



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101416888 B

(45) 授权公告日 2011.07.27

(21) 申请号 200810170887.3

(22) 申请日 2008.10.23

(30) 优先权数据

275378/2007 2007.10.23 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 吉田哲也

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

审查员 方炜园

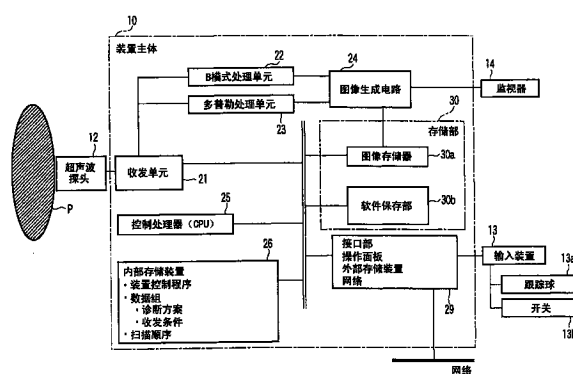
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及其控制程序。收发单元 (21) 基于从控制处理器 (25) 指定的发送参数,按照每个帧或体积执行基于第 1 声压的第 1 超声波发送、和基于第 2 声压的第 2 超声波发送的功能,其中上述第 1 声压是实质上不破坏造影剂泡的声压、并且用于得到被检体的规定部位的超声波图像,上述第 2 声压是用于使造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第 1 声压高。控制处理器 (25) 对于收发单元 (21),根据时间使与上述第 2 超声波发送有关的发送参数变化。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,对被投放了造影剂泡的被检体发送超声波,接收反射波,产生回波信号;

发送单元,通过上述超声波探头,基于发送参数,按照每个帧或体积执行基于第1声压的第1超声波发送和基于第2声压的第2超声波发送,其中上述第1声压是不破坏上述造影剂泡的声压、并且用于得到上述被检体的超声波图像,上述第2声压是用于使上述造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第1声压高;

图像生成单元,利用通过上述第1超声波发送得到的回波信号生成上述超声波图像;
以及

控制单元,使上述第2超声波发送的焦点从上述被检体的浅部向深部移动。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元根据在进行上述第2超声波发送之前由上述第1超声波发送生成的上述超声波图像,求出深度方向上的亮度分布,根据该亮度分布使与上述第2超声波发送有关的发送参数变化。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成单元还利用通过上述第2超声波发送得到的回波信号,生成上述被检体的造影部分的超声波图像;

上述控制单元根据上述造影部分的超声波图像求出深度方向上的亮度分布,根据该亮度分布使与上述第2超声波发送有关的发送参数变化。

4. 一种超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置具备对被投放了造影剂泡的被检体发送超声波、接收反射波、产生回波信号的超声波探头,其特征在于,该控制方法包括:

基于发送参数,按照每个帧或体积执行基于第1声压的第1超声波发送和基于第2声压的第2超声波发送的步骤,其中上述第1声压是不破坏上述造影剂泡的声压、并且用于得到上述被检体的超声波图像,上述第2声压是用于使上述造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第1声压高;并且

使上述第2超声波发送的焦点从上述被检体的浅部向深部移动。

5. 如权利要求4所述的控制方法,其特征在于,

根据在进行上述第2超声波发送之前由上述第1超声波发送生成的上述超声波图像,求出深度方向上的亮度分布,根据该亮度分布使与上述第2超声波发送有关的发送参数变化。

6. 如权利要求4所述的控制方法,其特征在于,

还利用通过上述第2超声波发送得到的回波信号,生成上述被检体的造影部分的超声波图像;

根据上述造影部分的超声波图像求出深度方向上的亮度分布,根据该亮度分布使与上述第2超声波发送有关的发送参数变化。

超声波诊断装置及其控制程序

[0001] 本申请基于 2007 年 10 月 23 日提出的日本专利申请第 2007-275378 号并主张其优先权,这里引用其全部内容。

技术领域

[0002] 本发明涉及在利用超声波造影剂进行的造影回波法中、具备清除充满在扫描区域中的泡的功能的超声波诊断装置及其控制程序。

背景技术

[0003] 超声波诊断通过将超声波探头从体表抵接的简单的操作,以实时显示得到心脏的搏动或胎儿的活动的状况,并且由于安全性较高所以能够反复进行检查,除此以外,系统的规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断设备小,向床侧移动的检查也能够容易地进行等,是简便的。此外,超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而各式各样地不同,但小型的种类开发出了用单手拿持的程度的结构,超声波诊断没有如 X 射线等那样辐射的影响,在妇产科及家庭医疗等中也能够使用。

[0004] 近年来,静脉投放型的超声波造影剂已产品化,进行“造影回波法”。该方法的目的例如在心脏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。造影剂多数是微小气泡(微泡)作为反射源发挥功能。由于气泡这样的细微的材质的性质,即使是通常的诊断水平的超声波照射,也会通过其机械作用使气泡破坏,结果来自扫描面的信号强度降低。因而,为了实时地观察灌注的动态状况,需要通过低声压的超声波发送进行图像化等,使扫描带来的气泡的崩溃降低得较低。这样的低声压的超声波发送进行的图像化的信噪比(S/N 比)也降低,所以也考虑了用来补足它的各种信号处理法。

[0005] 此外,发挥如上述那样造影剂气泡崩溃的特征,考虑以下这样的方法。即,(a) 在低声压照射下观察充满在扫描截面中的气泡的动态,(b) 将照射声压切换为高声压,使截面内(严格地讲是照射体积内)的气泡崩溃,(c) 再观察流入到截面中的气泡的状况,这样的方法。该方法称作 Flash-replenishment(闪烁再灌注,以下称作 FR 法)法(例如参照日本特愿平 9-324772 号)。进而,近年来出现了能够实时地进行 3 维扫描的装置,将上述方法也应用到 3 维中。

