

[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 200410063177.2

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100381106C

[22] 申请日 2004.4.28

[21] 申请号 200410063177.2

[30] 优先权

[32] 2003.4.28 [33] JP [31] 124168/2003

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 神山直久

[56] 参考文献

US2001/0056236A1 2001.12.27

US2002/0055681A1 2002.5.9

US5215094A 1993.6.1

WO02/102251A1 2002.12.27

审查员 高 虹

[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 王永刚

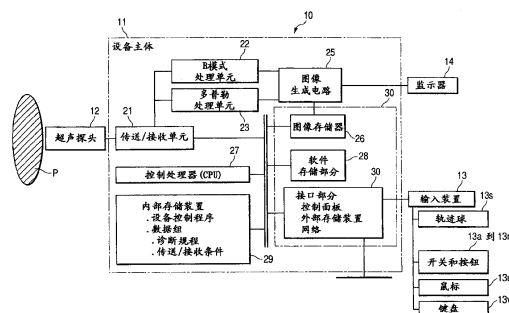
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 13 页

[54] 发明名称

超声诊断设备以及图像处理设备

[57] 摘要

一种超声诊断设备，其通过在增强超声成像中的预定时刻切换，执行高声压和低声压超声传播，并将在低声压下传播得到的，像电影一样的实时传播的补偿图像，与在刚要切换至高声压传播的低声压超声传播下得到的，以静止图片方式显示的预曝光图像并行显示，从而使操作者了解微细血管级的结构。该设备还可以显示任意时刻的低声压传播得到的被选择的图像，而不是预曝光图像。



1. 一种超声诊断设备,其通过利用超声波扫描注射有对比介质气泡的检测对象的特定区域来得到超声图像,所述设备包括:

超声探头,其向所述检测对象发射超声波并接收来自所述超声波的回波信号;

传送单元,其借助所述超声探头,在第一声压下对一帧执行多次第一超声传播,在该第一声压下不会破坏所述对比介质气泡,而是得到血流循环的图像,并且在第二声压下执行第二超声传播,来破坏所述对比介质气泡;

控制单元,其以所述多次第一超声传播与所述第二超声传播交替执行的方式来控制所述传送单元;

图像生成单元,其利用通过所述多次第一超声传播得到的至少两帧的回波信号,通过执行亮度值保持算法来生成第一显示图像;以及

显示单元,用来显示所述第一显示图像。

2. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述图像生成单元根据与所述多次第一超声传播即将切换至所述第二超声传播之前的帧相对应的、通过所述第一超声传播得到的回波信号,生成所述第一显示图像。

3. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述图像生成单元根据通过所述第一超声传播得到的回波信号,在第二时间点生成所述第一显示图像,该第二时间点是指从所述第二超声传播切换至所述多次第一超声传播的第一时间点经过预定时间的时间点。

4. 如权利要求3所述的超声诊断设备,还包括:

设定单元,其用于将所述第二时间点设定至任意时刻,

其中所述图像生成单元在所述设定单元设定的所述第二时间点,依据通过所述第一超声传播得到的回波信号生成所述第一显示图像。

5. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述图像生成单元利用通过所述多次第一超声传播得到的各帧的回波信号,不断地执行所述亮度值保持算法,从而按时序地更新所述第一显示图像。

6. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述图像生成单元通过使用与通过所述多次第一超声传播得到的多个帧的回波信号中的任意帧相对应的回波信号,来生成第二显示图像;以及

所述显示单元并行地显示所述第一显示图像和所述第二显示图像。

7. 如权利要求6所述的超声诊断设备,其中:

所述显示单元显示作为动画的第一显示图像和作为静止图像的第二显示图像。

8. 如权利要求7所述的超声诊断设备,其中:

所述显示单元将所述第一显示图像与所述第二显示图像叠加用于显示。

9. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中所述图像生成单元如下生成所述第一显示图像:

根据通过所述多次第一超声传播得到的 m 帧的回波信号,执行所述的亮度值保持算法,从而生成第一中间图像,并根据通过所述多次第一超声传播得到的 n 帧的回波信号,执行所述的亮度值保持算法,从而生成第二中间图像,其中, $m < n$;

生成所述第二中间图像与所述第一中间图像之间的差分图像;

将所述第一中间图像转换为第一色彩,并且将所述差分图像转换为第二色彩;以及

将转换为所述第一色彩的所述第一中间图像和转换为所述第二色彩的所述差分图像合成。

10. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述亮度值保持算法是最大值保持算法,通过保持所述至少两帧之间的空间对应位置上的回波信号的值中的最大值,来生成所述第一显示图像。

11. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述亮度值保持算法是加权更新算法,通过给所述至少两帧中邻接的两帧之间的空间对应位置上的每个所述回波信号加权,来生成所述第一显示图像。

12. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

在执行所述第二超声传播的情况下,所述图像生成单元通过初始化所述亮度值保持算法,并根据通过在所述第二超声传播后所述多次第一超声传播得到的回波信号,生成所述第一显示图像。

13. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中:

所述图像生成单元从选择出的参考帧开始所述的亮度值保持算法。

14. 如权利要求 13 所述的超声诊断设备, 其中:

其中所述显示单元将参考帧的每一位置上的回波信号 P_0 与通过所述多次第一超声传播得到的各个帧的每一对应位置处的回波信号 P_i 比较, 并且改变与满足关系式 $P_i/P_0 \geq (e^{1/n} - 1) / e^{1/n}$ 的回波信号 P_i 相对应的位置处的显示模式, 该回波信号 P_0 通过即将切换至所述第二超声传播前的所述第一超声传播得到, 所述显示模式包括所述第一显示图像的色彩、饱和度、亮度中的任意一个, 其中 n 为自然数。

15. 一种图像处理设备, 包括:

存储单元, 其用于存储与在低声压下利用超声波扫描得到的至少两帧的超声图像相关的数据, 所述低声压不会破坏对比介质气泡, 而是得到血流循环的图像, 后跟有破坏所述对比介质气泡的高声压下的超声传播;

图像生成单元, 其利用与所述至少两帧的超声图像有关的数据, 执行亮度值保持算法, 来生成第一显示图像; 以及

显示单元, 用于显示所述第一显示图像,

其中, 在所述低声压下对一帧执行多次第一超声传播, 并在所述高声压下执行第二超声传播, 所述图像生成单元根据与所述多次第一超声传播即将切换至所述第二超声传播之前的帧相对应的、通过所述第一超声传播得到的回波信号, 生成所述第一显示图像。

16. 如权利要求 15 所述的图像处理设备, 其中所述图像生成单元如下生成所述第一显示图像:

根据通过所述多次第一超声传播得到的 m 帧的回波信号, 执行所述的亮度值保持算法, 从而生成第一中间图像, 并根据通过所述多次第一超声传播得到的 n 帧的回波信号, 执行所述的亮度值保持算法, 从而生成第二中间图像, 其中 $m < n$;

生成所述第二中间图像与所述第一中间图像之间的差分图像;

将所述第一中间图像转换为第一色彩, 并且将所述差分图像转换为第二色彩; 以及

将转换为所述第一色彩的所述第一中间图像和转换为所述第二色彩的所述差分图像合成。

17. 如权利要求 15 所述的图像处理设备, 其中:

所述亮度值保持算法是最大值保持算法, 通过保持所述至少两帧之间的空间对应位置上的回波信号的值中的最大值, 来生成所述第一显示图像。

18. 如权利要求 15 所述的图像处理设备, 其中:

所述亮度值保持算法是加权更新算法, 通过给所述至少两帧中邻接的两帧之间的空间对应位置上的每个所述回波信号加权, 来生成所述第一显示图像。

超声诊断设备以及图像处理设备

技术领域

本发明涉及应用超声对比介质的增强型超声波扫描术，并涉及一种超声诊断设备及一种图像处理设备，该图像处理能呈现如诊断信息、，毛细血管级的微循环以及与毛细血管相比流动较快的血管结构。

背景技术

超声诊断的便利之处在于其通过将超声探头置于身体表面的简单操作，就可以得到心脏脉动或胎动的实时显示，而且由于它的安全性较高可以重复地使用；还有，由于它具有与其它诊断设备例如 X 线成像，CT 成像，磁共振成像等等相比较小的系统尺寸，超声诊断设备能移动到床边，这样就可以在病床边较容易地完成。虽然超声诊断设备根据所提供功能不同而变化，但是一种可以一个人单手提起的小型超声诊断设备已经得到了发展，与 X 线成像或类似成像不同的是，超声诊断不存在辐射的危险。上述优点使得超声诊断应用于产科，家庭护理，等等。

静脉内的超声对比介质已经商业化，因此近年来出现了增强型超声波扫描术。这一方法的目的在于通过在静脉注射的超声对比介质的辅助下增强血流信号来检查，例如，心脏或肺时，评价血流的动力状态。在绝大多数对比介质中，用微小的气泡作为反射源。气泡作为天生的易损材料，甚至在通常的诊断水平，由于其机械性能，在超声照射下就破裂，这导致了从扫描表面获得的信号强度减弱。为了动态实时地观察血液循环，因此相对地减少由于扫描导致的气泡破裂成为必需，例如，通过在低声压超声传播生成图像。在低声压超声传播时生成图像也降低了信噪比 (S/N)，并且已经提出了不同的信号处理方法对这一减少进行补偿。

此外，利用上述对比介质气泡破裂这一特性，建议采用下面的方法。该方法包括 (A) 观察低声压照射下扫描平面填充气泡的动态状况；(B) 在平面内 (更准确地解释为被照射体积内的) 破坏气泡；以及 (C) 观察气泡再次流入平面的方式。在 JP-A-11-155858 中揭示了该方法，并作为补充方法被引用。

顺便提一下，典型的由增强型超声扫描术提取出的诊断图像可以粗略地分

为两种类型。一种是相对快速的、粗血管的诊断图像，另一种是微细血管级的微小血流的诊断图像（在肝脏部，血流上升为充满窦状空间）。这些图像的问题在于难以从前面的血管图像提取出微细血管分支，而随后，虽然可以检测到来自微细血管的信号，但由于空间分辨率的局限不能提取出微细血管分支，并且仅仅可以将亮度增强部分确定为一个区域。简而言之，两种图像都不能提取出中级水平的微细血管分支。然而在这一水平的血流信息，表示了血管分流、再生结节等的进展程度，因此可以说它是鉴别诊断扩散性肝脏疾病或肝癌的很重要的信息。

发明内容

鉴于上述问题设计了本发明，目的在于提供一种超声诊断设备以及能以有效的方式快速地提取微细血管分支级图像的图像处理设备。

本发明可以提供一种超声诊断设备，该设备能够通过利用超声波扫描注射有对比介质气泡的检测对象的特定区域来得到超声图像，所述设备包括：超声探头，其向所述检测对象发射超声波并接收来自所述超声波的回波信号；传送单元，其借助所述超声探头，在第一声压下对一帧执行多次第一超声传播，在该第一声压下不会破坏所述对比介质气泡，而是得到血流循环的图像，并且在第二声压下执行第二超声传播，来破坏所述对比介质气泡；控制单元，其以所述多次第一超声传播与所述第二超声传播交替执行的方式来控制所述传送单元；图像生成单元，其利用通过所述多次第一超声传播得到的至少两帧的回波信号，通过执行亮度值保持算法来生成第一显示图像；以及显示单元，用来显示所述第一显示图像。

