波照射,并实时地显示由此所得到的诊断图像(步骤S14)。在该阶段中的诊断图像在第1发送的高压超声波照射区域中停止造影剂气泡的供给。因此,所显示的诊断图像就会如图7B那样描绘出在该照射区域以外存在的血管信息。

此外,在步骤S14的处理已结束的阶段,操作者能够根据需要,如分支B11那样返回到步骤S11,并再取得第3发送的图像。

像以上那样,若取得第3发送的诊断图像,以及第1发送的诊断图像,那么操作者例如操作“扫描保持按钮”并停止扫描(步骤S15)。

此外,这时,识别被记录在图像存储器30a中的图像是第3发送的图像还是第1发送的图像的识别代码被记录在图像的标题信息等中。由此,例如,如图8A所示模式图那样,通常对于时序地被记录的图像群,在显示部分,如图8B那样,采取2分割显示形态,例如,能有选择地在画面左侧显示第3发送的图像群G1,在画面右侧显示第1发送的图像群G2。

接着,若利用上述的显示形态等,从G1、G2的图像群分别选择适当的图像,那么与空间对应的图像G2的辉度值从图像G1的像素辉度值被差分,并生成差分图像(步骤S16)。

即构成图7B所示的图像的各像素的辉度值从构成图7A所示的

图像的各象素的辉度值被差分，生成与图 7C 所示的引人注目的血管有关的血液循环动态被描绘出的差分图像。所得到的差分图像在监视器 14 中被显示（步骤 S17）。

此外，在图 9A、B、C（分别与图 7A、B、C 对应）中表示根据涉及本实施形态的扫描顺序本超声波诊断装置 10 已取得的超声波图像的照片。

在以上所述的顺序中，通过将用第 1 发送的高压超声波照射区域设定在希望的位置，能够只抽出与在该区域中存在的血管有关的血液循环动态。另外，根据需要，也能够抽出在用第 1 发送的高压超声波照射区域以外存在的血管等。因此，观察者能够消除作为诊断对象的血管以外的信息并进行观察，并能够容易知道来自引人注目的血管的血流呈现怎样的血液循环动态。

此外，上述的演算作为一例已采纳辉度的差分演算，但若是明示图像 G1 和 G2 的差的手法，那么能采用不受差分限定的手法。例如若用 RGB 值表示图像 G1 的灰度色标辉度值，那么能表现为 $(RGB) = (g1, g2, g3)$ （但 g1 是任意的值）。此处若将该图像 G1 色变更为 $(RGB) = (g1, g2, 0)$ ，那么灰度色标变成将黄色作为基调的辉度显示。同样，对于 G2 的初期辉度值 $(RGB) = (g2, g2, g2)$ ，若色变更为 $(RGB) = (0, 0, g2)$ ，那么就变成将红色作为基调的辉度显示。之后，图像 G1 和 G2 若进行加法演算，那么能得到作为 $(RGB) = (g1, g1, g2)$ 的加法图像。对于该加法图像，通过在高压超声波照射区域中存在的血管（即，通过第 1 发送已阻止造影剂供给的血管）与其它部分不同的色调能进行识别。

（第 3 实施形态）

如上述那样，本发明的目的之一是有选择地将某条比较大的血管所支配的区域映像化。因此，所提示的超声波诊断图像，例如，如 7C 所示那样，希望血流路径从血管的上游向下游连续地连接并被描绘出。

为实现这一点，在本实施形态中，使用通过涉及第 1 或第 2 实施形态的手法所得到的图像数据，执行辉度保持演算。在说明该手法之

前，说明关于技术背景。

在使用下一代型造影剂的场合，能取得造影剂气泡流入到微细血管分枝的信息的时间，若依据发明者的研究，那么从再环流开始是 1 秒~2 秒的左右。在此以后，不能析像的毛细血管程度的信号将变成支配地位。但是，如果从该再循环开始在从 1 秒到 2 秒期间只显示现有的超声波图像，那么就不能描绘出良好的微细血管分枝。该理由将根据图 10~图 13 进行说明。

