



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024793 A

(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680055792.X

(22)申请日 2016.09.12

(30)优先权数据

2015-188362 2015.09.25 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.03.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/076830 2016.09.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/051742 JA 2017.03.30

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 御园和裕

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务
所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

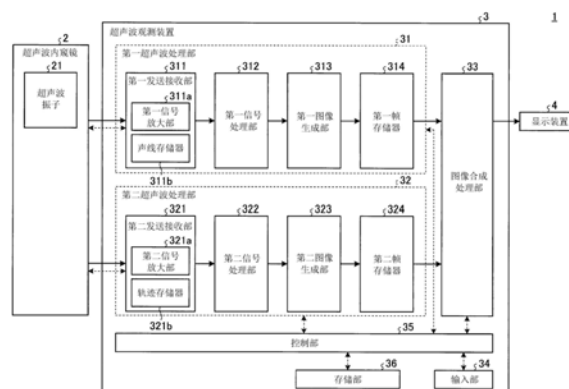
权利要求书1页 说明书13页 附图10页

(54)发明名称

超声波观测装置

(57)摘要

本发明所涉及的超声波观测装置基于将由观测对象对发送到观测对象的超声波进行反射所得的超声波回波转换为电信号而得到的回波信号,来生成超声波图像,该超声波观测装置具备:第一超声波处理部,其控制对观测对象进行的超声波的发送接收处理,并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第一图像数据;第二超声波处理部,其在于利用第一超声波处理部进行的发送接收处理的定时不同的定时且通过帧频比第一超声波处理部的帧频短的扫描方式控制超声波的发送接收处理,并且基于所得到的回波信号来生成第二图像数据;以及图像合成处理部,其将第一图像数据和第二图像数据进行合成。



1. 一种超声波观测装置, 基于将由观测对象对发送到所述观测对象的超声波进行反射所得的超声波回波转换为电信号而得到的回波信号, 来生成超声波图像, 该超声波观测装置的特征在于, 具备:

第一超声波处理部, 其控制对所述观测对象进行的超声波的发送接收处理, 并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第一图像数据;

第二超声波处理部, 其在与利用所述第一超声波处理部进行的发送接收处理的定时不同的定时且通过帧频比第一超声波处理部的帧频短的扫描方式, 控制对所述观测对象进行的超声波的发送接收处理, 并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第二图像数据; 以及

图像合成处理部, 其将由所述第一超声波处理部生成的所述第一图像数据和由所述第二超声波处理部生成的所述第二图像数据进行合成, 来生成显示用的图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

在所述第一超声波处理部获取与所述第一图像数据中的一帧相应的回波信号的期间, 所述第二超声波处理部生成多个所述第二图像数据。

3. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述第一超声波处理部对发送接收所述超声波并输出所述回波信号的超声波探头输出用于生成第一发送回波的发送信号, 该第一发送回波是按沿规定的方向延伸的每条线进行扫描的发送回波,

所述第二超声波处理部对所述超声波探头输出用于生成第二发送回波的发送信号, 该第二发送回波的范围比所述第一发送回波的范围广。

4. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述第二发送回波是二维上的相位一致的平面波。

5. 根据权利要求1所述的超声波观测装置, 其特征在于,

所述第二超声波处理部所进行的所述第二图像数据的生成处理包括图像增强处理。

6. 根据权利要求2所述的超声波观测装置, 其特征在于, 还具备:

检测部, 其基于所述第一图像数据来检测所述第二图像数据的描绘对象在与该第一图像数据相应的图像内的存在; 以及

控制部, 其根据所述检测部的检测结果来控制是否使所述第二超声波处理部进行动作。

7. 根据权利要求3所述的超声波观测装置, 其特征在于,

基于由同一所述超声波探头得到的所述回波信号分别生成所述第一图像数据和所述第二图像数据。

超声波观测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种利用超声波对观测对象的组织进行观测的超声波观测装置。