本发明还提供了一种超声诊断设备，该设备能够通过超声波扫描注射对比介质气泡的检测对象的特殊区域来获取图像，其包括：超声探头，其向检测对象发射超声波并接收超声波的回波信号；传送单元，其借助超声探头，在第一声压下对一帧图像进行多次第一超声传播，在该声压下不会破坏对比介质气泡，而是得到血流循环的图像，并且在第二声压下执行第二超声传播，来破坏对比介质的气泡；控制单元，其以第一超声传播与第二超声传播交替完成的方式来控制传送单元；图像生成单元，其应用至少两帧图像的回波信号，通过亮度值保持算法来生成第一显示图像，所述两帧图像是通过多次第一超声传播得到的；以及显示单元，其通过将参考帧的每一位置的回波信号 P_0 ，与通过多次第一超声传播得到的各个帧的每一对应位置处的回波信号 P_i 比较，并且改变与满足关

系式 $P_i/P_0 \geq (c_1/n-1)/c_1/n$ (n 为自然数) 的回波信号 P_i 对应的位置处的显示模式来显示第一显示图像, 所述参考帧由刚好 (immediately before) 切换至第二超声传播之前的第一超声传播得到, 所述显示模式包括第一显示图像的色彩、饱和度和亮度等等。

本发明还提供了一种图像处理设备, 包括: 存储单元, 其用于存储与在低声压下利用超声波扫描得到的至少两帧的超声图像相关的数据, 所述低声压不会破坏对比介质气泡, 而是得到血流循环的图像, 后跟有破坏所述对比介质气泡的高声压下的超声传播; 图像生成单元, 其利用与所述至少两帧的超声图像有关的数据, 执行亮度值保持算法, 来生成第一显示图像; 以及显示单元, 用于显示所述第一显示图像, 其中, 在所述低声压下对一帧执行多次第一超声传播, 并在所述高声压下执行第二超声传播, 所述图像生成单元根据与所述多次第一超声传播即将切换至所述第二超声传播之前的帧相对应的、通过所述第一超声传播得到的回波信号, 生成所述第一显示图像。

附图说明

图 1 是方框图, 示出了本发明中超声诊断设备 10 的结构配置;

图 2 是用于详细解释图像生成电路 25 的视图;

图 3A 和 3B 用于解释超声诊断设备 10 执行的的基本扫描序列, 以及依据该序列扫描时的对比介质气泡数;

图 4 示出了大量对比介质流入其内的 (相对粗的) 血管的图像;

图 5 示出了通过对比介质流动较少时微细血管的多幅图像;

图 6 示出了提取出更微小血流的血流图像;

图 7 示出了适当地呈现结构 (血管流) 信息的图像;

图 8 示出了应用到输入装置 13 的开关、按钮等等的示例;

图 9A 示出了补偿图像 A 与预曝光图像 B 并行显示的显示器 14;

图 9B 示出了不同时间相位的任意两幅补偿图像并行显示的显示器 14;

图 10 示出了应用于输入装置 13 的开关、按钮等等的另一种示例;

图 11 示出了补偿图像 A 与预曝光图像 B 叠加显示的显示器 14;

图 12 示出了由色彩显示处理生成的两种色彩的叠加图像;

图 13 示出了由色彩显示处理生成的四种色彩的叠加图像;

图 14 是表示对比介质信号在补偿后变化的图, 满足等式 (2);

图 15 中的表格示出了 n 与依据等式 (7) 计算的 V_c/V_0 之间的关系;

图 16 中的流程图详细地示出了应用第一图像生成及显示算法时成像操作处理的流程;

图 17 中的流程图详细地示出了应用第二图像生成及显示算法时成像操作处理的流程;

图 18 仍旧示出了应用于输入装置 13 的开关、按钮等等的另一种示例。

具体实施方式

现在参照附图对本发明的第一实施例和第二实施例进行详细地说明。在下文中, 具有实质上相同功能和结构的组件将用相同的附图标记来标注, 并且这些组件的描述将不会重复出现, 除非必需。

(第一实施例)

图 1 是本实施例中超声诊断设备 10 的结构方框图。如图所示, 超声诊断设备 10 包括超声探头 12, 输入装置 13, 监视器 14, 传送/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 25, 图像存储器 26, 控制处理器 27, 软件存储部分 28, 内部存储装置 29, 以及接口部分 30。超声传送/接收单元 21 以及同样嵌入设备主体 11 的装置可以是硬件形式, 比如集成电路, 或者它们可以以软件模块化的软件程序的形式存在。以下将单独介绍每一组件的功能。

超声探头 12 包括: 多个压电传感器, 它们在来自于超声传送/接收单元 21 的驱动信号作用下产生超声波, 并且将来自监测对象的反射波转换为电信号; 装配在压电传感器上的匹配层; 用来防止超声波从压电传感器等组件向后传播的背衬材料。当超声波从超声探头 12 传送到对象 P 时, 该传送的超声波在身体组织中声学阻抗不连续的表面上连续地反射, 并且这些信号作为回波信号在探头 12 处被接收。回波信号的幅度取决于发生反射的不连续表面之间的声学阻抗的不同。在传送的超声脉冲在血流、心脏壁或者其他运动的部位的表面产生反射的情况下, 回波的频率受多普勒效应的影响会产生偏差, 这取决于运动物质在超声波传送的方向上的速度分量。

输入装置 13 连接到设备主体 11 上, 并且包含许多开关和按钮, 轨迹球 13s, 鼠标 13c, 键盘 13d 等等, 通过该输入装置操作者将各种指令、条件、感兴趣区域 (ROI) 的设定指令, 不同图像质量条件的设定指令等输入到设备主体 11 内。

监视器 14 根据来自于图像生成电路 25 的图像信号以图像的形式显示活体

中形态学信息和血流信息。

传送/接收单元 21 包括触发生成电路、延时电路、脉冲电路等等，所有这些电路在附图中都没有标识出。脉冲电路重复地产生速度脉冲，该速度脉冲用于产生以预定的速率、 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒。) 传送的超声波。延时电路赋予每个速度脉冲一个聚焦超声波成束所需的延迟时间，并且确定每一通道的传送方向。触发生成电路在基于结果速度脉冲的设定时间内传送驱动脉冲至探头 12。

为了在控制处理器 27 命令下完成下述的扫描序列，为传送/接收单元 21 提供了具有立即改变传送频率、传送驱动电压等等的功能。特别是传送驱动电压，能够通过具有即时切换其数值功能的线性放大器类型的振荡电路，或者能够通过电切换多路能量供给单元的机构改变。

另外，传送/接收单元 21 包括放大电路、模数转换器、加法器等等，所有这些在附图中均没有示出。放大电路将由探头 12 捕捉到的每个通道的回波信号放大。模数转换器赋予放大的回波信号确定接收的方向所需的延迟时间，之后加法器执行加法运算。这一加法运算增强了接收方向上回波信号的反射分量，并且接收方向和传送方向一起形成了用于超声传送和接收的整体的波束。

B 模式处理单元 22 从传送/接收单元 21 接收回波信号，对回波信号进行对数放大，包络检波处理等处理，由此产生信号强度由亮度代表的的数据。这样得出的数据被送到图像生成电路 25，并且以用亮度来显示反射波强度的 B 模式图像，显示于监视器 14 上。

多普勒处理单元 23 对从传送/接收单元 21 接收的回波信号速度的频率进行分析，从而提取出血流、组织、以及由多普勒效应引起的对比介质回波组分，并且由此得出血流信息，例如许多节点上的平均速率、弥散、以及能量。这样得到的血流信息被送到图像生成电路 25，并且在监视器 14 上作为平均速率图像、弥散图像、或者能量图像彩色显示，上述图像无论单独或组合显示均可。

图像生成电路 25 将连续的超声扫描的扫描线信号转换为一般用于电视机或类似产品的普通视频格式的连续扫描线信号，因此产生了作为显示图像的超声诊断图像。图像生成电路 25 具有存储图像数据的内置存储器，因此，例如，操作者就可以在诊断进行后检索到检查过程中记录的图像。输入图像生成电路 25 之前的数据也被称为原始数据。

图 2 具体示出了图像生成电路 25。开始，信号处理电路 25a 执行滤波工作

以便使得图像质量确定在连续超声扫描的扫描线信号水平。从信号处理电路 25a 的输出不仅仅送到扫描转换器 25b, 也存储在图像存储器 26 中。扫描转换器 25b 将连续的超声扫描的扫描线信号转换为一般用于电视机或类似产品的普通视频格式的扫描线信号。这一输出传送到图像处理电路 25c 中, 该电路调整亮度和对比度, 执行图像处理的工作, 例如空间滤波, 或者将输出、特性信息以及不同设定参数的数值范围综合起来, 并且将合成的视频信号输出给显示器 14。由此, 显示可以示出病人组织形状的断层图像。

图像存储器 26 包括用于存储从信号处理电路 25a 接收到的图像数据的存储器。例如, 操作者可以在诊断进行后检索图像数据, 并且图像数据可以像静像那样回放, 或者多帧图像数据还可以像动态图片那样回放。图像存储器 26 必要时也存储经过超声传送/接收单元 21 后的输出信号(指射频(RF)信号)、经过超声传送/接收单元 21 的图像亮度信号, 其他原始数据、以及通过网络获取的图像数据, 等等。

内部存储装置 29 存储下面描述的扫描序列、生成并显示图像的控制程序、诊断信息(病人身份, 医师诊断意见等等)、诊断规程、传送/接收条件、如附图 15 所示的表格(将在下面详述)以及其它的数据组。另外, 内部存储装置 29 也可以在必要时存储图像存储器 26 中的图像。内部存储装置 29 中的数据通过接口电路 30 能够传递给外围设备。

控制处理器 27 起到信息处理单元(计算机)的功能, 而且还控制超声诊断设备主体的操作。控制处理器 27 从内部存储装置 29 读出生成并显示图像或类似结果的控制程序, 这将在下面进行详述, 并且完成包含各种处理的计算、控制等等, 其中内部存储装置 29 将在软件存储部分 28 上开发。

接口部分 30 是应用于输入装置 13、网络、以及新的外部存储装置(未示出)的接口。超声图像或类似的由本装置得出的数据、分析结果等等可以通过网络经接口部分 30 传送至其他设备。

(扫描序列)

现在参考附图 3A 和 3B 描述超声诊断设备 10 完成的基本扫描序列。本实施例中的扫描序列(在下文中, 简单的称为扫描序列)用于借助于对比介质与回波相对比, 从而在两种声压下交替地传播: 可以破坏对比介质水泡的在高压下的传播(在下文中, 称为高声压(超声)传播), 以及在低声压下的传播(在

下文中,指低声压(超声)传播),该低声压下的传播通过尽可能地避免了水泡的破裂从而得到诊断图像。依据这一序列,用于成像的适当的对比介质就是所谓的下一代对比介质,其水泡在超声波以低声压传送时,可以保持释放谐波信号而不破裂,因此可以长时间的成像。

