



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02818769.5

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 1293847C

[22] 申请日 2002.9.27 [21] 申请号 02818769.5

[30] 优先权

[32] 2001.9.27 [33] JP [31] 297613/2001

[86] 国际申请 PCT/JP2002/010052 2002.9.27

[87] 国际公布 WO2003/028556 日 2003.4.10

[85] 进入国家阶段日期 2004.3.25

[73] 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 松村刚

[56] 参考文献

WO00/36980A1 2000.6.29 A61B8/00

US5706819A 1998.1.13 A61B8/00

JP2001-120549A 2001.5.8 A61B8/08

JP9-24047A 1997.1.28 A61B8/14

审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 李香兰

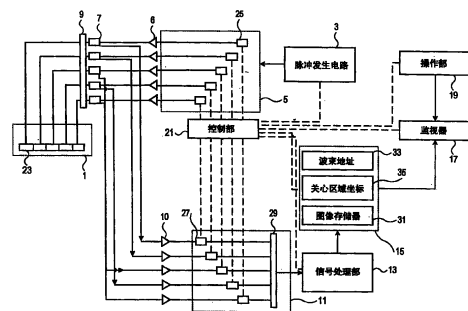
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 3 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置及超声波拍摄方法

[57] 摘要

一种超声波诊断装置，其通过对驱动多个振子(23)产生的超声波束进行扫描而向受检体照射，基于从此受检体反射的超声波信号生成并显示受检体的断层像，在超声波束的扫描中，利用安装的对超声波束的声压进行调整的声压调整机构，可以使各关心区域(47)、(49)、(51)中的超声波束(53)、(55)、(57)的声压相等。所以，即使在关心区域(47)、(49)、(51)位于不同深度的情况下，照射到各关心区域(47)、(49)、(51)的造影剂上的超声波束(53)、(55)、(57)的声压也会达到一定值，造影剂显示相同的作用，因此可以实现关心区域(47)、(49)、(51)的造影效果的均匀化。



1. 一种超声波诊断装置，将通过驱动探头而产生的超声波束照射到注入了造影剂的受检体上，基于从所述受检体反射的超声波信号生成所述受检体的断层像，并进行图像显示，其特征是，具有：

在所述断层像上设定所述造影剂预定穿过的多个关心区域的输入机构、

对所述超声波束进行调整的声压调整机构，其在由所述输入机构设定的所述多个关心区域中，使得相对于预定穿过的所述造影剂的声压在第 1 关心区域和所述第 1 关心区域以外的所述多个关心区域中分别实质上相等，

在使断层像实时显示的状态下，通过操作器设定关心区域，使设定的关心区域的坐标与图像存储器及波束地址存储器对应地储存在关心区域坐标存储器中，基于关心区域坐标存储器算出波束地址，使超声波束的焦点位置位于设定的关心区域内，

所述声压调整机构从断层像读取所述多个关心区域的位置坐标，并与波束地址对应地储存，从而可以基于所述波束地址使所述超声波束的焦点位于所述关心区域内。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征是，所述多个关心区域包含关心区域带。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征是，所述声压调整机构计算出从所述探头到所述关心区域的距离，根据所述距离对所述超声波束的焦点位置进行可变控制，从而对所述声压进行调整。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征是，所述声压调整机构，通过对提供给所述探头的各振子的驱动脉冲的电压进行控制来调整所述声压。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征是，所述声压调整机构通过改变所述超声波束的焦点位置来调整所述声压。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征是，所述声压调整机构通过对提供给所述探头的各振子的驱动脉冲的电压进行控制，及改

变所述超声波束的焦点位置来调整声压。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征是,使加在所述关心区域或所述关心区域带上的标记等的形状根据患部的大小变化,并重叠在断层像上以图像显示出来。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征是,所述声压调整机构算出连接所述多个关心区域的路径,按照使所述路径上的声压达到均匀的方式对超声波束进行控制。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征是,所述关心区域带以直线或曲线连续地输入指定连接所述多个关心区域的路径。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征是,所述声压调整机构使所述关心区域的所述声压达到最大。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,其特征是,以图像显示流经所述关心区域或所述关心区域带内的造影剂的随时间的变化。

超声波诊断及超声波拍摄方法

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，特别涉及适用于通过向受检体的血管等中注入造影剂来进行诊断的超声波诊断装置。

背景技术

超声波诊断装置借助探头在与受检体之间收发超声波，基于包含来自受检体内的反射波等的接受波信号，即反射回波信号，生成断层像等，提供对诊断有用的信息。

一般来说，探头是通过将多个振子以等间隔排列成直线状、曲线状或面状而形成的。此外，通过同时驱动选择的多个振子而形成超声波束，对受检体内的诊断部位进行扫描，基于由其反射波等形成的反射回波信号，生成断层像。通常，从探头发射出的超声波束要进行聚焦处理。此聚焦处理例如已知有如下的电子聚焦等，即，使从同时被驱动的振子组的各振子发射出的超声波延迟，使从各振子射出的超声波的波面在任意的焦点处重合。