背景技术

[0002] 为了对作为观测对象的生物体组织或材料的特性进行观测,有时应用超声波。具体地说,向观测对象发送超声波,基于由该观测对象反射的超声波回波来生成超声波图像,并显示所生成的该超声波图像,由此进行观测对象的观测。

[0003] 作为利用超声波进行生物体组织的观察和处置的技术,已知一种利用超声波内窥镜的穿刺抽吸细胞诊断的技术。在穿刺抽吸细胞诊断中,将超声波内窥镜的插入部插入到被检体内,一边观察被检体内的超声波图像一边将被插入到插入部内的管路的穿刺针(活检针)穿刺于对象的组织,借助穿刺针来抽吸并提取组织。作为显示包含穿刺针的超声波像的超声波图像的技术,公开了一种强调显示穿刺针的超声波像的技术(例如,参照专利文献1)。

[0004] 专利文献1:日本特开2004-208859号公报

发明内容

[0005] 发明要解决的问题

[0006] 另外,插入部内的穿刺针在插入部的管路内弯曲而与管路局部接触,因此手术操作者即使按压穿刺针也难以通过与该管路之间的静止摩擦力向针尖传递力。因此,手术操作者通过连续且迅速地推拉穿刺针来使穿刺针相对于插入部的前端进退,由此将穿刺针穿刺于对象的组织来进行组织的提取。此时,存在以下情况:当使穿刺针以比超声波图像的帧频快的速度进退时,无法在超声波图像中捕捉穿刺针的动态,无法根据超声波图像确认穿刺针。为了解决该问题,考虑提高超声波图像的帧频,但当提高帧频时,超声波图像的分辨率降低,因此在观察上不理想。

[0007] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种即使在连续且迅速地推拉穿刺针的情况下也能够维持超声波图像的分辨率并捕捉穿刺针的动态的超声波观测装置。

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 为了解决上述问题并实现目的,本发明所涉及的超声波观测装置基于将由观测对象发送到所述观测对象的超声波进行反射所得的超声波回波转换为电信号而得到的回波信号,来生成超声波图像,该超声波观测装置的特征在于,具备:第一超声波处理部,其控制对所述观测对象进行的超声波的发送接收处理,并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第一图像数据;第二超声波处理部,其在与利用所述第一超声波处理部进行的发送接收处理的定时不同的定时且通过帧频比第一超声波处理部的帧频短的扫描方式,控制对所述观测对象进行的超声波的发送接收处理,并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第二图像数据;以及图像合成处理部,其将由所述第一超声波处理部生成的所述第一图像数据和由所述第二超声波处理部生成的所述第二图像数据进行合成,来生

成显示用的图像数据。

[0010] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,在所述第一超声波处理部获取与所述第一图像数据中的一帧相应的回波信号的期间,所述第二超声波处理部生成多个所述第二图像数据。

[0011] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述第一超声波处理部对发送接收所述超声波并输出所述回波信号的超声波探头输出用于生成第一发送回波的发送信号,该第一发送回波是按沿规定的方向延伸的每条线进行扫描的发送回波,所述第二超声波处理部对所述超声波探头输出用于生成第二发送回波的发送信号,该第二发送回波的范围比所述第一发送回波的范围广。

[0012] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述第二发送回波是二维上的相位一致的平面波。

[0013] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,所述第二超声波处理部所进行的所述第二图像数据的生成处理包括图像增强处理。

[0014] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,还具备:检测部,其基于所述第一图像数据来检测所述第二图像数据的描绘对象在与该第一图像数据相应的图像内的存在;以及控制部,其根据所述检测部的检测结果来控制是否使所述第二超声波处理部进行动作。

[0015] 本发明所涉及的超声波观测装置的特征在于,在上述发明中,基于由同一所述超声波探头得到的所述回波信号分别生成所述第一图像数据和所述第二图像数据。

[0016] 发明的效果

[0017] 根据本发明,发挥以下效果:即使在连续且迅速地推拉穿刺针的情况下,也能够维持超声波图像的分辨率并捕捉穿刺针的动态。

附图说明

[0018] 图1是表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

[0019] 图2是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的一例的立体图。

[0020] 图3是说明本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的控制下的超声波发送定时的图。