图 10 示出了表示丰富的造影剂流入的血管的图像的模式图。这样流入丰富的造影剂的血管是比较粗的血管，若是这样的血管的构造，那么只在图 10 那样的图像中就能够掌握连续的血流路径。即，对于比较粗的血管，通过现有的手法，能够掌握连续的血流路径。但是，对于造影剂的流量少的微细血管将产生以下那样的故障。

图 11 示出了用现有的手法描绘出造影剂流量少的微细血管的多个图像的模式图。如图 11 所示那样，在造影剂流量少的微细血管的场合，如果是某瞬间的 1 张图像，那么气泡只稀疏地存在，血管构造不能掌握。另外即使凝视在时间上连续的诊断图像，有时候也不能观察连续的流。

另外，在图 12 中示出用现有的手法描绘出微小血流为止的血流图像的模式图。图 12 那样的图像，如上述那样，用空间分辨率的界限，没有描绘出血管分枝，只确认作为“区域”的辉度上升，不能识别微细血管分枝。

本装置实施的辉度保持演算能解决这些问题，并应有可能作为诊断信息之一提供适当地呈现在图 13 中象征性地所示那样的构造物（此处是血管行经）的信息的图像。

（辉度保持演算处理）

以下，说明关于本超声波诊断装置 10 具有的辉度保持演算处理。通过该处理被抽出的诊断信息应包含通过本扫描顺序所得到的血流图像（包含毛细血管程度），尤其对于再环流图像的描绘等有实际利益。

辉度保持演算大致能分类为最大保持处理和加权更新处理。最

初,说明关于对于在同一期间 T_L 中所包含的从帧 F_1 到 F_n 的 n 张再环流图像执行的最大值保持处理。

所谓从帧 F_1 到 F_n 的图像的最大值保持处理是在从 F_1 到 F_n 的各帧中,在空间对应的辉度值中选择最大值 $P_{\max}(x, y)$ 并生成新的图像的演算。

即,某帧 F_i (i 是满足 $1 \leq i \leq n$ 的整数)的再环流图像由在空间上被排列的辉度值 $P_i(x, y)$ 的集合,或只一维的辉度值的排列数据 $P_i(x)$ 的集合组成。 $P_i(x, y)$ 或 $P_i(x)$ 的值除辉度外可以是“信号强度”、“信号振幅”、“RF 数据等的原数据值”等,但此处假定采用辉度值。这些各数据值一般来说数值大的一方意味着回波信号电平高。利用这样的各数据值,在从帧 F_1 到 F_n 在空间上对应的各帧的各象素中,选择辉度值中最大值进行生成新的图像的演算。该演算能够通过下式 (1) 表达。

$$P_{\max}(x, y) = \max [P_1(x, y), \dots, P_n(x, y)] \quad \dots\dots (1)$$

当在再环流图像中利用该最大值保持处理的场合,每当收集属于相同的低声压期间 T_L 的新的帧时,执行式 (1) 的处理,并将所得到的图像作为再环流图像显示就可以。这样,所得到的图像,若从操作者(观察者)一侧看,随着时间的流逝,毛细血管作为顺次被造影的状态而被映出那样能看见。

此外,为实现最大值保持处理的算法不受上述内容限定。例如,通过以下叙述的算法也能够得到同样的结果。

即,将现行断层图像帧 F_i 的各坐标的象素辉度设定为 $P_i(x, y)$, 将前一个图像帧象素辉度设定为 $P_{i-1}(x, y)$, 对于相对的 2 帧,将通过下式被表达的图像演算处理逐次执行到 $i=2 \sim n$ 。

```

I f       $P_i(x, y) > P_{i-1}(x, y)$ 
t h e n   $P_i(x, y) = P_{i-1}(x, y)$ 
E l s e       $P_i(x, y) = P_{i-1}(x, y)$ 