另一方面，已提出以下的方案，即，当用超声波诊断装置拍摄断层像时，通过向血管中注入造影剂来增强血流的对比度的超声波造影法。作为造影剂，已知有例如在血管内形成气泡的物质等，利用此气泡因超声波束的照射而破裂，或者通过检测振动时产生的回波的音响特性的变化，就可以增强对比度。即，利用造影剂的作用产生的造影效果使关心区域等的断层像更加鲜明。

一直以来，从各振子射出的相同强度的超声波并利用超声波束对受检体内进行扫描，由于此超声波会随着深度的增加而衰减，因此当关心区域由受检体内较浅部位和较深部位组成时，关心区域的各个深度上的由造影剂产生的造影效果就会不同。其结果是，会造成关心区域的各个深度之间基于造影剂的染影度产生不均，从而难以准确地进行诊断。虽然在特开平

11-155858号公报中，为了使造影剂的接收信号达到最大，公布有对发送声压进行适当地控制的超声波装置，但是，即使为了在多个部位使造影剂的接收信号变大而施加适合的发送波束，也会如所述那样在深度较深的关心区域和较浅的关心区域发生造影剂的效果不均。

发明内容

为了解决所述问题，在通过对驱动探头而产生的超声波束进行扫描而向受检体照射，并根据从此受检体反射的超声波来生成、显示受检体的断层像的超声波诊断装置中，具有对超声波束的声压进行调整的声压调整机构。这样就可以使各关心区域的超声波束的声压相等。所以，在关心区域位于不同深度的情况下，由于照射到各关心区域的造影剂上的超声波束的声压都保持一定，使造影剂显示相同的作用，因此可以使多个关心区域的造影效果均匀化。

本发明的目的在于，在超声波断层像中使多个关心区域的造影效果均匀化。

附图说明

图1是使用本发明的超声波诊断装置的一实施方式的概略构成图。

图2是表示使用图1的超声波诊断装置进行的诊断顺序的一部分的流程图。

图3是示意性地表示图1的探头1和照射超声波束的受检体的图。

具体实施方式

本实施方式的超声波治疗装置如图1所示，包括探头1、脉冲发生电路3、发送波聚焦电路5、放大器6、收发分离电路7、切换开关9、放大器10、接收波整相电路11、信号处理部13、存储器15、监视器17、操作器19、由计算机构成的控制部21等。

探头1可以使用公知的超声波诊断装置中所使用的探头。例如，像电子区段（sector）型那样，将收发超声波的多个振子23排成一行。脉冲发生电路3是产生作为驱动各振子23的驱动信号的超声波驱动脉冲（以下

称为驱动脉冲)的装置。

发送波聚焦电路 5 包括对供给各个振子 23 的驱动脉冲的供给时刻进行调整的多个延迟电路 25, 利用来自控制部 21 的指令对构成口径的由多个振子 23 照射的超声波束的焦点位置进行控制。在脉冲发生电路 3 中产生的驱动脉冲, 在发送波聚焦电路 5 中进行聚焦处理, 在放大器 6 中放大, 提供给收发分离电路 7。提供给收发分离电路 7 的驱动脉冲, 借助切换开关 9 被提供给振子 23。

多个振子 23 将接受的驱动脉冲转换成超声波信号, 向未图示的受检体内照射超声波束。照射到受检体上的超声波束, 在受检体内发生反射, 形成反射回波信号, 被构成口径的各个振子 23 接收。由振子 23 所接收的各个接收信号, 借助切换开关 9 和收发分离电路 7, 被提供给放大器 10 并放大。由放大器 10 放大的接收信号被提供给接收波整相电路 11。

接收波整相电路 11 是通过对各振子 23 接收的接收信号的相位进行调整而将来自人体内的所需部位的接收信号转换成增强了的信号的电路, 包括延迟电路 27 及加法器 29 等。延迟电路 27 对由探头 1 的各振子 23 供给的接收信号设定延迟时间后向加法器 29 输出。加法器 29 对由延迟电路 27 实施了延迟控制的接收信号进行加法运算, 向信号处理部 13 输出。

信号处理部 13 对由接收波整相电路 11 进行了整相处理的接收信号进行信号处理, 生成形成断层像的 1 条或多条超声波束的图像数据, 储存在存储器 15 内。存储器 15 包括: 对每次超声波收发时在信号处理部 13 依次生成的接收波束数据进行储存的图像存储器 31、对由每条超声波束决定的超声波束的识别编码即波束地址进行储存的波束地址存储器 33、对所设定的关心区域的坐标进行储存的关心区域坐标存储器 35。操作器 19 是输入操作者的命令的输入机构, 例如可以由跟踪球或鼠标等界面形成。

控制部 21 分别连接脉冲发生电路 3、发送波聚焦电路 5、接收波整相电路 11、信号处理部 13、存储器 15、监视器 17 及操作器 19 等, 利用来自控制部 21 的指令对这些所连接的各部分进行控制。在本实施方式中, 发送波聚焦电路 5 和控制部 21 构成对关心区域的超声波束的声压进行调整的声压调整机构。另外, 操作者通过从操作器 19 向控制部 21 下达指令, 就可以设定各种诊断条件等。