附图 3A 用于解释扫描序列的视图,图中横坐标表示时间,而纵坐标表示传播中的水泡的机械功能(function)的程度。另外,每一条线代表所涉及的一帧图像的一次超声扫描,并且每一条线的长度代表每一帧图像中传播声压的机械功能的强度。

换句话说,每一条线代表传播条件如下设置的一帧图像的超声扫描,即每一条线的长度在纵向上变长(大),传播频率变低或者传播驱动声压变高,或者是上述情况的组合。因此,较长的线 41 对应于通过高声压照射的扫描(本图中为三帧),较短的线 43 对应于通过低声压照射的扫描。在下文中,通过低声压照射而得出的断层图像称为补偿图像。另外,将在所有的通过低声压照射的扫描中,由帧扫描 43a 即由在切换至高声压照射前的那一帧得到的断层图像称为预曝光(pre-flash)图像。

因为一帧图像包含了多条扫描线,一条线象征性地代表与多条扫描线相关的几百次传送和接收。

图 3B 示出了当依据如附图 3A 中的序列扫描时对比介质中气泡数量随时间的改变。图 3B 的横坐标(经过的时间)与图 3A 中的横坐标(经过的时间)相对应。一般地,认为对比介质的气泡数与回波信号成正相关。因此,如图所示,因为在低声压照射下仅有少数对比介质气泡破裂,所以流进扫描平面的气泡数逐渐递增,并且由此在观察一段时间后达到了平衡状态。当传播切换到高声压传播时,扫描平面中的气泡突然开始破裂,并且在经过一段时间一帧或几帧的照射后,最好在约 10 帧左右,气泡几乎全部消失了。再次切换传播至低声压传播来得到补偿图像,操作者就可以观察到补偿发生的方式。通过反复地进行这一处理,就有可能从预曝光图像中反复地观察补偿现象。

(逻辑背景)

通过观察微细血管分支的结果,发明者发现在补偿开始后,1 到 2 秒的持续时间可以观察到有关流入微细血管分支的对比介质气泡,并且随后主要的信号就是那些不能消散的毛细血管级的信号。然而另一方面,仅仅通过显示 1 至 2

秒的时间，不能将微细血管分支作为常规的超声诊断图像满意地提取出来。其原因将参照图 4 至图 7 进一步解释。每一幅图中的阴影象征性地表示了对比区域。

图 4 示出了有大量对比介质流入其中的血管的图像。对比介质大量地流入相对粗的血管，这样的血管结构只有从如图 4 所示的图像中才能够了解。

图 5 示出了对比介质流动较少的多幅微细血管图像。在图 5 的任一幅图中，气泡在一特定时刻零星地出现在一幅图像中，这使得不可能观察到血管结构。即使在观察按时序排列的诊断图像时，也会经常观察不到连续的流动。

图 6 示出了即使是很微小的血流也能构提取出来的血流图像。在如图 6 所示的图像中，正如上述那样，由于空间分辨率的局限，微细血管分支不能被提取出来，并且只有亮度的增强可以确定为一个区域，这就不可能辨别出微细血管分支。

本实施例的优点在于，如图 7 所示那样，适当地呈现结构（这里指血流）信息的图像可以作为一种诊断信息提供。最后，将执行生成和显示诊断图像的方法和诊断信息提取功能等，这将在下面详述。

（诊断图像的生成和显示）

生成和显示由超声诊断设备 10 得到的诊断图像（该装置显示的可用于诊断的图像）的方法粗略地分为两种类型。首先，将描述第一图像生成和显示方法，该方法用于通过在并行地显示预曝光图像和补偿图像时，实时显示多路低声压传播来生成补偿图像。

在图像的预操作时，高声压超声传播的高声压周期（图 3 中的 TH），以及低声压超声传播的低声压周期（图 3 中的 TL）分别由如图 8 所示的输入装置 13 的两个开关 13a 和 13b 设为任意值。附图中展示了高声压超声传播 0.5 秒，随后低声压超声传播 2.0 秒的情况。这里，秒用为 TH 和 TL 的预设单位；然而也可以用帧数作为这些数值的单位。

在设定好 TH 和 TL 后通过操作开始开关 13c，扫描序列开始，依据该序列重复地执行高声压超声扫描 TH = 0.5 秒，随后低声压超声扫描 TL = 2.0 秒。在这个例子中，由这些扫描得到的补偿图像被显示，并且在完成高声压传播约 2 秒后，捕捉到预曝光图像并且在显示器 14 上与补偿图像一并显示。

图 9A 示出了显示器 14 同时显示预曝光图像 A 和补偿图像 B 的情况。在显

示器 14 中, 补偿图像 B 像电影一样实时显示, 而预曝光图像 A 则像静止的图像一样显示。另外, 当传播切换至接下来的高声压超声传播或低声压超声传播时, 补偿图像 B 或预曝光图像 A 顺序更新至最新的图像。操作者因此能够实时观察到补偿状态, 特别地, 对比介质流进毛细管级别的细的灌注管中的方式, 像电影一样的显示, 而与此同时, 还可以从显示的预曝光图像 A 的静止图像观察到毛细管级的结构。

如上面所述的扫描, 图像的生成以及显示将继续直到操作者操作图 8 所示的停止开关 13d。或者通过操作手动开关 13e, 就可以在指定传播时间内单独完成高声压传播一次, 而不是反复地完成高声压传播和低声压传播。

下面将介绍第二种图像生成和显示方法。依据这种方法, 在期望时间与低声压传播相关的补偿图像作为诊断图像生成, 并且以静止的方式显示而不是预曝光图像。在下文中, 与在期望时间内低声压传播相关并被选作诊断图像来静止显示的补偿图像称为被选中图像。

图 10 示出了设置于第二种生成和显示方法中使用的输入装置 13 上的开关组。时间选择开关 13f 使操作者可以任意设定捕捉被选中图像的时间 (选择时间 t_s)。在这个例子中, 假定将选择时间 t_s 设定为: 在最后一个高声压传播切换至低声压传播, 并且在低声压阶段 T_L 开始后接收到第一幅图像 (参考图像) 的时间 (参考时间), 再经过的一段预定时间。因此在图 10 的情况下, 在参考时间 2 秒后捕捉到被选中的图像。

另外, 开关 13g 使操作者可以任意设定低声压周期 T_L 。低声压周期 T_L 也是从参考时间开始的一段持续时间。因此, 在图 10 的情况下, 在低声压传播从参考时间开始持续 $T_L = 6$ 秒后, 将传播切换至高声压传播。

在这里, 秒作为选择时间 t_s 和低声压周期 T_L 的预定单位; 然而, 也可以用帧数来作为这些数值的单位。

当各个时间以及持续时间等由成像预操作如图 10 那样设定时, 扫描序列就通过操纵开始开关 13c 而开始, 根据该序列反复地进行高声压超声扫描持续 $T_H = 0.5$ 秒, 然后低声压超声扫描持续 $T_L = 6$ 秒。在本例中, 由这些扫描得到的补偿图像被显示出来, 被选中的图像在显示参考时间 2 秒后被捕捉, 并且在显示器 14 上以例如与图 9B 所示的模式并行显示。此外, 从捕捉到被选中的图像开始, 低声压照射持续执行 $6 - 2 = 4$ 秒的时间, 这样补偿的状态就以补偿图像

的形式显示出来。因此就有可能在比第一种图像生成和显示方法更长的周期(6秒)内实时观察到补偿状态,特别是实时的毛细管级的微细灌注。

图像的扫描、生成以及显示一直持续到操作者手动停止图 10 中的停止开关 13d。

第一、二中图像生成和显示方法中的图像显示模式并不局限于图 9A 和 9B 中那样。例如,如图 11 所示的,可以是一种补偿图像 B 和预曝光图像 A,或者补偿图像和被选中图像叠加显示的模式。这样的显示模式能使可视性得到进一步的增强。另外,在任意一种显示模式中都可以使补偿图像、预曝光图像、以及被选中的图像中的任意一个为不显示图像,或者在需要的任意时间使其恢复为显示图像。

(诊断信息提取功能)

下面将介绍超声诊断设备 10 的诊断信息提取功能。该功能所提取的诊断信息包括由扫描序列得到的血流图像(包括毛细管级的图像),以及由血流图像得出的血流的组织学的物理量。下面将按顺序介绍用于提取血流图像和血流的组织学物理量的方法。每一种方法对于显示上述的补偿图像或类似图像都是很有用的。

运用最大值保持处理,加权更新处理,以及下面将介绍的其他亮度保持算法,就可以提取出包括毛细管级图像的适当的血流图像。首先,将描述对包含于同一周期 TL 内的第 F1 帧至 Fn 帧的 n 幅补偿图像执行的最大数值保持处理。在此所称的对 F1 帧至 Fn 帧的 n 幅补偿图像进行的最大数值保持处理定义为,通过选择 F1 帧至 Fn 帧中与空间位置相对应的亮度的最大值 $P_{\max}(x,y)$,从而生成新的图像的算法。

为了更具体一些,给定帧 F_i (i 是整数,并满足 $1 \leq i \leq n$) 的补偿图像包含一系列由空间标注的亮度值 $P_i(x,y)$, 或者一系列亮度值的一维序列数据 $P_i(x)$ 。 $P_i(x,y)$ 或 $P_i(x)$ 的值可以是信号的强度、信号的幅度、射频数据的原始值,或其他能代表亮度的值;然而,这里采用亮度值。一般地,具有大数值的单个数据也就意味着高水平的回波信号。利用这些单个数据,就可以选出空间对应于帧 F1 至 Fn 的所有像素亮度的最大值,并且用这一算法生成新的图像。这一算法可以用下面的等式(1)表达:

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

当最大值保持处理应用于补偿图像时,每一次得到属于相同低声压周期 TL 的新一帧时,按照上面的等式(1)进行上述处理,并且结果图像作为补偿图像显示。对于操作者(观察者)来说,以这种方式得到的图像看起来似乎以一种毛细管循序地与时间相对照的方式显示。

在这种情况下,应当注意的是当执行最大值保持处理时,从参考时间起的 1 到 2 秒内的图像是必须使用的。因为当包括了超过 2 秒后的图像时,微细血管的结构就被覆盖并掩藏起来,例如,在图 3 中示出,这限制了区域内对比度增强的优势。

获得最大值保持处理的算法不仅仅局限于以上所述。例如,下面的算法也可以得到相同的优点。

那就是,给出当前断层图像的帧 F_i 中每一坐标处的像素亮度 $P_i(x,y)$,以及前面那幅图像的像素亮度值 $P_{i-1}(x,y)$,然后对于 $i=2$ 到 n 的相对的两帧图像连续地执行用下面的等式表达的图像处理的算法。

如果 $P_i(x,y) > P_{i-1}(x,y)$

则 $P_i(x,y) = P_{i-1}(x,y)$

否则 $P_i(x,y) = P_i(x,y)$

这一算法仅仅在像素与前一阶段帧相关的图像中的对应部相比具有更大的亮度值时更新其数值。利用补偿图像或用这种方式得到的类似图像,操作者可以观察毛细管与时间相对照的方式。

