



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101933815 A

(43) 申请公布日 2011. 01. 05

(21) 申请号 201010214897. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 06. 28

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-155477 2009. 06. 30 JP

2010-116259 2010. 05. 20 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 挂江明弘 濑口宗基 市冈健一

龟和田靖

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 李伟 王轶

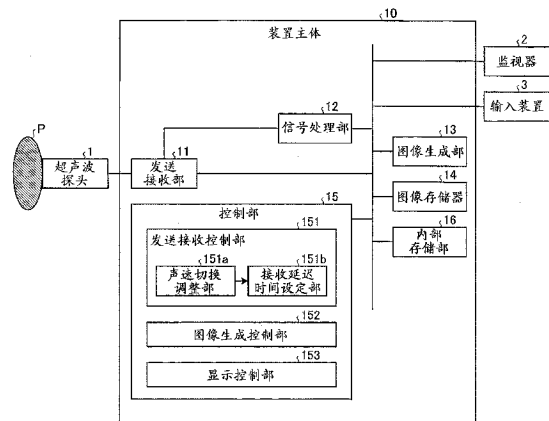
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 12 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及声速设定方法

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置以及声速设定方法。声速切换调整部,以在可变范围内依次切换在当前时间点设定的设定声速的方式进行调整。接收延迟时间设定部,计算与被切换调整的多个设定声速分别对应的接收延迟时间并向发送接收部依次发送。图像生成控制部,以每依次发送接收延迟时间就以通过使用了所接收到的接收延迟时间的相加处理依次生成反射波数据的方式控制发送接收部。并且,图像生成控制部,以每依次接收反射波数据就依次生成 B 模式数据,依次生成超声波图像的方式分别控制信号处理部以及图像生成部。显示控制部,以在监视器上依次显示依次生成的超声波图像的方式进行控制。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

图像生成部,根据通过使用接收延迟时间将对被检体的拍摄对象部位发送的超声波的反射波信号相加所生成的数据,生成超声波图像,所述接收延迟时间是根据作为上述拍摄对象部位内的声速所设定的设定声速计算出的;

图像生成控制部,以如下的方式控制上述图像生成部:基于经由规定的输入部受理的来自操作者的指示,在本装置中作为设定声速而能够可变设定的可变范围内切换在当前时间点设定的设定声速,生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声波图像;和

显示控制部,以在规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像的方式进行控制;

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括声速判定部,该声速判定部通过使用根据不同的多个设定声速计算出的多个接收延迟时间在通过上述图像生成部预先生成的上述拍摄对象部位的多个超声波图像各个之间计算对比值,将与该计算出的对比值成为最合适值的超声波图像对应的设定声速判定为最合适声速,

上述图像生成控制部在以将上述声速判定部判定为上述最合适声速的声速包含在上述被切换的多个设定声速中的方式进行控制之后,以生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声波图像的方式控制上述图像生成部。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括图像存储部,该图像存储部存储通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像,

上述显示控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自上述操作者的显示请求,在上述规定的显示部上显示上述图像存储部所存储的上述多个超声波图像的方式进行控制。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括图像存储部,该图像存储部存储通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像,

上述显示控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自上述操作者的显示请求,在上述规定的显示部上显示上述图像存储部所存储的上述多个超声波图像的方式进行控制。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,在上述规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像时,上述显示控制部以一同显示生成各超声波图像所使用的声速或表示生成各超声波图像所使用的声速的指标值的方式进行控制。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

7. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

8. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在在于,上述图像生成控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自操作者的指示,调整上述被切换的多个设定声速的切换时间的间隔以及 / 或上述被切换的多个设定声速的声速值的切换间隔的方式进行控制。

10. 一种声速设定方法,其特征在在于,包括如下过程:

图像生成控制部以如下的方式控制图像生成部:基于经由规定的输入部受理的来自操作者的指示,在本装置中作为设定声速而能够可变设定的可变范围内切换在当前时间点设定的设定声速,生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声波图像,上述图像生成部,根据通过使用接收延迟时间将对被检体的拍摄对象部位发送的超声波的反射波信号相加所生成的数据,生成超声波图像,所述接收延迟时间是根据作为该拍摄对象部位内的声速所设定的设定声速计算出的,

显示控制部,以在规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像的方式进行控制。

11. 根据权利要求 10 所述的声速设定方法,其特征在在于,

还包括如下的过程:声速判定部通过使用根据不同的多个设定声速计算出的多个接收延迟时间在通过上述图像生成部预先生成的上述拍摄对象部位的多个超声波图像各个之间计算对比值,将与该计算出的对比值成为最合适值的超声波图像对应的设定声速判定为最合适声速,

上述图像生成控制部以如下的方式控制上述图像生成部:在将上述声速判定部判定为上述最合适声速的声速包含在上述被切换的多个设定声速中的方式进行控制之后,以生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声图像。

12. 根据权利要求 10 所述的声速设定方法,其特征在在于,

还包括如下的过程:图像存储部存储通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像,

上述显示控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自上述操作者的显示请求,在上述规定的显示部上显示上述图像存储部所存储的上述多个超声波图像的方式进行控制。

13. 根据权利要求 11 所述的声速设定方法,其特征在在于,

还包括如下的过程:图像存储部存储通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像,

上述显示控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自上述操作者的显示请求,在上述规定的显示部上显示上述图像存储部所存储的上述多个超声波图像的方式进行控制。

14. 根据权利要求 10 所述的声速设定方法,其特征在在于,在上述规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像时,上述显示控制部以一同显示生成各超声波图像所使用的声速或表示生成各超声波图像所使用的声速的指标值的方式进行控制。

15. 根据权利要求 10 所述的声速设定方法,其特征在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

16. 根据权利要求 11 所述的声速设定方法,其特征在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

17. 根据权利要求 12 所述的声速设定方法,其特征在于,在由参照了通过上述显示控制部的控制在上述规定的显示部上显示的上述多个超声波图像的上述操作者经由上述规定的输入部指定了该多个超声波图像的任一个时,上述图像生成控制部以将生成该指定的超声波图像时所使用的接收延迟时间作为用于生成上述拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间来设定的方式进行控制。

18. 根据权利要求 10 所述的声速设定方法,其特征在于,上述图像生成控制部以基于经由上述规定的输入部受理的来自操作者的指示,调整上述被切换的多个设定声速的切换时间的间隔以及 / 或上述被切换的多个设定声速的声速值的切换间隔的方式进行控制。

超声波诊断装置以及声速设定方法

技术领域

[0001] 本申请享受 2009 年 6 月 30 日申请的日本专利申请号 2009-155477 以及 2010 年 5 月 20 日申请的日本专利申请号 2010-116259 的优先权的利益,在本申请中援引所述日本专利申请的全部内容。

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及声速设定方法。

背景技术

[0003] 以往,在超声波诊断装置中,为了提高超声波图像的方位分辨率,进行使超声波的发送波束 (beam) 以及接收波束会聚的方法。特别是,在使用了由电子扫描型的排列振子构成的超声波探头 (probe) 的超声波诊断装置中,使用通过延迟时间控制相加各信道 (channel) 的接收信号的电子会聚法。

[0004] 但是,在电子会聚法中,由于在处于远离会聚点的深度的地方接收波束扩散,因此超声波图像的方位分辨率下降。因此,在一般的超声波诊断装置中,使用动态 (dynamic) 会聚法。动态会聚法为在接收接收波束时,以会聚点随着时间连续地在深度方向移动的方式进行延迟时间控制的方法,由此,可以从总是会聚的区域取得接收波束。

[0005] 针对动态会聚法中的延迟时间控制,使用图 13 进行说明。图 13 为用于说明动态会聚法中的延迟时间控制的图。

[0006] 另外,以下,如图 13 所示,使用以处于超声波探头的接收口径内的振子的口径中心为原点,由“从超声波探头的深度方向的坐标”与“从口径中心横方向的坐标”构成的坐标系说明超射波扫描面的各位置。

[0007] 如图 13 所示,在成为延迟时间控制的对象到会聚点 P 为位于坐标 (X,0) 的点时,在会聚点 P 产生的反射声波的波面到达位于坐标 (0,Y) 的振子的时间与在会聚点 P 产生的反射声波到达位于原点 (0,0) 的振子的时间的差 (延迟时间: Δt) 通过会聚点 P 与各振子之间的距离的差 (t) 来决定。该时间差通过以下所示的公式 (1) 来表示。其中,公式 (1) 所示的“C”为成为超声波扫描的对象的介质内的声速。

[0008] (数学式 1)

$$[0009] \quad \Delta t = \frac{\sqrt{X^2 + Y^2} - X}{C} \quad \dots (1)$$

[0010] 在动态会聚法中,对每个不同的会聚点,使用公式 (1) 计算各振子中的延迟时间。由此,在动态会聚法中,决定相加超声波探头的各振子所接收到的接收波束的信号 (接收信号) 时的延迟时间 (接收延迟时间)。由此,在动态会聚法中,通过超声波扫描面的各会聚点设定决定了各振子的接收延迟时间的分布 (延迟分布)。并且,执行动态会聚法的超声波诊断装置通过使用根据延迟分布所取得的接收延迟时间将来自深度方向不同的各会聚点的接收信号相加并使之会聚,从而提高超声波图像的方位分辨率。

[0011] 在此,在执行动态会聚法的超声波诊断装置中,一般而言,将声速“C”设想为成为拍摄对象的诊断部位的代表性声速,从而设定延迟分布。但是,有生物体内的声速值针对每

个部位而不同的报告（例如，“肌肉：1560m/sec”、“脂肪：1480m/sec”等）。另外，还有生物体内的声速值即使是同一部位在被检体之间也不相同的报告。

[0012] 然而，在设定的声速（以下，写为设定声速）与处于诊断部位的生物体的声速（以下，写为生物体声速）之间存在差时，在“用于实际上在会聚点使接收信号会聚的接收延迟时间”与“使用公式(1)计算出的接收延迟时间”之间产生差。即，在设定声速与生物体声速之间存在差时，使接收信号会聚的会聚点偏移，即使使用动态会聚法，方位分辨率也下降，从而超声波图像的画质也下降。

[0013] 例如，如图 14A 的左侧所示，设定声速与生物体声速相等时，在深度方向不同的各位置 (F_{n-1} 、 F_n 、 F_{n+1}) 中，会聚点并不偏移，同时每个深度方向的方位分辨率提高。例如，如图 14A 的右侧所示，在拍摄了模型 (phantom) 的超声波图像中，来自各深度方向的模型的信号不移动地作为点被描绘出。

[0014] 但是，如图 14B 的左侧所示，例如，在设定声速比生物体声速小时，在深度方向不同的各位置 (F_{n-1} 、 F_n 、 F_{n+1}) 中，会聚点偏移，每个深度方向的方位分辨率下降。例如，如图 14B 的右侧所示，在拍摄了模型的超声波图像中，来自各深度方向的模型的信号在横向方向上移动，超声波图像的方位分辨率下降。另外，图 14A 以及图 14B 为用于说明由于设定声速与生物体声速之间的差而产生的方位分辨率的下降的图。