[0021] 图4是说明由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的B模式图像获取时的基于超声波回波的信号的接收图案的一例的图。

[0022] 图5是说明由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的穿刺针图像获取时的基于超声波回波的信号的接收图案的一例的图。

[0023] 图6是示意性地表示本发明的实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的其它例的立体图。

[0024] 图7是说明在由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的穿刺针图像获取时从超声波振子发送的超声波的图。

[0025] 图8是说明通过本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的控制获得的超声

波图像的图。

[0026] 图9是表示具备本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

[0027] 图10是说明本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的控制中的超声波发送定时的图。

[0028] 图11是表示具备本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

[0029] 图12是表示具备本发明的实施方式4所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。

具体实施方式

[0030] 以下,参照所附图来说明用于实施本发明的方式(以下,称为“实施方式”)。此外,本发明并不限于以下要说明的实施方式。并且,在附图的记载中,对相同的部分附加相同的附图标记。

[0031] (实施方式1)

[0032] 图1是表示具备本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。该图所示的超声波观测系统1具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号,来生成超声波图像;以及显示装置4,其显示由超声波观测装置3生成的超声波图像。在图1所示的框图中,实线的箭头表示与图像数据有关的信号的传送,虚线的箭头表示与控制有关的信号的传送。

[0033] 超声波内窥镜2具备具有挠性的插入部,在该插入部的前端部具有超声波振子21,该超声波振子21将从超声波观测装置3接收到的电脉冲信号转换为超声波脉冲(声脉冲)后向被检体照射,并且将由被检体反射的超声波回波转换为以电压变化表现的电的回波信号后输出。超声波振子21可以是凸起型振子、线性振子以及径向型振子中的任一种。超声波内窥镜2既可以是使超声波振子21进行机械式扫描的结构,也可以是如下结构:将多个元件设置成阵列状而形成超声波振子21,对与发送接收有关的元件以电子方式进行切换、或者使各元件的发送接收延迟,由此使超声波振子21进行电子式扫描。

[0034] 超声波内窥镜2通常具有摄像光学系统和摄像元件,能够被插入到被检体的消化管(食道、胃、十二指肠、大肠)或呼吸器官(气管、支气管)来对消化管、呼吸器官及其周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵膈脏器、血管等)进行摄像。另外,能够利用超声波拍摄该周围脏器(胰脏、胆囊、胆管、胆道、淋巴结、纵膈脏器、血管等)。另外,超声波内窥镜2具有对在光学摄像时向被检体照射的照明光进行引导的光导件。该光导件的前端部到达超声波内窥镜2的向被检体插入的插入部的前端,另一方面,该光导件的基端部连接于产生照明光的光源装置。

[0035] 图2是示意性地表示本实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的一例的立体图。如图2所示,超声波内窥镜2的前端部具有:照明透镜2a,其将照明光会聚并向外部射出;物镜2b,其形成摄像光学系统的一部分,用于取入来自外部的光;处置器具突出部2c,其与形成在超声波内窥镜2内的处置器具用贯穿通路连通,使处置器具从插入部的

前端突出。在本实施方式1中,作为一例,设超声波振子21为图2所示那样的线型的超声波振子且为多个压电元件排成一行而形成的一维阵列(1D阵列)来进行说明。以下,如图2所示,将压电元件的长边方向称为竖直方向De,将压电元件的排列方向称为扫描方向Ds。

[0036] 超声波观测装置3具备:第一超声波处理部31,其进行用于生成B模式图像的超声波发送接收处理;第二超声波处理部32,其进行用于生成穿刺针的超声波图像(以下,称为穿刺针图像)的超声波发送接收处理;图像合成处理部33,其将由第一超声波处理部31生成的B模式图像与由第二超声波处理部32生成的穿刺针图像进行合成;输入部34,其利用键盘、鼠标、触摸面板等的用户接口来实现,用于接受各种信息的输入;控制部35,其控制超声波观测系统1整体;以及存储部36,其存储超声波诊断装置3的动作所需的各种信息。