```

该算法就是只对与前段的帧有关的图像比较,具有大的辉度值的象素,将其值更新。通过这样所得到的再环流图像,随着时间的流逝,操作者也能够观察毛细血管顺次被造影的状态。

接着,说明关于加权更新处理。所谓对于从 F_1 到 F_n 的图像的加权更新处理,就是对于在同一期间 T_L 中所包含的从 F_1 到 F_n 的 n 张再环流图像通过施行加权更新处理也能生成,并是用下式所表达的演算。

I f $P_i(x, y) > P_{i-1}(x, y)$

t h e n $P_i(x, y) = A * P_i(x, y) + (1 - A) * P_{i-1}(x, y)$

E l s e $P_i(x, y) = (A - 1) * P_i(x, y) + A * P_{i-1}(x, y)$

若将上述 A 的值用小于等于 1 (包含 1) 设定为接近 1 的值 (例如 0.99) 等,那么在短时间 (在当前的场合,是与前段帧之间) 能进行最大值保持,在长时间能期待所述被保持的辉度衰减的作用。通过用这样的手法所得到的再环流图像等,操作者随着时间的流逝,也能够观察毛细血管顺次被造影的状态。

若依据以上叙述的构成,那么通过对于由第 1 实施形态所取得的有选择的血管显示图像数据以及由第 2 实施形态所取得的差分图像数据施行辉度保持演算,能够用高分辨率描绘出各图像的微细血管,并能够容易而且迅速地掌握详细的血管构造。

此外,本发明不应原封不动地限定于上述实施形态,在实施阶段,在没有脱离其要旨的范围内能使构成要素变形并具体化。

例如,在上述各实施形态中,将第 1 发送作为“是在扫描面内的至少一部分中将气泡的破坏作为目的被进行的发送,例如从具有尽可能不使扫描面内的气泡破坏并能取得诊断图像的程度的低声压的超声波以及具有使扫描面内的造影剂气泡破坏的程度的高声压的超声波构成 1 帧量的超声波的发送”进行了定义。与此相对,也可以是将第 1 发送定义为“将具有使造影剂气泡破坏的程度的高声压的超声波只对阻止造影剂的流入的区域进行的发送”的构成。在该场合,例如为了在图 4 所示的步骤 S4 中实现相同的效果 (即,取得同样的图像),像交替地重复该第 1 发送和第 3 发送那样就可以。

另外,通过在上述实施形态中所公开的多个构成要素的适当组合,能形成各种发明。例如,可以从在实施形态中所示的全部构成要素删除几个构成要素。还可以适当组合在不同的实施形态范围中的构成要素。

