



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104684486 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 03

(21) 申请号 201380050256. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 09. 20

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-215250 2012. 09. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 03. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/075480 2013. 09. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/050739 JA 2014. 04. 03

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 山本拓明

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 熊传芳 苏卉

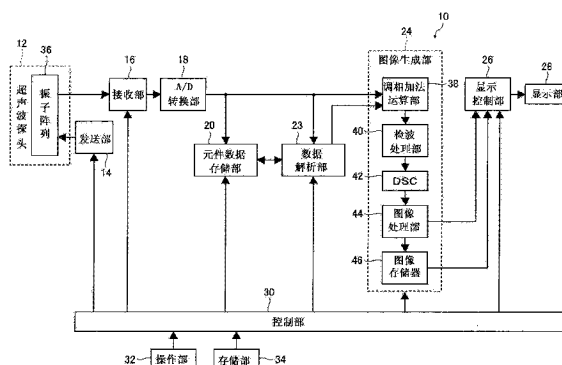
权利要求书1页 说明书12页 附图5页

### (54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序

### (57) 摘要

超声波诊断装置使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像。该超声波诊断装置具有：声速决定部，决定检查对象物内的声速；及声速搜索范围设定部，设定由声速决定部搜索声速的范围。声速搜索范围设定部使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速，来设定声速搜索范围。



1. 一种超声波诊断装置,使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像,

所述超声波诊断装置的特征在于,具有:

声速决定部,决定所述检查对象物内的声速;及

声速搜索范围设定部,设定由所述声速决定部搜索声速的范围,

所述声速搜索范围设定部使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速,来设定声速搜索范围。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

设定所述声速搜索范围所使用的声速是超声波图像中与由所述声速决定部决定声速的区域接近的区域的声速。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

在超声波图像中以包含由所述声速决定部决定声速的区域的方式将所述超声波图像分割成多个区域时,设定所述声速搜索范围所使用的声速是所述多个区域中的与由所述声速决定部决定声速的区域不同的区域的声速。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述超声波诊断装置还具有存储部,将存储有超声波图像的各区域的声速的超声波图像每一帧存储至少一个以上的预定的前帧量,

设定所述声速搜索范围所使用的声速是由所述声速决定部决定声速的区域和存储于所述存储部的至少一个的预定的前帧的超声波图像所对应的区域的声速或者对存储于所述存储部的至少一个以上的预定的前帧的超声波图像的各区域的声速进行预定的处理而得到的至少一个超声波图像的各区域的声速所对应的区域的声速中的任一个。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

所述预定的处理是算出存储于所述存储部的至少一个以上的预定的前帧的超声波图像的各区域的声速的平均值或声速的中央值。

6. 一种超声波图像生成方法,使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像,

所述超声波图像生成方法的特征在于,具有以下工序:

对于所述检查对象物内的至少一个区域决定声速;及

在决定其他的区域的声速时,使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速来设定声速搜索范围。

7. 一种程序,用于使计算机执行权利要求6所述的超声波图像生成方法的各工序作为步骤。

## 超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及通过发送接收超声波束从而对生物体内的内脏器官等检查对象物进行摄像,而生成用于检查对象物的检查或诊断的超声波图像的超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序,尤其是涉及基于以前求出的声速的值而设定最佳声速的搜索范围,缩短声速计算时间,提高帧率的超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序。

### 背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,已经实际使用了利用了超声波图像的超声波图像诊断装置等超声波检查装置。一般,这种超声波检查装置具有内置有多个元件(超声波转换器)的超声波探子(超声波探头)和连接于该超声波探子的装置主体,从超声波探子的多个元件向检查对象物(被检体)发送超声波束,由超声波探子接收来自被检体的超声波回声,并在装置主体中对该接收到的超声波回声信号进行电处理,由此生成超声波图像。

[0003] 在超声波检查装置中,在生成超声波图像时,从探子的多个元件对焦于被检体的检查对象区域,例如生物体内的内脏器官或该内脏器官内的病灶等,而发送超声波束,并经由多个元件接收来自检查对象区域的反射体,例如内脏器官或病灶等的表面或界面的超声波回声。但是,由于利用多个元件接收由同一反射体反射的超声波回声,因此相对于由位于从发送元件发送的超声波束的焦点位置的反射体反射且由发送元件接收到的超声波回声信号,由同一反射体反射且由与发送元件不同的其他元件接收到的超声波回声信号会发生延迟。因此,在对由多个元件接收到的超声波回声信号进行 A/D(模拟/数字)转换而形成元件数据之后,对元件数据进行接收聚焦处理,即,进行延迟校正而对相位进行对合并调相加法运算来生成声线信号,并基于这样得到的声线信号生成超声波图像。

[0004] 在以往的超声波诊断装置中,假定被检体内的超声波的声速为恒定时,将超声波的声速固定为预先设定的某值而进行接收聚焦处理。

[0005] 但是,由于生物体内的脂肪层或肌肉层等的组织的差异而声速不同,因此被检体内的超声波的声速不是均匀的。另外,较胖的被检者和较瘦的被检者的脂肪层或肌肉层的厚度不同。即,超声波的声速存在个人差异。

[0006] 因此,在将超声波的声速设为固定的以往的超声波诊断装置中,当被检体内的实际的声速与所设定的声速不同时,在被检体内反射而到达元件的超声波回声的到达时间与设定的延迟时间会产生偏差。

[0007] 其结果是,存在如下问题:无法进行适当的相位匹配,接收聚焦变得不适当,得到的超声波图像的画质下降。另外,也存在得到的超声波图像相对于实际的被检体变形的问题。

[0008] 对于这种问题,在超声波诊断装置中决定(计算出)被检体内的声速,并使用该声速进行接收聚焦处理。

[0009] 例如,专利文献1中记载了如下的超声波诊断装置:设定对诊断区域(超声波图像上)进行分割而成的关注区域,进行超声波的发送接收,并使用适当设定的多个声速(设定

声速)对得到的元件数据进行接收聚焦处理,在各关注区域中对预先设定的多个声速(设定声速)中的每一个计算出聚焦指标,并使用所算出的聚焦指标决定关注区域的声速。

[0010] 作为聚焦指标,可例示对比度及亮度等,例如,将作为聚焦指标的亮度为最高的设定声速决定作为关注区域的声速。

[0011] 在专利文献1中,记载了如下情况:基于使用聚焦指标而决定的声速对延迟时间进行校正,并进行调相加法运算,而进行接收聚焦处理。此外,在对衰减进行了校正之后实施包络检波处理,从而生成亮度图像(B模式图像)。

[0012] 专利文献

[0013] 专利文献1:日本特开2011-92686号公报

## 发明内容

[0014] 发明要解决的课题

[0015] 在上述的专利文献1中,为了决定关注区域的声速,而详尽地搜索声速值。因此,存在决定关注区域的声速值花费时间这样的问题。另外,由于声速值的决定花费时间,从而帧率也变低。

[0016] 本发明的目的在于提供一种消除上述现有技术的问题点并能够缩短声速值的计算时间的超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序。

[0017] 用于解决课题的方案

[0018] 为了实现上述目的,本发明的第一技术方案提供一种超声波诊断装置,使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像,其特征在于,具有:声速决定部,决定检查对象物内的声速;及声速搜索范围设定部,设定由声速决定部搜索声速的范围,声速搜索范围设定部使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速,来设定声速搜索范围。