[0006] 近年来,有销售即使发送低声压的超声波也不被破坏而释放谐波信号、能够进行长时间的影像化的所谓“下一代造影剂”。作为该下一代造影剂的 Sonazoid(注册商标)是内包 perfluorobutane 气体、以磷脂为 shell 的微小气泡,具有随着时间被取入到肝脏的库普弗细胞中的性质。Sonazoid 实质上被取入的微小气泡(泡)的个数很多。进而,在高密度的泡被破坏时,通过其附近的泡消耗大量的超声波脉冲能量,所以尤其是将深部的泡破坏需要花费时间。

[0007] 例如,在将扫描截面的泡破坏的情况下,在其他造影剂时例如 5 帧左右能够充分破坏,但在 Sonazoid 时,有即使是 30 帧左右也不充分的情况。由此不仅破坏泡需要花费时间,而且在对于清除泡后的再流入的状况使用亮度的 Maximum Intensity Projection(最

大密度投影,以下称作 MIP 法)法那样的追踪泡的影像法时,有可能还混合存在泡的破坏残留,有成为诊断的障碍的情况。

[0008] 如上所述,在 Sonazoid 那样泡的个数很多、泡不易破坏的造影剂中,有泡全部破坏为止需要花费时间、诊断持续长时间的问题。此外,在使用 MIP 法那样的追踪泡的影像法时,如果有泡的破坏残留则它们会被映入,有不能得到正确的诊断结果的情况。

发明内容

[0009] 本发明是鉴于上述情况而做出的,其目的是提供一种能够将造影剂泡可靠地在短时间内消除的超声波诊断装置及其控制程序。

[0010] 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,具备:超声波探头,对被投放了造影剂泡的被检体发送超声波,接收反射波,产生回波信号;发送单元,通过上述超声波探头,基于发送参数,按照每个帧或体积执行基于第 1 声压的第 1 超声波发送、和基于第 2 声压的第 2 超声波发送,其中上述第 1 声压是实质上不破坏上述造影剂泡的声压、并且用于得到上述被检体的超声波图像,上述第 2 声压是用于使上述造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第 1 声压高;图像生成单元,利用通过上述第 1 超声波发送得到的回波信号生成上述超声波图像;以及控制单元,使与上述第 2 超声波发送有关的发送参数按照时间变化。

[0011] 根据本发明的另一方面,提供一种程序,用于控制超声波诊断装置,该超声波诊断装置具备对被投放了造影剂泡的被检体发送超声波、接收反射波、产生回波信号的超声波探头,其特征在于,该程序使计算机执行下列功能:基于发送参数,按照每个帧或体积执行基于第 1 声压的第 1 超声波发送、和基于第 2 声压的第 2 超声波发送的功能,其中上述第 1 声压是实质上不破坏上述造影剂泡的声压、并且用于得到上述被检体的超声波图像,上述第 2 声压是用于使上述造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第 1 声压高;以及使与上述第 2 超声波发送有关的发送参数按照时间变化的功能。

[0012] 本发明的优点将通过下面的描述来说明,并且其一部分会通过描述变得清楚,或通过实施本发明来理解。通过特别在以下指出的手段及组合能够实现并达到本发明的优点。

附图说明

[0013] 构成说明的一部分的附图说明本发明的实施方式,并且与以上给出的总体说明和以下给出的具体实施方式一起来解释本发明的概念。

[0014] 图 1 是表示有关第 1 实施方式的超声波诊断装置的块结构的一例的图。

[0015] 图 2 是基本的扫描顺序的一例。

[0016] 图 3 是使发送焦点位置变化的扫描顺序的一例。

[0017] 图 4 是在体模实验中、表示泡破坏前的状态的超声波图像的一例。

[0018] 图 5 是在体模实验中、表示通过实施例 1 的方法使泡破坏后的状态的超声波图像的一例。

[0019] 图 6 是在体模实验中、表示通过以往的方法使泡破坏后的状态的超声波图像的一例。

[0020] 图 7 是使声压变化的扫描顺序的一例。

[0021] 图 8 是根据造影图像的亮度分布求出发送焦点位置的方法的一例。

具体实施方式

[0022] 以下,按照附图说明本发明的一实施方式。另外,在以下的说明中,对于具有大致相同的功能及结构的结构要素赋予相同的标号,仅在需要的情况下进行重复说明。

[0023] 图 1 表示有关本实施方式的超声波诊断装置的块结构图。如该图所示,本超声波诊断装置具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、收发单元 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 29、具有图像存储器 30a 及软件保存部 30b 的存储部 30。内置于装置主体 10 中的收发单元 21 等也有由集成电路等的硬件构成的情况,但也有是软件上模组化的软件程序的情况。以下对各个结构要素的功能进行说明。

[0024] 超声波探头 12 具有基于来自收发单元 21 的驱动信号产生超声波、将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子、设在该压电振子中的匹配层、防止超声波从该压电振子向后方传播的垫材等。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波,则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依存于反射的不连续面的声阻抗的差。此外,发送的超声波脉冲被移动的血流或心脏壁等的表面反射的情况下的回波,通过多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度成分,频率受到偏移。

[0025] 输入装置 13 连接在装置主体 10 上,以用来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到装置主体 10 中的跟踪球 13a、各种开关 13b 为代表,具有按钮、鼠标、键盘等。