图1

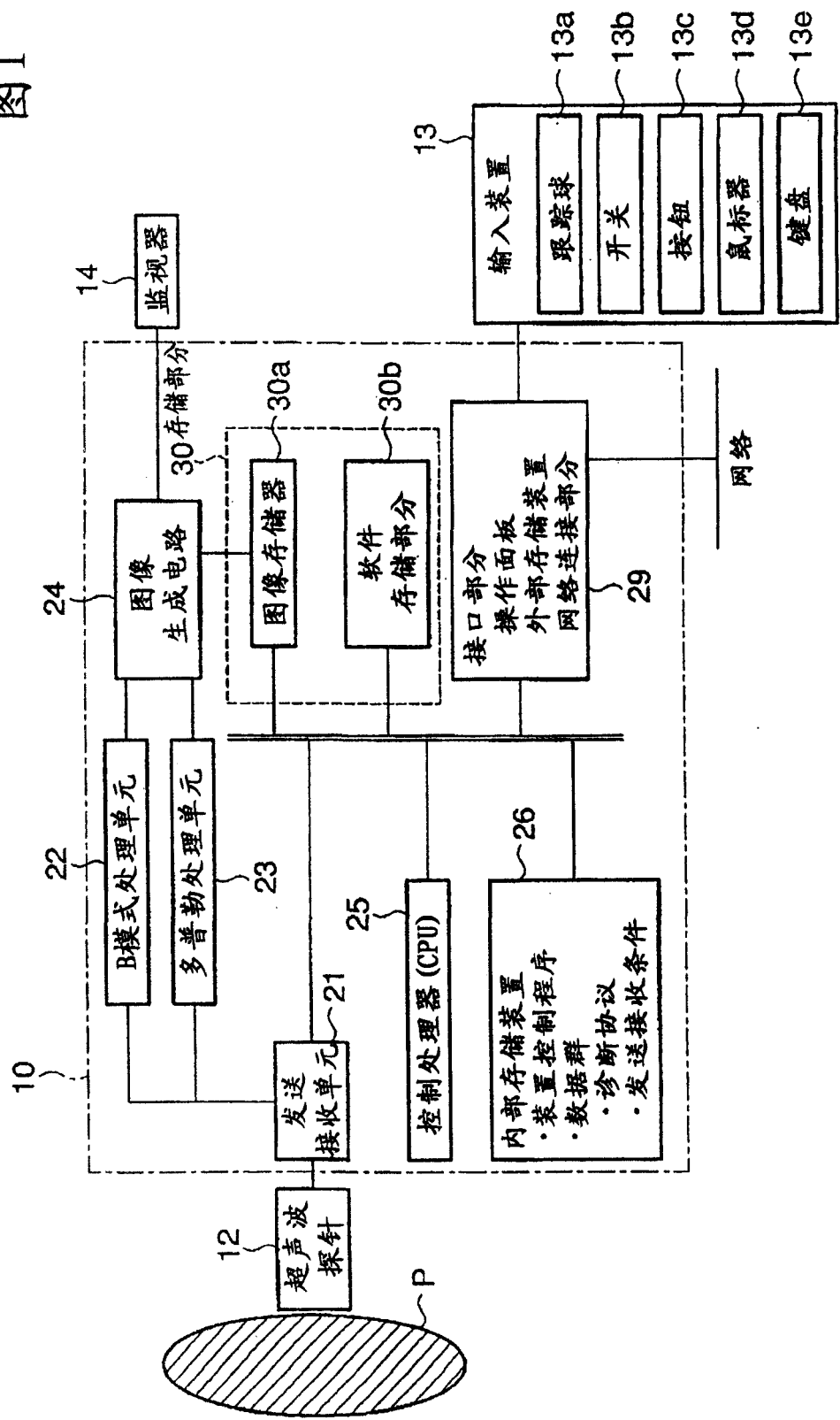
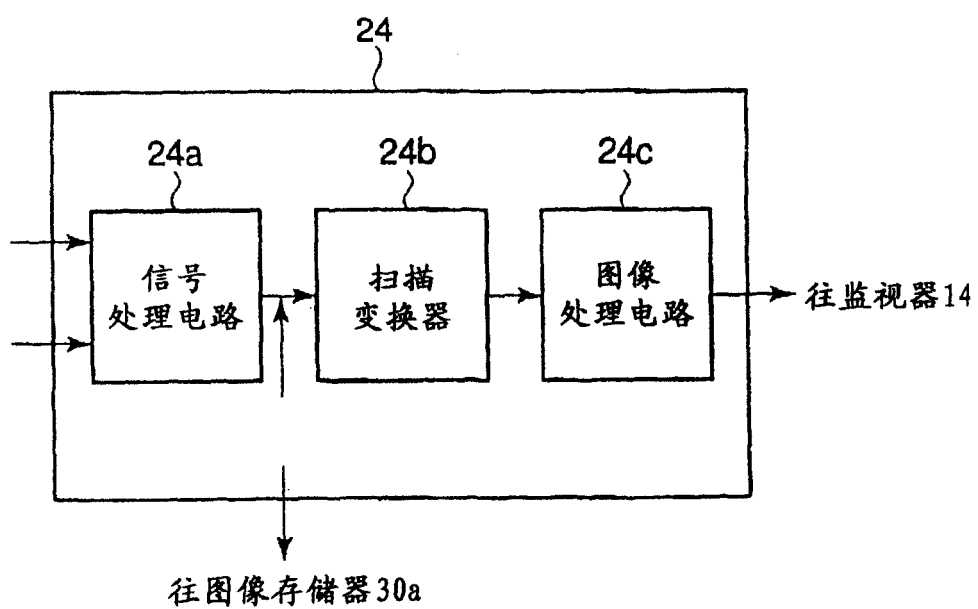