[0019] 例如,设定声速搜索范围所使用的声速是超声波图像中与由声速决定部决定声速的区域接近的区域的声速。

[0020] 例如,在超声波图像中以包含由声速决定部决定声速的区域的方式将超声波图像分割成多个区域时,设定声速搜索范围所使用的声速是多个区域中的与由声速决定部决定声速的区域不同的区域的声速。

[0021] 例如,超声波诊断装置还具有存储部,将存储有超声波图像的各区域的声速的超声波图像每一帧存储至少一个以上的预定的前帧量,设定声速搜索范围所使用的声速是由声速决定部决定声速的区域和存储于存储部的至少一个的预定的前帧的超声波图像所对应的区域的声速或者对存储于存储部的至少一个以上的预定的前帧的超声波图像的各区域的声速进行预定的处理而得到的至少一个超声波图像的各区域的声速所对应的区域的声速中的任一个。在此,预定的处理是算出存储于存储部的至少一个以上的预定的前帧的超声波图像的各区域的声速的平均值或声速的中央值。

[0022] 本发明的第二技术方案提供一种超声波图像生成方法,使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像,其特征在于,具有以下工序:对于检查对象物内的至少一个区域决定声速;及在决定其他的区域的声速时,使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速来设定声速搜索范围。

[0023] 本发明的第三技术方案提供一种程序,用于使计算机执行本发明的第二技术方案的超声波图像生成方法的各工序作为步骤。

[0024] 发明效果

[0025] 根据本发明的超声波诊断装置及超声波诊断方法,基于以前求出的声速值来设定最佳的声速搜索范围,由此能够缩短声速计算时间,进而提高帧率。

## 附图说明

[0026] 图 1 是概念性地表示本发明的超声波诊断装置的结构的一例的框图。

[0027] 图 2 是概念性地表示图 1 所示的超声波诊断装置的数据解析部的结构的一例的框图。

[0028] 图 3(a) 是用于对声速搜索范围的再次设定的一例进行说明的示意图,图 3(b) 是用于对声速搜索范围的再次设定的另一例的示意图。

[0029] 图 4 是用于对图 1 所示的超声波诊断装置的数据解析部的声速决定方法进行说明的流程图。

[0030] 图 5 是用于对超声波诊断装置的声速决定方法进行说明的流程图。

## 具体实施方式

[0031] 以下,基于附图所示的优选实施方式,详细地对本发明的超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序进行说明。

[0032] 图 1 是概念性地表示本发明的超声波诊断装置的结构的一例的框图。

[0033] 如图 1 所示,超声波诊断装置 10 具有:超声波探头 12、连接于超声波探头 12 的发送部 14 及接收部 16、A/D 转换部 18、元件数据存储部 20、数据解析部 23、图像生成部 24、显示控制部 26、显示部 28、控制部 30、操作部 32、存储部 34。

[0034] 在图示例子中,发送部 14、接收部 16、A/D 转换部 18、元件数据存储部 20、数据解析部 23、图像生成部 24、显示控制部 26、显示部 28、控制部 30、操作部 32 及存储部 34 构成超声波诊断装置 10 的装置主体。

[0035] 超声波探头 12(以下,称为探头 12)具有用于普通的超声波检查装置的振子阵列 36。

[0036] 振子阵列 36 具有排列成一维或二维阵列状的多个元件即超声波转换器。这些超声波转换器在拍摄检查对象物(以下,称为被检体)的超声波图像时,分别根据从发送部 14 供给的驱动信号而将超声波束发送至被检体,并接收来自被检体的超声波回声而输出接收信号。在本例子中,振子阵列 36 的多个超声波转换器的内的构成一组预定数量的超声波转换器的各个超声波转换器产生一个超声波束的各成分,一组预定数量的超声波转换器产生发送至被检体的一个超声波束。

[0037] 各超声波转换器由在压电体的两端形成有电极的振子构成,压电体由例如以 PZT(锆钛酸铅)为代表的压电陶瓷、以 PVDF(聚偏氟乙烯)为代表的高分子压电元件、或以 PMN-PT(铌镁酸·钛酸铅固溶体)为代表的压电单结晶等构成。

[0038] 当对这种振子的电极施加脉冲状或连续波状的电压时,压电体对应于施加的电压而伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波的超声波。另外,从各振子产生的超声波对应于各

振子的驱动的延迟,以设定的区域为焦点,收束于该焦点而进行合成(即进行发送聚焦),从而形成超声波束。

[0039] 另外,振子由于在被检体内被反射的超声波回声的入射而伸缩,并产生与该伸缩的大小对应的电信号。该电信号作为接收信号而输出至接收部 16。

[0040] 发送部 14 例如具有多个脉冲发生器,对探头 12 的各超声波转换器(振子)供给驱动信号,例如,施加驱动电压。

[0041] 例如,驱动信号按照声速或声速的分布,以使从振子阵列 36 的一组的预定数量的超声波转换器(以下,称为超声波元件)发送的超声波束成分形成一个超声波束的方式对各个驱动信号的延迟量进行调节而供给至构成组的多个超声波元件,该声速或声速的分布是基于根据来自控制部 30 的控制信号而选择的发送延迟图案来设定的。

[0042] 此外,以使多个超声波转换器发送的超声波形成收束于设定的焦点的目标超声波束的方式,进行调节驱动信号的延迟量或驱动电压的施加时机的发送聚焦,并将驱动信号供给至超声波转换器。另外,该发送延迟图案可以根据后述的环境声速进行校正。这样,从探头 12(振子阵列 36)向被检体发送目标超声波束。

[0043] 接收部 16 根据来自控制部 30 的控制信号,从被检体接收通过振子阵列 36 的各超声波元件由于超声波束与被检体之间的相互作用而产生的超声波回声,对接收信号即每个超声波元件的模拟元件信号进行放大而输出,并将放大后的模拟元件信号供给至 A/D 转换部 18。

[0044] 另外,在本发明的超声波诊断装置 10 中,发送接收超声波的方法基本上与众所周知的超声波诊断装置相同。

[0045] 因此,在一次超声波的发送接收中,即在发送一束超声波束及接收该发送所对应的超声波回声,产生超声波的超声波转换器的个数即发送开口的个数及接收超声波即接收部 16 收到接收信号的超声波转换器的个数即接收开口的个数均只要是多个即可,不进行限定。另外,在一次发送接收中,在发送与接收的开口数可以相同也可以不同。

[0046] 另外,至少在方位方向(方位角方向(超声波转换器的排列方向))上相邻的超声波束中,只要发送区域重复即可,对于为了形成一个超声波图像的超声波的发送接收的次数(声线数)及成为发送接收的中心的超声波转换器(中心元件)的间隔(即扫描线的密度)没有限定。因此,可以将通过超声波进行扫描的区域所对应的全部超声波转换器作为中心元件进行超声波的发送接收,也可以将每隔两个或每隔四个等的预定间隔的超声波转换器作为中心元件进行超声波的发送接收。

[0047] A/D 转换部 18 与接收部 16 连接,对从接收部 16 供给的模拟的接收信号进行模拟/数字转换,从而形成数字的接收信号即元件数据。

[0048] A/D 转换部 18 将进行了 A/D 转换的元件数据供给于元件数据存储部 20。

[0049] 元件数据存储部 20 依次存储从 A/D 转换部 18 供给的元件数据。另外,元件数据存储部 20 对从控制部 30 输入的与帧率相关的信息(例如,表示超声波的反射位置的深度、扫描线的密度、视野宽度的参数)、超声波图像中的元件数据的坐标位置等位置信息与各元件数据建立关联并进行存储。

[0050] 优选的是,元件数据存储部 20 存储与至少一个超声波图像(一帧的超声波图像)对应的全部元件数据,并且至少在超声波图像的显示结束之前,不消去显示中及显示前的