现在介绍另一种获得适当的包括毛细管级图像的血流图像的方法。这种方法通过对包含在相同周期 TL 内的帧 F_1 至 F_n 的 n 幅补偿图像的加权更新处理,来生成图像。在这里所称的加权更新处理是指由下面等式表达的算法:

如果 $P_i(x,y) > P_{i-1}(x,y)$

则 $P_i(x,y) = A * P_i(x,y) + (1-A) * P_{i-1}(x,y)$

其它 $P_i(x,y) = (A-1) * P_i(x,y) + A * P_{i-1}(x,y)$

通过设定 A 为小于 1 并且接近 1 的数值(例如 0.99),就可以期望实现最大数值在短时间内(在这里指前一帧与当前帧的时间间隔)被保持的功能,并且在更长一段时间内,前面保持的亮度变弱。操作者因此就可以从用该方式得到的补偿图像或其他类似图像看出,毛细管依次与时间对比的方式。

顺便提一句,这一最大值保持处理或类似算法意味着在时间方向上设计最

大值或更新值。因此,在经历了上述处理后,通过将结果图像完整地显示出来并不能够得到有效的信息。

为了解决这一问题,本实施例采用了色彩显示处理,其在显示经过上述处理的补偿图像等时尤其有效。依据色彩显示,图像根据操作者为不同时间段预指定的不同颜色来显示,这样就可以可视地确定最后图像中显示的亮度属于哪一个时间段。下面将对指定两个时间段(第一时间段和第二时间段)的实例中的色彩显示处理的内容进行描述。

操作者首先指定一段时间,在该段时间里将低声压阶段 TL 分为第一时间段和第二时间段。在这里,用参考时间起的 2 秒来作为分隔时间,并且在分隔时间前的那一段时间称为第一时间段,在分隔时间后面的那一段称为第二时间段。

在将图像向前输送到图像储存器的进程中,在当前帧 F_n 出现在第一时间段时,例如,将最大值保持处理应用于 F_1 帧至 F_n 帧(也就是说,在第一时间段内的第一帧至当前帧),于是生成了图像 A。

在当前帧 F_n 出现在第二时间段的情况下,将亮度值保持算法应用到帧 F_1, \dots, F_n (也就是说,在第一时间段和第二时间段的第一帧到当前帧),从而生成图像 A', 与此同时生成图像 A。

然后执行差值计算处理,也就是说, (图像 A' - 图像 A), 从而生成了结果图像 B。最后,以一种方式执行下面的色彩转化:, 这种方式为, 例如, 将图像 A 转化成色彩 A (例如红色), 将结果图像 B 转化为色彩 B (例如黄色)。于是生成了这些图像的叠加图像, 如图 12 所示, 作为补偿图像或类似图像显示于显示器 14 上。

操作者通过观察图 12 中的补偿图像, 就可以简单快速地识别出色彩 A 代表的是对比介质在参考时间(第一时间段)起 2 秒内流入的区域, 以及色彩 B 代表的是对比介质在参考时间(第二时间段) 2 秒后流入的区域。

依据色彩显示处理, 即使当执行亮度保持算法, 例如最大值保持处理和加权更新处理时, 也有可能以便于操作者观察的模式提供适当的血流图像而不损失时间信息, 其中该图像包含微细管级的信息。

尽管通过实例描述了具有两个时间段的色彩显示处理, 然而理所当然的这一方法可以应用任意数量的时间段。在这种情况下, 上述处理用于邻接的两段,

并且获得每一幅都具有一种不同色彩的 N 幅图像, 之后生成这 N 幅图像的叠加图像并作为最终图像显示。例如, 在 $N=4$ 的叠加图像 (例如, 四种颜色为红, 黄, 绿和蓝) 的情况下, 如图 13 所示的图像就显示于显示器 14 上。

当显示经历了色彩显示处理的图像时, 最好将表示色彩和时间段或经过时间的关系的色标条并行地显示如图 12 和图 13 所示。

(组织学上的物理量的计算)

下面将介绍用于基于由扫描序列得到的血流图像计算血流组织学上的物理量的处理。

下面是物理数量计算处理的原则。即, 在低声压超声扫描已经经过了一段充足的时间, T_m 秒, 的情况下, 图 3 中的预曝光图像 43 是一幅充满血流的断层图像, 并且因此认为这幅图的亮度信号是被考虑的区域中的最大值。另外, 理所当然地 T_m 秒是高声压照射之后补偿图像内每一像素的亮度恢复到或几乎恢复到预曝光图像中的亮度所必需的。

假定, 在一给定的持续时间内, 补偿图像的每一像素的亮度值达到预曝光图像每一像素亮度值的 $c\%$ (例如 50%), 那么很自然的, 将这段持续时间设定为比 T_m 短的时间。将补偿图像的每一像素的亮度值达到预曝光图像每一像素亮度值的 $c\%$ 的这段时间定义为准恢复 (quasi-recovery) 时间 T_c 。例如 JP-A-11-89839 已经公开了在考虑给定用于像素达到 $c\%$ 亮度值的持续时间时色彩显示的技术。然而, 通过仅仅任意地将数值设置到 $c\%$, 该恢复时间本身的组织学意义是含糊不清的, 同时也不利于临床环境诊断。

正因为如此, 在本实施例中, 已经达到准恢复时间 T_c 的区域采用色彩显示, 并且平均经过时间 T_{mt} (血流流经断层平面的平均时间), 即, 一种血流的组织学上的物理量, 从准恢复时间 T_c 可以推算出来, 来告知操作者。

发明者从他的研究中发现, 当回波信号在补偿图像内的组织区域中随时间变化时, 它就形成如图 14 所示的曲线。这一曲线大体上满足等式 (2):

$$V(t)=V_0(1-e^{-\beta t}) \quad (2)$$

其中 $V(t)$ 是对数转换前的线性信号强度, V_0 是经历充足时间后的信号强度 (例如, 预曝光图像的信号强度), β 是常数, 并且 t 是持续时间。特别地, β 与流速相关 (其倒数 $1/\beta$ 与经过的时间相关), 并且 β 在流速高处较大, 流速低处较小。

当补偿图像的亮度增加满足用由上面的等式 (2) 表达的曲线表示时, 平均

经过时间 T_{mtt} 等于 $1/\beta$ 。假定信号强度在 t_c 秒后达到了 V_c ，那么，下面的等式 (3) 由上面的等式 (2) 得出：

$$V_c = V_0 (1 - e^{-\beta t_c}) \quad (3)$$

为？解上面的等式 (3)，我们可以得到等式 (4)：

$$\beta = -1/t_c (\ln(1 - V_c/V_0)) \quad (4)$$

因此，平均经过时间 T_{mtt} 由等式 (5) 得出：

$$T_{mtt} = 1/\beta = t_c (1/\ln(1 - V_c/V_0)) \quad (5)$$

等式 (5) 看起来很复杂；然而，如果 V_c 满足等式 (6)，那么 $T_{mtt} = t_c$ 成立：

$$V_c = V_0 ((e - 1) / e) = 0.63212 * V_0 \quad (6)$$

换句话说，从参考时间开始经过的时间（需要达到 $C = 63\%$ 的准恢复时间 T_c ），在时间补偿图像变为约为预曝光图像的 0.63 倍，就是病人血流的平均经过时间。

这一结果可以进一步延伸。即，让 t_c 成为 V_c 满足等式 (7) 的时间：

$$V_c = V_0 ((e^{1/n} - 1) / e^{1/n}) \quad (7)$$

在这种情况下，就在平均经过时间 T_{mtt} 与 t_c 之间建立了关系表达式 $T_{mtt} = t_c * n$ 。换句话说，通过找到准恢复时间 t_c ，其比原始平均经过时间 T_{mtt} 稍短，用 n 乘以 t_c ，这样就能得到平均经过时间 T_{mtt} ，而无需等待经过物理时间。对于这一扩展，上面的等式 (6) 就可以认为是当 $n = 1$ 时的等式 (7)。

图 15 是表明 n 和由上面等式 (7) 计算的 V_c/V_0 值的对应表格。实际上，诊断图像经常以分贝为单位显示，而且图像显示的也是将 V_c/V_0 转换为分贝的数值。这一对应的表格存储在内部存储装置 29 中。

在本实施例中，首先选择 n 的期望值，然后根据上述逻辑式计算出与 n 值对应的补偿图像每一像素达到 V_c/V_0 值所需要的时间 t_c 。将 t_c 的结果与 n 相乘，得到的数值作为平均经过时间 T_{mtt} 提供给操作者，从而可以预测平均经过时间 T_{mtt} 而不需要等待对比度增强到预曝光图像。

更具体地，至少先设定 V_c/V_0 的一个参考值。这里，假定设定 $V_c/V_0 = 0.39$ ($n = 2$)。

随后，当预曝光图像显示于监视器 14 上时，通过成像得到的预曝光图像中每一像素的信号强度存储为 $P_0 = (x, y)$ 。当补偿图像像电影似的那样显示时，对

每一帧补偿图像中的每一像素的信号强度 $P_i(x,y)$ 进行判断, 看其是否满足 $P_i(x,y)/P_0(x,y)>0.39$ 。在判断 $P_i(x,y)/P_0(x,y)>0.39$ 成立时, 通过给像素染上新的颜色 (红色) 来完成色彩显示。另外, 在显示补偿图像时, T_c*n (秒) 的数值, T_c 参考时间中的消除时间 T_c 与 n (这里 $n=2$) 的乘积作为平均经过时间 T_{mt} 显示出来。在高声压传播和低声压传播重复执行时, 重复地执行同样的处理。

根据上述方法, 操作者通过视觉地确定屏幕上具体像素在这些像素被染色时并行显示, 能够很容易地视觉确定对应于这些像素的受检区域的平均经过时间 T_{mt} 小于等于 T_c*n (秒)。操作者因此不必等待平均经过时间 T_{mt} 过去, 而且可以在实际持续时间的 $1/n$ 推算出平均经过时间 T_{mt} , 即, 血流的组织学上的物理量, 即可很容易地得出, 并且准确性很高。

(成像系列操作)

现在参照附图 16 和 17 对执行不同功能的成像系列操作进行描述。

首先介绍使用第一图像生成及显示方法时的图像操作。图 16 是应用第一图像生成及显示方法提取血流图像时成像处理的流程图。最初, 高声压传播时间设为 0.5 秒, 低声压传播时间设为 2 秒 (步骤 S0)。设置完毕后, 操作者开启图 8 中的开始开关 13c, 扫描序列开始运行, 依据该扫描序列重复地执行高声压传播运行 0.5 秒, 以及低声压传播运行 2 秒 (步骤 S1)。然后扫描的环境或类似条件又切换到最初的高声压传播 (步骤 S2), 并且高声压传播执行 0.5 秒的时间 (步骤 S3)。

当高声压传播已经执行了 0.5 秒时间时, 扫描条件切换至低声压传播条件 (步骤 S4), 与此同时, 在前面的阶段中已经对补偿图像进行亮度保持算法的情况下, 将与亮度保持算法相关的信息重置 (步骤 S5)。在信息重置后, 开始低声压超声传播和新的亮度保持算法 (步骤 S6), 并持续 2 秒 (步骤 S7)。在步骤 5 至步骤 7 的过程中, 通过低声压超声传播得到的补偿图像, 并且已对进行了亮度保持算法, 以实时方式像电影一样显示于显示器 14 上。