图2



诊断图像区域

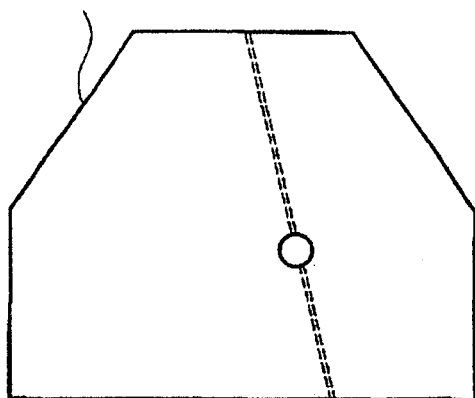


图 3A

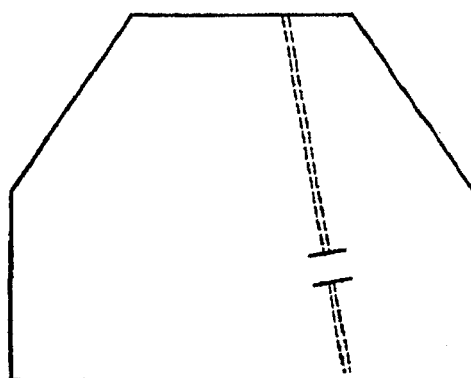


图 3B

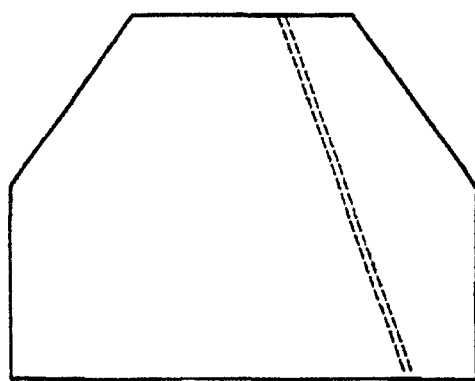
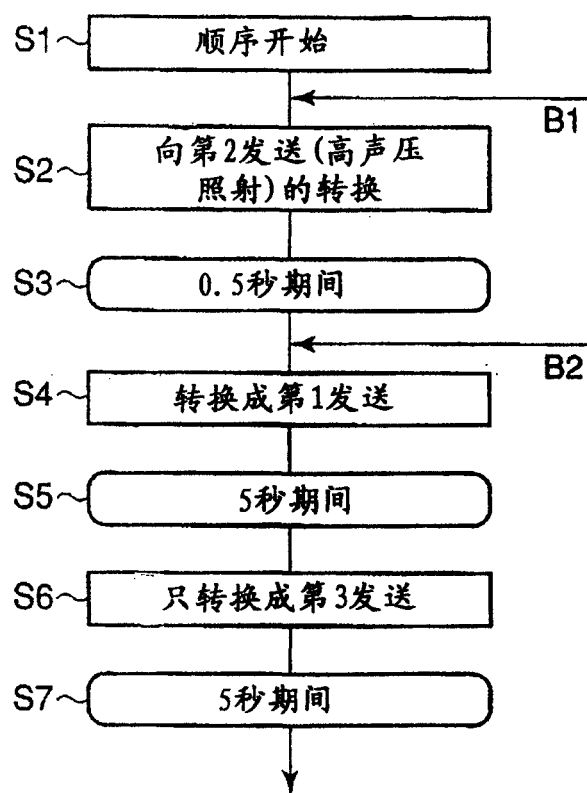