[0026] 监视器 14 基于从图像生成电路 24 输出的视频信号,将生物体内的形态学的信息、血流信息作为图像显示。

[0027] 收发单元 21 具有未图示的触发产生电路、延迟电路及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中,以规定的速度频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),反复产生用来形成发送超声波的速度脉冲。此外,在延迟电路中,对各速度脉冲付与为了按照每个信道将超声波聚束为束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。触发器产生电路以基于该速度脉冲的定时,对探头 12 施加驱动脉冲。

[0028] 另外,收发单元 21 为了按照控制处理器 25 的指示执行后述的本实施方式的扫描,具有能够瞬间变更发送对焦、声压、发送频率、发送驱动电压、发送区域、发送脉冲速度等的功能。特别是,关于发送驱动电压的变更,通过能够瞬间切换其值的线性放大型的发送电路、或电气地切换多个电源单元的机构实现。

[0029] 此外,收发单元 21 具有未图示的放大电路、A/D 变换器、加法器等。在放大电路中,将经由探头 12 取入的回波信号按照每个信道放大。在 A/D 变换器中,对于放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器中进行加法处理。通过该加法,回波信号的从对应于接收指向性的方向来的反射成分被强调,通过接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合性的束。

[0030] B 模式处理单元 22 从收发单元 21 获取回波信号,实施对数放大、包络线检波处理

等,生成信号强度用亮度的明亮程度表现的数据。该数据被发送给图像生成电路 24,作为用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。另外,这里处理的信号也可以是从回波信号提取的非线性信号成分。非线性信号成分也通过来自生物体的反射波生成,为了将来自泡的反射波高效率地影像化是有用的。

[0031] 多普勒处理单元 23 根据从收发单元 21 获取的回波信号对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流及组织、造影剂回波成分,对多点求出平均速度、方差、功率等的血流信息。将得到的血流信息发送给图像生成电路 24,作为平均速度图像、方差图像、功率图像、它们的组合图像而彩色显示在监视器 14 上。如果将表现为低流速的组织信号通过滤波处理除去,则也能够仅将来自泡的信号影像化,利用该图像求出有关后述的第 2 发送的发送参数。

[0032] 图像生成电路 24 将超声波扫描的扫描线信号串变换为以电视等为代表的一般的视频格式的扫描线信号串,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器,例如在诊断后操作者能够调出在检查中记录的图像。这样显示表示被检体组织形状的断层像。

[0033] 控制处理器 (CPU) 25 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,是控制本超声波诊断装置主体的动作的控制机构。控制处理器 25 从内部存储装置 26 读出用来执行后述的超声波收发、图像生成、显示等的控制程序,展开到软件保存部 30b 上,执行有关各种处理的运算、控制等。

[0034] 内部存储装置 26 保存有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)、诊断方案、收发条件、其他数据组。特别是,内部存储装置 26 保管有用来基于扫描顺序执行第 2 超声波发送的控制程序。此外,根据需要,也在图像存储器 30a 中的图像的保管等中使用。内部存储装置 26 的数据也能够经由接口部 29 向外部周边装置传送。

[0035] 接口部 29 是有关输入装置 13、网络、新的外部存储装置 (未图示) 的接口。通过该装置得到的超声波图像等的的数据及解析结果等能够通过接口部 29 经由网络传送给其他装置。

[0036] 图像存储器 30a 由保存从图像生成电路 24 接收到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够调出,能够以静止图像、或者使用多张而以动态图像再现。此外,图像存储器 30a 根据需要而存储收发单元 21 之后的输出信号 (称作 radio frequency (RF:射频) 信号)、收发单元 21 通过后的图像亮度信号、其他原始数据、经由网络取得的图像数据等。

[0037] (基本的扫描顺序)

[0038] 接着,参照图 2 对本超声波诊断装置执行的基本的扫描顺序进行说明。本扫描顺序是在利用造影剂的对比回波中、交替地执行用来使造影剂泡崩溃的高声压发送、和用来尽量不使泡崩溃而取得诊断图像的低声压发送,两种声压的发送的顺序。另外,适合于在按照本顺序的摄影中使用的造影剂是即使发送低声压的超声波也不被破坏而释放谐波信号、能够进行长时间的影像化的所谓“下一代造影剂”的造影剂。

[0039] 图 2 是用来说明基本的扫描顺序的图,横轴表示时间,纵轴表示发送对泡的机械作用的程度。此外,各线表示有关一帧 (或者一卷 (以下同样)) 的超声波扫描,各线的长

度表示各帧的发送声压的机械作用强度。

[0040] 即,各线表示基于下述发送条件的关于一帧的超声波扫描,其中上述发送条件被设定为其纵向的长度越长(大)、则发送频率越低或者发送驱动声压越大、或者是其结合。以下,将用图2中的期间TL表示的低声压照射的扫描称作第1超声波发送,将用期间TH表示的高声压照射的扫描(在该图中的例子中是10帧的量)称作第2发送。此外,将通过该第2发送后的低声压照射得到的断层图像称作再灌注(replenishment)图像。此外,将通过低声压照射的扫描中的、即将切换为高声压照射之前的帧扫描得到的断层图像,称作闪烁前(pre-flash)图像。另外,由于一个帧由多个扫描线构成,所以一条线象征性地表示有关多个扫描线的几百次的收发。

[0041] 在低声压照射下,造影剂气泡的崩溃较小,所以流入到扫描截面内的气泡数逐渐增加,在长时间的观察中达到平衡状态。如果接着切换为高声压发送,则截面内的气泡急剧地崩溃,通过至少1帧以上、优选为30帧左右的次数的照射,气泡大致完全消灭。接着,如果再切换为低声压发送而观察再灌注图像,则能够观察再灌注的状况。通过反复进行该步骤,能够通过上述闪烁前图像反复观察再灌注现象。