[0037] 第一超声波处理部31与超声波内窥镜2电连接,该第一超声波处理部31具有:第一发送接收部311,其基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号来生成、输出数字的高频(RF:Radio Frequency)信号的数据(以下,称为RF数据);第一信号处理部312,其基于从第一发送接收部311接收到的RF数据来生成数字的B模式用接收数据;第一图像生成部313,其基于由第一信号处理部312生成的B模式用接收数据来生成B模式图像数据;以及第一帧存储器314,其存储由第一图像生成部313生成的B模式图像数据。

[0038] 第一发送接收部311与超声波内窥镜2电连接,基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号。

[0039] 第一发送接收部311具有:第一信号放大部311a,其对回波信号进行放大;以及声线存储器311b,其保存由第一信号放大部311a放大后的回波信号。第一信号放大部311a从第一发送接收部311接收回波信号来生成RF数据并进行输出。第一信号放大部311a在进行回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)校正,并对放大后的回波信号实施滤波等处理,之后,通过A/D转换生成时域的RF数据并向声线存储器311b输出。声线存储器311b保存由第一信号放大部311a放大后的回波信号、即与由各压电元件接收到的信号相应的声线数据。

[0040] 第一信号处理部312按从第一发送接收部311接收到的每个RF数据、具体地说按从声线存储器311b读出的一条声线的声线数据来生成数字的B模式用接收数据。第一信号处理部312对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的B模式用接收数据。在对数转换中,取将RF数据除以基准电压V₀得到的量的常用对数并用分贝值来表现。在该B模式用接收数据中,表示超声波脉冲的反射的强度的接收信号的振幅或者强度沿着超声波脉冲的发送接收方向(深度方向)排列。第一信号处理部312向第一图像生成部313输出所生成的B模式用接收数据。第一信号处理部312利用CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、各种运算电路等来实现。

[0041] 第一图像生成部313针对从第一信号处理部312接收到的B模式用接收数据转换扫描方向来生成帧数据,基于该帧数据生成B模式图像数据。

[0042] 具体地说,第一图像生成部313将B模式用接收数据的扫描方向从超声波的扫描方向转换为显示装置4的显示方向。之后,第一图像生成部313生成包含B模式图像的B模式图像数据,该B模式图像是将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的超声波图像。第一图像

生成部313对帧数据进行增益处理、对比度处理等利用公知技术进行的图像处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围决定的数据步长相应的数据的间除等,由此生成B模式图像数据。B模式图像是使采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致而得到的灰度图像。

[0043] 第一图像生成部313对来自第一信号处理部312的B模式用接收数据实施重新排列的坐标转换使得能够在空间上正确地表现扫描范围,之后通过实施B模式用接收数据间的插值处理来填充B模式用接收数据间的空白,从而生成B模式图像数据。

[0044] 第一帧存储器314例如利用环形缓冲器来实现,按时间序列存储由第一图像生成部313生成的固定量(规定帧数)的B模式图像数据。当容量不足时(存储规定的帧数的B模式图像数据时),通过用最新的B模式图像数据覆盖最早的B模式图像数据来按时间序列存储规定帧数的最新的B模式图像。

[0045] 第二超声波处理部32与超声波内窥镜2电连接,该第二超声波处理部32具有:第二发送接收部321,其基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号,来生成RF数据并进行输出;第二信号处理部322,其基于从第二发送接收部321接收到的RF数据生成数字的穿刺针用接收数据;第二图像生成部323,其基于由第二信号处理部322生成的穿刺针用接收数据生成穿刺针图像数据;以及第二帧存储器324,其存储由第二图像生成部323生成的穿刺针图像数据。

[0046] 第二发送接收部321与超声波内窥镜2电连接,基于规定的波形和发送定时向超声波振子21发送由高电压脉冲构成的发送信号(脉冲信号),并且从超声波振子21接收作为电接收信号的回波信号。