图 3C

图 4



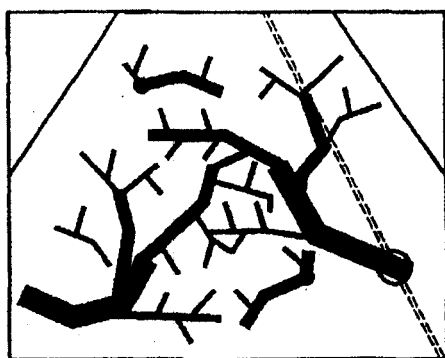


图 5A

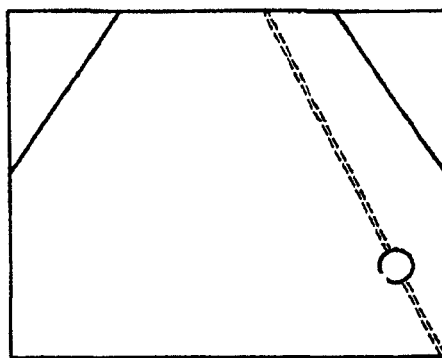


图 5B

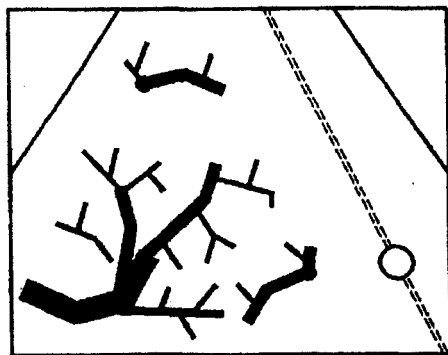


图 5C

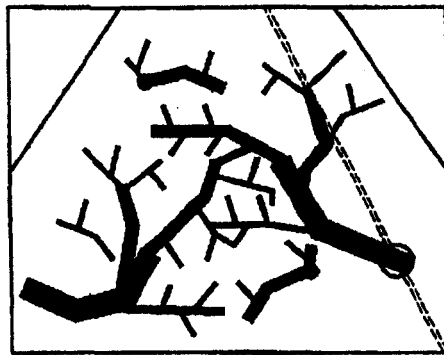
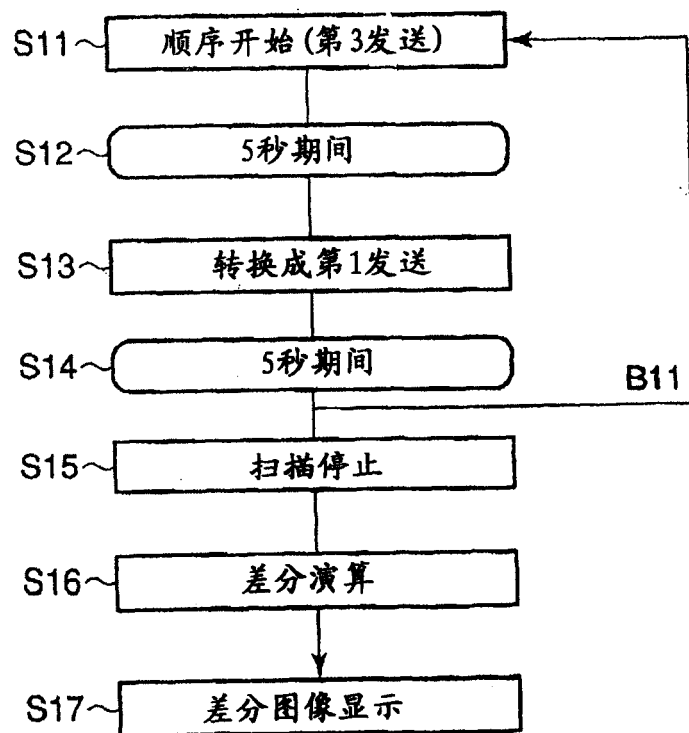