下面将对本实施方式的超声波诊断装置的动作及详细构成进行说明。

本实施方式的超声波诊断装置例如在进行造影剂拍摄之前，通过对包含生体内的患部的部位进行拍摄，取得关心区域设定用的患部的断层面的图像，即断层像，并显示在监视器 17 上。利用诊断模式和由此诊断模式取得的显示在监视器 17 上的关心区域设定用的患部的断层像，对关心区域进行设定。然后，向血管内注入造影剂，在这些关心区域内一边对准各个超声波束的焦点位置，一边进行扫描。通过使用如此鲜明化的造影剂模式并使各关心区域的造影剂效果均匀化，拍摄出鲜明的断层像。作为造影剂，例如已知有使血流中产生气泡的造影剂等。由于当此造影剂被超声波束照射时，气泡就会破碎、变形，因此通过选取其破碎、变形时产生的声音的成分并图像化，就可以使存在造影剂的部位的诊断图像鲜明化。

操作者首先根据诊断模式对患部进行拍摄。此时，使探头 1 接触受检体的身体表面，或者在手术中使之接触开腹状态下的脏器表面，握持探头 1，使其超声波射出面朝向生体内部。当操作者利用操作器 19 下达开始拍摄的指令时，作为应答，控制部 21 向脉冲发生电路 3 和发送波聚焦电路 5 发出指令。这样，脉冲发生电路 3 和发送波聚焦电路 5 进行动作，由放大器 6 放大后的驱动脉冲被提供给各振子 23，按照来自各振子 23 的超声波的波面同时到达由发送波聚焦电路 5 所设定的焦点的方式，从各振子 23 向受检体内发射超声波。即，向受检体内照射超声波束。此时，发送波聚焦电路 5 进行公知的发送聚焦处理。利用发送波聚焦电路 5 将各振子 23 的驱动时刻适当地延迟。这样，由各振子 23 发射的超声波被合成并偏转，同时，形成超声波束，会聚于焦点。在诊断模式关心区域设定用的断层面的拍摄中，在发送波超声波束的焦点距离保持在由发送波聚焦电路 5 所设定的特定的深度的状态下，通过扫描超声波束而获得 2 维的断层像。超声波束的扫描由控制部 21 依次设定为方位不同的扫描路线，对应各条扫描路线，依次确定波束地址。波束地址是超声波束的识别编码，被储存于波束地址存储器 33 中。

沿扫描方向依次照射的超声波束，在受检体内传播，并通过组织的交界的声响阻抗发生变化的位置时，一部分被反射，形成反射回波。从照射了超声波束的区域反射的超声波束的反射回波，被振子 23 接收。振子 23

按照其接收顺序将回波转换成电信号，输出接收信号。由振子 23 输出的接收信号，经过切换开关 9、收发分离电路 7 及放大器 10，输入给接收波整相电路 11。此接收信号，在输入到接收波整相电路 11 中的接收信号组中被整相处理，提供给包含数字扫描转换器（digital scan converter）等的信号处理部 13。输入信号处理部 13 的接收波束信号被实施特定的信号处理而图像信号化，写入图像存储器 31 中。利用多次超声波收发，在受检体内进行超声波扫描，在根据需要读出写入图像存储器 31 中的图像信号的同时，读出并坐标转换成显示坐标系，作为超声波图像显示在监视器 17 上。即，由信号处理部 13 生成的断层像，被储存在图像存储器 31 中，监视器 17 读出储存于此图像存储器 31 中的断层像的数据，显示出断层像。这些关于诊断模式的部分可以使用公知的超声波诊断装置。

但是，当受检体内患部等关心区域有多个，并且各关心区域的深度不同时，有可能各个关心区域的造影剂的造影效果不均，从而用造影剂模式拍摄的断层像的可识性降低。对照射到受检体内的超声波束，利用发送信号聚焦处理进行聚焦。所以，超声波束的声压，在超声波束聚焦的焦点位置附近达到最大，随着与焦点位置的距离的增大，超声波束未聚焦的部分逐渐变小。

即，照射到受检体内的超声波束的声压从探头 1 到焦点深度逐渐增大，在焦点深度附近达到最大值，随着进入比焦点深度更深入的位置，又逐渐变小。造影剂是例如在溶液中混入微小的气泡的物质，声波是因气泡的破碎或变形而产生的。加入受检体内的造影剂，当接收到超声波束时，会产生特有的声波。当照射的超声波束的声压变大时，气泡发生破裂，变形变大等，此造影剂所产生的特有的声波也会变大。

这样，由于造影剂会根据所照射的超声波束的声压而显现十分不同的效果，因此，当照射到受检体的各部位上的超声波束的声压不同时，即使受检体的各部位为相同状态，造影剂的染影度也会不同。所以，当要观察的部位的深度不同时，超声波束的声压，在焦点深度附近会具有峰形分布，因此，即使关心区域基本处于相同状态，造影剂的气泡的浓度度也大致均匀，但由造影剂造成的染影度也会不同，因此，可识性变差。在焦点深度附近超声波束的声压较大的位置，易于发生造影剂的气泡的破碎或变形，