低声压传播开始 2 秒后捕捉预曝光图像, 并将其以静止图像的方式与补偿图像一起显示于显示器 14 上 (步骤 S8)。之后当相同的扫描序列重复时, 再次运行步骤 S2 至 S8 的处理。另一方面, 当结束指令通过停止开关 13d 输入时, 就完成了依据扫描序列的成像。

依据上述的成像处理, 预曝光图像, 在该图像上由亮度保持算法提取包含

微细管分支结构,在每一次低声压传播和高声压传播重复时显示于监视器14上。在每一次低声压传播和高声压传播重复时,补偿图像也以类似电影的方式显示。因此操作者不仅能从补偿图像实时地观察到活体组织的动态,而且能从预曝光图像观察到微细管分支的静态结构。因此就可以快速有效地得出微细血分支级的诊断信息。

对于上述成像的,组织学上的物理量的计算可以由亮度保持算法取代,或与之共同使用。这种情况下,步骤S6和S7中组织学上的物理量的计算可以由亮度保持算法取代,或与之共同使用,其结果以实时方式与补偿图像一起显示。

下面将介绍当采用第二图像生成和显示方法时的成像操作。图17是第二图像生成和显示方法下成像操作的流程图。操作者首先分别通过图10中的开关13f, 13a, 13g将参考时间起的2秒设置为得到所选图像的设定时间,将高声压传播时间设置为0.5秒,低声压传播时间设置为6秒(步骤S10)。设置完成后,在通过开关13c输入的指令下,扫描序列开始,依据该扫描序列重复地完成在高声压传播0.5秒,低声压传播6秒(步骤S11)。然后扫描条件切换至最初的高声压传播(步骤S12),并且高声压传播作用0.5秒(步骤S13)。

当高声压传播已经作用了0.5秒时,扫描环境切换至低声压传播(步骤S14),与此同时将在前面的阶段中与亮度保持相关的信息重置(步骤S15)。在重置信息后,开始执行低声压超声传播和新的亮度保持算法(步骤S16),并持续2秒(步骤S17)。在步骤15至步骤17的过程中,补偿图像以实时方式像电影一样显示于监视器14上。

低声压传播开始2秒后捕捉选定图像,并以静止图像的方式与补偿图像一起显示于显示器14上(步骤S18)。低声压超声传播又持续4秒(6-2秒)的时间,并且对应的补偿图像像电影那样以实时的方式显示于显示器14上(步骤S19)。当相同的扫描序列随后重复时,再次运行步骤S12至S18的处理。另一方面,当结束指令通过停止开关13d输入时,就完成了依据扫描序列的成像。

依据上面的图像处理,所得结果的优点与以第一图像生成及显示方法下所得结果的优点相同。对于上述成像的,组织学上的物理量的统计可以由亮度保持算法取代,或与之共同使用。这种情况下,在步骤S16至S19中组织学上的物理量的计算可以由亮度保持算法取代,或与之共同使用,其结果以实时方式与补偿图像一起显示。

(第二实施例)

下面将介绍本发明的第二实施例。本实施例在成像中或成像后完成第一或第二图像生成及显示方法。

像描述过的那样,采用设备得到并实时观察的超声诊断图像也存储在存储器 26 中。因此,操作者在观察图像一段特定时间后,他通常会通过控制面板的停止按钮所输入的指令来停止超声扫描,这样图像存储器 26 中的一系列断层图像就可以回放。这些图像可以以静止方式或动态方式显示。此外,如图 18 显示的那样,操作者可以在任意时刻通过回放按钮 13r 和输入装置 13 上的轨迹球 13s 来控制回放,停止,快进,倒回,等等。

另外,如图 18 所示,本实施例的装置 10 中,输入装置 13 设有用于上述亮度保持算法的最大值保持按钮 13j,例如,用于说明最大值保持处理能否使用。当最大值保持按钮 13j 保持在关闭档时,传统的超声诊断图像一帧一帧地显示于显示器上。另一方面,当最大值保持按钮 13j 切换到开启档时,在那一点显示的断层图像登记为参考图像 (F_1)。随后,当操作者将显示的图像前进至 F_2 , F_3 , 等等,图像生成电路 25 将上述的最大值保持算法应用于这些图像,包括参考图像 F_1 到当前显示的断层图像 F_n ($n>1$),并将结果显示于显示器 14 上。

第一图像生成及显示方法或上述在成像过程中或成像后的类似方法也可适用于按时序逆向回放(即,将帧倒回)。例如,当操作者在显示图像 F_n 帧 ($n>1$) 后通过逆向回放图像使 F_m 帧 ($m<n$) 显示时,图像生成电路 25 仅仅需要从 F_n 到 F_m 运行最大值保持处理来再次成像即可。

需要注意的是得到的图像可能容易受到运动的影响,例如呼吸以及心跳 (heart beats),这会给帧之间的对应位置带来偏差。当最大值保持算法或类似算法在这种情况下直接运行时,可能得不到适当的结果。

为了消除这一问题,超声诊断设备 10 配备了图像模糊调整功能来调整帧之间的对应位置,从而亮度值保持处理,例如最大值保持处理,能充分运行。这一调整通过按下图 18 中的精密调整按钮 13k 来完成。更多具体操作如下所述。

例如,在最大值保持算法当前应用于帧 F_1 到 F_n 时,按下精密调整按钮 13k 将模式切换至精密调整模式。在这一精密调整模式中,对于 F_n 到 F_{n-1} 的最大值保持图像(图像 A)与图像 F_n (图像 B)之间的叠加位置的,精密调整位移 (dx , dy),其为需要消除的图像 A 与图像 B 之间的偏差值,通过对轨迹球 13s 或类

似部件的操作生成。然后，该位置通过将图像 B 的 $(x+dx, y+dy)$ 映射到图像 A 的坐标 (x, y) ，从而得到精密调整，并且该精密调整通过再次按下精密调整按钮 13k 来确定。

根据上面的配置，操作者就可以在任何需要的时刻完成第一或第二图像生成及显示方法。另外，在帧之间出现偏差时，精密调整可以在任意时刻执行，从而得到更加可信赖的诊断信息。

其它的优点和改进对于本领域技术人员来说是显而易见的。因此，本发明在其更广的方面并不局限于具体的细节，个别的装置，以及在这里描述和展示的图例。因此，能够进行不同的修改，而不脱离由所附权利要求及其等效所确定一般发明概念的精神或范围。