[0042] 在有关本实施方式的超声波诊断装置中,使有关上述第2发送的发送参数根据时间而变化。以下,按照实施例对第2超声波发送处理的具体的内容进行说明。

[0043] (实施例1)

[0044] 实施例1是在第2超声波发送处理中、根据时间使发送焦点的位置变化的例子。

[0045] 通常,在要使扫描容积(scan volume)内的超声波造影剂泡全部破坏的情况下,一般对焦在扫描容积的最深的位置上进行高声压发送。这是因为,由于超声波的衰减,所以提高最难以破坏的深部的声压是重要的。

[0046] 在泡的量非常多的情况下,当处于近距离的泡破坏时失去超声波的脉冲能量,在没有对焦的浅部较大地衰减。因此,为了将扫描体积内的泡全部破坏,从近距离开始逐渐地将泡破坏,花费许多时间。

[0047] 所以,控制处理器25在第2发送中控制收发单元21,以使其在开始时对焦于浅部、逐渐对焦于较深的位置。图3是作为其一例而使焦点的深度(纵轴)根据时间(横轴)而变化的图。如果是从处于近距离的泡开始破坏,则认为开始时对焦于浅部、使处于近距离的泡破坏后将深部的泡破坏这样的方式的泡消除的效率更有效,所以带来第2发送的时间缩短。

[0048] 这里,表示使用体模的实验结果。图4是通过第1超声波发送观察泡破坏之前的状态的图。造影剂泡用白色的部分表示。图5是通过本实施例1的方法、通过第1超声波发送观察在第2超声波发送中使焦点位置变化4cm、7cm、9cm、12cm后的状态的图。图6表示如以往方法那样将焦点位置以14cm固定、以与图5的情况相同的照射时间进行第2超声波发送后的状态。如果比较图5和图6,则可知,与如以往方法那样从开始对焦于深部而进行超声波发送相比,如本实施例1的方法那样在开始时对焦于浅部、从近距离的泡开始破坏使更多的泡破坏。由此,根据本方法,能够在短时间内清除泡。

[0049] (实施例2)

[0050] 实施例2是在第2超声波发送处理中、使声压随着时间变化的例子。

[0051] 例如,在对上述下一代超声波造影剂进行了第2发送时,如果将声压提高到装置

能够达到的最大,则将泡较多地破坏,另一方面,泡破坏时的发送能量的消失也很大。因此,不将声压提高到最大、而适当地以泡破坏的程度的声压将泡破坏的方式,更抑制能量的消失,反而有可能有效地将泡破坏。

[0052] 所以,如图 7 所示,控制处理器 25 控制收发单元 21,以使其在第 2 发送中在开始时(图 7 中的期间 T_{H1})使声压降低,然后(图 7 中的期间 T_{H2})成为最大的声压。在图 7 中是使声压以两阶段变化的例子,但也可以逐渐变化。此外,对于期间 T_{H1} 及期间 T_{H2} 的长度也可以任意地变更。

[0053] 特别是,在对近距离的泡进行了最大声压的发送的情况下,近距离的声压变得很高。即,也可以考虑在将近距离泡破坏时降低声压、在将深部的泡破坏时提高声压等的情况。

[0054] (实施例 3)

[0055] 实施例 3 是在第 2 超声波发送处理中、使发送频率随着时间变化的例子。

[0056] 例如,为了将较大的泡破坏,需要较大的发送脉冲能量,所以需要降低发送频率。另一方面,较小的泡可以以较高的发送频率一次破坏多个。所以,控制处理器 25 控制收发单元 21,以使其在第 2 发送中在开始时使频率较高、逐渐变为低频率。如果这样,则首先能够将较小的泡清除,所以能够抑制较小的泡的破坏带来的发送脉冲能量的消失,能够将难以破坏的较大的泡高效率地破坏。

[0057] 另外,作为发送参数变化的要素并不限于上述声压、焦点位置、发送频率。除了这些以外,也可以使脉冲的波数、重复频率等随着时间变化。此外,也可以将上述多个要素复合地组合而使其变化。

[0058] (实施例 4)

[0059] 实施例 4 是根据造影图像沿深度方向计算亮度分布、基于该亮度分布使发送参数变化的例子。

[0060] 例如,在第 2 发送中,在对焦于没有泡的区域的情况下,与对焦于深部的情况相比将泡破坏的效率下降。进而,在高声压照射中扫描区域变化的情况下(移动探头时等),可以考虑再次因浅部的泡的破坏而发生发送脉冲能量的消失的情况。

[0061] 为了解决上述问题,在图 8 中,表示根据造影图像的亮度分布求出发送对焦位置的方法的一例。控制处理器 25 根据通过即将进行第 2 收发之前的第 1 收发得到的图像,求出染色的深度方向的亮度分布,将焦点位置设定在亮度超过了规定的阈值的深度,通过收发单元 21 开始第 2 发送。

[0062] 另外,也可以不仅是焦点位置,而根据亮度分布求出声压值。此外,也可以在第 2 发送中通过多普勒处理单元 23 仅将来自泡的信号影像化,仅根据得到的泡的图像、通过上述算法求出焦点位置、声压、发送频率等。通过以上,能够根据泡的存在状况自动地求出相应的发送参数。

[0063] 根据以上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0064] 根据本超声波诊断装置,通过使有关泡破坏用的第 2 发送的发送参数随时间变化,能够高效率地将泡消除。如上所述,例如通过使发送焦点位置随着时间从浅部向深部变化,能够高效率地从近距离到深部将泡破坏,结果能够缩短破坏所需要的时间,能够可靠地将扫描区域整体的泡破坏。