产生较强的声波，来自造影剂的接收信号强度增强，造影剂的染影度变好。

相反，在远离焦点深度的超声波束的声压较小的位置，难以发生气泡的破碎或变形，因而不会产生较强的声波，来自造影剂的接收信号强度变弱，造影剂的染影度变差。所以，在一定的焦点距离进行1次扫描中的超声波束的照射的、用以往的超声波诊断装置拍摄的断层像上，无法基于造影剂的染影度的不同，将焦点深度附近的关心区域突出并用图像显示出来，并在深度不同的关心区域中，获得足够均匀的造影效果，从而很难判断是由各关心区域的状态的差别造成的还是由声压的差别造成的，因而难以进行临床评价。

所以，本发明的一个实施方式的超声波诊断装置，将要观察的部位设定为关心区域，根据所设定的关心区域的深度，在扫描中改变照射各关心区域的各个超声波束的焦点距离。即，其特征是，对扫描关心区域的各个超声波束的焦点距离进行可变控制。

这里，对于本实施方式的超声波治疗装置的造影剂模式的动作，参照图2及图3对本实施方式的拍摄顺序进行说明。造影剂模式如图2所示，在步骤S1中，通过对操作器19进行操作来将装置设为关心区域设定模式，在显示于监视器17上的关心区域设定诊断用的断层像内，设定如图3所示的多个关心区域47、49、51。在图3中，O标记表示设定在心肌52上的关心区域47、49、51，虚线表示穿过关心区域47、49、51的超声波束53、55、57。在步骤S1、步骤S2中，控制部21读取断层像上所输入的关心区域47、49、51的坐标，储存在存储器15中。在步骤S2、步骤S3中，控制部21为了将穿过关心区域47、49、51的超声波束53、55、57的焦点位置设定在各关心区域内，通过根据波束地址演算而求出焦点位置，并储存在存储器15中。在步骤S3、步骤S4中，在注入造影剂后，根据操作者的指令拍摄断层像。其构成包括步骤S4以及在步骤S4中将所拍摄的断层像显示在监视器17上的步骤S5。

在步骤S1中，在利用关心区域设定用的诊断模式使断层像实时地显示在监视器17上的状态下，操作者利用作为界面的鼠标或跟踪球等操作器19，如图3所示，进行关心区域47、49、51的设定。通过这些关心区域47、49、51的设定，例如，表示关心区域47、49、51的位置和范围的

关心区域标记等就显示在监视器 17 上，并重叠显示在诊断像上。所显示的关心区域标记的大小也可以根据患部的大小进行适当地更改。

在步骤 S2 中，从断层像读取所设定的关心区域 47、49、51 的坐标，例如关心区域 47、49、51 的基准位置的坐标，并与图像存储器 31 及波束地址存储器 33 对应地储存在关心区域坐标存储器 35 中。

在步骤 S3 中，控制部 21 例如基于储存了关心区域 47、49、51 的基准位置的坐标的关心区域坐标存储器 35，对穿过所设定的关心区域 47、49、51 的超声波束 53、55、57 的各自的波束地址进行检测。按照使得由探头 1 照射并穿过关心区域 47 的超声波束 53 的焦点落入关心区域 47 内的方式，计算出超声波束 53 的焦点位置，将算出的焦点位置与波束地址相对应地储存在波束地址存储器 33 中。穿过关心区域 49 的超声波光束 55、穿过关心区域 51 的超声波束 57 同样也储存在波束地址存储器 33 中。各超声波束 53、55、57 的焦点距离，例如可以设于探头 1 上的多个振子 23 中的中心的振子 23 为基准，计算出各自由探头 1 到设定的关心区域 47、49、51 的距离。

在步骤 S4 中，当向受检体内注入造影剂，并且操作者利用操作器 19 输入指令时，利用操作器 19 进行的输入，被传送至控制部 21，接收到此输入的控制部 21，根据储存在波束地址存储器 33 中的各超声波束的焦点位置求得供给各振子 23 的驱动脉冲的延迟时间，按照所设定的焦点深度的超声波束可以送达的方式，向脉冲发生电路 3 或发送波聚焦电路 5 发送指令。发送波聚焦电路 5，根据来自控制部 21 的指令，按照在关心区域 47、49、51 将超声波束 53、55、57 各自焦点聚焦方式，进行各超声波束 53、55、57 的发送波聚焦处理，探头 1 按照扫描顺序对包含超声波束 53、55、57 的多个超声波束进行依次进行照射。

所谓发送信号聚焦处理是指通过错开各个振子 23 的动作时刻，缩小超声波束，使得在所设定的焦点距离上声场变小。例如，当将振子 23 配置成一系列时，通过将两端的振子 23 的动作时刻设为最先，并随着接近中央而逐渐延迟来实现。另外，通过在 1 次扫描中改变延迟时间，可以在 1 次扫描中改变超声波束 53、55、57 的焦点深度。即，可以在扫描中对依次照射的各超声波束的焦点位置分别进行调整，从而可以在各关心区域