[0015] 因此，为了检测诊断部位的生物体声速，使用反射法或互相相关法进行相位校正等的技术被众所周知。但是，在该技术中，在生物体声速的检测范围内必须存在结石或边界壁等反射体，进而，存在反射体必须是点的限制，并非是一般可以使用的技术。

[0016] 因此，近年来，为了计算保证超声波图像的方位分辨率的接收延迟时间，使设定声速优化的技术被众所周知。具体而言，超声波诊断装置分别使用通过不同的设定声速计算的接收延迟时间，从而生成多个超声波图像。并且，超声波诊断装置将各超声波图像分割成多个小区域，计算对应每个小区域的对比 (contrast) 值（例如，振幅值的方差值等）。

[0017] 并且，超声波诊断装置对每个小区域决定对比值成为最大的设定声速作为最合适声速，并使用所决定的每个小区域的最合适声速作为计算该小区域中的接收延迟时间时的声速（设定声速）。即，通过对每个小区域决定最合适声速，可以保证超声波图像的方位分辨率。

[0018] 然而，上述现有技术为通过客观的数值（对比值）来决定特定区域中的最合适声速的技术，但是在对比值的计算精度不充分时，即使通过决定的最合适声速生成超声波图像，也存在拍摄超声波图像的技师或解读超声波图像的读图人员所着眼的部位的方位分辨率未必成为最合适值的情况。

发明内容

[0019] 因此，本发明是为了解决上述的现有技术的问题而作出的，其目的在于提供能够在超声波图像中所着眼的部位的方位分辨率最合适的超声波诊断装置以及声速设定方法。

[0020] 本发明的一方式涉及的超声波诊断装置，包括：图像生成部，根据通过使用根据接收延迟时间将对被检体的拍摄对象部位发送的超声波的反射波信号相加所生成的数据 (data)，生成超声波图像，所述接收延迟时间是根据作为该拍摄对象部位内的声速所设定

的设定声速计算出的；图像生成控制部，以基于经由规定的输入部受理的来自操作者的指示，在本装置中作为设定声速而能够可变设定的可变范围内切换在当前时间点设定的设定声速，生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声波图像的方式控制上述图像生成部；和显示控制部，以在规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像的方式进行控制。

[0021] 本发明的另一方式涉及的声速设定方法，包括如下过程：图像生成控制部以基于经由规定的输入部受理的来自操作者的指示，在本装置中作为设定声速而能够可变设定的可变范围内切换在当前时间点设定的设定声速，生成使用了与该被切换的多个设定声速分别对应的接收延迟时间的多个超声波图像的方式控制图像生成部，该图像生成部，根据通过使用接收延迟时间将对被检体的拍摄对象部位发送的超声波的反射波信号相加所生成的数据，生成超声波图像，所述接收延迟时间是根据作为该拍摄对象部位内的声速所设定的设定声速计算出的，显示控制部，以在规定的显示部上显示通过上述图像生成控制部的控制所生成的上述多个超声波图像的方式进行控制。

[0022] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点，部分内容可以从说明书的描述中变得明显，或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

[0023] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式，并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

附图说明

[0024] 图 1 为用于说明实施例 1 的超声波诊断装置的结构图。

[0025] 图 2 为用于说明通过显示控制部依次显示的超声波图像的一例的图。

[0026] 图 3 为用于说明实施例 1 的操作者设定声速的图。

[0027] 图 4 为用于说明实施例 1 的超声波诊断装置的利用设定声速切换进行的超声波图像显示处理的流程图 (flowchart)。

[0028] 图 5 为用于说明实施例 1 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理的流程图。

[0029] 图 6 为用于说明实施例 2 的控制部的结构图。

[0030] 图 7A 以及图 7B 与图 8 为用于说明最合适声速判定部的图。

[0031] 图 9 为用于说明实施例 2 的操作者设定声速的图。

[0032] 图 10 为用于说明实施例 2 的超声波诊断装置的利用设定声速切换进行的超声波图像显示处理的流程图。

[0033] 图 11 为用于说明实施例 3 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理的流程图。

[0034] 图 12A 以及图 12B 为用于针对变形例进行说明的图。

[0035] 图 13 为用于说明动态会聚法中的延迟时间控制的图。

[0036] 图 14A 以及图 14B 为用于说明由于设定声速与生物体声速之间的差而产生的方位分辨率下降的图。

具体实施方式

[0037] 以下，参照附图详细说明超声波诊断装置以及声速设定方法的优选实施例。另外，

以下,将执行声速设定方法的超声波诊断装置作为实施例进行说明。

[0038] 首先,针对本实施例的超声波诊断装置的结构进行说明。图1为用于说明实施例1的超声波诊断装置的结构图。如图1所示,本实施例的超声波诊断装置由超声波探头1、监视器 (monitor)2、输入装置3和装置主体10构成。

[0039] 超声波探头1具有配置成一系列的电子扫描型的多个压电振子。这些多个压电振子产生基于从后述装置主体10具有的发送接收部11供给的驱动信号的超声波。进而,这些多个压电振子接收来自被检体P的反射波并变换为电信号。另外,超声波探头1具有压电振子中设置的匹配层、防止从压电振子向后方传播超声波的背衬 (backing) 材料等。

[0040] 当从超声波探头1向被检体P发送超声波时,发送的超声波在被检体P的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面上依次被反射,并作为反射波信号被超声波探头1具有的多个压电振子接收。被接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,发送的超声波脉冲 (pulse) 在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的反射波信号由于多普勒 (Doppler) 效应,取决于移动体的相对于超声波发送方向的速度成分,从而产生频率偏移。

[0041] 输入装置3具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、指令触摸屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、跟踪球 (trackball) 等。输入装置3受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,对装置主体10转送受理的各种设定请求。另外,在本实施例中,针对由操作者发出的输入装置3受理的各种设定请求后面进行详细叙述。

[0042] 监视器2显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置3输入各种设定请求的GUI (Graphical User Interface :图像用户界面),或显示在装置主体10中生成的超声波图像。

[0043] 装置主体10为基于超声波探头1接收到的反射波信号生成超声波图像的装置,如图1所示,具有发送接收部11、信号处理部12、图像生成部13、图像存储器 (memory)14、控制部15和内部存储部16。

[0044] 发送接收部11控制在超声波探头1中进行的超声波的发送接收中的发送指向性与接收指向性。具体而言,发送接收部11具有触发 (trigger) 发生电路、延迟电路以及脉冲射电源 (pulsar) 电路等,向超声波探头1供给驱动信号。脉冲射电源电路以规定的速率 (rate) 频率重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲射电源电路产生的各速率脉冲赋予为了将从超声波探头1产生的超声波会聚成波束状并决定发送指向性所需要的每个压电振子的延迟时间。另外,触发电路在基于速率脉冲的时机 (timing) 向超声波探头1施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,延迟电路通过改变对各速率脉冲赋予的延迟时间,从而在使从压电振子面发送的超声波束会聚后,任意调整超声波束的发送方向。

[0045] 另外,发送接收部11具有放大器 (amplifier) 电路、A/D (analog/digital) 变换器、加法器等,对超声波探头1接收到的反射波信号进行各种处理从而生成反射波数据。放大器电路对每个信道放大反射波信号来进行增益 (gain) 校正处理。A/D变换器对增益校正的反射波信号进行A/D变换并赋予决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器进行由A/D变换器处理的反射波信号的相加处理从而生成反射波数据。

[0046] 具体而言,A/D变换器基于作为超声波图像的拍摄对象的被检体P的体内组织的

声速预先设定的设定声速,向加法器赋予对每个超声波扫描面的会聚点计算的接收延迟时间的分布。并且,加法器通过以基于从A/D变换器赋予的接收延迟时间的分布,会聚点随着时间连续地在深度方向上移动的方式进行延迟时间控制,从而进行来自会聚后的区域的反射波信号的相加处理。通过加法器的相加处理,强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射成分。另外,设定声速在超声波诊断装置的能够可变设定的可变范围内,通过操作者设定成为拍摄对象部位内的声速的值。

[0047] 即,本实施例的超声波诊断装置,为了使超声波图像的方位分辨率不下降,通过使用在发送接收部11中根据设定声速计算的接收延迟时间将反射波信号相加,从而执行生成反射波数据的动态会聚法。

[0048] 另外,发送接收部11具有通过后述控制部15的控制能够瞬时改变延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。另外,发送接收部11能够对每一帧(frame)或速率发送并接收不同的波形。

[0049] 信号处理部12从发送接收部11接收进行增益校正处理、A/D变换处理以及相加处理后的处理完成的反射波信号即反射波数据。并且,信号处理部12进行对数放大、包络线检波处理等,从而生成以亮度的明亮程度来表现信号强度的数据(B模式(mode)数据)。

[0050] 另外,信号处理部12根据从发送接收部11接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取由于多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波成分,生成在多点上提取了平均速度、方差、功率(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0051] 图像生成部13通过处理信号处理部12所生成的B模式数据,作为显示用超声波图像,生成以亮度表示反射波的强度的B模式图像。另外,图像生成部13根据信号处理部12生成的多普勒数据,作为显示用超声波图像,生成表示拍摄对象中的血流等移动体信息的平均速度图像、方差图像、功率图像或作为它们的组合图像的多普勒图像。

[0052] 图像存储器14为存储信号处理部12生成的B模式数据以及多普勒数据和图像生成部13生成的B模式图像以及多普勒图像的存储器。另外,图像存储器14并列存储在不同的发送接收条件下所取得的图像数据,拍摄后,能够调用操作者在拍摄中记录的图像。

[0053] 控制部15控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部15基于经由输入装置3由操作者输入的各种设定请求或从后述的内部存储部16中读出的各种控制程序(program),控制发送接收部11、信号处理部12以及图像生成部13的处理,以在监视器2上显示图像存储器14存储的超声波图像的方式进行控制。另外,针对本实施例的控制部15进行的控制处理后面进行详细叙述。

[0054] 内部存储部16存储用于进行超声波发送接收、图像生成处理以及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者ID、医师的诊断结果等)、诊断协议(protocol)、各种体部标记(body mark)等各种数据。另外,内部存储部16根据需要也被使用于图像存储器14存储的图像的保管等中。另外,内部存储部16存储的数据可以经由未图示的界面(interface)电路转送至外部的周边装置。

[0055] 这样,实施例1的超声波诊断装置根据动态会聚法,通过使用根据作为该拍摄对象部位内的声速所设定的设定声速计算的接收延迟时间将对被检体P的拍摄对象部位发送的超声波的反射波信号相加来生成反射波数据,根据所生成的反射波数据生成超声波图像。

[0056] 并且,实施例 1 的超声波诊断装置通过执行以下详细说明的控制部 15 的控制处理,能够使操作者或读图人员在超声波图像中着眼的部位的方位分辨率最合适。针对控制部 15 的控制处理,与图 1 一起使用图 2 以及图 3 进行说明。图 2 为用于说明通过显示控制部依次显示的超声波图像的一例的图,图 3 为用于说明实施例 1 的操作者设定声速的图。