超声波图像的元件数据。

[0051] 数据解析部 23 是使用处于 A/D 转换部 18 或元件数据存储部 20 的进行了 A/D 转换的元件数据,来决定被检体内的关注区域的超声波的声速的部位。决定出的声速被供给至元件数据存储部 20,在存储部 20 中对每一帧的超声波图像以与超声波图像的各区域或各位置坐标建立对应的方式存储有至少一个以上的预定帧量的元件数据。因此,在求出被检体内的关注区域的声速时,可以利用以前算出的被检体内的某区域的声速。

[0052] 另外,关于数据解析部 23 及被检体内的超声波的声速,在后文详细叙述。

[0053] 图像生成部 24 基于控制部 30 的控制,根据从 A/D 转换部 18 或元件数据存储部 20 供给的元件数据生成接收数据(声线信号),并根据该接收数据生成超声波图像。

[0054] 图像生成部 24 具有:调相加法运算部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 及图像存储器 46。

[0055] 调相加法运算部 38 对从 A/D 转换部 18 或元件数据存储部 20 供给的元件数据进行整合加法运算而进行接收聚焦处理,从而生成接收数据。

[0056] 与被检体内的一个反射点之间的距离因各超声波转换器而不同。因此,即便是同一反射点反射的超声波回声,超声波回声到达各超声波转换器的时间也不同。调相加法运算部 38 根据控制部 30 选择的接收延迟图案,使各接收数据延迟与各超声波转换器的超声波回声的到达时刻之差(延迟时间)相当的量,并对施加了延迟时间的接收数据进行整合加法运算,由此数字性地进行接收聚焦处理,从而生成接收数据。

[0057] 调相加法运算部 38 将生成的接收数据供给至检波处理部 40。

[0058] 在此,在通过数据解析部 23 决定被检体内的超声波的声速值,并供给了的情况下,调相加法运算部 38 使用该声速进行延迟时间或接收延迟图案等的校正,从而进行接收聚焦处理。

[0059] 另外,在环境声速未被决定的情况下,调相加法运算部 38 通过使用了接收延迟图案的众所周知的方法进行接收聚焦处理。

[0060] 检波处理部 40 对于调相加法运算部 38 生成的接收数据,根据超声波的反射位置的深度而实施了由距离引起的衰减的校正之后,实施包络检波处理,由此生成被检体内的断层的图像信息(亮度图像信息)即 B 模式图像数据。

[0061] DSC(digital scan converter:数字扫描转换器)42 将由检波处理部 40 生成的 B 模式图像数据转换(光栅转换)成对应于普通的电视信号的扫描方式的图像数据。

[0062] 图像处理部 44 对于从 DSC42 输入的 B 模式图像数据,实施灰度处理等的各种必要的图像处理,而形成用于显示的 B 模式图像数据。图像处理部 44 对完成图像处理的 B 模式图像数据实施如下处理中的至少一个:为了显示而输出至显示控制部 26 及存储于图像存储器 46。

[0063] 图像存储器 46 是存储图像处理部 44 处理后的 B 模式图像数据的众所周知的存储单元(存储介质)。存储于图像存储器 46 的 B 模式图像数据根据需要,为了通过显示部 28 进行显示而被读出到显示控制部 26。

[0064] 显示控制部 26 使用通过图像处理部 44 实施了预定的图像处理的 B 模式图像数据,在显示部 28 上显示动态图像的超声波图像或静止图像的超声波图像。显示部 28 例如包含 LCD 等显示器装置,在显示控制部 26 的控制下,显示动态图像的超声波图像或静止图

像的超声波图像。

[0065] 控制部 30 是基于通过操作者从操作部 32 输入的指令而对超声波诊断装置 10 的各部进行控制的部位。

[0066] 另外,控制部 30 将使用操作部 32 由操作者输入的各种信息供给至必要的部位。例如,在操作部 32,将图像生成部 24 的调相加法运算部 38 所使用的延迟时间计算所需的信息根据需要,供给至发送部 14、接收部 16、元件数据存储部 20、图像生成部 24 及显示控制部 26 等各部。

[0067] 操作部 32 用于操作者进行输入操作,能够由键盘、鼠标、跟踪球或触摸面板等形成。

[0068] 另外,操作部 32 具备用于操作者根据需要而输入各种信息的输入功能。例如,操作部 32 具备用于输入探头 12(超声波转换器)的信息、探头 12(振子阵列)的发送开口及接收开口、关于生成重合的元件数据数及方法等的元件数据的信息以及超声波束的焦点位置等的输入功能。

[0069] 它们例如由于摄影部位(诊察部位)的选择、画质的选择、拍摄的超声波图像的深度的选择等而被输入。

[0070] 另外,操作部 32 具备定格按钮,在 B 模式图像的显示中,当按下定格按钮时,在按下定格按钮时显示的 B 模式图像作为静止图像而显示于显示部 28。由此,操作者能够通过静止图像详细地观察 B 模式图像。

[0071] 存储部 34 中存储有:控制部 30 用于执行超声波诊断装置 10 的各部的控制的动作程序、发送延迟图案及接收延迟图案、关于生成元件数据的信息、此外从操作部 32 输入的探头 12 的信息、发送开口及接收开口以及焦点位置的信息等、控制部 30 用于进行超声波诊断装置的动作及控制所需的信息等。

[0072] 存储部 34 可以使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM 及 DVD-ROM 等众所周知的记录介质。

[0073] 另外,在超声波诊断装置 10 中,数据解析部 23、调相加法运算部 38、检波处理部 40、DSC42、图像处理部 44 及显示控制部 26 等由 CPU 和用于使 CPU 进行各种处理的动作程序构成。但是,在本发明中,也可以由数字电路构成这些部位。

[0074] 另一方面,数据解析部 23 使用从 A/D 转换部 18 或元件数据存储部 20 供给的元件数据,决定被检体内的超声波的声速。

[0075] 图 2 通过框图概念性地表示数据解析部 23 的结构。

[0076] 如图 2 所示,数据解析部 23 具有:关注区域设定部 70、发送聚焦控制部 72、声速搜索范围设定部 74、聚焦指标计算部 76 及声速决定部 78。

[0077] 关注区域设定部 70 根据来自控制部 30 的指示,在 B 模式图像上(超声波图像上)设定关注区域。

[0078] 在数据解析部 23 中,对每个关注区域决定被检体的声速。关注区域在超声波图像中,相当于算出超声波的声速的计算坐标。

[0079] 在本例子中,关注区域设定部 70 将 B 模式图像的画面整体分割成网格状,并分别作为关注区域。

[0080] 该分割的数量(网格的数量)可以预先默认地设定,也可以是操作者能够在方位

方向及深度方向中的至少一方上任意设定。在默认地设定分割数量的情况下,每个图像尺寸及每个观察部位可以具有不同的设定。此外,也可以预先设定多个分割数量而使操作者能够进行选择。

[0081] 另外,在本发明中,关注区域不限于将 B 模式图像分割成网格状的各区域。

[0082] 例如,可以将生成接收数据(B 模式图像数据)的全部的像素(对应于全部像素的位置(区域))作为关注区域。换言之,在对所述的画面进行分割的形态中,也可以对应于生成接收数据的全部像素地将画面分割成网格状。

[0083] 或者可以不是画面整体,而是将预先设定的或从多个选项中选择画面的一部分分割成网格状,并分别作为关注区域。而且,也可以不是画面整体,而是对应于操作者设定的区域 ROI 地设定关注区域。另外,在画面的一部分或区域 ROI 内设定关注区域的情况下,分割也与上述画面整体相同地进行即可。另外,也可以是操作者能够选择在画面整体中设定关注区域与在区域 ROI 内设定关注区域。