47、49、51 中使超声波束 53、55、57 的焦点聚焦。

照射到受检体上的超声波束在受检体内反射，生成反射回波，同时，利用其声压使造影剂破碎、变形，产生特有的声波。造影剂特有的声波及反射回波被振子 23 接收，经过切换开关 9、收发分离电路 7，提供给接收波整相电路 11，进行整相处理，再由接收波整相电路 11 输出。接收波整相电路 11 所输出的接收波信号被输入信号处理部 13，信号处理部 13 基于此扫描的一连串接收波信号，生成受检体的断层像，所生成的断层像被储存在存储器 15 的图像存储器 31 中。储存在图像存储器 31 中的断层像信号，将累积的接收波信号扫描转换成图像信号并读出，利用作为图像显示机构的监视器 17 显示出来。此时，像素的亮度由对应的接收波信号的振幅来决定。

这里，与各个超声波束对应的接收波信号，是由对应于从发送超声波束后至接收到接收波信号为止的往复传播时间的时间系列的信号强度（振幅）即振幅所构成的数据列。此外，由于往复传播时间与从探头 1 到接收波信号的部位的深度成比例，因此可以根据超声波束的发送方向和往复传播时间来确定像素位置。另外，此后，通过根据接收波信号的振幅来确定像素的亮度，可以生成灰度图像。利用像素的亮度来显示灰度的断层像，通过一边改变超声波束的波束线（beam line）一边对受检体进行扫描而形成，具有例如扇形的视野。振子 23 接收信号后的接收信号的处理可以与诊断模式相同地进行。

在步骤 S5 中，控制部 21 从图像存储器 31 读出步骤 S4 中拍摄、储存的断层像，另外，从关心区域坐标存储器 35 读出关心区域 47、49、51 的坐标的数据，将各个坐标连接起来，在监视器 17 上将关心区域标记重叠显示在断层像上。

这样，本实施方式的超声波诊断装置，在检测出所设定的关心区域 47、49、51 的坐标，并储存在存储器 15 中的同时，基于穿过关心区域 47、49、51 的超声波 53、55、57 的波束地址，在构成断层像的 1 个像素的 1 次扫描中，对穿过所设定的各关心区域 47、49、51 的超声波束 53、55、57 的焦点位置进行控制，使超声波束 53、55、57 的各自的焦点位置对准各关心区域 47、49、51，通过对所设定的各关心区域 47、49、51 的超声波束

53、55、57 的声压进行调整，使之无论各关心区域 47、49、51 的深度如何都达到最大，就可以改善造影剂的染色度，提高断层像的可识性。

另外，当以一定的焦点距离照射超声波束时，偏离焦点位置的关心区域尽管超声波束未充分聚焦，超声波束的幅度变大而分辨率降低，但是，通过像本实施方式的超声波诊断装置那样，在 1 次扫描中对超声波束 53、55、57 的焦点距离进行控制，使各关心区域 47、49、51 的位置和穿过各关心区域 47、49、51 的超声波束 53、55、57 的焦点位置重合，就可以在各关心区域 47、49、51 中，使超声波束 53、55、57 充分聚焦，超声波束 53、55、57 的幅度变小，从而可以防止各关心区域 47、49、51 中的分辨率降低。而且，由于在监视器 17 上，在关心区域 47、49、51 上分别显示关心区域标记，并且，此关心区域标记被重叠显示在断层像上，因此操作者可以容易地识别关心区域 47、49、51 的位置。

在所述实施方式中，虽然对通过使超声波束的焦点位置对准关心区域而使得关心区域的声压基本相等的声压调整机构进行了说明，但是本发明并不限于此，还可以采用以下的变形。

通过根据关心区域 47、49、51 的各自的深度，利用控制部 21 对 1 次扫描中提供给各振子 23 的驱动脉冲的电压进行控制来调整声压，就可以实现造影剂的造影效果的均匀化。此时，也可以采用放大器 10 作为可变放大器，以最大深度的关心区域为基准，其他的较浅的关心区域使用较小的放大率即可。另外，也可以通过组合所述的超声波束的焦点位置调整和驱动脉冲的信号强度调整来构成声压调整机构。

另外，放大器 6 虽然设于发送波聚焦电路 5 和收发分离电路 7 之间，但是也可以在脉冲发生电路 3 中包含放大器 6。

另外，在本实施方式中，虽然对存在连续的关心区域的心肌 52 的断层像进行拍摄，但是，本发明的超声波诊断装置并不限于心肌 52 的诊断，也可以应用于 HCC 即肝细胞癌等存在点状的关心区域的其他部位的断层像的拍摄。

另外，关心区域标记既可以像本实施方式那样，重叠显示在显示于监视器 17 上的断层像上，也可以在监视器 17 上设置多个画面，例如显示诊断用的断层像的画面、用于识别关心区域的位置的画面，并在显示关心区

域的位置的画面上重叠显示断层像和关心区域标记。另外，也可以采用字符等作为关心区域标记，根据患部的大小等来决定关心区域标记采用怎样的形状。简而言之，只要可以识别所设定的关心区域的位置或范围，并可以获得使各关心区域的造影效果均匀化的诊断图像，采用怎样的形状都可以。

在本实施方式中，虽然在1次扫描中穿过各关心区域的超声波束分别为1条，但是，即使在所设定的关心区域的范围较大，穿过关心区域内的超声波束为多条的情况下，通过与本实施方式的超声波诊断装置相同地对穿过关心区域内的多条超声波束的焦点位置分别进行控制，也可以使超声波束的各焦点位置对准各个关心区域内。