[0057] 如图 1 所示,实施例 1 的控制部 15 具有发送接收控制部 151、图像生成控制部 152 和显示控制部 153。

[0058] 发送接收控制部 151 具有声速切换调整部 151a 和接收延迟时间设定部 151b。声速切换调整部 151a 在成为超声波探头 1 发送超声波束而能够扫描被检体 P 的拍摄对象部位的状态之后,当通过操作者按下输入装置 3 具有的声速切换按钮时,在上述可变范围内依次切换在当前时间点超声波诊断装置中设定的设定声速的方式进行调整。

[0059] 接收延迟时间设定部 151b 计算与通过声速切换调整部 151a 依次切换调整的多个设定声速分别对应的接收延迟时间,并将计算出的接收延迟时间依次发送至发送接收部 11。

[0060] 图像生成控制部 152 以下述方式控制发送接收部 11 的加法器:每当操作者按下声速切换按钮,而从接收控制部 151 对发送接收部 11 依次发送与多个设定声速分别对应的接收延迟时间时,就通过使用所接受到的接收延迟时间的相加处理依次生成反射波数据。

[0061] 并且,图像生成控制部 152 以每从发送接收部 11 依次接收反射波数据就依次生成 B 模式数据的方式控制信号处理部 12。

[0062] 并且,图像生成控制部 152 以每从信号处理部 12 依次接收 B 模式数据就生成 B 模式图像的超声波图像的方式控制图像生成部 13。

[0063] 显示控制部 153 以在监视器 2 上依次显示在图像生成控制部 152 的控制下图像生成部 13 依次生成的不同设定声速的多个超声波图像的方式进行控制。

[0064] 例如,如图 2 所示,显示控制部 153 以在监视器 2 上与多个超声波图像一起依次显示生成各超声波图像所使用的设定声速(1540m/sec、1560m/sec)的方式进行控制。

[0065] 由此,操作者通过连续参照分别通过不同的设定声速(接收延迟时间)依次生成的超声波图像,从而可以判断方位分辨率在着眼的部位中成为最合适值的超声波图像的设定声速。以下,针对上述一连串的处理的具体例子使用图 3 进行说明。

[0066] 例如,如图 3 所示,在当前时间点的设定声速为“1540m/sec”、设定声速的可变范围为“1400m/sec 至 1600m/sec”时,当按下声速切换按钮时,声速切换调整部 151a 将声速的切换时间的间隔设为一定,并且,将声速值的切换间隔设为一定(在该图 3 中,20m/sec 间隔),进行设定声速的切换调整。

[0067] 即,如图 3 所示,声速切换调整部 151a 通过在 20m/sec 间隔下在“‘1540m/sec 至 1600m/sec’”内以一定的时间间隔使设定声速增加,进而,在 20m/sec 间隔下在“‘1600m/sec 至 1400m/sec’”内以一定的时间间隔使设定声速减少,进而,在 20m/sec 间隔下在“‘1400m/sec 至 1540m/sec’”内以一定的时间间隔使设定声速增加的切换路径,进行设定声速的切换调整。

[0068] 在此,声速切换调整部 151a 通过调整声速的切换时间的间隔以及声速值的切换间隔,如图 3 所示,调整自动切换设定声速的区间(切换区间)。

[0069] 并且,操作者在切换区间中,参照监视器 2 上依次显示的超声波图像,通过目视判

断着眼的部位的方位分辨率成为最合适值的超声波图像的设定声速。并且,例如,图 3 所示,操作者通过输入装置 3 的键盘通过手动 (manual) 操作设定由目视判断为最合适的设定声速 (1480m/sec) 的值。

[0070] 当由操作者经由输入装置 3 受理设定声速时,图像生成控制部 152 使用受理的设定声速在发送接收部 11 设定接收延迟时间设定部 151b 计算的接收延迟时间。由此,信号处理部 12 以及图像生成部 13 生成使用了与操作者判断为最合适的设定声速对应的接收延迟时间的超声波图像,所生成的超声波图像通过显示控制部 153 的控制,被显示在监视器 2 上。

[0071] 其次,使用图 4 以及图 5,针对实施例 1 的超声波诊断装置的处理进行说明。图 4 为用于说明实施例 1 的超声波诊断装置的利用设定声速切换进行的超声波图像显示处理的流程图,图 5 为用于说明实施例 1 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理的流程图。

[0072] 如图 4 所示,实施例 1 的超声波诊断装置在成为超声波探头 1 发送超声波束而能够扫描被检体 P 的拍摄对象部位的状态之后,当通过操作者按下输入装置 3 的声速切换按钮时 (步骤 (step) S101 为“是”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 生成使用了根据作为当前时间点的设定声速的初始设定声速 (S0) 计算的接收延迟时间的超声波图像 (步骤 S102)。

[0073] 即,通过图像生成控制部 152 的控制,发送接收部 11 使用与初始设定声速对应的接收延迟时间生成反射波数据,信号处理部 12 使用从发送接收部 11 接收到的反射波数据生成 B 模式数据,图像生成部 13 根据从信号处理部 12 接收到的 B 模式数据生成超声波图像。

[0074] 并且,监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S102 中生成的超声波图像 (步骤 S103)。

[0075] 然后,声速切换调整部 151a 在声速值的切换间隔为“20m/sec 间隔”时,将下一个设定的设定声速 (S) 计算为“ $S = S0 + 20$ ” (步骤 S104),判定计算出的“S”是否为比作为可变区间的最大值的“ S_{max} ”大的值 (步骤 S105)。

[0076] 在此,在计算出的“S”在作为可变区间的最大值的“ S_{max} ”以下时 (步骤 S105 为“否”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 使用根据设定声速“S”计算的接收延迟时间生成超声波图像 (步骤 S106)。

[0077] 即,当通过声速切换调整部 151a 判定“S”在“ S_{max} ”以下时,接收延迟时间设定部 151b 对发送接收部 11 设定根据“S”计算出的接收延迟时间。并且,通过图像生成控制部 152 的控制,发送接收部 11 使用由接收延迟时间设定部 151b 设定的接收延迟时间生成反射波数据,信号处理部 12 使用从发送接收部 11 接收到的反射波数据生成 B 模式数据,图像生成部 13 根据从信号处理部 12 接收到的 B 模式数据生成超声波图像。

[0078] 并且,监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S106 中生成的超声波图像 (步骤 S107)。

[0079] 然后,声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速“S”更新为“ $S = S + 20$ ” (步骤 S108),返回到步骤 S105,判定更新后的“S”是否为比“ S_{max} ”大的值。

[0080] 另一方面,在步骤 S104 或步骤 S108 中计算出的“S”为比“ S_{max} ”小的值时 (步骤 S105 为“是”),声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速 (S) 更新为“ $S = S - 20$ ” (步骤

S109),判定更新后的“S”是否为比作为可变区间的最小值的“Smin”小的值(步骤S110)。

[0081] 在此,在计算出的“S”在“Smin”以上时(步骤S110为“否”),通过图像生成控制部152的控制,图像生成部13使用根据设定声速(S)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤S111),监视器2通过显示控制部153的控制,显示在步骤S111中生成的超声波图像(步骤S112)。

[0082] 然后,声速切换调整部151a返回到步骤S109,将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S - 20$ ”,在步骤S110中,判定更新后的“S”是否为比作为可变区间的最小值的“Smin”小的值。

[0083] 另一方面,在步骤S109中计算出的“S”为比“Smin”小的值时(步骤S110为“是”),声速切换调整部151a将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S + 20$ ”(步骤S113),判定更新后的“S”是否为比“S0”大的值(步骤S114)。

[0084] 在此,在更新后的“S”在“S0”以下时(步骤S114为“是”),通过图像生成控制部152的控制,图像生成部13使用根据设定声速(S)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤S115),监视器2通过显示控制部153的控制,显示在步骤S111中生成的超声波图像(步骤S116)。

[0085] 另一方面,在更新后的“S”为比“S0”大的值时(步骤S114为“否”),声速切换调整部151a实施切换区间结束而结束处理。

[0086] 并且,如图5所示,当从参照按照图4所示的流程在监视器2上依次显示的超声波图像的操作者受理设定声速时(步骤S201),接收延迟时间设定部151b根据受理的设定声速计算接收延迟时间,对发送接收部11设定所计算出的接收延迟时间(步骤S202),并结束处理。然后,通过图像生成控制部152的控制,图像生成部13生成使用了与操作者判断为最合适的设定声速对应的接收延迟时间的超声波图像。

[0087] 如上所述,在实施例1中,声速切换调整部151a以在可变范围内依次切换当前时间点超声波诊断装置中设定的设定声速的方式进行调整。接收延迟时间设定部151b计算出与通过声速切换调整部151a依次切换调整的多个设定声速分别对应的接收延迟时间,对发送接收部11依次发送计算出的接收延迟时间。

[0088] 并且,图像生成控制部152以每由接收延迟时间设定部151b对发送接收部11依次发送接收延迟时间就通过使用了接收到的接收延迟时间的相加处理依次生成反射波数据的方式控制发送接收部11的加法器。并且,图像生成控制部152以每由发送接收部11依次接收反射波数据就依次生成B模式数据的方式控制信号处理部12,并以每由信号处理部12依次接收B模式数据就依次生成B模式图像的超声波图像的方式控制图像生成部13。并且,显示控制部153以在监视器2上依次显示通过图像生成控制部152的控制由图像生成部13依次生成的不同设定声速的多个超声波图像的方式进行控制。

[0089] 因此,在实施例1中,可以通过操作者自身实际参照着眼的部位的方位分辨率成为最合适值的声速来进行判定,能够使在超声波图像中着眼的部位的方位分辨率最合适。即,在实施例1中,可以通过操作者判定为最合适的声速进行通过声速来决定的接收焦点的控制。

[0090] 另外,在实施例1中,显示控制部153在由监视器2上依次显示依次生成的多个超声波图像时,以一同显示生成各超声波图像所使用的声速的方式进行控制。然而,在实施例

1 中,操作者可以容易地掌握着眼部位的方位分辨率成为最合适值的声速并加以设定。

[0091] 另外,以上针对通过参照与超声波图像一起显示的声速的操作者来设定判断为最合适声速的情况进行了说明。但是,本实施例中,与超声波图像一起显示的值并非是设定声速其自身,也可以是相对性地表示生成超声波图像所使用的设定声速的指标值的情况。作为该指标值可以举出将当前时间点的设定声速设为“0”,结合设定声速的增减而值以“+1”“+2”或“-1”或“-2”的方式增减的值。在指标值与超声波图像一起显示时,操作者设定判断为最合适的指标值。即使在该情况下,操作者也可以容易地掌握着眼部位的方位分辨率成为最合适值的指标值并加以设定。另外,接收延迟时间设定部 151b 使用与受理的指标值对应的声速计算接收延迟时间。

[0092] 另外,在本实施例中,针对通过操作者设定与超声波图像一起显示的设定声速或指标值,从而设定用于生成拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间的情况进行了说明。但是,本实施例并不仅限于此,也可以是如下的情况:参照切换区间中显示的超声波图像的操作者在显示判断为最合适的超声波图像的时间点,按下输入装置 3 的静止按钮(freeze