图 7

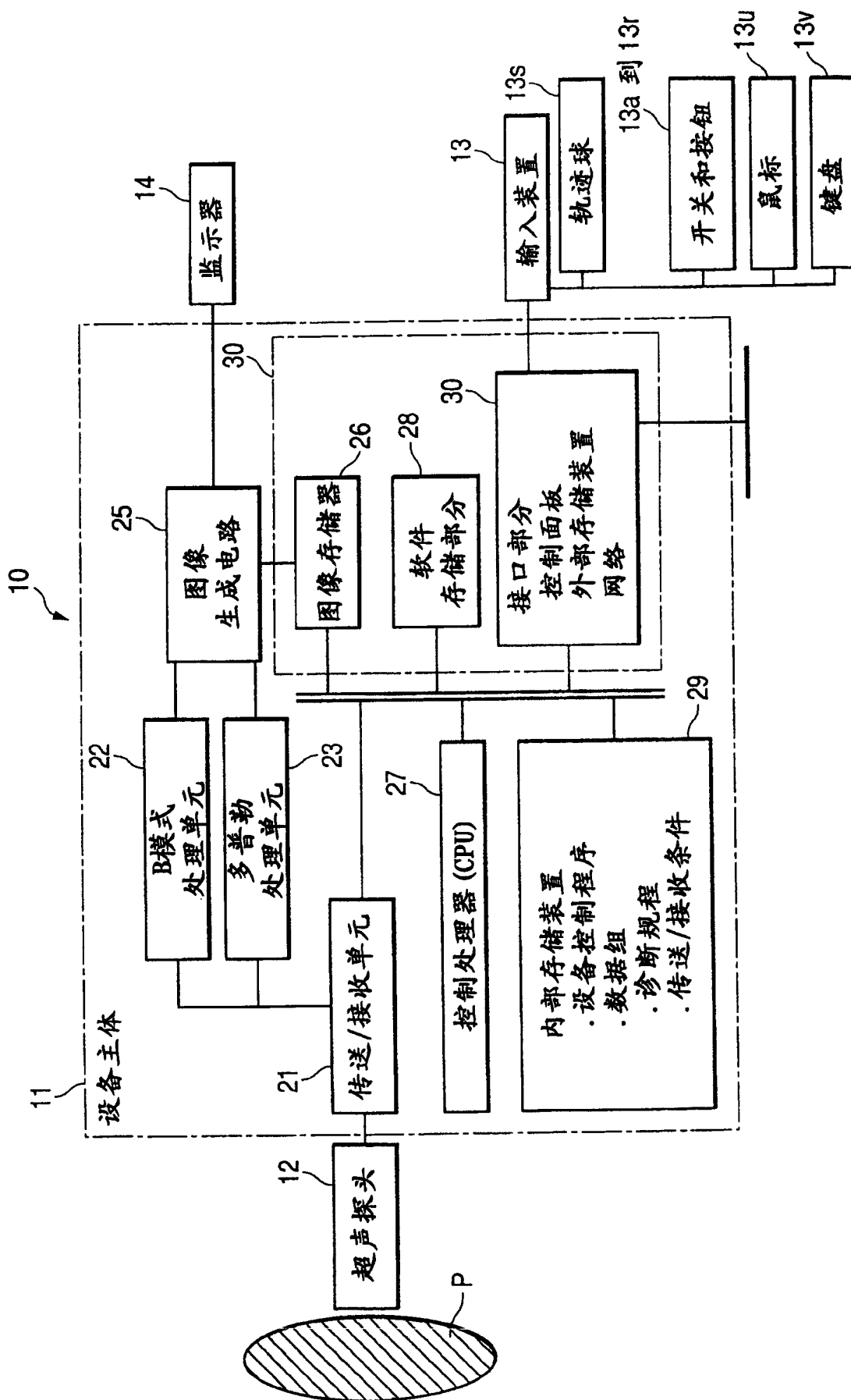
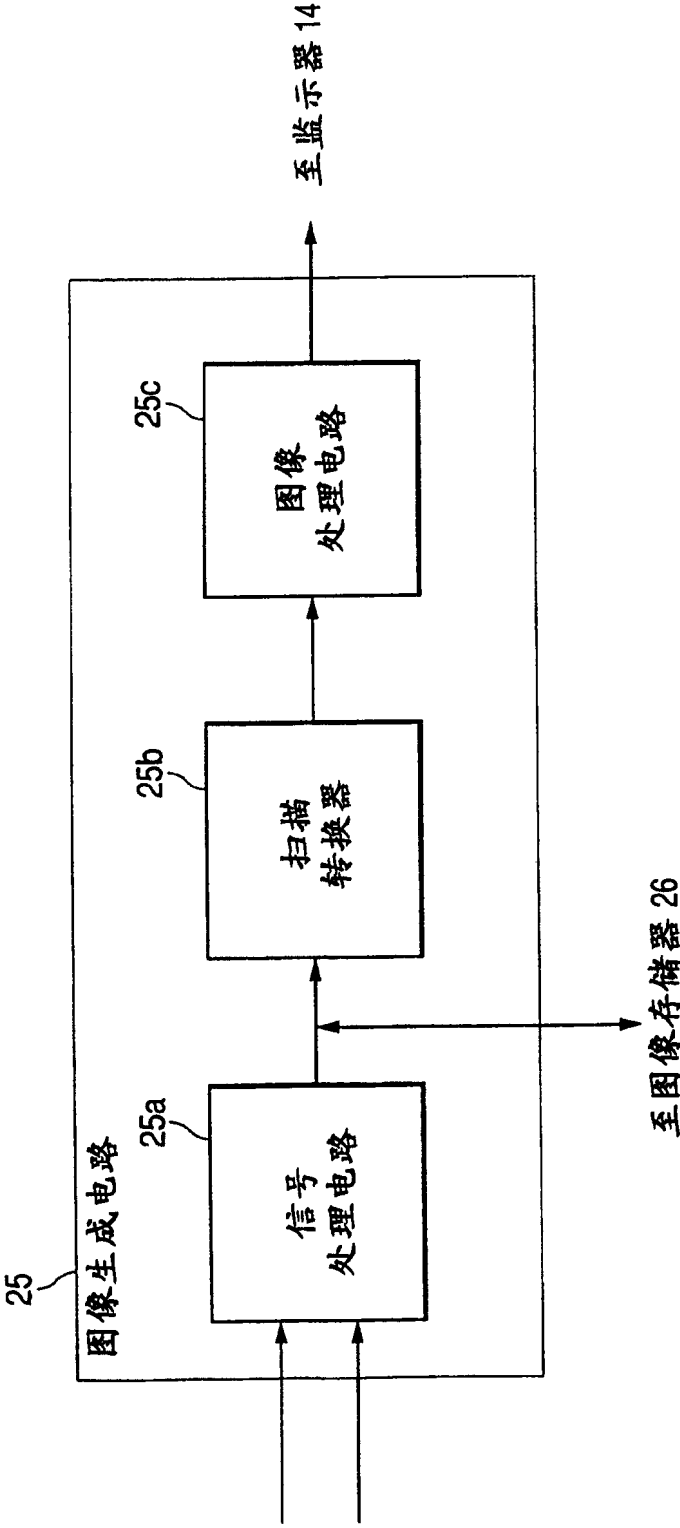
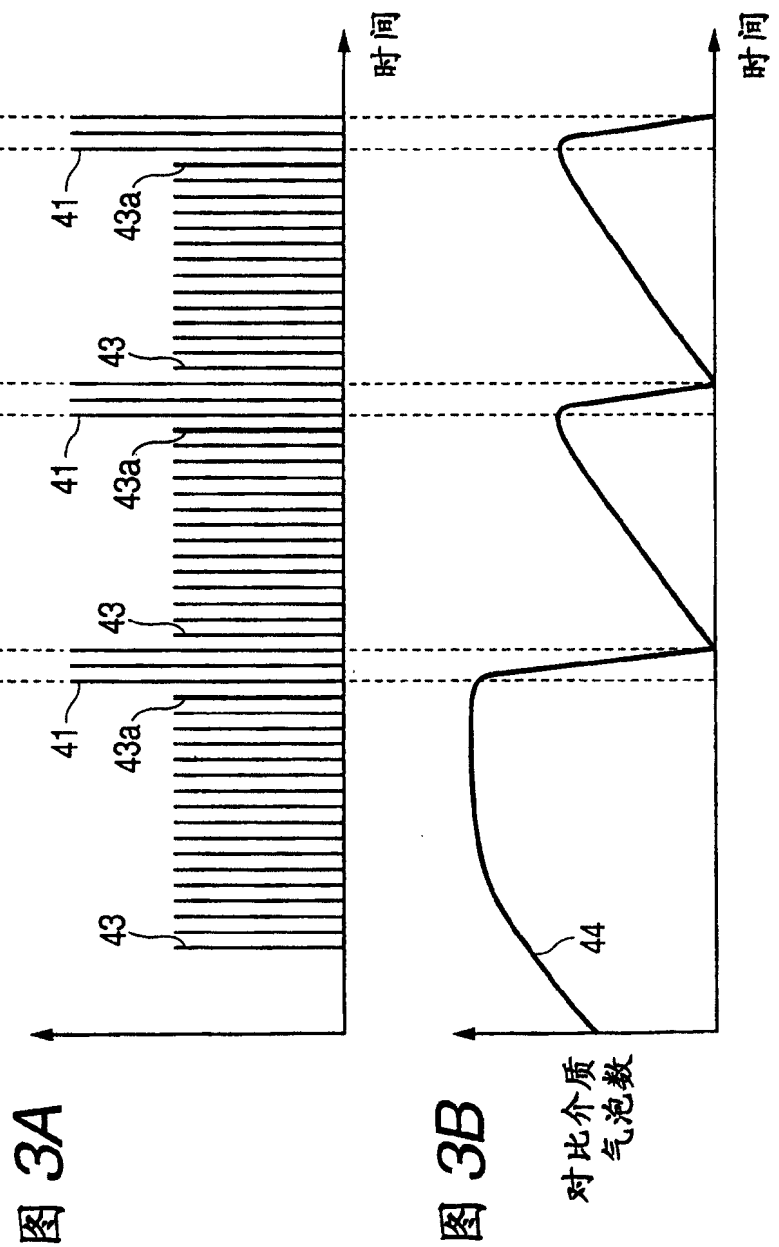
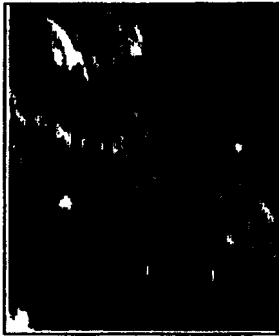


图 2







...

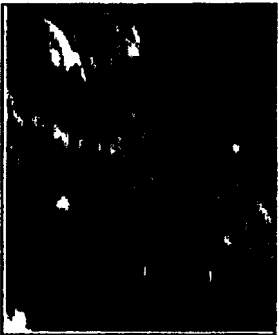


图4

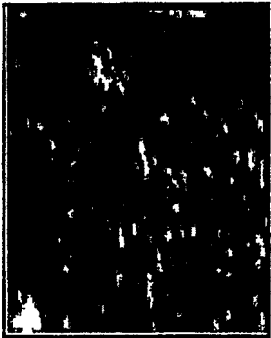


图5

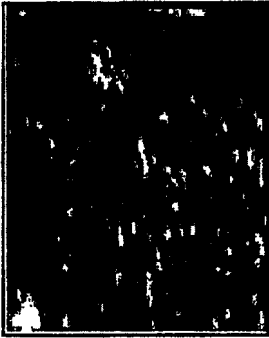
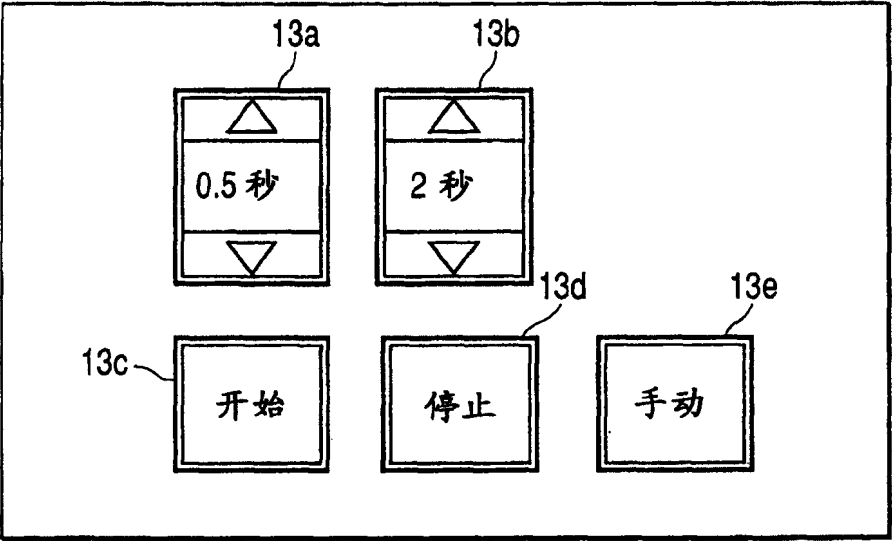