[0065] 进而,根据本超声波诊断装置,根据通过在即将进行第2发送之前进行的第1超声波发送得到的造影图像、及通过第2发送得到的造影图像,沿深度方向求出亮度分布,根据该亮度分布使发送参数变化。如果这样,则能够根据泡的存在状况求出发送焦点、声压、发送频率等的发送参数,所以能够更短时间且可靠地将泡破坏。

[0066] 另外,本发明并不原样限定于上述实施方式,在实施阶段中能够在不脱离其主旨的范围内将结构要素变形而具体化。作为具体的变形例,例如有如下的变形例。

[0067] (1) 有关本实施方式的各功能也可以通过将执行该处理的程序安装到工作站等的计算机中、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也可以保存在磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等的记录媒体中而发布。

[0068] (2) 在上述实施方式中,收发单元21可以按照B模式执行上述第2超声波发送,也可以按照多普勒模式执行。

[0069] (3) 在上述实施方式中,对于第1超声波发送的发送区域与第2超声波发送的发送区域相同的情况进行了说明,但并不限于此,第2超声波发送的发送区域也可以是第1超声波发送的发送区域的一部分。

[0070] (4) 在上述实施方式中,对于生成2维图像的超声波诊断装置进行了叙述,但对于生成3维图像(体数据)的超声波诊断装置也同样能够适用。

[0071] 此外,通过在上述实施方式中公开的多个结构要素的适当的组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的所有结构要素中删除某几个结构要素。进而,也可以将跨越不同的实施方式的结构要素适当组合。

[0072] 对于本领域的技术人员来说其他优点和更改是显而易见的。因此,本发明广义上并不限于这里显示并说明的具体细节和代表性实施方式。因而,在不脱离由权利要求书定义的发明主旨或技术范围的情况下可以进行各种变更。