[0093] button),生成在静止按钮按下的时间点所显示的超声波图像所使用的接收延迟时间作为用于生成拍摄对象部位的超声波图像的接收延迟时间被设定。

[0094] 由此,操作者只需操作输入装置 3 即可生成使用了根据自身判定为最合适的设定声速计算的接收延迟时间的超声波图像,能够容易地参照在超声波图像中着眼的部位的方位分辨率成为最合适值的超声波图像。

[0095] 在实施例 2 中,针对在自动判定超声波图像的方位分辨率成为最合适值的声速之后执行上述实施例 1 的处理的情况,使用图 6 至图 9 进行说明。另外,图 6 为用于说明实施例 2 的控制部的结构的图,图 7A、图 7B 以及图 8 为用于说明最合适声速判定部的图,图 9 为用于说明实施例 2 的操作者设定声速的图。

[0096] 实施例 2 的超声波诊断装置与使用图 1 说明的实施例 1 的超声波诊断装置相比,如图 6 所示,其不同点是在控制部 15 中还具有最合适声速判定部 154。以下,以此为中心进行说明。

[0097] 最合适声速判定部 154 在通过使用根据不同的多个设定声速计算的多个接收延迟时间而预先生成的被检体 P 的拍摄对象部位的多个超声波各个之间计算对比值。并且,最合适声速判定部 154 将与计算出的对比值成为最合适值的超声波图像对应的设定声速判定为最合适声速。

[0098] 在此,最合适声速判定部 154 的处理通过操作者按下输入装置 3 具有的最合适化按钮而开始。具体而言,在成为超声波探头 1 发送超声波束而能够扫描被检体 P 的拍摄对象部位的状态之后,当按下最合适化按钮时,例如,与实施例 1 一样,通过发送接收控制部 151 的控制,对发送接收部 11 设定根据在可变范围内依次调整的设定声速计算的接收延迟时间。通过图像生成控制部 152 的控制,信号处理部 12 以及图像生成部 13 生成多个超声波图像。

[0099] 并且,最合适声速判定部 154 在通过按下最合适化按钮所生成的多个超声波图像各个之间计算对比值。具体而言,如图 7A 所示,最合适声速判定部 154 将超声波图像沿着超声波束发送方向分割为“n”个、沿着压电振子的排列方向分割成“m”个的合计“n×m”个的

小区域,在多个超声波图像的各同一小区域之间计算对比值(例如,振幅值的方差值等)。

[0100] 并且,最合适声速判定部 154 对每个小区域判定最合适声速。例如,如图 7B 所示,最合适声速判定部 154 在同一小区域中,对生成超声波图像所使用的声速,对每个小区域制作绘制(plot)了在相应超声波图像中计算的对比值的曲线图。并且,如图 7B 所示,最合适声速判定部 154 将对比值成为最大的声速判定为相应小区域中的最合适声速。

[0101] 并且,最合适声速判定部 154 对每个小区域决定最合适声速,例如,如图 8 所示,根据决定的每个小区域的所有最合适声速计算平均值,将计算出的平均值(1425m/sec)判定为用于计算被检体 P 的拍摄对象部位中的接收延迟时间的最合适声速。

[0102] 并且,在通过最合适声速判定部 154 判定为最合适声速之后,操作者为了判定由最合适声速判定部 154 判定了的最合适声速是否为实际上使在超声波图像中自身着眼的部位的方位分辨率最合适的声速,而与实施例 1 一样,按下输入装置 3 的声速切换按钮。

[0103] 由此,再次开始发送接收控制部 151、图像生成控制部 152 以及显示控制部 153 的处理。但是,在实施例 2 中,声速切换调整部 151a 在以将最合适声速判定部 154 判定了的最合适声速包含在切换路径中的方式调整后,进行设定声速的切换。

[0104] 例如。如图 9 所示,与实施例 1 一样,在当前时间点的设定声速为“1540m/sec”、设定声速的可变范围为“1400m/sec 至 1600m/sec”时,当按下声速切换按钮时,声速切换调整部 151a 将声速的切换时间的间隔设为一定,并且将声速值的切换间隔设为一定(在该图 9 中,20m/sec 间隔),从而进行设定声速的切换调整。

[0105] 即,如图 9 所示,声速切换调整部 151a 通过在间隔 20m/sec 下在“‘1540m/sec 至 1600m/sec’”内以一定的时间间隔使设定声速增加,进而,在 20m/sec 间隔下在“‘1600m/sec 至 1400m/sec’”内以一定的时间间隔使设定声速减少,进而,在 20m/sec 间隔下以一定的时间间隔将设定声速从“1400m/sec”切换为作为最合适声速的“1425m/sec”的切换路径,在切换区间进行设定声速的切换调整。

[0106] 并且,操作者在切换区间中,参照监视器 2 上依次显示的超声波图像,通过目视判断着眼的部位的方位分辨率成为最合适值的超声波图像的设定声速。并且,例如,如图 9 所示,操作者通过输入装置 3 的键盘通过手动操作设定由目视判断为最合适的设定声速(1480m/sec)。

[0107] 当由操作者经由输入装置 3 受理设定声速时,图像生成部 152 使用受理的设定声速对发送接收部 11 设定接收延迟时间设定部 151b 计算出的接收延迟时间。由此,信号处理部 12 以及图像生成部 13 生成使用了与操作者判断为最合适的设定声速对应的接收延迟时间的超声波图像,生成的超声波图像通过显示控制部 153 的控制,被显示在监视器 2 上。

[0108] 另外,在本实施例中,针对最合适声速判定部 154 判定了的最合适声速位于切换路径的最后的情况进行了说明,但是本实施例并不仅限于此,如果包含最合适声速判定部 154 判定了的最合适声速,则位于切换路径的最初或中途的情况也可以。

[0109] 另外,在本实施例中,针对以在切换路径中包含根据最合适声速判定部 154 对每个小区域作为最合适声速判定的所有声速值计算的一个平均值的方式进行调整的情况进行了说明。但是,本实施例并不仅限于此。例如,本实施例也可以应用于在切换路径中包含最合适声速判定部 154 对每个小区域作为最合适声速判定的所有声速的方式进行调整的情况。或者,本实施例也可以是,调整最合适声速判定部 154 对每个小区域作为最合适声速

判定的声速,使得在切换路径中包含例如按沿着超声波束发送方向的“n”个区域的每一个进行了平均的平均值。

[0110] 其次,使用图 10,针对实施例 2 的超声波诊断装置的处理进行说明。图 10 为用于说明实施例 2 的超声波诊断装置的利用设定声速切换进行的超声波图像显示处理的流程图。

[0111] 如图 10 所示,实施例 2 的超声波诊断装置在成为超声波探头 1 发送超声波束而能够扫描被检体 P 的拍摄对象部位的状态之后,当通过操作者按下输入装置 3 的最合适化按钮时(步骤 S301 为“是”),生成与通过发送接收控制部 151 以及图像生成控制部 152 的控制分别根据多个设定声速计算出的多个接收延迟时间分别对应的多个超声波图像。

[0112] 并且,最合适声速判定部 154 通过在所生成的多个超声波图像之间计算对比值,从而判定最合适声速(步骤 S302)。

[0113] 然后,当通过操作者按下输入装置 3 的声速切换按钮时(步骤 S303 为“是”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 生成使用了根据作为当前时间点的设定声速的初始设定声速(S0)计算的接收延迟时间的超声波图像(步骤 S304)。

[0114] 并且,监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S304 中生成的超声波图像(步骤 S305)。

[0115] 然后,声速切换调整部 151a 在声速值的切换间隔为“20m/sec”时,将下一个设定的设定声速(S)计算为“ $S = S_0 + 20$ ”(步骤 S306),判定计算出的“S”是否为比作为可变区间的最大值的“ S_{max} ”大的值(步骤 S307)。

[0116] 在此,在计算出的“S”在作为可变区间的最大值的“ S_{max} ”以下时(步骤 S307 为“否”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 使用根据设定声速(S)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤 S308)。

[0117] 并且,监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S308 中生成的超声波图像(步骤 S309)。

[0118] 然后,声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S + 20$ ”(步骤 S310),返回到步骤 S307,判定更新后的“S”是否为比“ S_{max} ”大的值。

[0119] 另一方面,在步骤 S306 或步骤 S310 中计算出的“S”为比“ S_{max} ”小的值时(步骤 S307 为“是”),声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S - 20$ ”(步骤 S311),判定更新后的“S”是否为比作为可变区间的最小值的“ S_{min} ”小的值(步骤 S312)。

[0120] 在此,在计算出的“S”在“ S_{min} ”以上时(步骤 S312 为“否”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 使用根据设定声速(S)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤 S313),监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S313 中生成的超声波图像(步骤 S314)。

[0121] 并且,声速切换调整部 151a 返回到步骤 S311,将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S - 20$ ”,在步骤 S312 中,判定更新后的“S”是否为比作为可变区间的最小值的“ S_{min} ”小的值。

[0122] 另一方面,在步骤 S311 中计算出的“S”为比“ S_{min} ”小的值时(步骤 S312 为“是”),声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S + 20$ ”(步骤 S315),判定更新后的“S”是否为比“ S_0 ”大的值(步骤 S316)。

[0123] 在此,在更新后的“S”在“S0”以下时(步骤 S316 为“否”),通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 使用根据设定声速(S)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤 S317),监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S317 中生成的超声波图像(步骤 S318)。

[0124] 并且,声速切换调整部 151a 返回到步骤 S315,将下一个设定的设定声速(S)更新为“ $S = S+20$ ”,在步骤 S316 中,判定更新后的“S”是否为比“S0”大的值。

[0125] 另一方面,在更新后的“S”为比“S0”大的值时(步骤 S316 为“是”),声速切换调整部 151a 将下一个设定的设定声速(S)更新为在步骤 S302 中由最合适声速判定部 154 判定的最合适声速(步骤 S319)。

[0126] 并且,通过图像生成控制部 152 的控制,图像生成部 13 使用根据设定声速($S =$ 最合适声速)计算的接收延迟时间生成超声波图像(步骤 S320),监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,显示在步骤 S313 中生成的超声波图像(步骤 S321)。作为切换区间的结束,结束处理。

[0127] 另外,本实施例 2 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理与使用图 5 说明的实施例 1 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理相比,在未从操作者受理设定声速时,除了在发送接收部 11 设定根据由最合适声速判定部 154 判定的最合适声速计算的接收延迟时间以外,都一样,因此省略说明。

[0128] 如上所述,在实施例 2 中,在切换区间中可以依次显示包含使用了根据作为最合适声速判定的声速计算出的接收延迟时间的超声波图像的超声波图像,操作者能够确认在最适合声速的超声波中着眼的部位的方位分辨率实际上是否成为最合适。