图6



图7

图 8



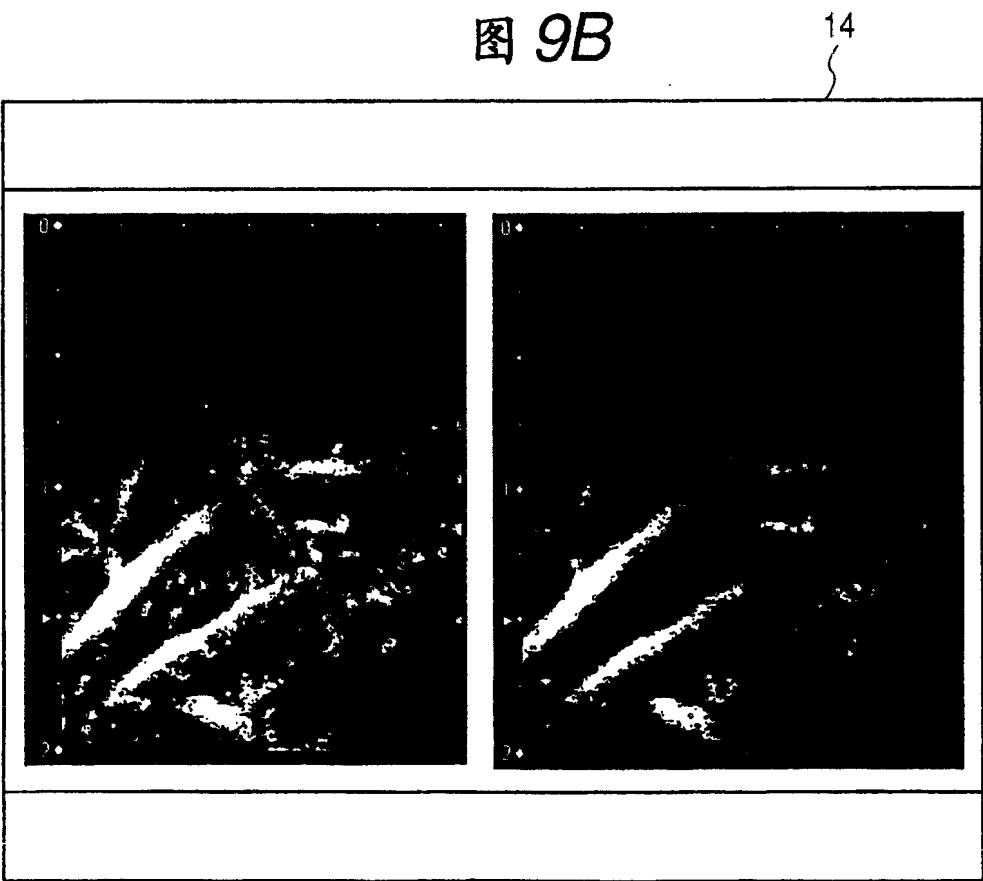
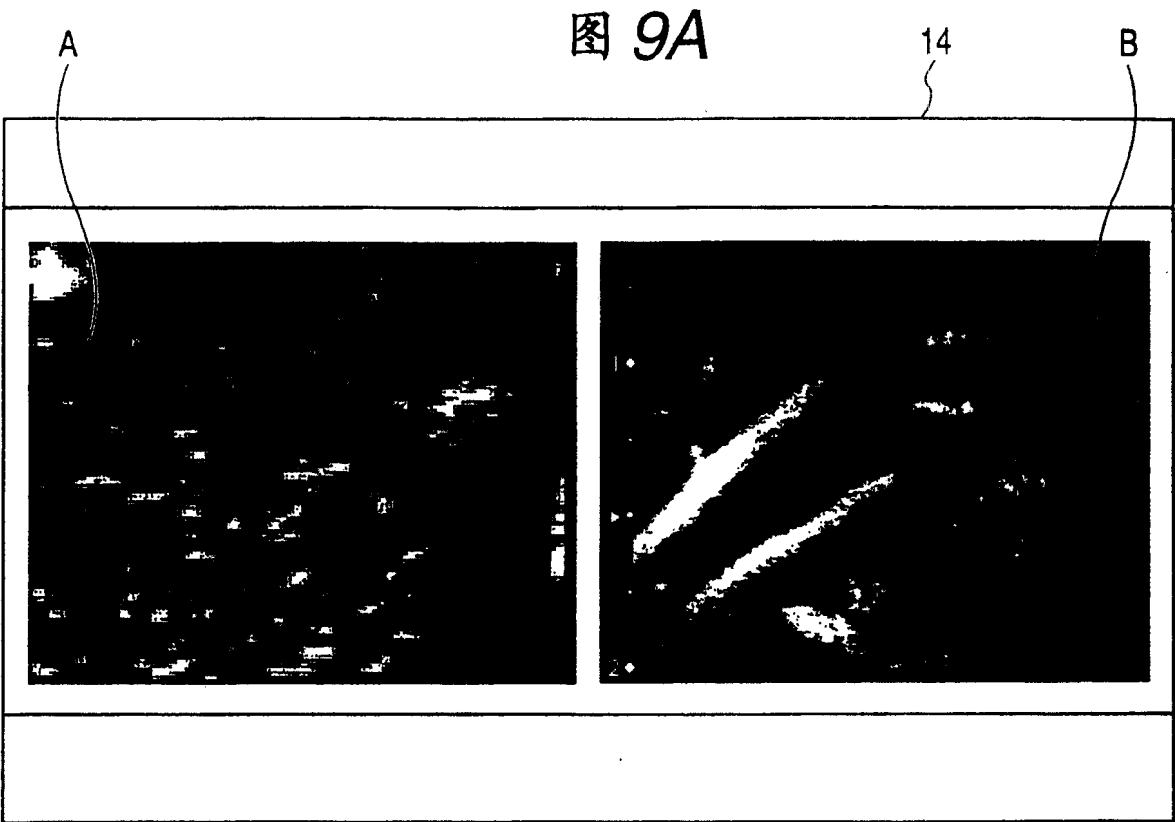