在本实施方式的超声波诊断装置中，虽然使超声波束的焦点位置对准关心区域，对加在振子23上的所加电压进行控制，而对各关心区域的声压进行调整，但是也可以使超声波束的焦点位置偏离关心区域，而对关心区域的声压进行调整。例如，在位于最深位置的关心区域内，使穿过此关心区域的超声波束的焦点位置与之重合，而随着关心区域的位置逐渐变浅，使穿过各关心区域的超声波束的焦点位置逐渐远离各关心区域。这样操作后，就可以使由超声波束的聚焦产生的声压的变化与由超声波束在受检体内传播并衰减而产生的声压的变化相互抵消，从而可以使各关心区域的声压均等。

另外，本发明的超声波诊断装置的关心区域的设定并不限定于本实施方式的关心区域的设定，例如，也可以由装置自身读入断层像，通过自动地检索来设定关心区域。另外，当1条波束线上存在多个关心区域时，即，当波束线和关心区域不是一一对应时，可以通过在相同的波束线上，照射与多个关心区域相同数目的超声波束，对焦点位置及所加电压进行控制，使得在各关心区域声压都基本相同。

另外，未穿过关心区域的超声波束的焦点位置及外加电压的控制，既可以按照成为预先设定的焦点位置及外加电压的方式进行控制，也可以算出连接所设定的各关心区域的路径，并按照使此路径上的声压一定的方式对焦点位置和所加电压进行控制。

另外，在本实施方式中，虽然设定了不连续的多个关心区域47、49、

51, 但是也可以将连接多个关心区域的路径, 以直线或曲线连续地输入指定而形成关心区域带, 按照使此关心区域带上的各超声波束的声压均等的方式, 对超声波束的焦点位置和外加电压进行控制。此关心区域带的设定, 既可以利用鼠标或跟踪球等任意地设定, 也可以预先在装置侧对每个检查区域进行设定。例如, 如果将流动造影剂的血管设为此种连续的关心区域带, 则通过提高关心区域带所含的血管内的造影剂的染色度, 还可以观察到在血管内流动的造影剂随时间的变化。

另外, 在本实施方式中, 虽然在步骤 S4 中进行造影剂的注入, 但是造影剂的注入既可以在步骤 S1 之前进行, 也可以在步骤 S1~S3 的某个时刻内进行。另外, 在注入造影剂后, 通过设定造影效果不均匀的关心区域, 可以以造影剂模式对断层像进行拍摄。简而言之, 在注入造影剂后, 只要通过对照射到注入了造影剂的各关心区域的超声波束的焦点位置及外加在振子 23 上的所加电压的至少一方进行控制, 对照射到各关心区域的造影剂上的各个超声波束的声压进行调整, 而使得造影效果均匀即可。