[0084] 另外,分割的形状不限于网格状,例如,如果是凸状探头的超声波图像那样的扇形的 B 模式图像,则分割的形状也可以与之对应而为扇形。这种情况下,也能够利用全部的上述各形态。

[0085] 另外,例如在图像特征量的变动值超过了阈值的情况等的图像变动较大的情况下、或者进行了观察倍率的变更或观察深度的变更等的观察条件的变更的情况下,也可以变更或更新关注区域,也可以是操作者能够指示对关注区域进行变更或更新。

[0086] 关注区域设定部 70 此外对于设定的关注区域设定焦点(焦点的位置),该焦点用于进行对应于声速的决定的超声波的发送(发送聚焦)。

[0087] 焦点可以根据观察部位、声线数、发送接收的开口数、探头 12 的种类等预先默认地设定,也可以是操作者进行选择或输入指示,也可以是能够选择默认的设定和操作者进行的指示。

[0088] 为了根据关注区域设定部 70 设定的关注区域及焦点而使发送部 14 执行发送聚焦,发送聚焦控制部 72 对控制部 30 进行发送聚焦指示。

[0089] 声速搜索范围设定部 74 基于控制部 30 的控制,在环境声速的决定中,指定用于对接收数据执行接收聚焦的设定声速,并设定预定的范围的声速搜索范围。设定声速  $V$ (声速搜索范围)的开始声速  $V_{st}$  和结束声速  $V_{end}$  由声速搜索范围设定部 74 设定。

[0090] 在本例中,设定声速在最初计算的声速值和第二及以后计算的声速值中,声速搜索范围的设定方法不同。

[0091] 对于最初计算的声速值的声速搜索范围,包含开始声速  $V_{st}$  和结束声速  $V_{end}$  在内的设定声速可以预先默认地设定,另外,也可以由操作者任意地仅输入开始声速  $V_{st}$  和结束声速  $V_{end}$ 、仅默认地设定之间的间距宽度(预定步距声速量  $\Delta V$ )或者也可以是操作者能够任意地输入。另外,在设定声速、该间距宽度默认地设定的情况下,可以根据观察部位或性别等,设定多种设定声速,而操作者能够适当选择。

[0092] 对于首先计算的声速值,作为一例,设定声速设定作为开始声速  $V_{st}$  而设定为 1400m/s,作为结束声速  $V_{end}$  而设定为 1700m/s,与之对应,作为预定的间距宽度而设定为 40m/sec 的间隔。

[0093] 另一方面,对于第二及以后计算的声速值,使用在空间和时间的至少一方上的预

定的范围内求出的声速,在声速搜索范围设定部 74 中设定声速搜索范围。以下,具体地进行说明。

[0094] 图 3(a) 是用于对声速搜索范围的再次设定的一例进行说明的示意图,图 3(b) 是用于对声速搜索范围的再次设定的另一例进行说明的示意图。

[0095] 在图 3(a) 中,为了简化,振子阵列 36 表示为五个超声波转换器排列的结构,以这些超声波转换器的排列间距形成声线 L1 ~ L5。在该情况下,首先求出区域 80,这以后,求出声线 L1 的 X 方向(深度方向)的区域 82。然后,向 Y 方向的声线 L2 偏移,并沿着 X 方向依次求出声速。

[0096] 在求出图 3(a) 的最初的区域 80 的声速的情况下,按照现有的方法求出声速。

[0097] 对于向 X 方向偏移了的区域 82,在声速搜索范围设定部中使用区域 80 的声速设定声速搜索范围。区域 82 的声速搜索范围例如设为相对于区域 80 的声速而  $\pm 50\text{m/s}$  的范围。例如,若区域 80 的声速为  $1500\text{m/s}$ ,则声速搜索范围为  $1500 \pm 50\text{m/s}$ 。

[0098] 另外,在求出声线 L3 的区域 84 的声速的情况下,例如,可以使用在预定的范围中接近区域 84 的区域 84a 的声速、区域 84b 的声速、区域 84c 的声速及区域 84d 的声速,设定声速搜索范围。在该情况下,也可以根据计算出的区域 84 与区域 84a ~ 84d 的距离,对使用的声速进行加权来设定声速搜索范围。

[0099] 另外,作为接近的区域,声线不限于相邻一行的声线,也可以使用声线 L1 的区域 82 等的声速来设定声速搜索范围。

[0100] 在图 3(a) 的各声线 L1 ~ L5 中,从振子阵列 36 沿 X 方向依次计算出声速值,但是在该情况下,在各声线 L1 ~ L5 中,优选使用在振子阵列 36 侧已经计算出的声速值。

[0101] 另外,对于超声波图像设定有区域 R,例如,在区域 R 内对区域 86 以外的区域求出声速的情况下,能够使用区域 R 内的区域的声速设定声速搜索范围。除此以外,在求出区域 R 内的区域 86 的声速时,可以将区域 80 等的声速使用于声速搜索范围的设定。

[0102] 对于超声波图像,在以包含决定声速的区域的方式分割成多个区域时,也可以使用多个区域中的与决定声速的区域不同的区域的声速,来设定声速搜索范围。

[0103] 这样,能够使用空间上相邻的像素的声速设定声速搜索范围。除此以外,也可以使用时间上相邻的区域的声速设定声速搜索范围。时间上相邻是指已经计算出了声速的以前的帧。

[0104] 在求出图 3(b) 所示的超声波图像 90 的区域 90a 的声速的情况下,可以使用在以前的帧的超声波图像 92 中与区域 90a 对应的区域 92a 的声速,来设定声速搜索范围。另外,以前的帧只要是至少一帧前即可,不限定使用多少位前的帧的超声波图像。可以使用在比超声波图像 92 以前的帧的超声波图像 94 中与区域 90a 对应的区域 94a 的声速,来设定声速搜索范围。

[0105] 例如,若是动作的组织,使用的帧为几帧前的帧,在组织没有变化的情况下,使用的帧可以使用比动作的组织更靠前的帧。

[0106] 在使用以前的帧的声速的情况下,还可以与上述的空间上相邻的区域组合。即,能够使用以前的帧的相邻的区域的声速来设定声速搜索范围。

[0107] 另外,对于图 3(b) 所示的超声波图像 90 的区域 90a,在以前的帧的超声波图像中使用区域的声速来设定声速搜索范围的情况下,可以使用对至少一个以上的预定的前帧的

超声波图像的各区域的声速进行预定的处理而得到的至少一个的各区域的声速所对应的区域的声速。另外,预定的处理例如是算出一个以上的预定的前帧的超声波图像的各区域的声速的平均值、或各区域的声速的中央值。

[0108] 这样,声速搜索范围的设定能够利用多个帧的声速的平均值或声速的中央值。例如,能够将超声波图像 92 这一帧中的区域 90a 所对应的区域 92a 的声速与超声波图像 94 这一帧中的区域 90a 所对应的区域 94a 的声速的平均值使用于超声波图像 90 的区域 90a 的声速搜索范围的设定。

[0109] 除了上述以外,例如,在由操作者设定了关注区域 (ROI:Region of Interest:关注区域) 的情况下,就超声波图像而言重视时间方向,声速搜索范围优选使用以前的帧来决定。另外,关注区域的设定,例如可以通过停止超声波探头 12 及按下定格按钮而检测出来。