图 10

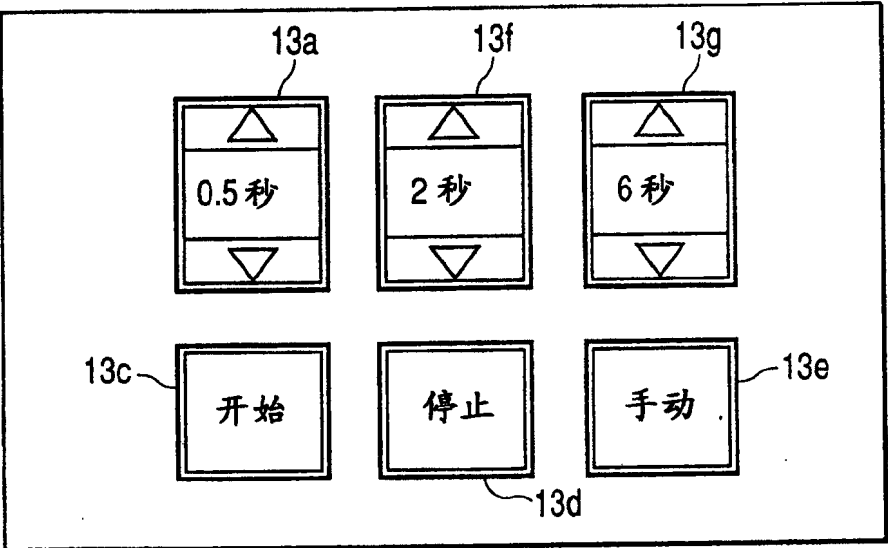


图 11

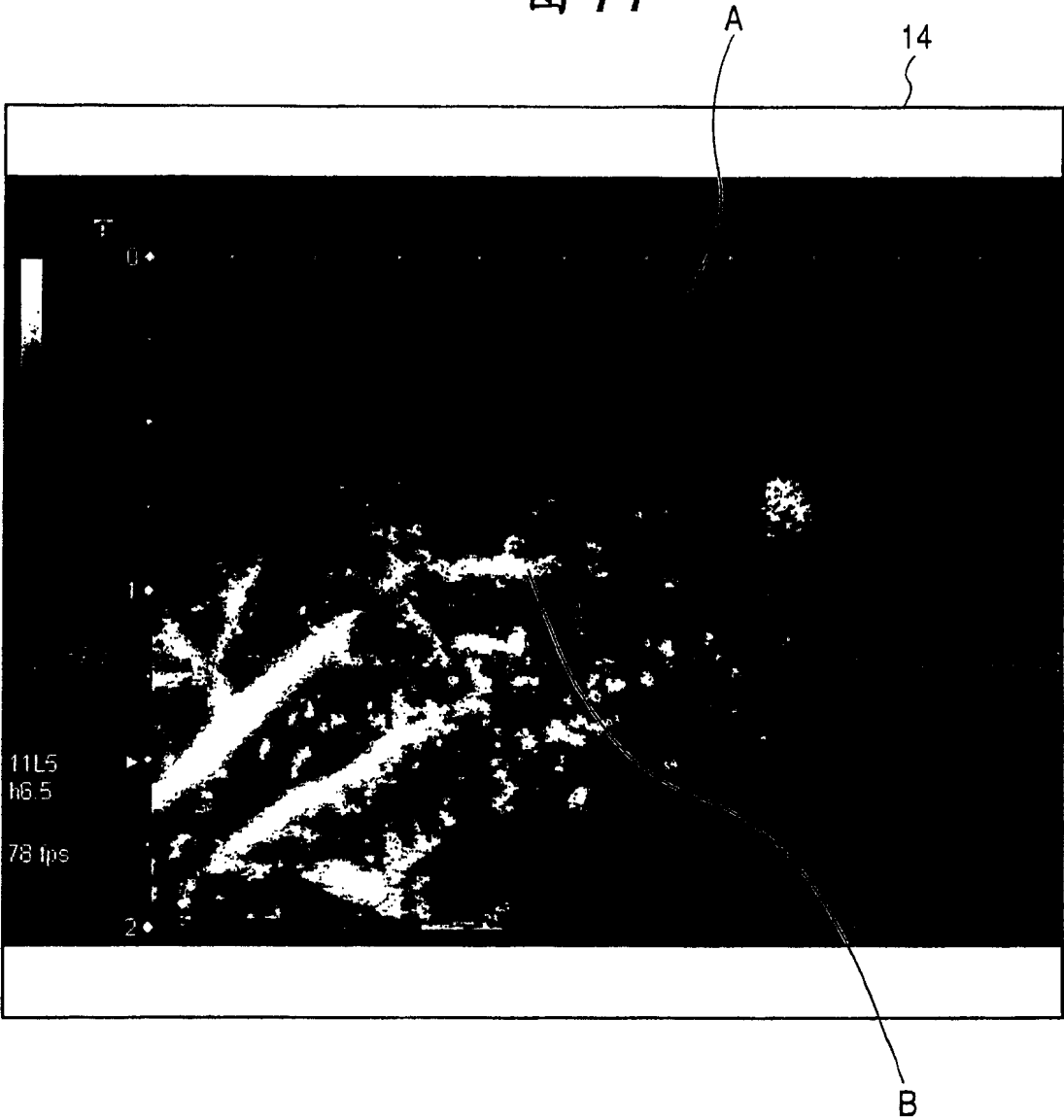


图 12

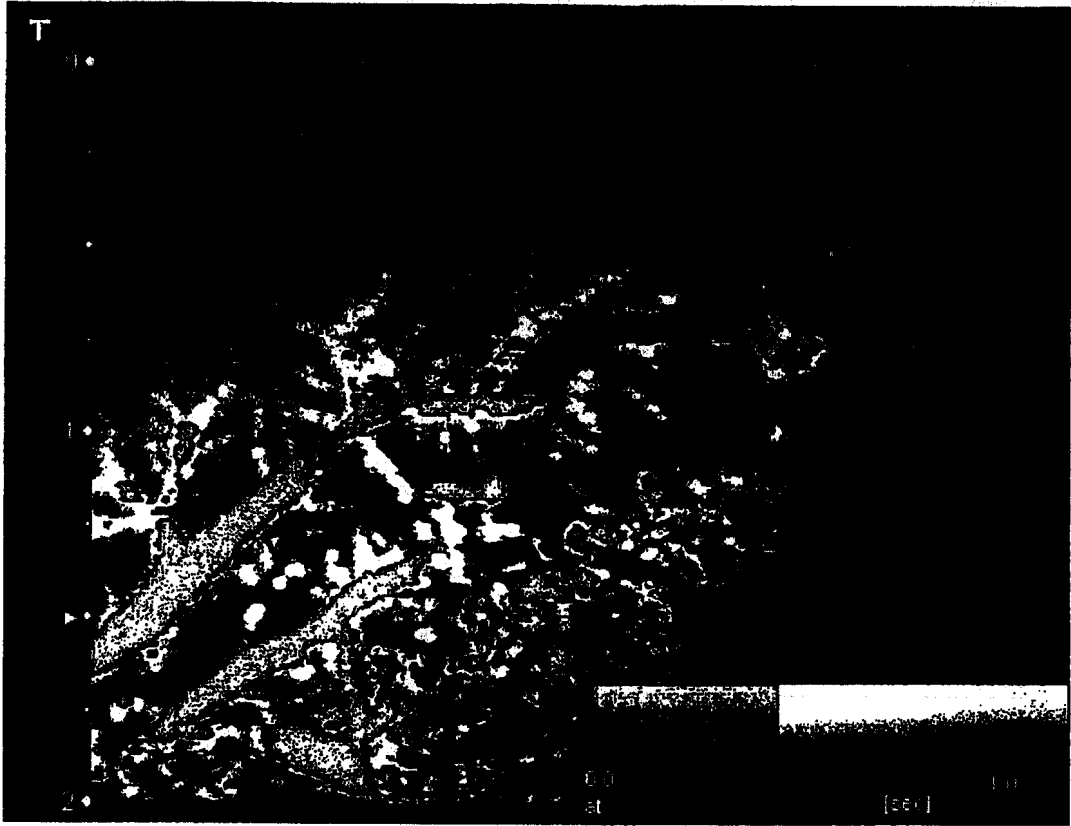


图 13



图 14

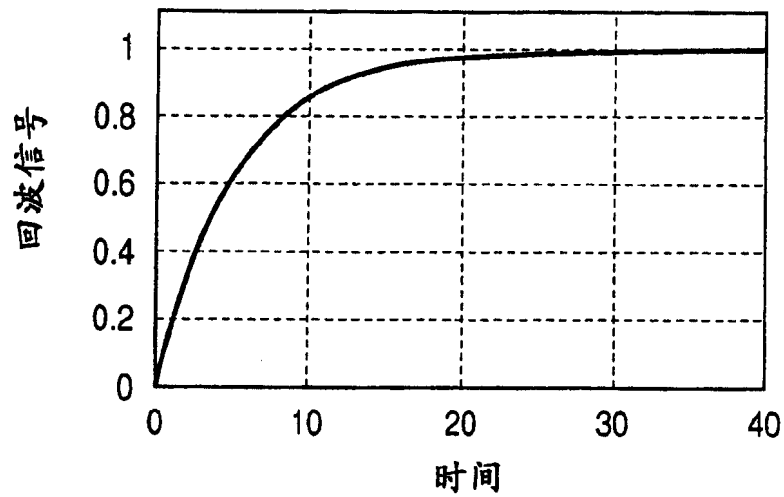


图 15

n	V_c/V_0	分贝
1	0.632	-1.99
2	0.393	-4.05
3	0.283	-5.47
4	0.221	-6.55
5	0.181	-7.42
6	0.154	-8.14
7	0.133	-8.76
8	0.118	-9.30

图 16

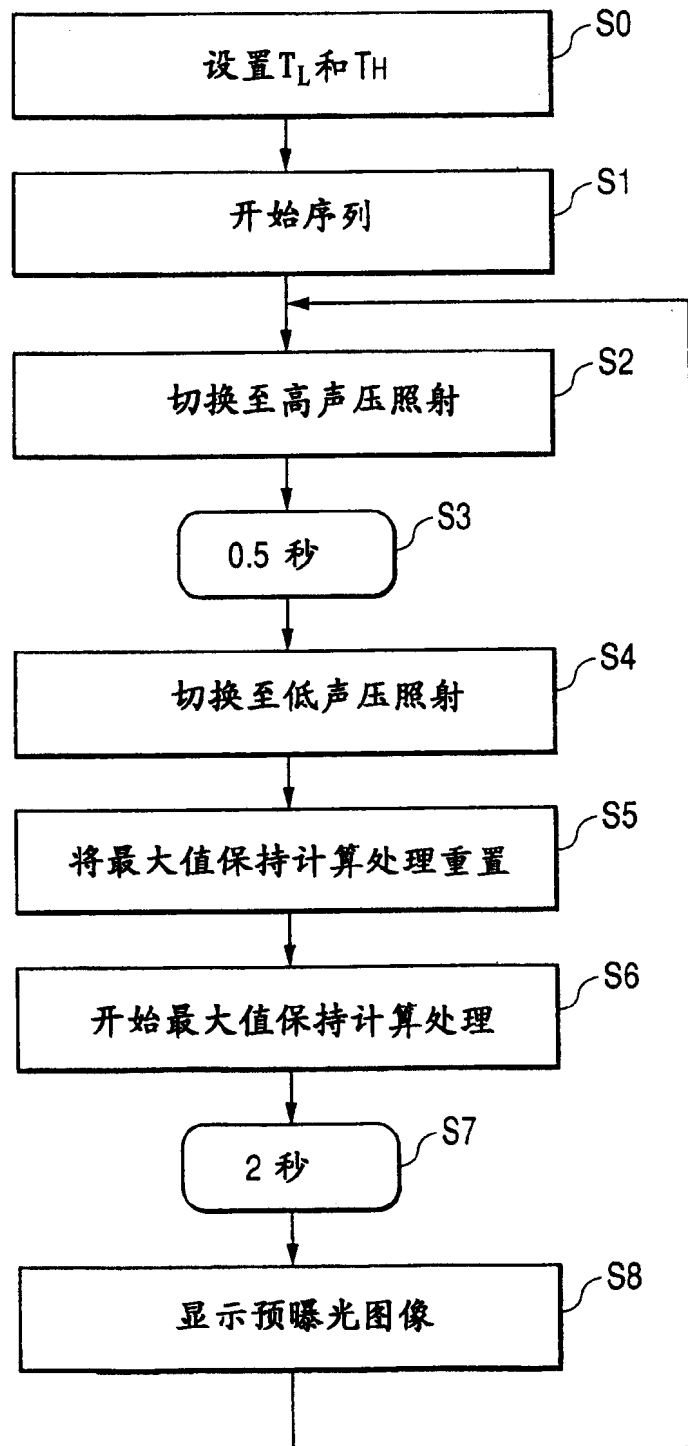


图 17

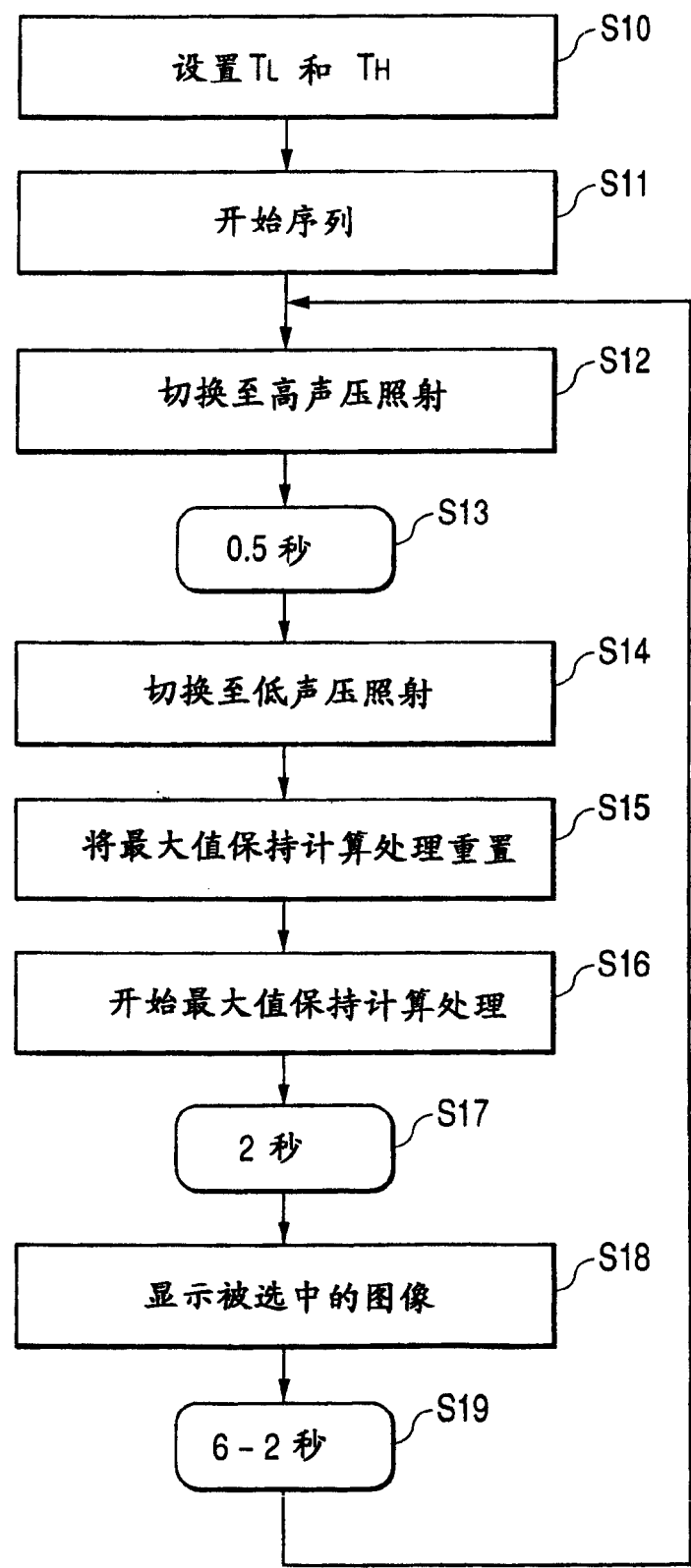
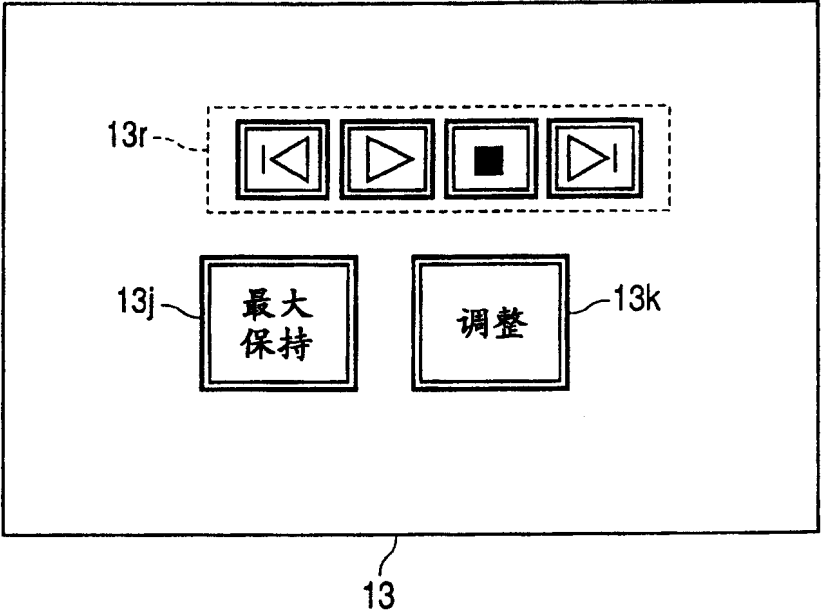


图 18



专利名称(译)	超声诊断设备以及图像处理设备		
公开(公告)号	CN100381106C	公开(公告)日	2008-04-16
申请号	CN200410063177.2	申请日	2004-04-28
[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	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/13 G01S7/52038 G01S15/8979 G01S7/52041 A61B8/481 A61B8/06 G01S7/52074		
代理人(译)	王永刚		
审查员(译)	高虹		
优先权	2003124168 2003-04-28 JP		
其他公开文献	CN1550217A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断设备，其通过在增强超声成像中的预定时刻切换，执行高声压和低声压超声传播，并将在低声压下传播得到的，像电影一样的实时传播的补偿图像，与在刚要切换至高声压传播的低声压超声传播下得到的，以静止图片方式显示的预曝光图像并行显示，从而使操作者了解微细血管级的结构。该设备还可以显示任意时刻的低声压传播得到的被选择的图像，而不是预曝光图像。