[0129] 在上述实施例 1 以及 2 中,针对通过显示控制部 153 的控制实时(real time)地在监视器 2 上依次显示通过发送接收控制部 151 以及图像生成控制部 152 的控制依次生成的超声波图像的情况进行了说明。在实施例 3 中,针对在暂时将通过发送接收控制部 151 以及图像生成控制部 152 的控制依次生成的超声波图像存储到图像存储器 14 之后,重新通过显示控制部 153 的控制监视器 2 上依次显示的情况,使用图 11 的流程图进行说明。其中,图 11 为用于说明实施例 3 的超声波诊断装置的接收延迟时间设定处理的流程图。

[0130] 另外,实施例 3 的超声波装置与实施例 1 以及实施例 2 的超声波装置一样,可以是执行利用设定声速切换进行的超声波图像显示处理(参照图 4 以及图 5)的情况,也可以是只进行图 4 以及图 5 中的超声波图像显示处理以外的处理的情况。无论哪个情况,图像存储器 14 都存储在切换路径中依次生成的多个超声波图像。

[0131] 即,如图 11 所示,实施例 3 的超声波诊断装置当由操作者经由输入装置 3 受理图像显示请求时(步骤 S401 为“是”),监视器 2 通过显示控制部 153 的控制,电影方式显示从图像存储器 14 中依次读出的超声波图像(步骤 S402)。

[0132] 并且,图像生成控制部 152 通过参照监视器 2 上电影方式显示的超声波图像的操作者按下输入装置 3 的静止按钮,判定是否选择了超声波图像(步骤 S403)。

[0133] 在此,在没有选择超声波图像时(步骤 S403 为“否”),显示控制部 153 以在监视器 2 上持续电影方式显示的方式进行控制(步骤 S404),图像生成控制部 152 持续步骤 S403 的判定处理。

[0134] 另一方面,在选择超声波图像时(步骤 S403 为“是”),图像生成控制部 152 通

过控制接收延迟时间设定部 151b, 向发送接收部 11 发送在生成所选择的超声波图像时所使用的接收延迟时间 (步骤 S405), 并结束处理。然后, 通过图像生成控制部 152 的控制, 图像生成部 13 生成使用了与操作者判断为最合适的设定声速对应的接收延迟时间的超声波图像。

[0135] 另外, 上述图像显示请求通过按下静止按钮来输入, 超声波图像的选择也可以是通过解除静止按钮来进行的情况。

[0136] 如上所述, 在实施例 3 中, 由于可以重新重复显示在切换区间生成的超声波图像, 因此能够可靠地使在超声波图像中着眼的部位的方位分辨率最合适。

[0137] 另外, 在上述实施例 1 至实施例 3 中说明的声速值的切换间隔以及声速的切换时间的间隔各自的设定能够通过操作者任意改变。对此使用图 12A 以及图 12B 进行说明。其中, 图 12A 以及图 12B 为用于说明变形例的图。

[0138] 例如, 操作者通过转动输入装置 3 具有的声速值变化调节用调节器, 如图 12A 所示, 可以将“20m/sec 间隔”且声速值被切换为“1540、1560、1580、...”的初始设定变更为“10m/sec 间隔”且声速值被切换为“1540、1550、1560、...”。由此, 操作者能够更细致地探索方位分辨成为最合适值的声速值。

[0139] 另外, 操作者通过转动输入装置 3 具有的时间变化调节用调节器, 如图 12B 所示, 可以将对每 2 个帧进行声速值的切换“1540、1550、1560、...”的初始设定变更为对每 4 个帧进行。由此, 操作者由于能以更长的时间参照每个设定声速的超声波图像, 因此能够更可靠地探索方位分辨率成为最合适值的声速值。另外, 在图 12A 以及图 12B 中所说明的设定变更例如通过图像生成控制部 152 的控制处理来执行。

[0140] 另外, 在上述实施例 1 至实施例 3 中所说明的切换路径的设定能够通过操作者任意变更。例如, 在使声速值从当前设定的设定声速向可变范围的最小值减少之后, 使声速值向可变范围的最大值增加, 然后, 使声速值从最大值向当前设定的设定声速减少等, 切换路径的设定能够通过操作者任意变更。还有, 根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合, 可以形成各种的发明。例如: 既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素, 又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0141] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此, 本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此, 在不背离由所附的权利要求范围以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下, 可以进行各种修改。