[0110] 另外,在被检体为移动的物体的情况下,不基于时间上相邻的区域,而基于空间上相邻的区域来设定声速搜索范围。在该情况下,可以通过操作者的指示输入,决定将哪个用于设定,此外,也可以通过对已经算出的帧的图像特征进行解析,并通过超声波诊断装置 10 决定将哪一个用于设定。

[0111] 例如,也可以在被检体静止的情况下,将声速搜索范围设定得较窄,而在被检体移动的情况下,将声速搜索范围设定得较宽。另外,在无法在设定的声速搜索范围中决定声速的情况下,也可以扩大声速搜索范围。

[0112] 聚焦指标计算部 76 使用 A/D 转换部 18 的元件数据或元件数据存储部 20 的元件数据,对于声速搜索范围设定部 74 指定的多个设定声速中的每一个设定声速,对接收数据进行接收聚焦,从而计算出接收数据的聚焦指标。

[0113] 声速决定部 78 基于多个设定声速中的每一个设定声速的聚焦指标,来决定关注区域的环境声速。

[0114] 以下,对数据解析部 23 的被检体内的超声波的声速的决定方法进行说明。图 4 是用于对数据解析部的声速决定方法进行说明的流程图。另外,在本发明中,数据解析部 23 的声速决定方法不限于该方法,而能够利用通过超声波诊断装置进行的各种声速决定方法(声速的计算方法)。

[0115] 在数据解析部 23 的声速决定方法中,首先,根据来自控制部 30 的指示,关注区域设定部 70 设定关注区域及焦点(步骤 S10)。

[0116] 当供给元件数据时,数据解析部 23 根据需要而将元件数据存储于预定的部位,并在声速搜索范围设定部 74 设定声速搜索范围,并设定设定声速  $V$  的开始声速  $V_{st}$  和结束声速  $V_{end}$ (步骤 S12)。此外,将开始声速  $V_{st}$  设为设定声速  $V$ (步骤 S14)。

[0117] 接着,聚焦指标计算部 76 对应于各关注区域,对于声速搜索范围设定部 74 指定的多个设定声速的每一个设定声速,对元件数据进行接收聚焦,从而计算出接收数据的聚焦指标(步骤 S16)。

[0118] 具体来说,聚焦指标计算部 76 计算出关注区域的接收数据(超声波图像数据)的积分值、平方积分值、峰值、锐度、对比度、亮度值、半值宽度、频率光谱积分、最大值、以直流成分标准化后的频率光谱积分值或平方积分值、或自相关值等作为聚焦指标。

[0119] 接着,通过声速搜索范围设定部 74 判定设定声速  $V$  是否达到结束声速  $V_{end}$ (步骤

S18),若设定声速  $V$  小于结束声速  $V_{end}$ (否),则在设定声速  $V$  上加上预定步距声速量  $\Delta V$  例如 40m/s(步骤 S20),从而计算出关注区域的聚焦指标(步骤 S16)。

[0120] 反复进行该程序,当判定为设定声速  $V$  达到了结束声速  $V_{end}$  时(Yes),通过声速决定部 78 基于多个设定声速的每一个设定声速的聚焦指标,将最高的聚焦指标的设定声速设为关注区域的声速等从而决定关注区域的声速(步骤 S22)。例如,以超声波图像的亮度为聚焦指标,在关注区域中,将得到了最高亮度的超声波图像的声速作为该关注区域的声速。

[0121] 即,本例的关注区域的声速是假定为从探头 12(振子阵列 36(超声波转换器))到某关注区域为止的声速恒定时的超声波探头 12 与关注区域之间的区域的平均的声速。

[0122] 由数据解析部 23 得到的声速被供给至调相加法运算部 38 而用于超声波图像的生成。在该情况下,由于得到的声速值是适当的值,因此能得到良好的超声波图像。

[0123] 另外,在超声波诊断装置 10 中,能够使用存储于元件数据存储部 20 的元件数据进行超声波图像的显示。在该情况下,根据来自操作部 32 的指示输入,控制部 30 将超声波诊断装置 10 的动作模式切换成元件数据存储部 20 重放模式(以下,简称为重放模式)。

[0124] 在重放模式中,控制部 30 从元件数据存储部 20 读出元件数据,并供给至图像生成部 24 的调相加法运算部 38。这以后的动作与 B 模式图像的情况相同,因此省略其详细的说明。由此,基于存储于元件数据存储部 20 的元件数据的超声波图像(动态图像或静止图像)显示在显示部 28 上。

[0125] 超声波诊断装置 10 基本上如以上那样构成。

[0126] 以下,参照图 5 所示的流程图,详细地对超声波诊断装置 10 的声速决定方法进行说明。

[0127] 图 5 是用于对超声波诊断装置的声速决定方法进行说明的流程图。

[0128] 本发明的程序是使超声波诊断装置 10 具有的计算机执行以下的声速决定方法的程序。

[0129] 另外,在本发明中,对于决定声速的时机(声速的更新时机),没有特别限定,与众所周知的超声波诊断装置相同地进行即可。例如,可以根据测定开始的指示仅进行一次,也可以在图像变动较大的情况(图像特征量的变动值超过了阈值的情况等)下可以进行声速的决定,也可以适当决定的每预定帧数或每经过预定时间进行声速的决定,也可以根据操作者的输入指示进行声速的决定,也可以适当选择上述声速决定的时机中的两个以上。

[0130] 在超声波诊断装置 10 中,在决定声速时,预先设定在超声波图像中的决定声速的范围、在决定范围中计算出声速的位置(关注区域)即计算坐标。而且,根据来自控制部 30 的指示,在关注区域设定部 70 中设定关注区域及焦点。

[0131] 如图 5 所示,首先设定计算出声速的计算坐标(以下,称为初期坐标)的声速搜索范围(步骤 S30)。此时,将声速搜索范围设为例如 1400 ~ 1700m/s,将间隔设为 40m/s 的间隔。

[0132] 接着,设定决定范围的初期坐标和最终坐标(步骤 S32)。

[0133] 接着,使用上述的图 3 所示的方法,计算出初期坐标的声速(步骤 S34)。在该情况下,根据关注区域的设定,发送聚焦控制部 72 对控制部 30 进行发送聚焦指示,以使发送部 14 对所设定的关注区域及焦点执行发送聚焦。

[0134] 与之对应,发送部 14 驱动探头 12( 振子阵列 36 所对应的超声波转换器( 元件)) 而向被检体发送超声波束,并通过元件接收由被检体反射的超声波回声,从而模拟的接收信号从超声波转换器( 元件) 输出至接收部 16。

[0135] 接收部 16 对模拟的接收信号实施放大等的预定的处理,并供给至 A/D 转换部 18。A/D 转换部 18 对从接收部 16 供给的模拟的接收信号进行 A/D 转换,从而形成数字的接收信号即元件数据。元件数据存储于元件数据存储部 20。数据解析部 23 使用从 A/D 转换部 18 或元件数据存储部 20 供给的元件数据,决定被检体内的超声波的声速。此时,在图 4 的流程图中,在步骤 S12 中,设定声速搜索范围的最小值和最高值。这以后,通过已经详细说明的声速决定的步骤 S14 ~ 步骤 S22 来决定初期坐标的声速。

[0136] 接着,如图 5 所示,对计算坐标是否为最终坐标进行判定( 步骤 S36)。在步骤 S36 中,若未判定为最终坐标,则更新计算坐标( 步骤 S38)。而且,对于更新后的计算坐标,再次设定声速搜索范围( 步骤 S40)。