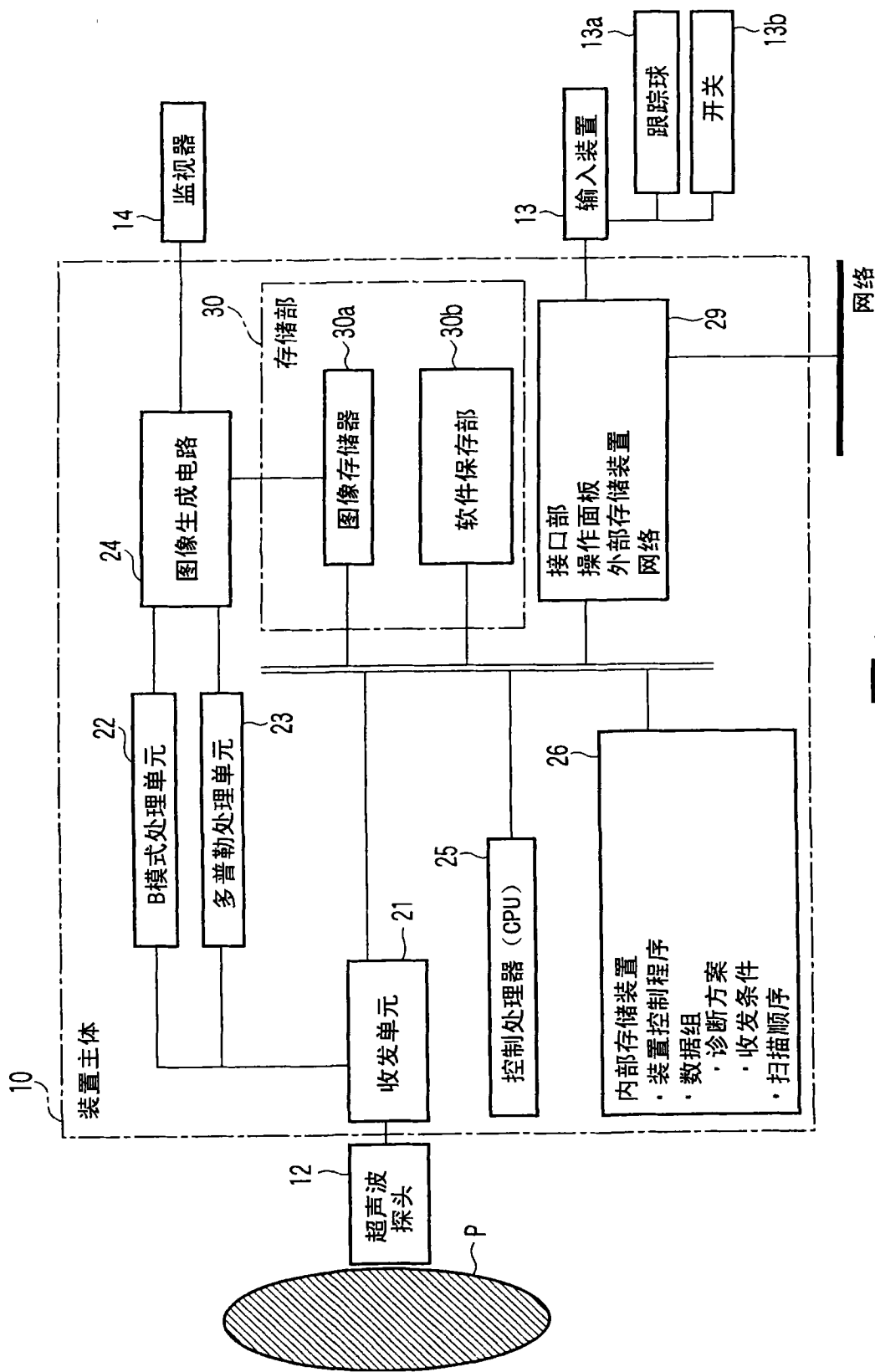


图1

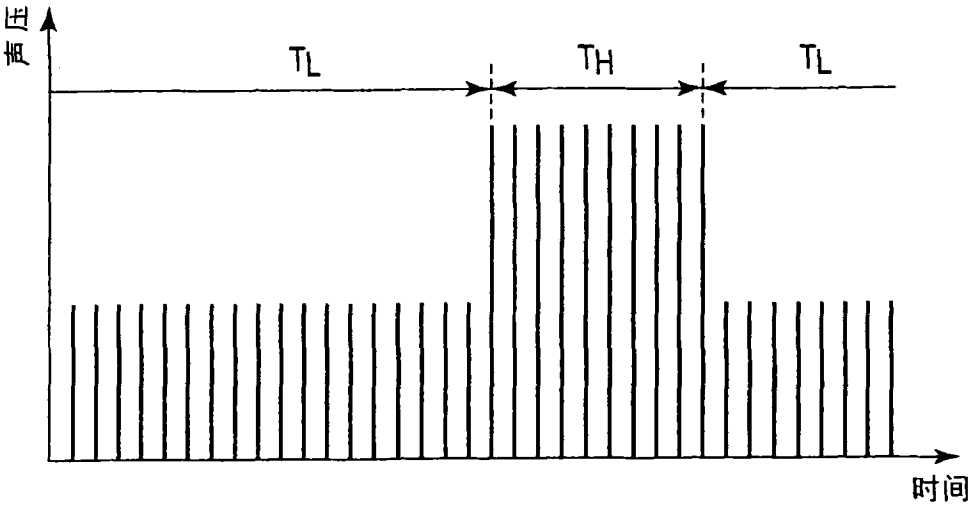


图 2

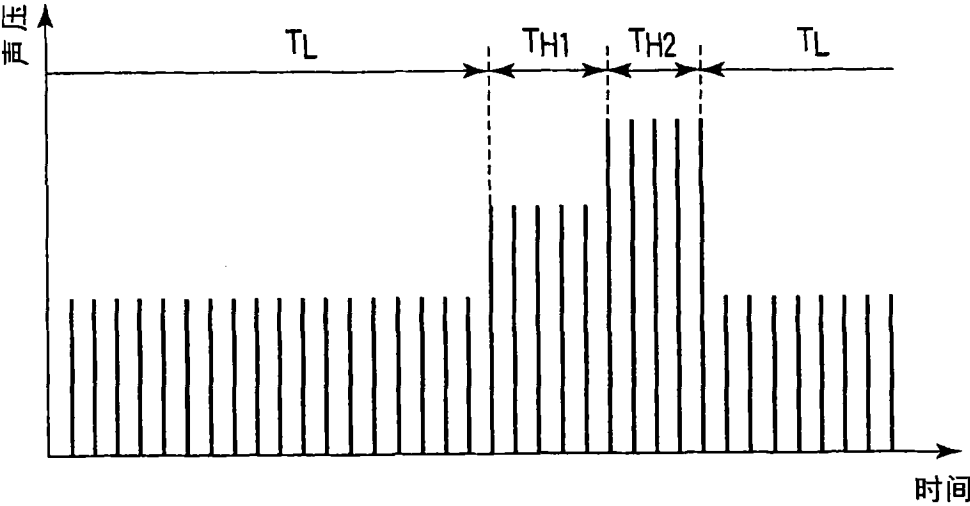


图 7

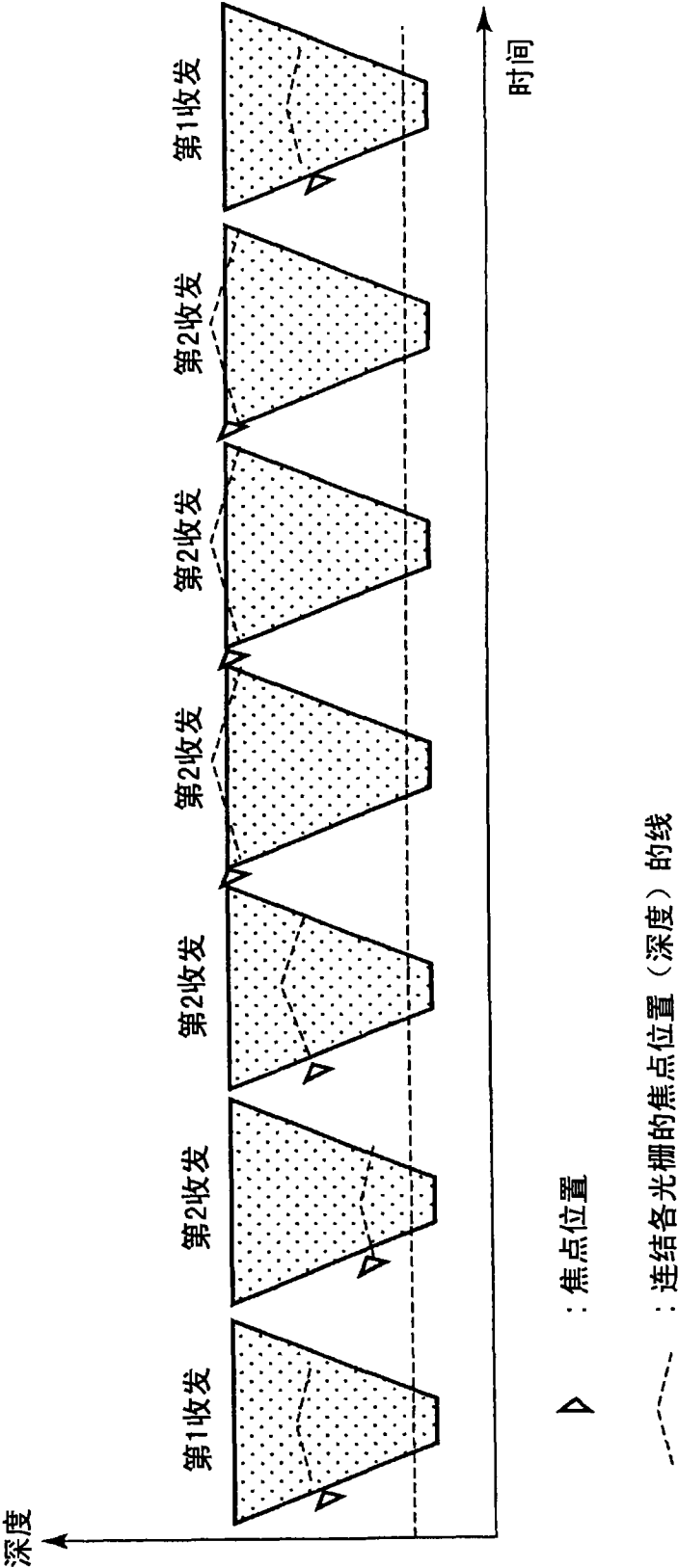


图3

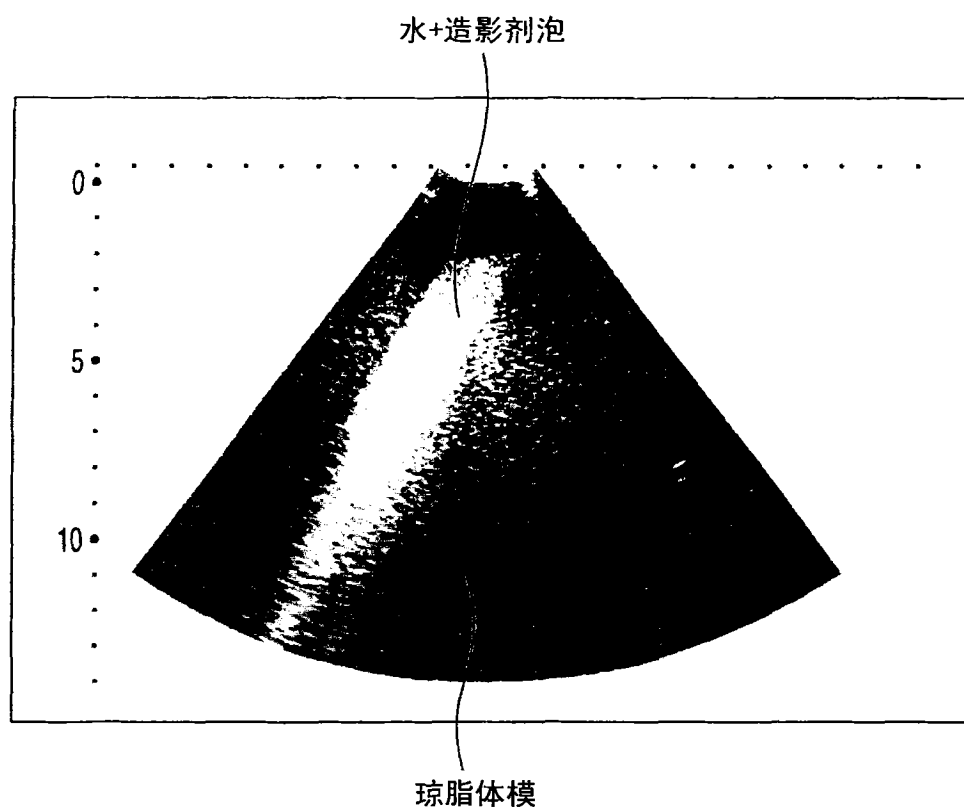


图 4

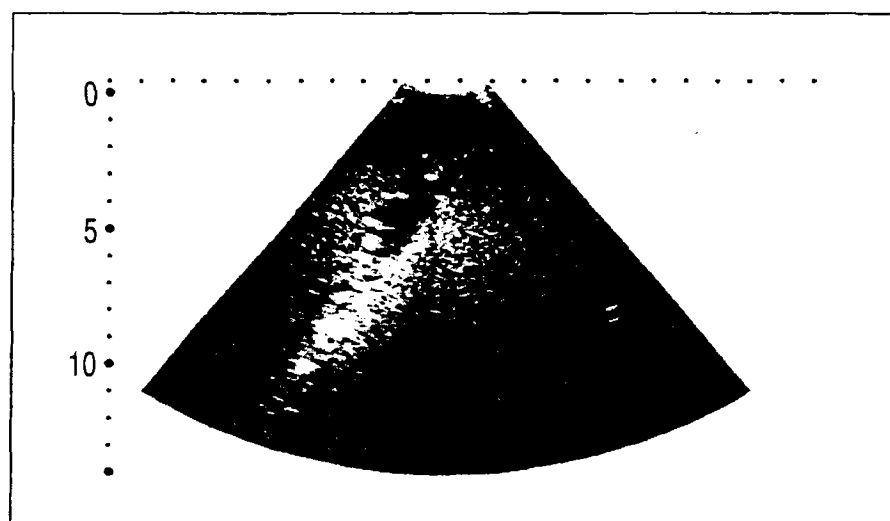


图 5

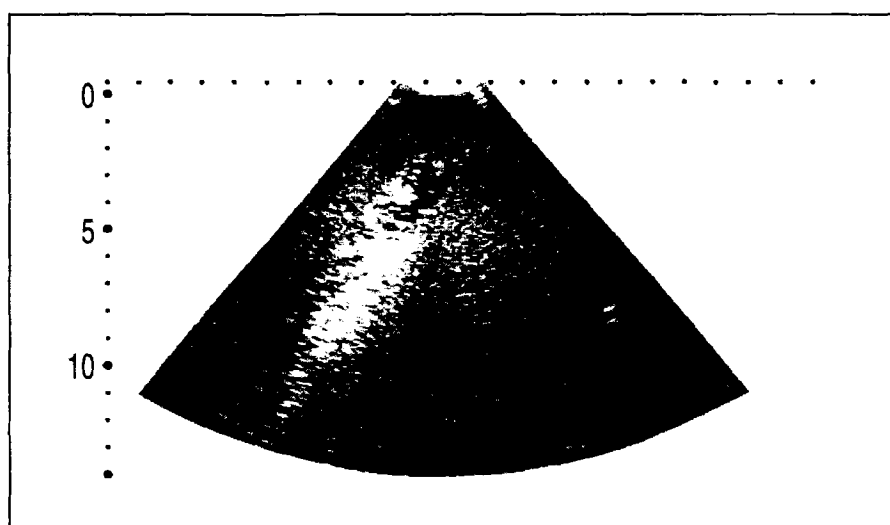