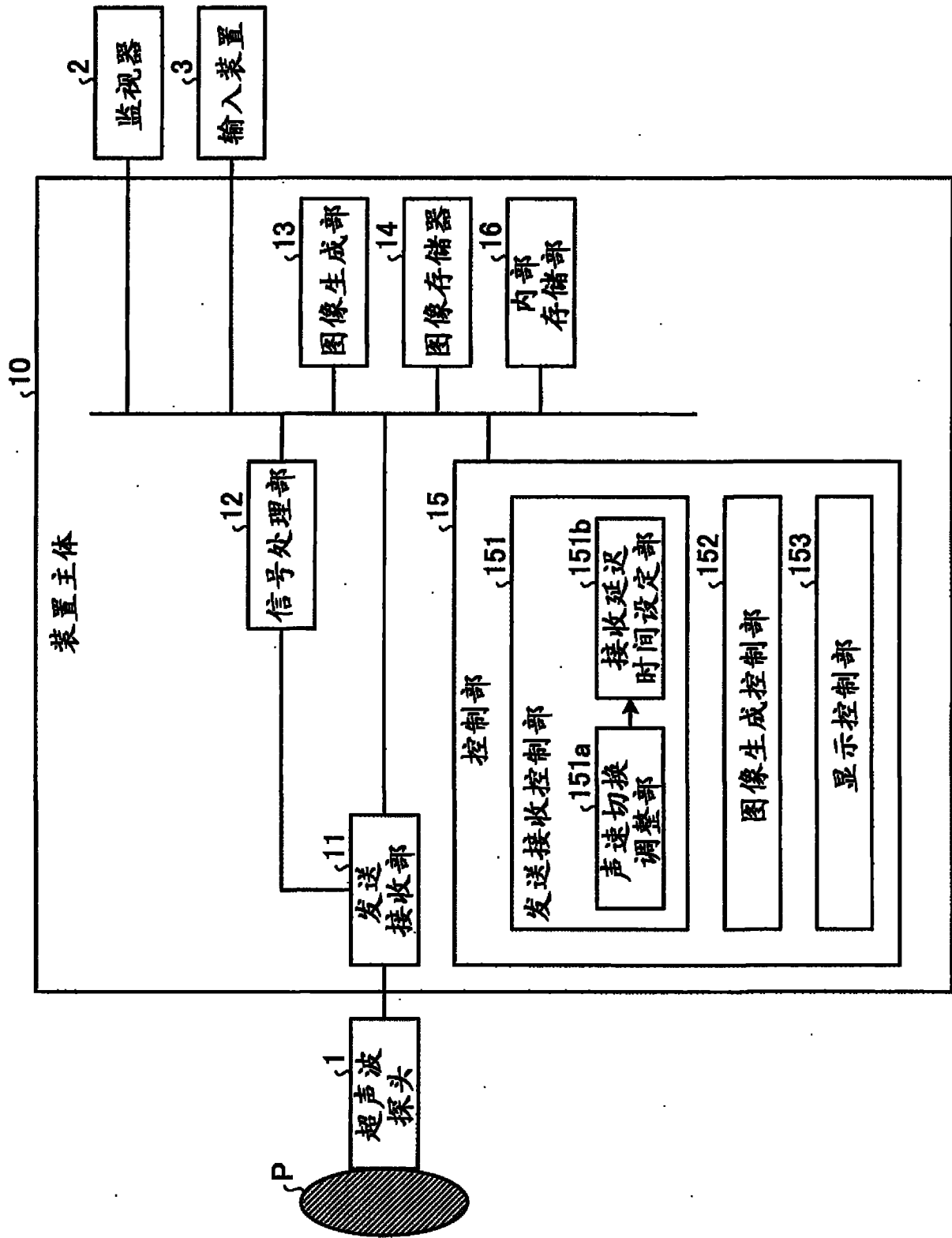


图 1

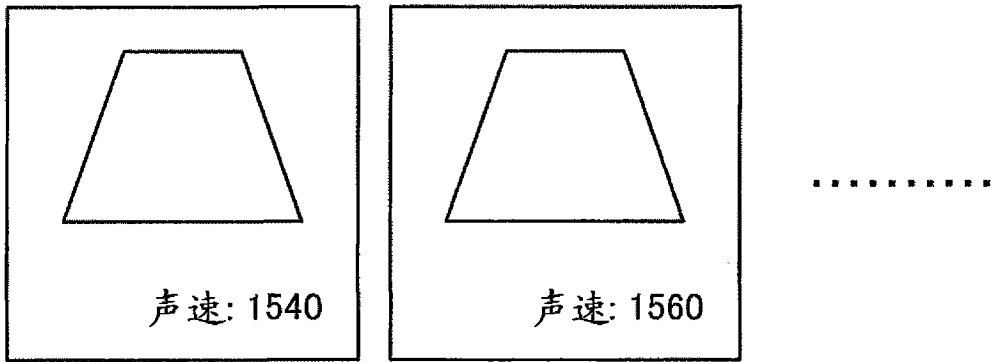


图 2

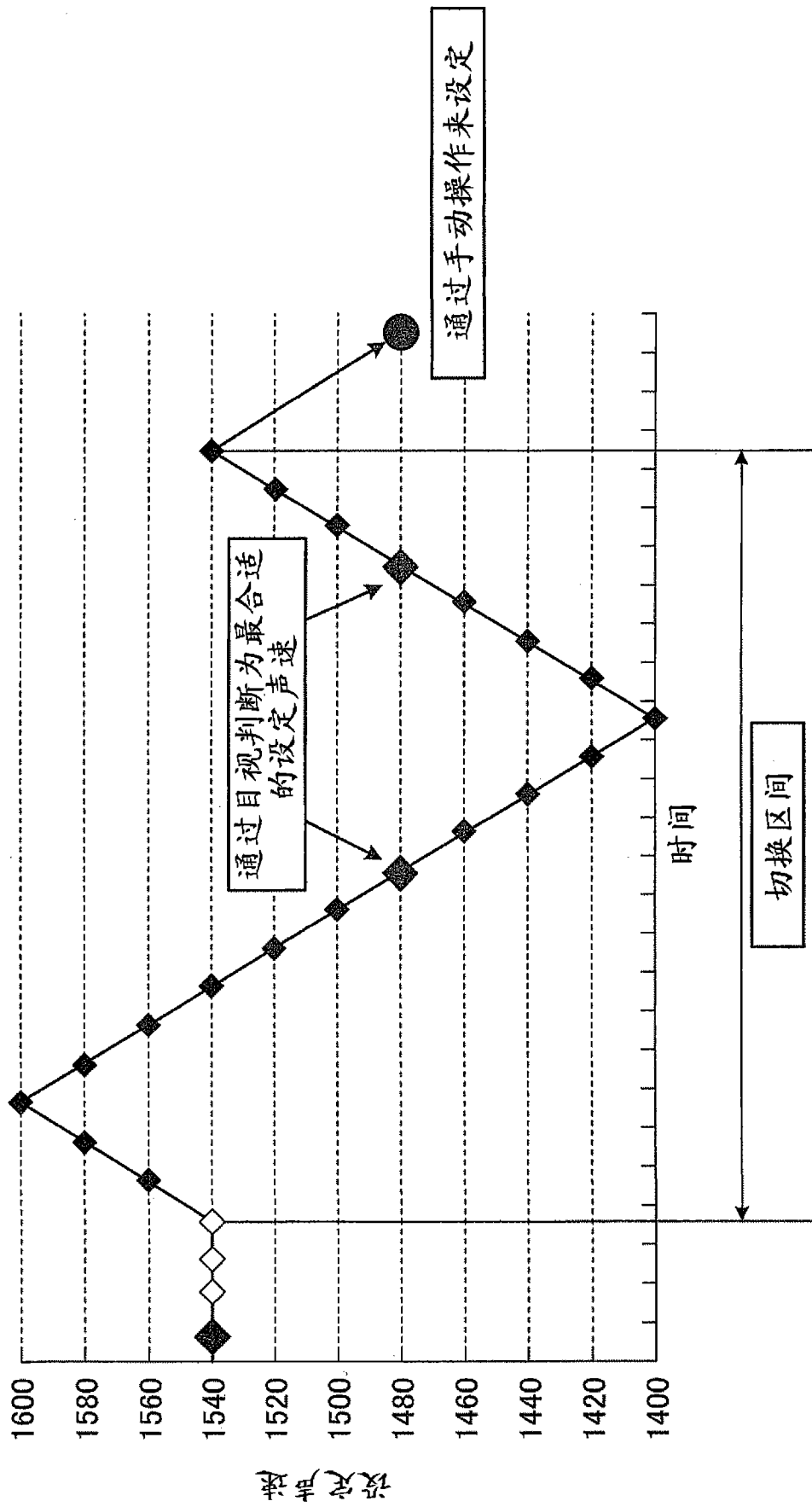


图 3

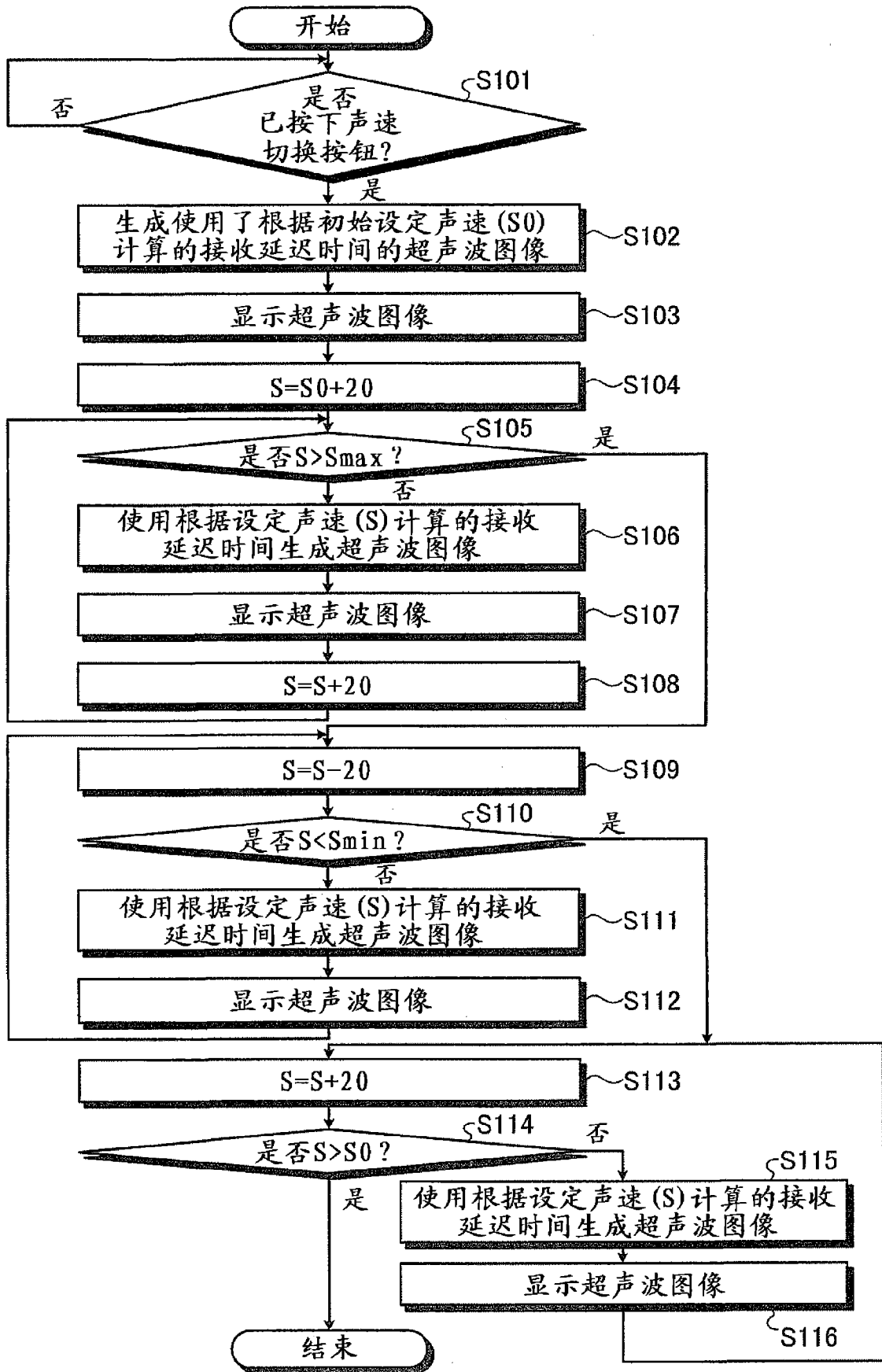


图 4

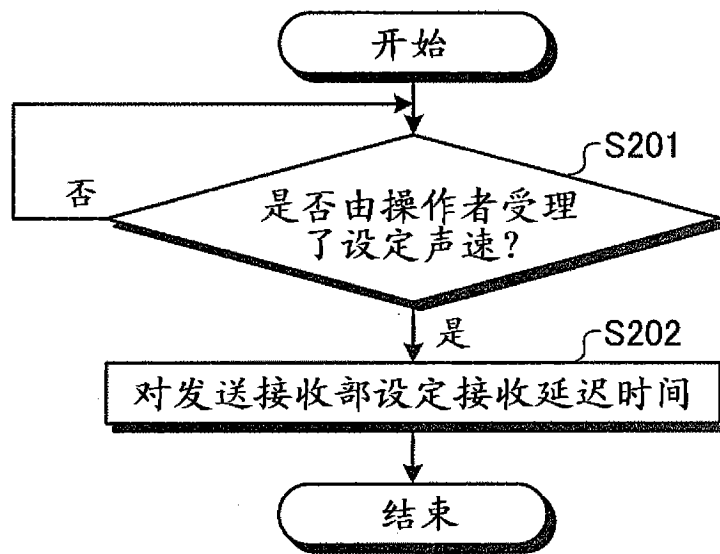


图 5

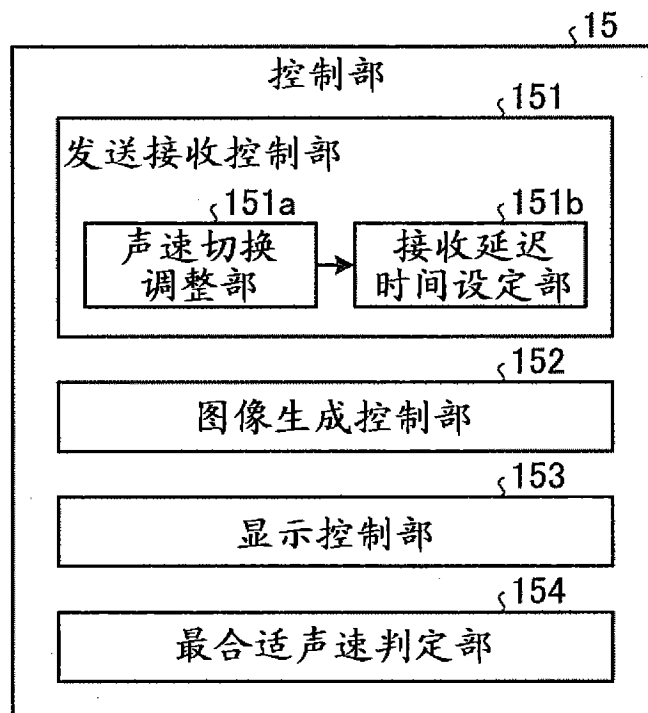


图 6

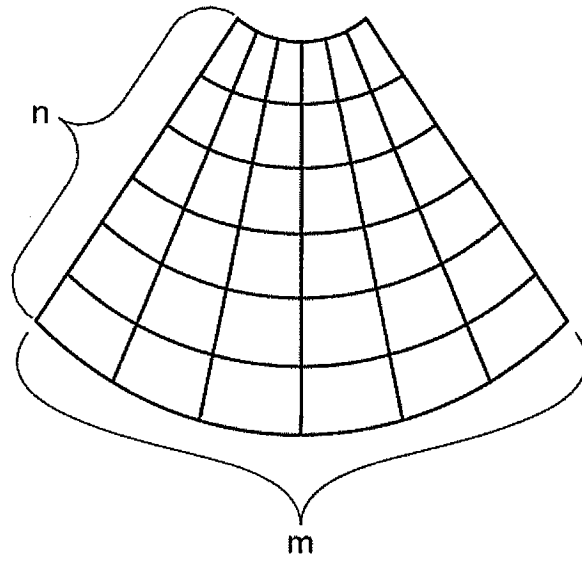


图 7A

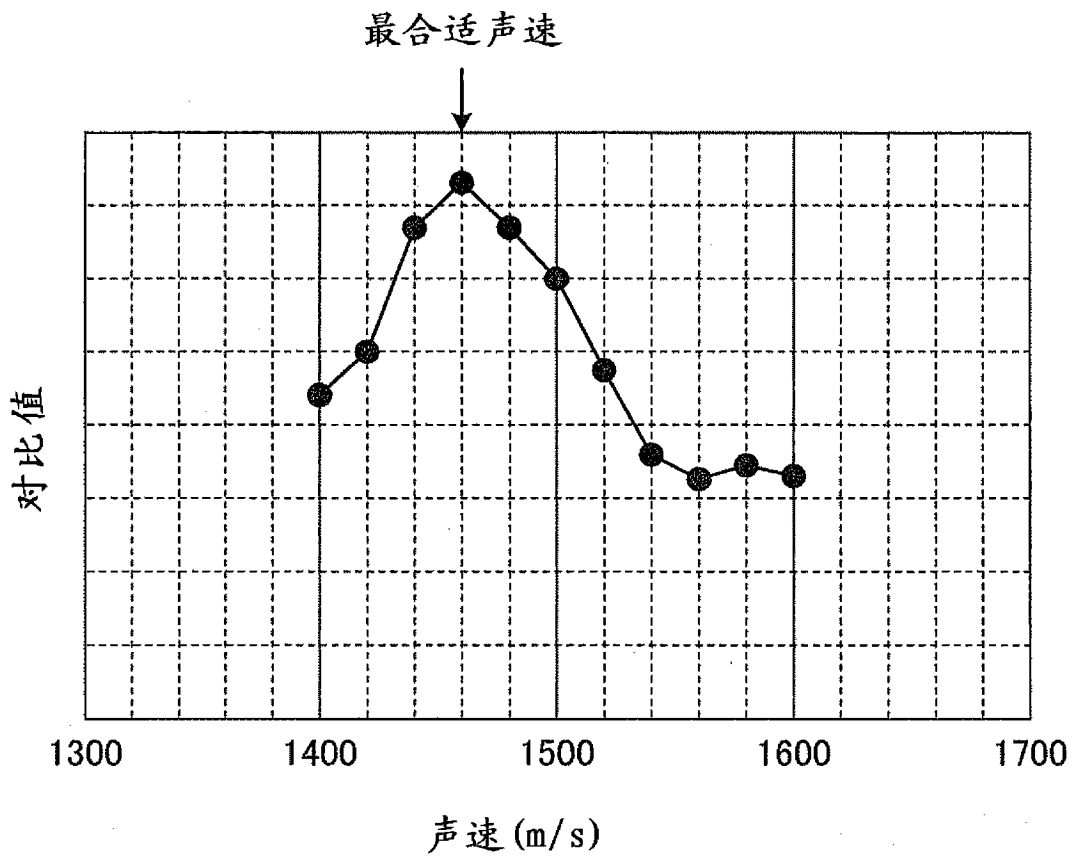


图 7B

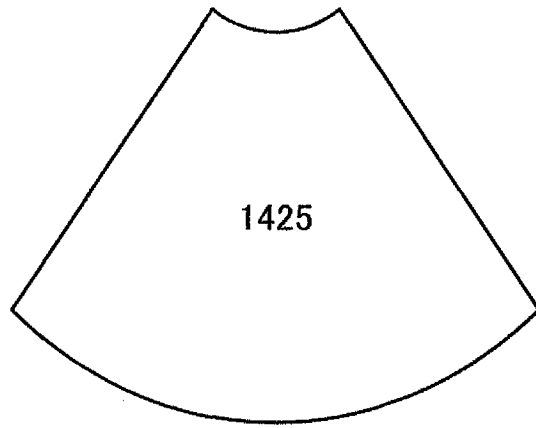


图 8

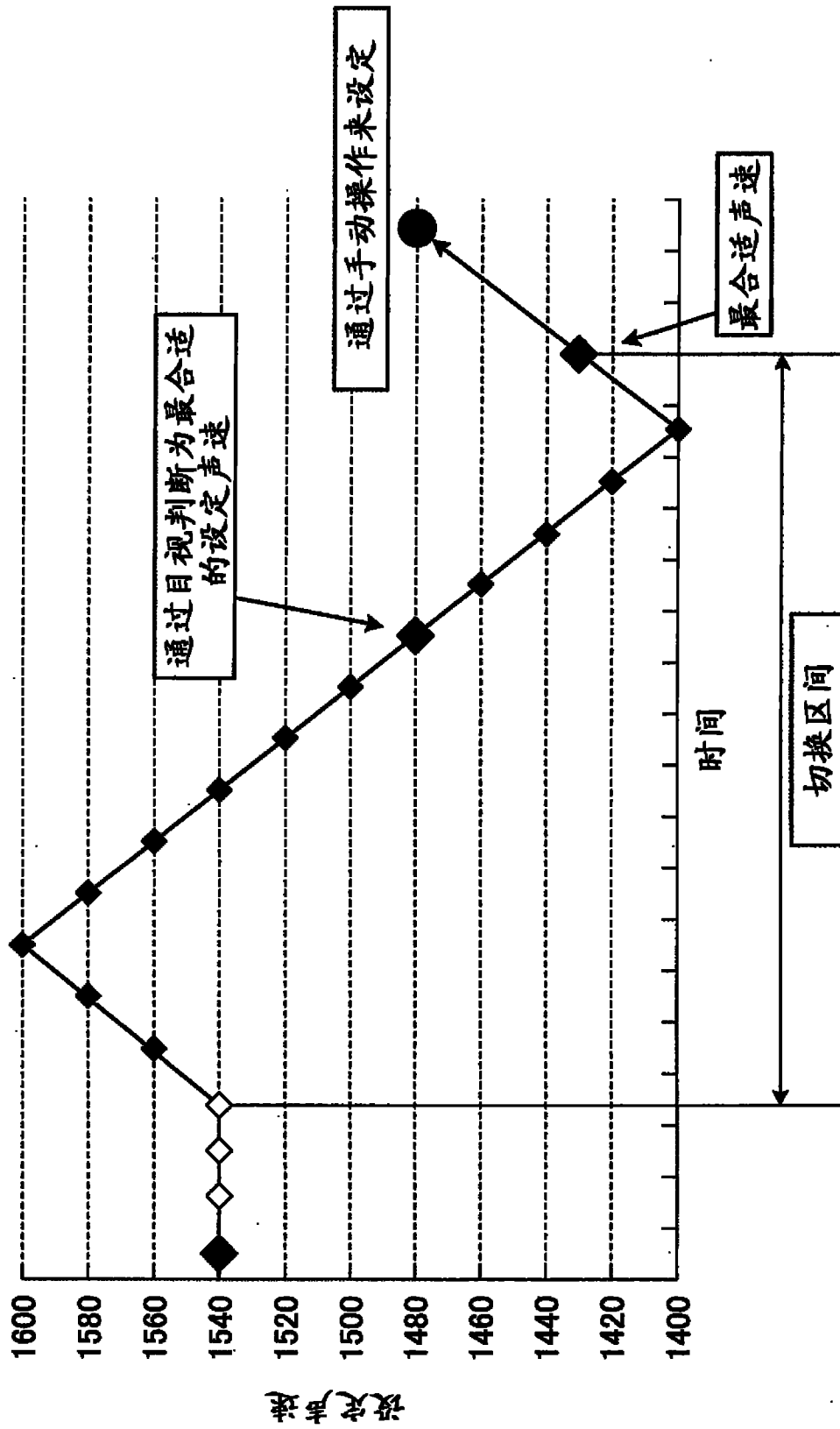


图 9

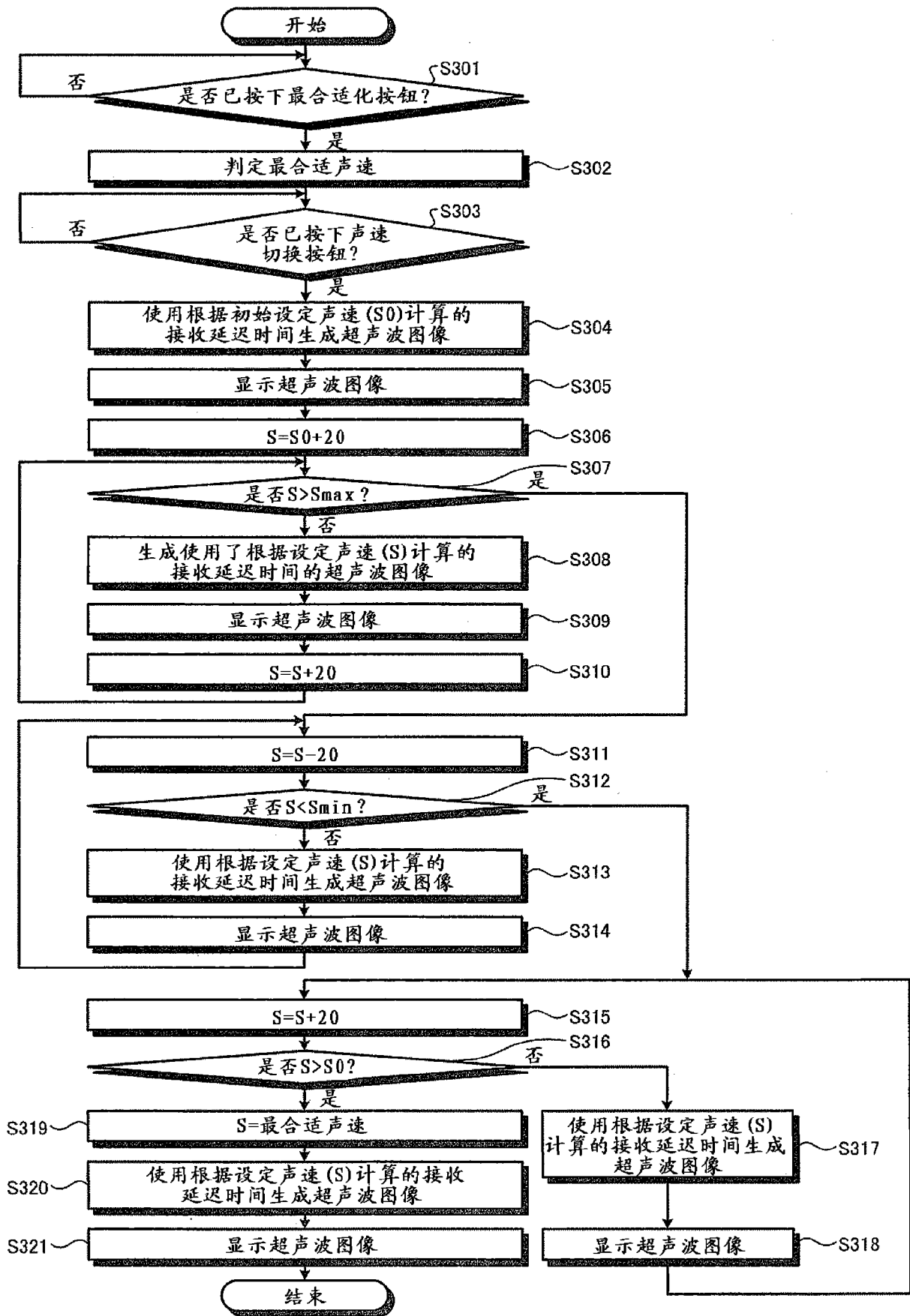