[0137] 若是第二个的计算坐标,则声速搜索范围的再次设定方法使用最初的计算坐标的声速。例如,若最初的声速值为 1500m/s,则将声速搜索范围设为  $1500 \pm 50\text{m/s}$ 。

[0138] 另外,若为第三个以后,则能够使用上述方法再次设定声速搜索范围。另外,在已经算出至少一帧的超声波图像的声速的情况下,能够如上述那样使用以前的帧的声速。

[0139] 在声速搜索范围的再次设定后,决定更新后的计算坐标的声速( 步骤 S34)。

[0140] 接着,对计算坐标是否为最终坐标进行判定( 步骤 S36)。而且,若未判定为最终坐标,则对计算坐标进行更新( 步骤 S38),再次设定声速搜索范围( 步骤 S40),并算出更新后的计算坐标的声速( 步骤 S34)。反复进行这一系列的工序,直至在超声波图像的声速的算出范围中计算坐标成为最终坐标,从而算出全部的计算坐标的声速。所算出的声速如上述那样在元件数据存储部 20 以与超声波图像的各区域建立对应的方式对于每一帧的超声波图像存储预定的帧量。另外,所算出的声速被用于超声波图像的生成,由于是适当的值,因此能得到良好的超声波图像。

[0141] 在本例中,对于第二个以后的计算坐标,基于以前算出的声速而再次设定声速搜索范围,由此能够设定最佳的声速搜索范围,与详尽地设定声速搜索范围相比,能够缩窄声速搜索范围。例如,对于被摄体内的声速值局部较大地变化的部分少的肝脏等部位是有效的。

[0142] 另外,若为两帧以后,则基于通过以前的帧所求出的声速而再次设定声速搜索范围,由此能够缩窄声速搜索范围。例如,在帧间的声速值的变化小的情况下是有效的。

[0143] 此外,基于通过以前的多个帧求出的声速的每个区域的平均值或中央值而再次设定声速搜索范围,由此通过稳健的声速值,能够缩窄声速搜索范围。

[0144] 这样,能够缩短声速的算出所需的时间,能够提高帧率。

[0145] 本发明基本上如以上那样构成。以上,详细对本发明的超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序进行了说明,但是本发明不限于上述实施方式,在不脱离本发明的主旨的范围内,当然可以进行各种改良或变更。

[0146] 附图标记说明

[0147] 10 超声波诊断装置

[0148] 12 ( 超声波 ) 探头

|        |    |         |
|--------|----|---------|
| [0149] | 14 | 发送部     |
| [0150] | 16 | 接收部     |
| [0151] | 18 | A/D 转换部 |
| [0152] | 20 | 元件数据存储部 |
| [0153] | 22 | 元件数据处理部 |
| [0154] | 24 | 图像生成部   |
| [0155] | 26 | 显示控制部   |
| [0156] | 28 | 显示部     |
| [0157] | 30 | 控制部     |
| [0158] | 32 | 操作部     |
| [0159] | 34 | 存储部     |
| [0160] | 36 | 振子阵列    |
| [0161] | 38 | 调相加法运算部 |
| [0162] | 40 | 检波处理部   |
| [0163] | 42 | DSC     |
| [0164] | 44 | 图像处理部   |
| [0165] | 46 | 图像存储器   |
| [0166] | 70 | 关注区域设定部 |
| [0167] | 72 | 发送聚焦处理部 |
| [0168] | 74 | 设定声速指定部 |
| [0169] | 76 | 聚焦指标计算部 |
| [0170] | 78 | 声速判定部   |