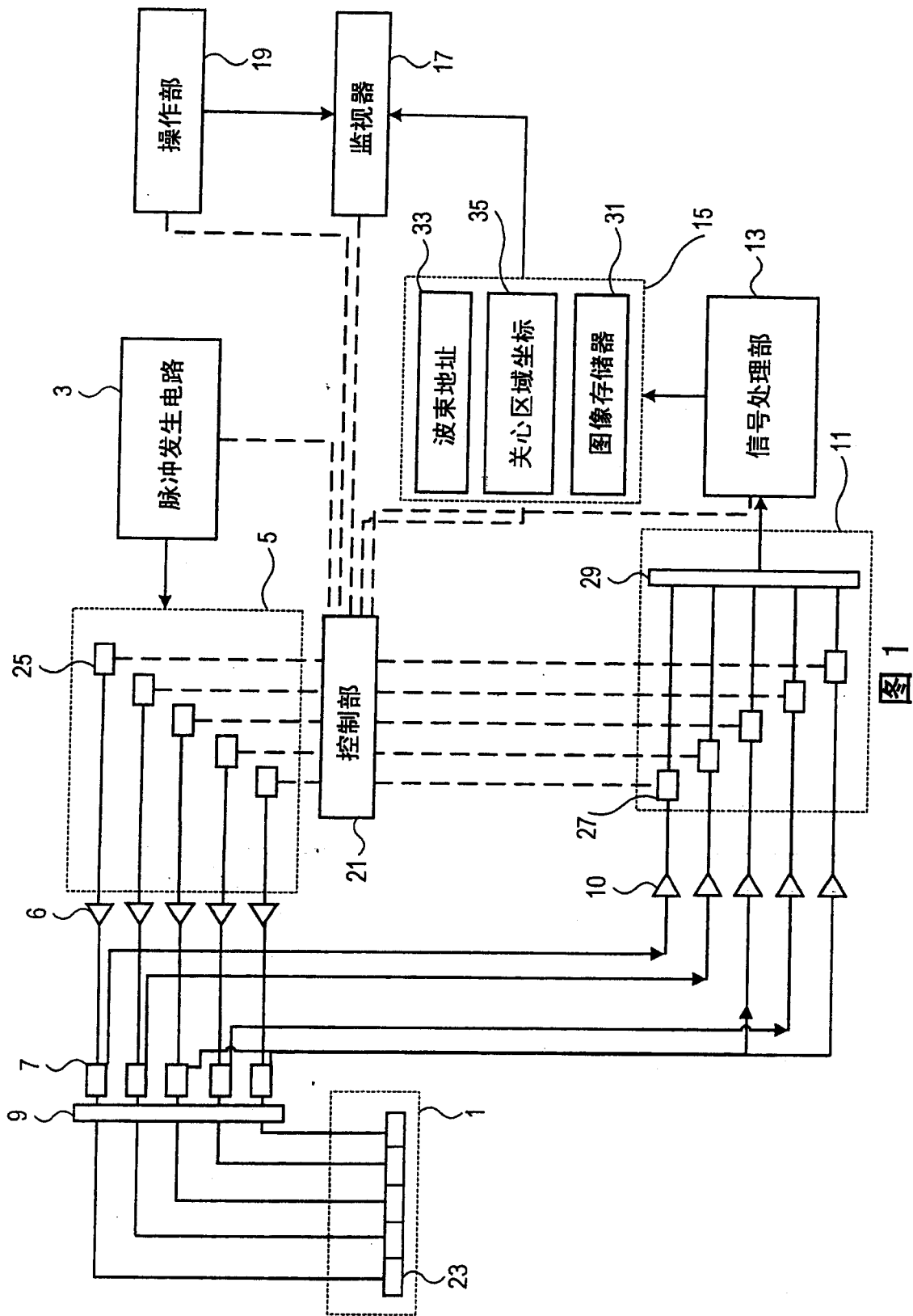


图 1

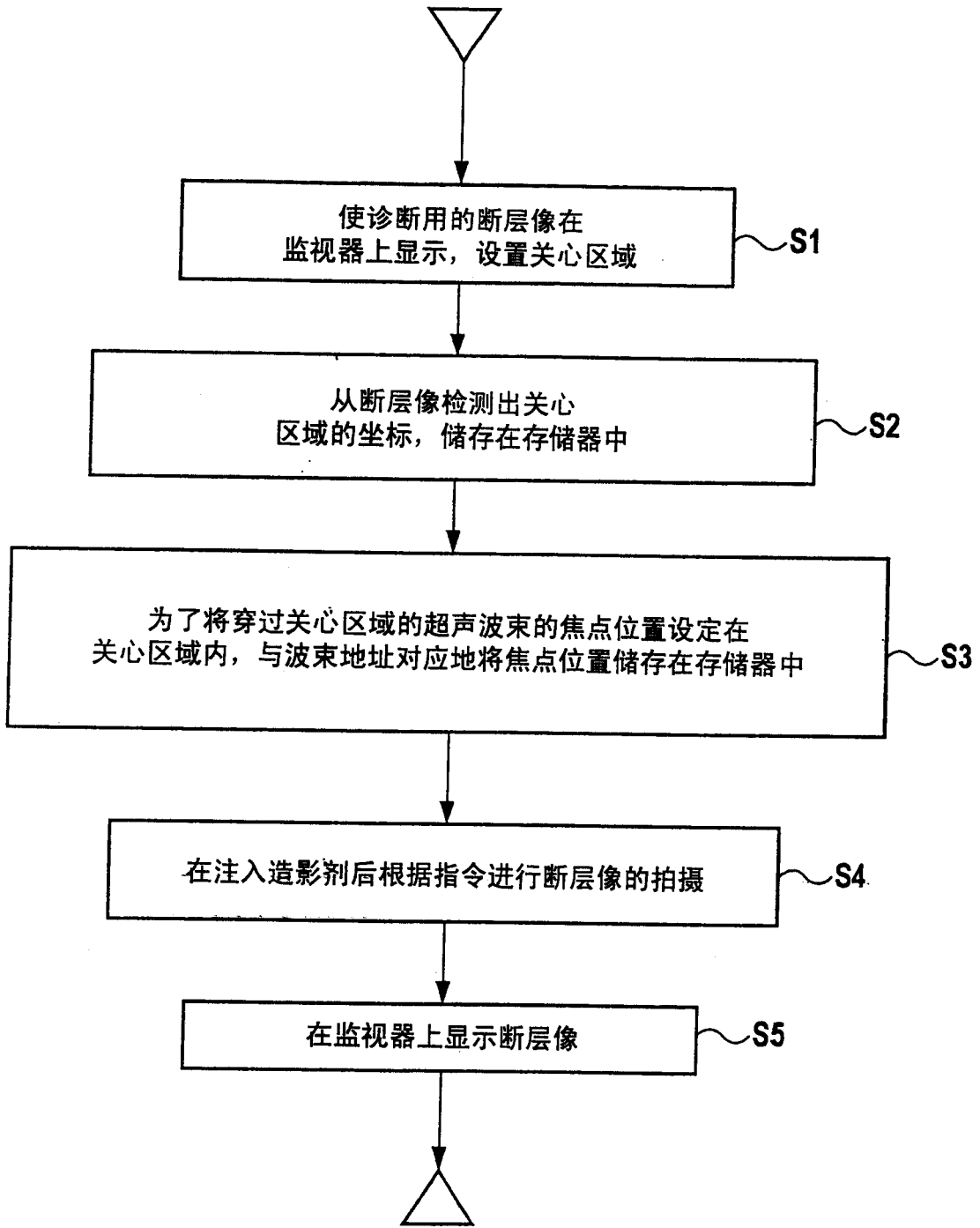


图 2

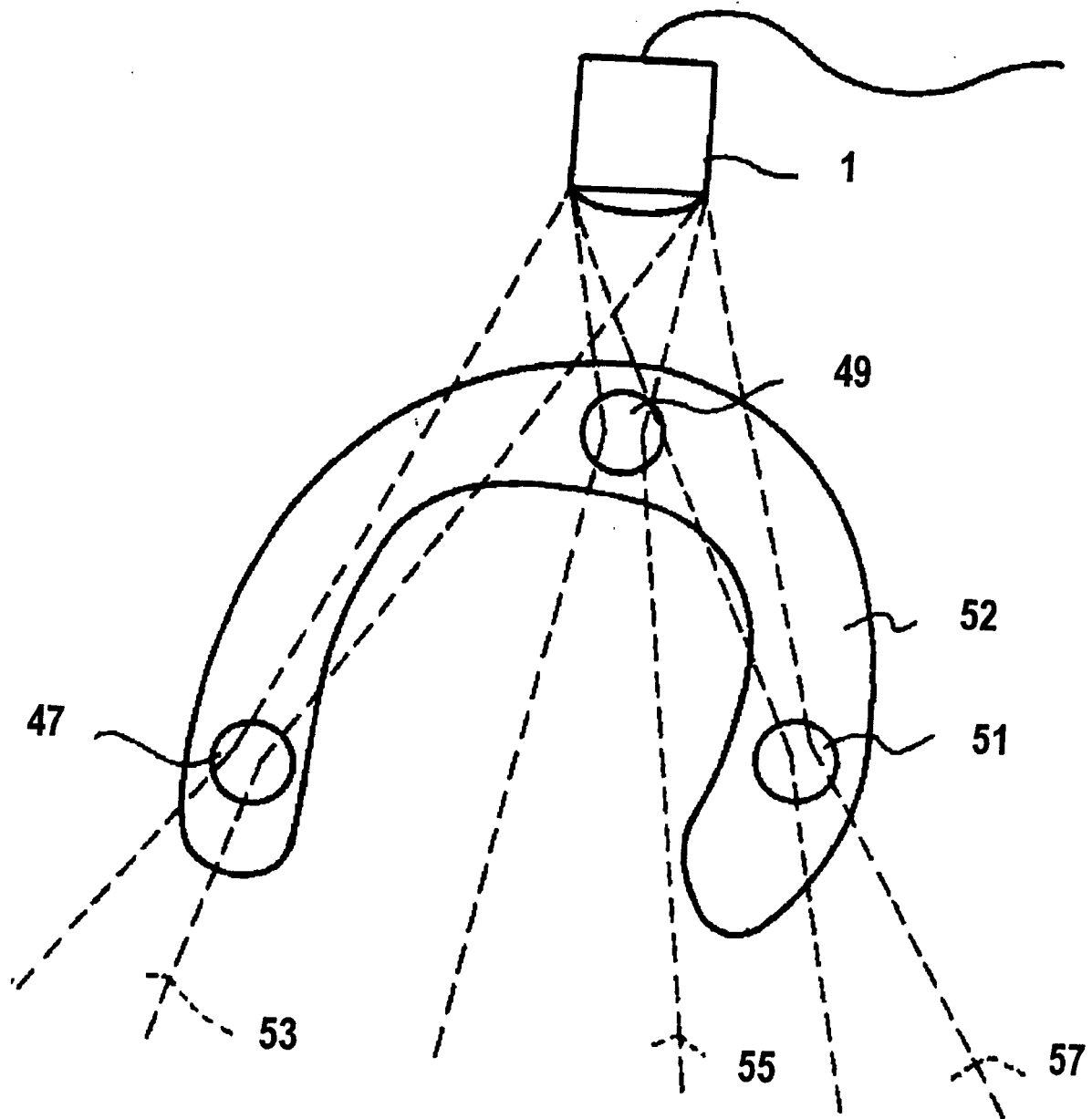


图 3

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波拍摄方法		
公开(公告)号	CN1293847C	公开(公告)日	2007-01-10
申请号	CN02818769.5	申请日	2002-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	松村刚		
发明人	松村刚		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/00 B06B1/02 B06B3/04		
CPC分类号	A61B8/0883 G10K11/346 A61B8/481		
代理人(译)	李香兰		
优先权	2001297613 2001-09-27 JP		
其他公开文献	CN1558739A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，其通过对驱动多个振子(23)产生的超声波束进行扫描而向受检体照射，基于从此受检体反射的超声波信号生成并显示受检体的断层像，在超声波束的扫描中，利用安装的对超声波束的声压进行调整的声压调整机构，可以使各关心区域(47)、(49)、(51)中的超声波束(53)、(55)、(57)的声压相等。所以，即使在关心区域(47)、(49)、(51)位于不同深度的情况下，照射到各关心区域(47)、(49)、(51)的造影剂上的超声波束(53)、(55)、(57)的声压也会达到一定值，造影剂显示相同的作用，因此可以实现关心区域(47)、(49)、(51)的造影效果的均匀化。