图 5D

图6



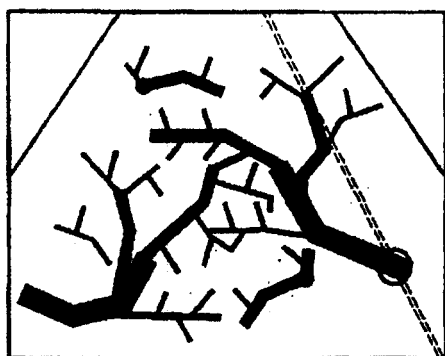


图 7A

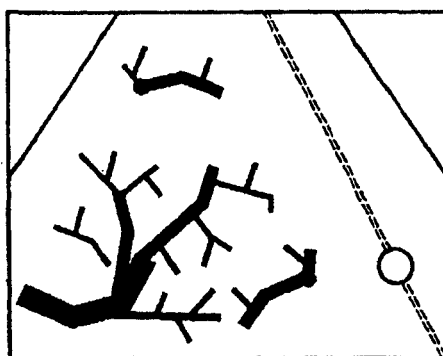


图 7B

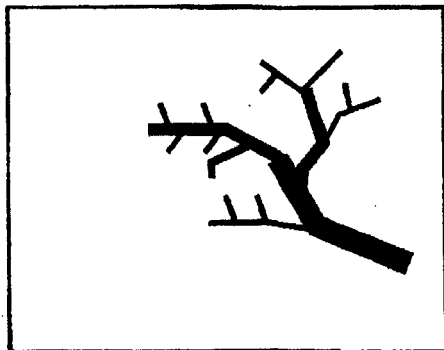


图 7C

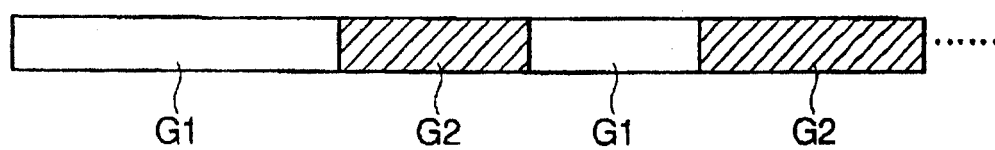


图 8A

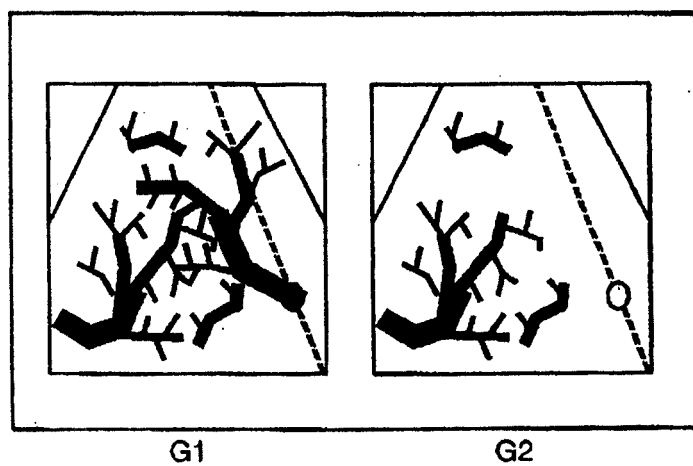


图 8B

图9A

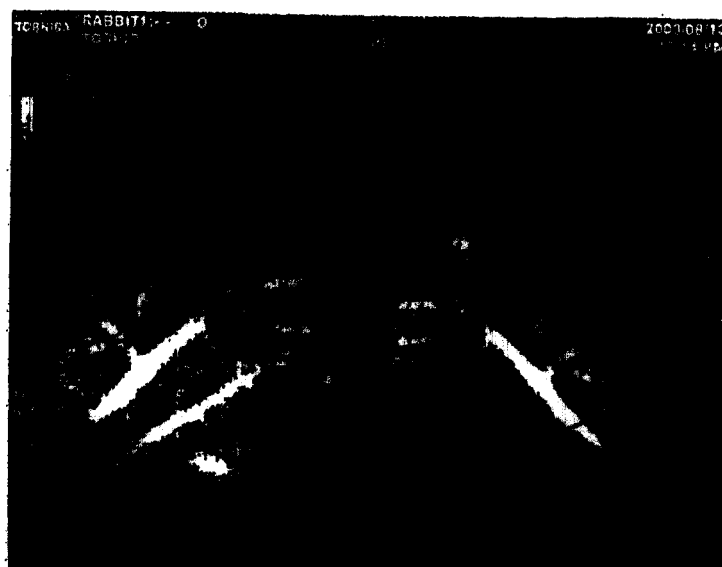


图9B

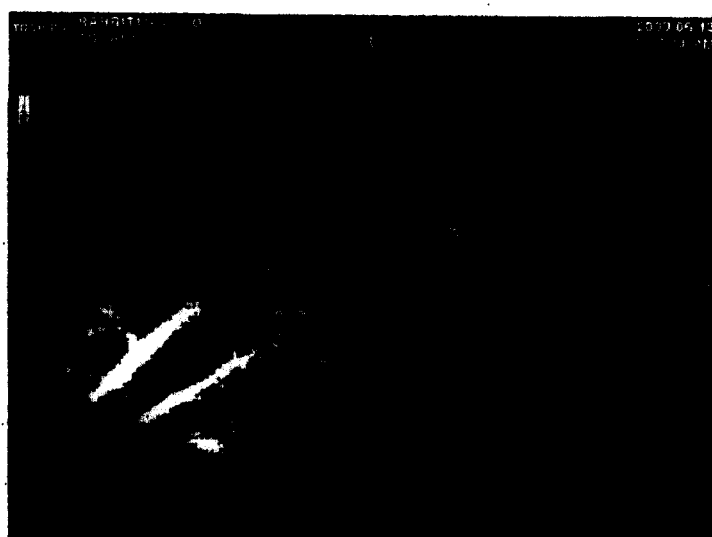


图9C



图10

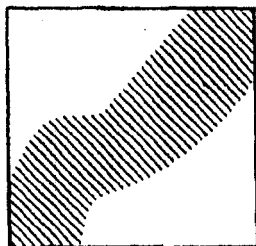


图11

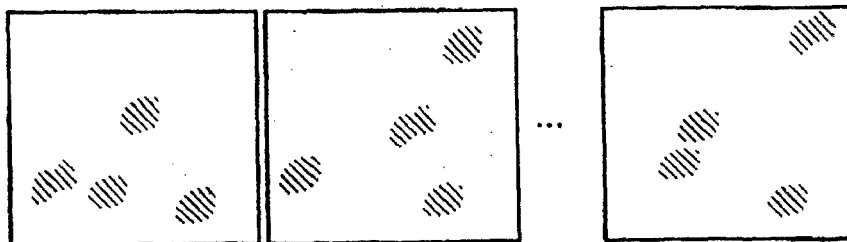


图12

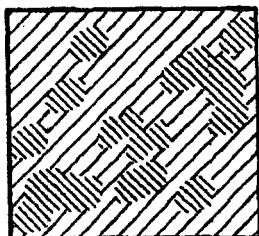
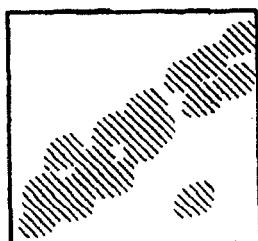


图13



专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法		
公开(公告)号	CN100484480C	公开(公告)日	2009-05-06
申请号	CN200510052432.8	申请日	2005-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	神川直久		
发明人	神川直久		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/481 A61B8/06		
代理人(译)	许海兰		
审查员(译)	李林霞		
优先权	2004053135 2004-02-27 JP		
其他公开文献	CN1660016A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置及超声波诊断装置控制方法。在执行了从具有破坏在规定截面内存在的造影剂气泡的高声压并使在规定截面内存在的所述造影剂气泡消失从而使血流的环流图像内的血流影像或组织影像消灭的超声波构成一帧的超声波的第2超声波发送后，进行具有实质上不破坏造影剂气泡的低声压并用于取得与规定截面有关的血流的环流图像的第3超声波发送。在执行该第3发送后，根据需要，执行具有破坏造影剂气泡的高声压并通过使在规定截面内存在的规定区域的造影剂气泡消失从而使环流图像内的血流影像的一部分消灭的第1超声波发送。