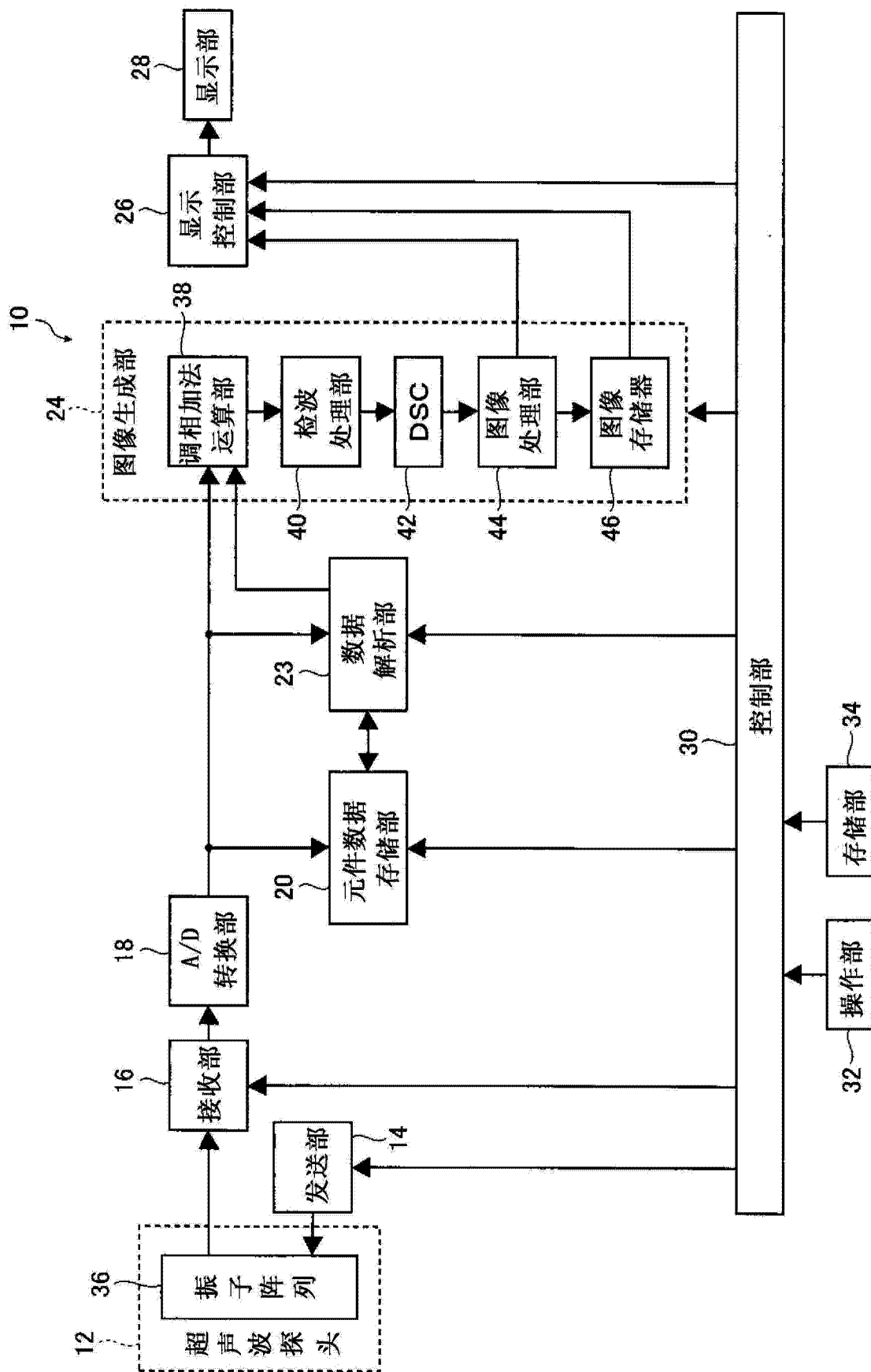


图 1

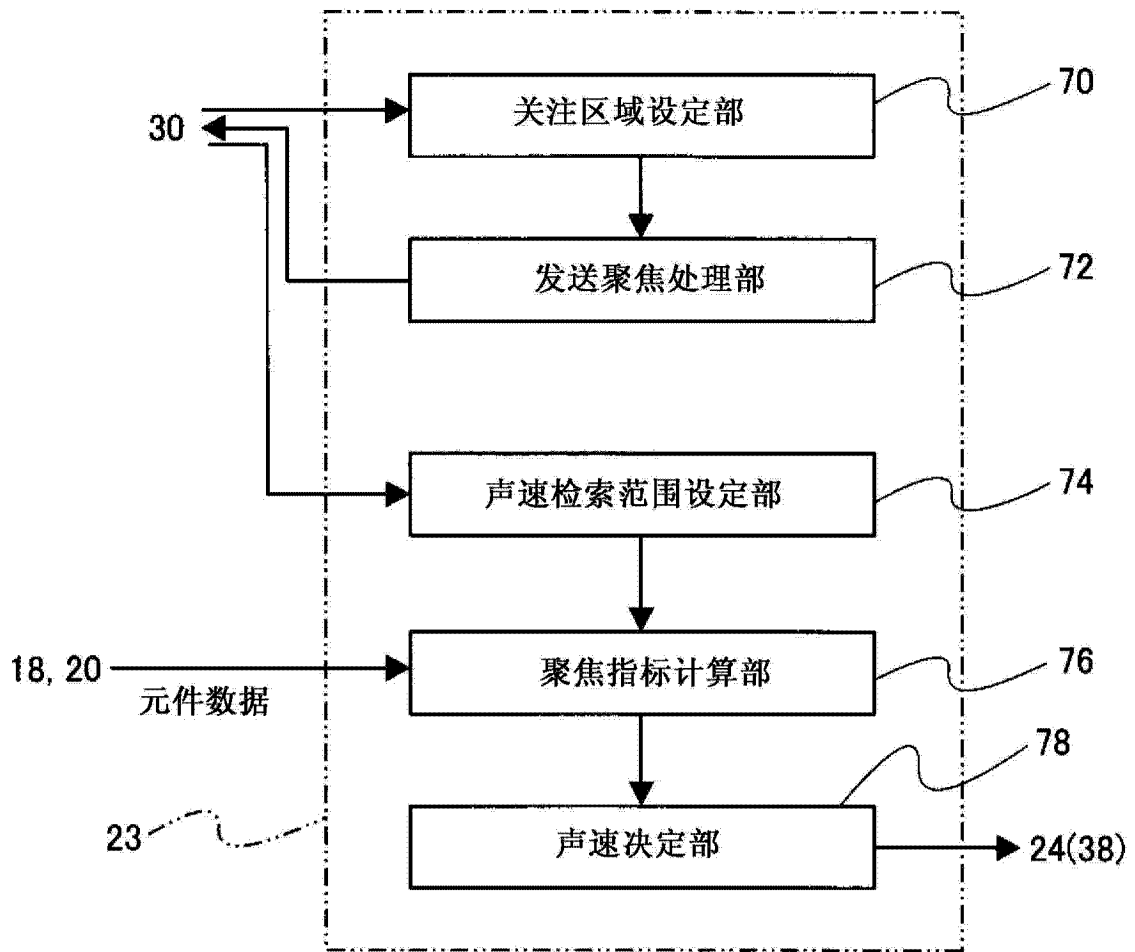
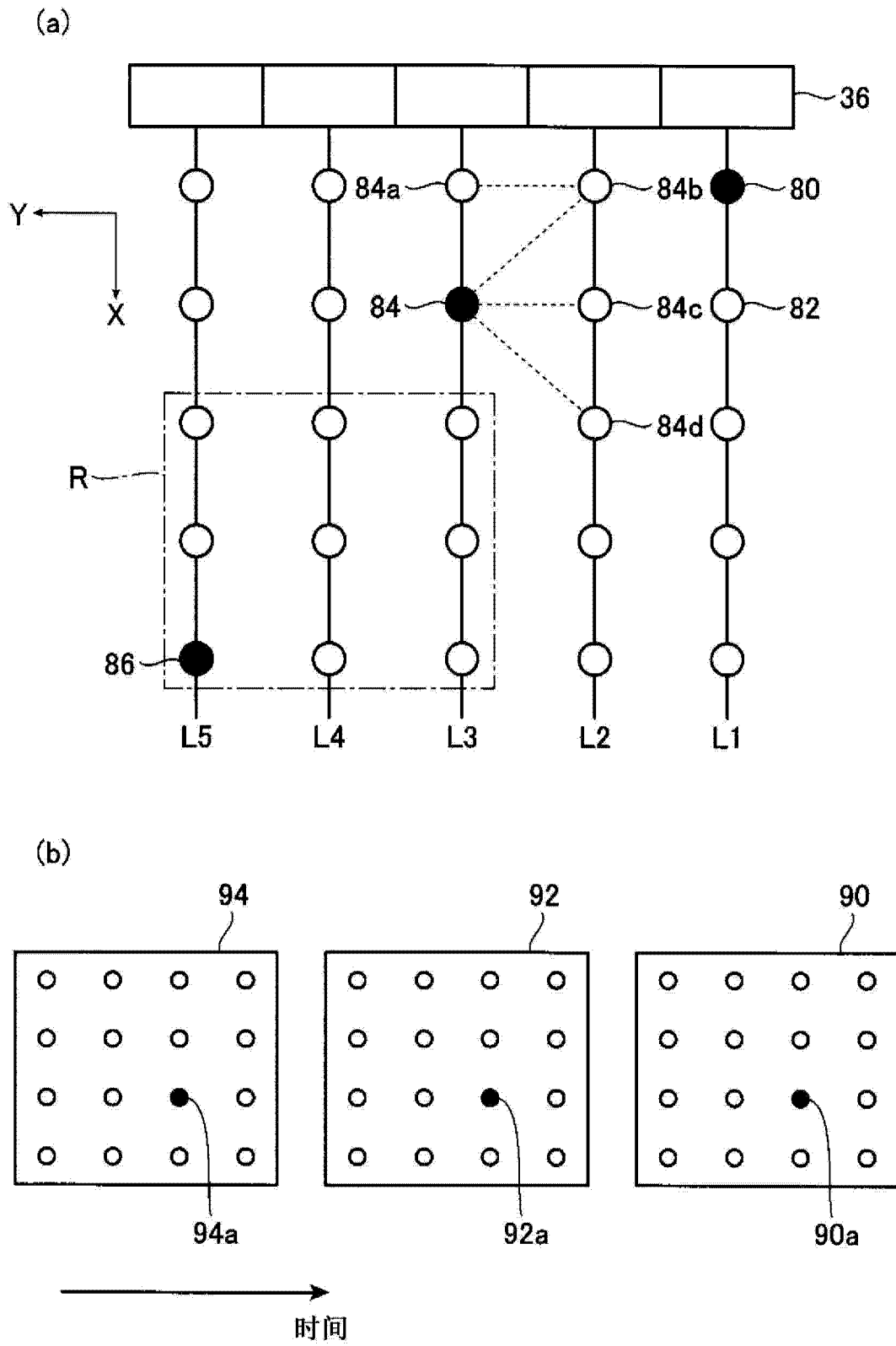