图 10

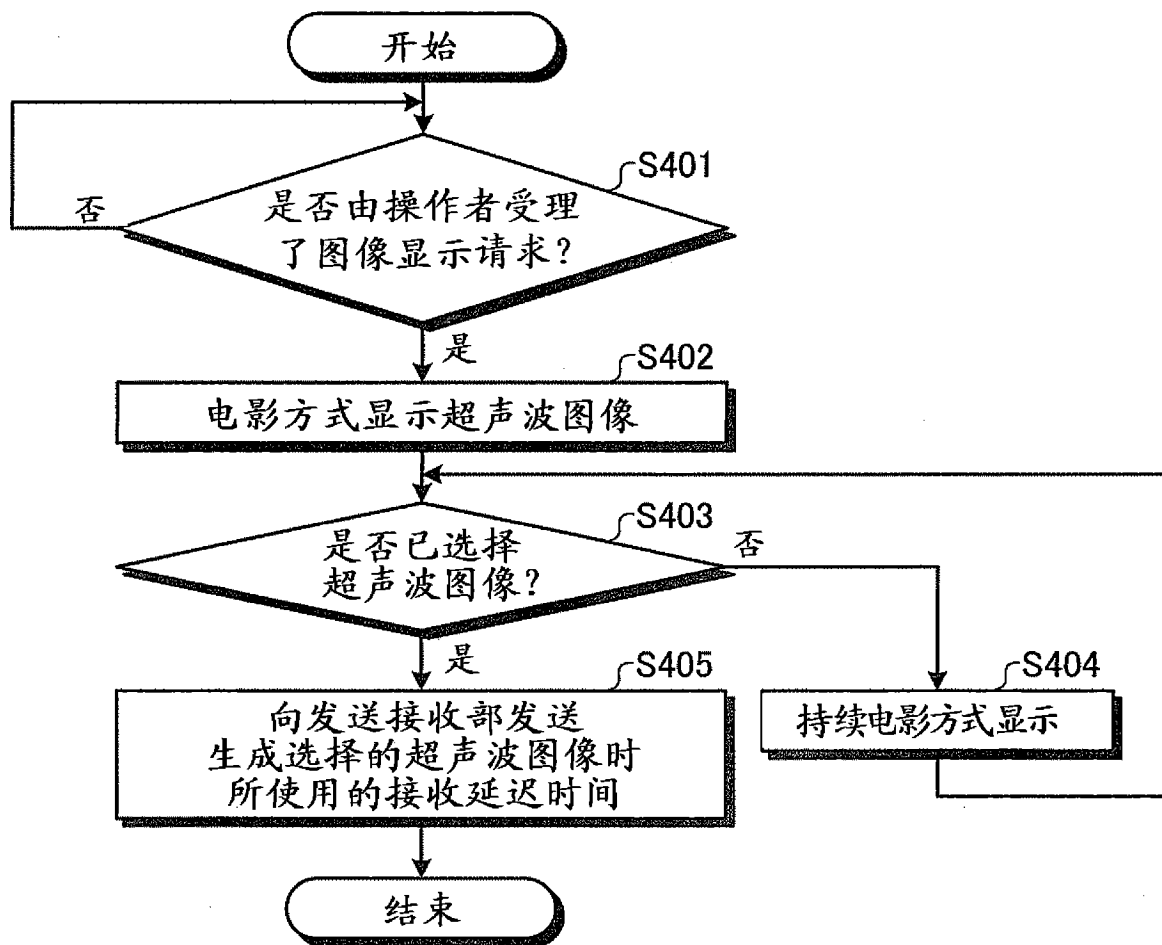


图 11



图 12A

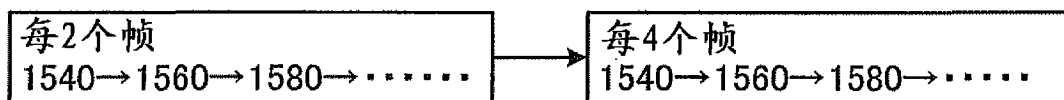


图 12B

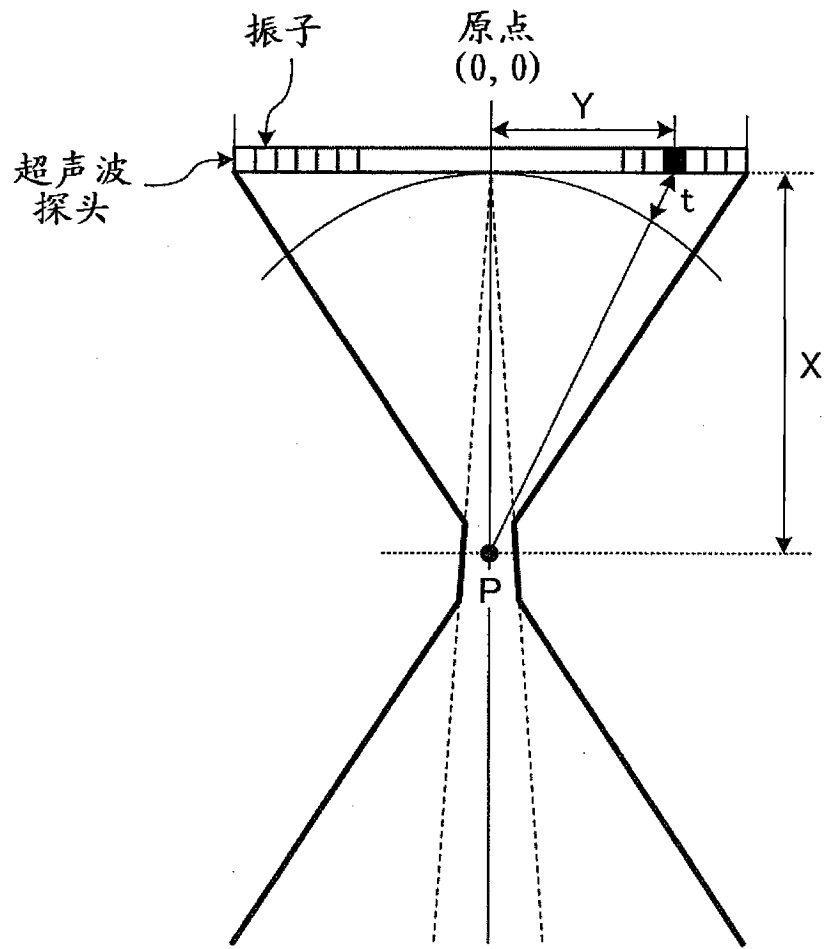


图 13

设定声速=生物体声速

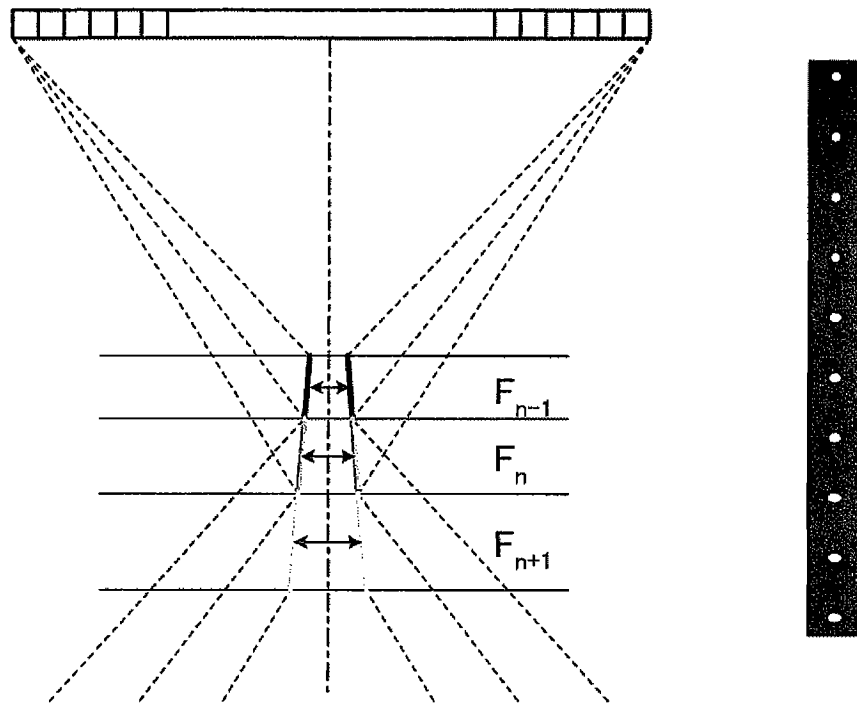


图 14A

设定声速 < 生物体声速

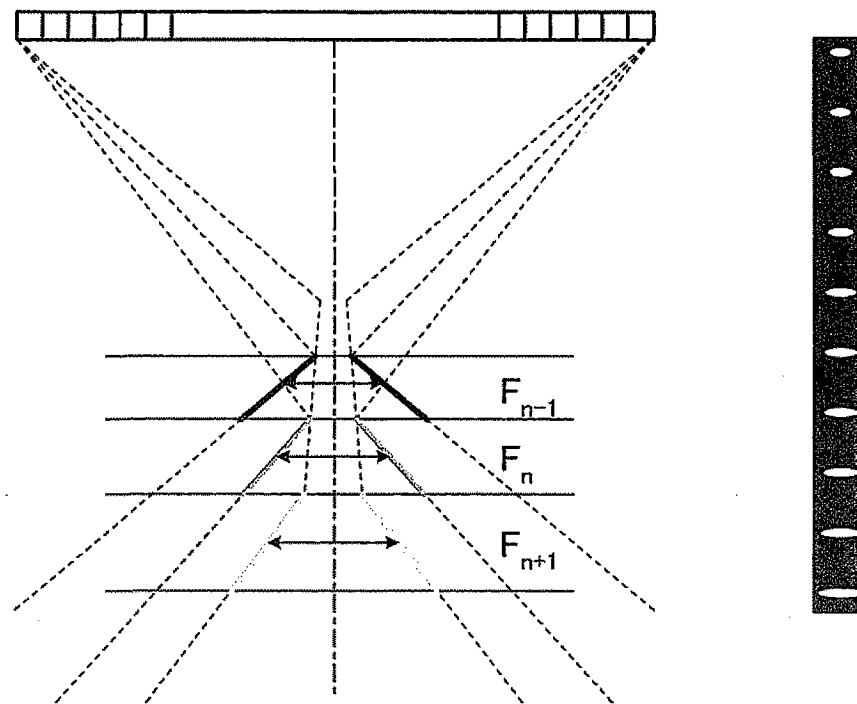


图 14B

专利名称(译)	超声波诊断装置以及声速设定方法		
公开(公告)号	CN101933815A	公开(公告)日	2011-01-05
申请号	CN201010214897.X	申请日	2010-06-28
[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	挂江明弘 瀧口宗基 市冈健一 龟和田靖		
发明人	挂江明弘 瀧口宗基 市冈健一 龟和田靖		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/06 G01S7/52049 G01S7/52073 G01S7/52074		
代理人(译)	李伟 王轶		
优先权	2009155477 2009-06-30 JP 2010116259 2010-05-20 JP		
其他公开文献	CN101933815B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置以及声速设定方法。声速切换调整部，以在可变范围内依次切换在当前时间点设定的设定声速的方式进行调整。接收延迟时间设定部，计算与被切换调整的多个设定声速分别对应的接收延迟时间并向发送接收部依次发送。图像生成控制部，以每依次发送接收延迟时间就以通过使用了所接收到的接收延迟时间的相加处理依次生成反射波数据的方式控制发送接收部。并且，图像生成控制部，以每依次接收反射波数据就依次生成B模式数据，依次生成超声波图像的方式分别控制信号处理部以及图像生成部。显示控制部，以在监视器上依次显示依次生成的超声波图像的方式进行控制。