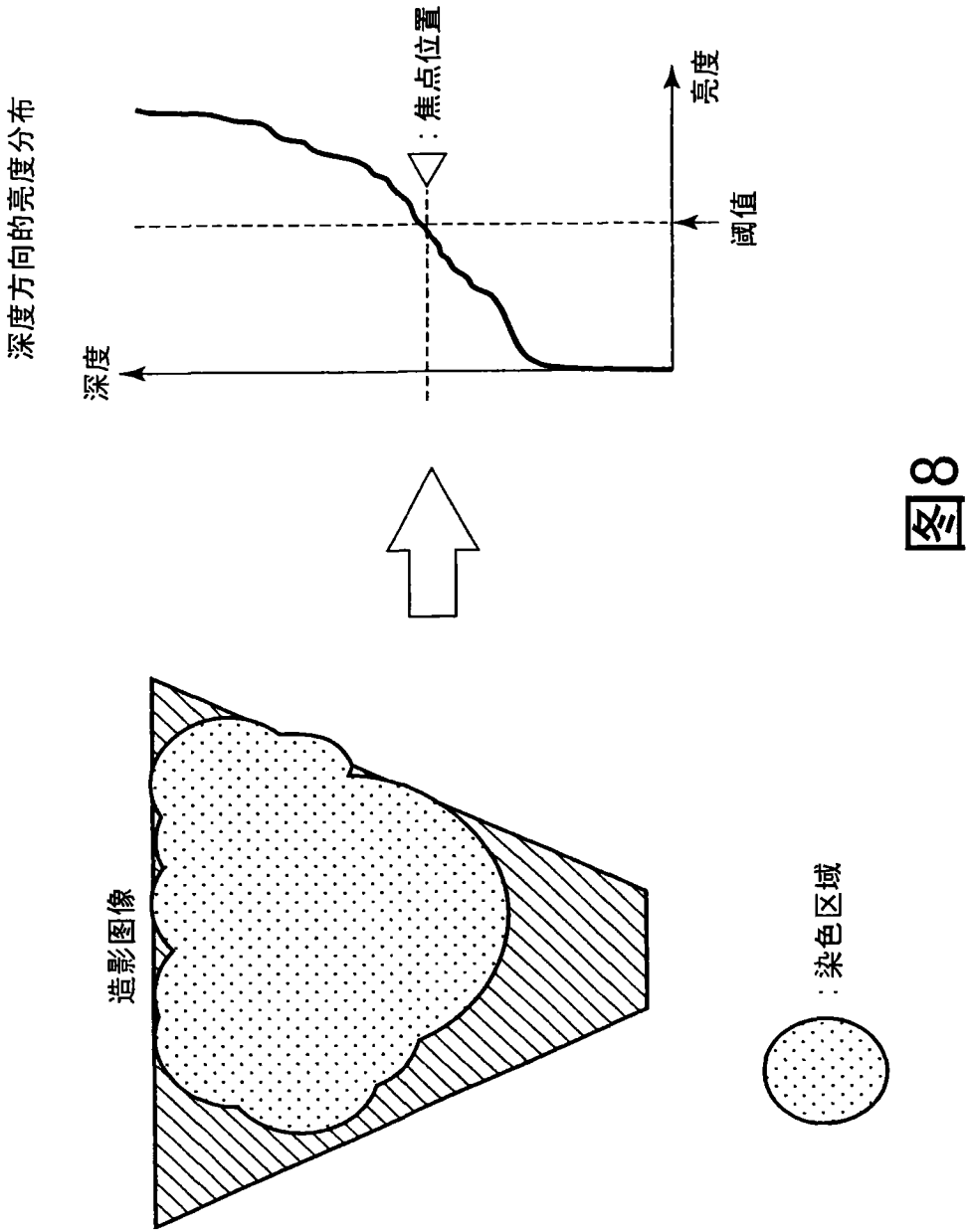


图 6



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN101416888B	公开(公告)日	2011-07-27
申请号	CN200810170887.3	申请日	2008-10-23
[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	吉田哲也		
发明人	吉田哲也		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481		
优先权	2007275378 2007-10-23 JP		
其他公开文献	CN101416888A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及其控制程序。收发单元(21)基于从控制处理器(25)指定的发送参数，按照每个帧或体积执行基于第1声压的第1超声波发送、和基于第2声压的第2超声波发送的功能，其中上述第1声压是实质上不破坏造影剂泡的声压、并且用于得到被检体的规定部位的超声波图像，上述第2声压是用于使造影剂泡崩溃的声压、并且比上述第1声压高。控制处理器(25)对于收发单元(21)，根据时间使与上述第2超声波发送有关的发送参数变化。