图 2



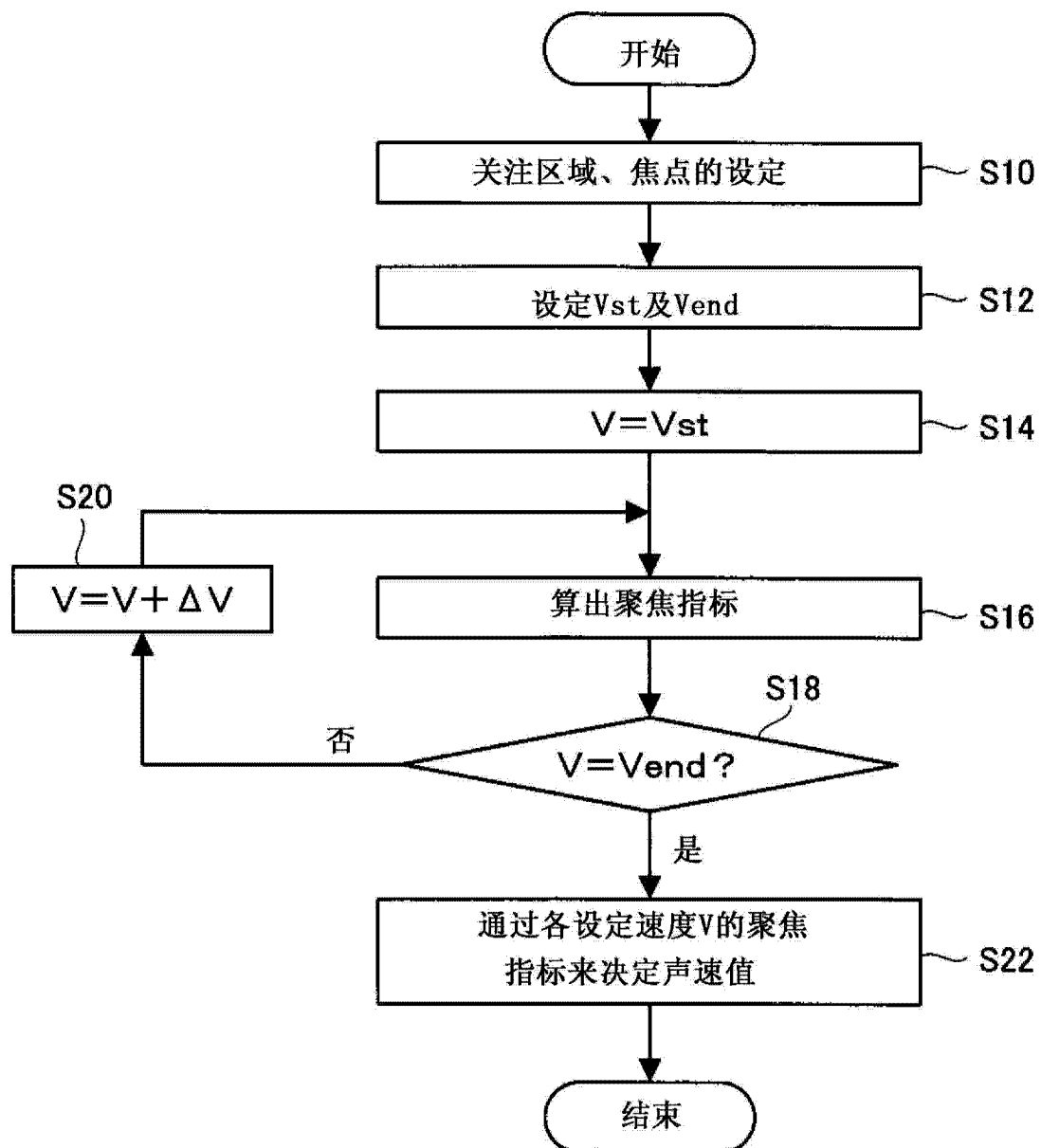


图 4

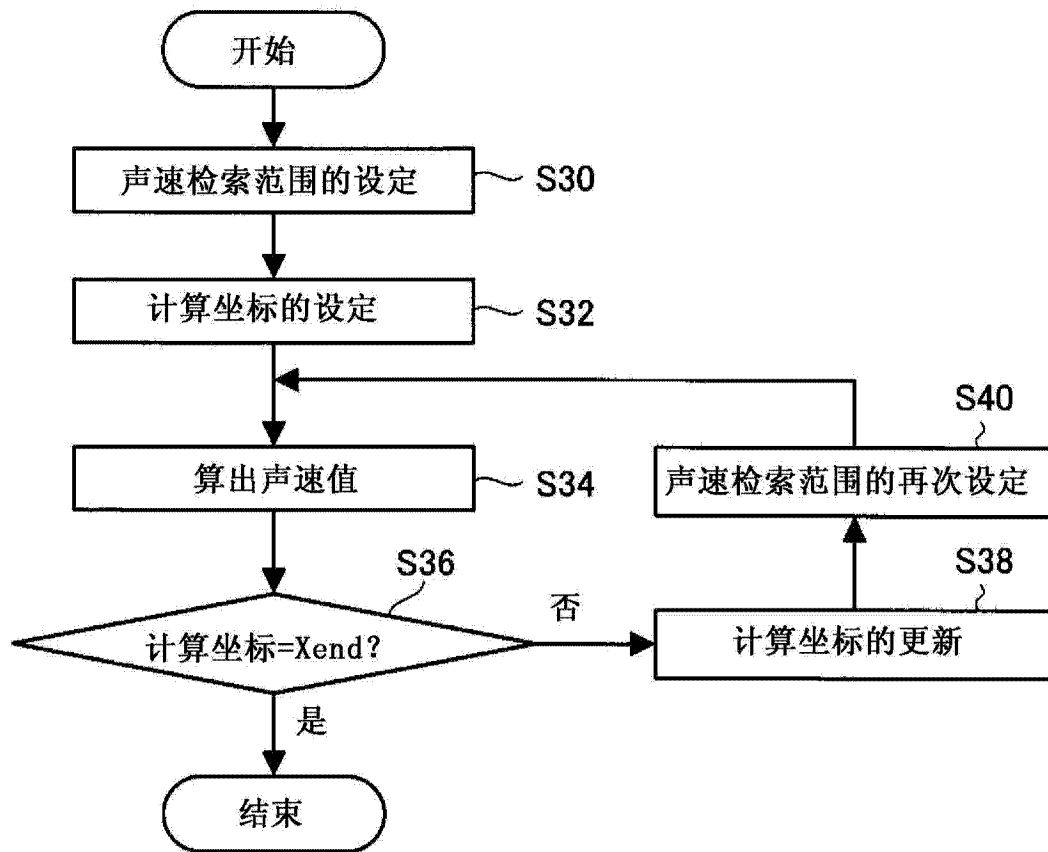


图 5

|                |                                                                     |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置、超声波图像生成方法及程序                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN104684486A</a>                                        | 公开(公告)日 | 2015-06-03 |
| 申请号            | CN201380050256.7                                                    | 申请日     | 2013-09-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社                                                            |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 富士胶片株式会社                                                            |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 富士胶片株式会社                                                            |         |            |
| [标]发明人         | 山本拓明                                                                |         |            |
| 发明人            | 山本拓明                                                                |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                            |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/00 A61B8/5207 G01N29/0654 G01N29/07 G01N2291/011 G01N2291/106 |         |            |
| 代理人(译)         | 苏卉                                                                  |         |            |
| 优先权            | 2012215250 2012-09-27 JP                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                      |         |            |

# 摘要(译)

超声波诊断装置使用超声波束取得用于对检查对象物进行检查的超声波图像。该超声波诊断装置具有：声速决定部，决定检查对象物内的声速；及声速搜索范围设定部，设定由声速决定部搜索声速的范围。声速搜索范围设定部使用在空间和时间的至少一方上的预定的范围内求出的声速，来设定声速搜索范围。