[0047] 第二发送接收部321具有:第二信号放大部321a,其对回波信号进行放大;以及轨迹存储器(日文:ローカスメモリ)321b,其保存由第二信号放大部321a放大后的回波信号。第二信号放大部321a从第二发送接收部321接收回波信号来生成RF数据并进行输出。第二信号放大部321a进行回波信号的接收深度越大则以越高的放大率进行放大的STC(Sensitivity Time Control)校正,对放大后的回波信号实施滤波等的处理,之后,通过A/D转换来生成时域的RF数据并向轨迹存储器321b输出。轨迹存储器321b保存与由第二信号放大部321a放大后的回波信号、即由各压电元件接收到的信号相应的声线数据。

[0048] 第二信号处理部322根据从第二发送接收部321接收到的RF数据生成数字的穿刺针用接收数据,具体地说,根据从轨迹存储器321b读出的一帧的声线数据生成数字的穿刺针用接收数据。第二信号处理部322对RF数据实施带通滤波、包络线检波、对数转换等公知的处理,来生成数字的穿刺针用接收数据。在对数转换中,取RF数据除以基准电压 V_0 得到的量的常用对数并用分贝值来表现。第二信号处理部322向第二图像生成部323输出所生成的穿刺针用接收数据。第二信号处理部322利用CPU(Central Processing Unit)、各种运算电路等来实现。

[0049] 第二图像生成部323针对从第二信号处理部322接收到的穿刺针用接收数据转换扫描方向来生成帧数据,基于该帧数据生成穿刺针图像数据。

[0050] 具体地说,第二图像生成部323将穿刺针用接收数据的扫描方向从超声波的扫描方向转换为显示装置4的显示方向。之后,第二图像生成部313生成包含穿刺针图像的穿刺

针图像数据,该穿刺针图像是将回波信号的振幅转换为亮度来进行显示的超声波图像。第二图像生成部323对帧数据进行增益处理、对比度处理等利用公知技术进行的图像处理,并且进行与根据显示装置4中的图像的显示范围决定的数据步长相应的数据的间除等,由此生成穿刺针图像数据。穿刺针图像是使采用RGB颜色系统来作为颜色空间的情况下的变量即R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)的值一致而得到的灰度图像。

[0051] 第二图像生成部323对来自第二信号处理部322的穿刺针用接收数据实施重新排列的坐标转换使得能够在空间上正确地表现扫描范围,之后通过实施穿刺针用接收数据间的插值处理来填充穿刺针用接收数据间的空白,从而生成穿刺针图像数据。

[0052] 第二帧存储器324例如利用环形缓冲器来实现,按时间序列存储由第二图像生成部323生成的固定量(规定帧数)的穿刺针图像数据。当容量不足时(存储规定的帧数的穿刺针图像数据时),通过用最新的穿刺针图像数据覆盖最早的穿刺针图像数据,来按时间序列存储规定帧数的最新的穿刺针图像。

[0053] 图像合成处理部33参照第一帧存储器314和第二帧存储器324,将由第一图像生成部313生成的B模式图像数据与由第二图像生成部323生成的穿刺针图像数据进行合成来生成合成图像数据。

[0054] 输入部34接受经由键盘、鼠标、触摸面板等用户接口输入的各种信息的输入。

[0055] 控制部35控制超声波观测系统1整体。控制部35利用具有运算和控制功能的CPU、各种运算电路等来实现。控制部35从存储部36读出由存储部36存储、保存的信息,执行与超声波观测装置3的工作方法相关联的各种运算处理,由此统一控制超声波观测装置3。此外,也能够利用与第一信号处理部312和/或第二信号处理部322共用的CPU等构成控制部35。

[0056] 存储部36存储超声波观测装置3的动作所需的各种信息。存储部36存储与B模式图像的获取所涉及的超声波的发送定时有关的信息、与穿刺针图像的获取所涉及的超声波的发送图案(发送波的形成图案)有关的信息。存储部36除了存储上述信息以外,例如还存储放大处理所需的信息等。

[0057] 另外,存储部36存储包括用于执行超声波观测装置3的工作方法的工作程序在内的各种程序。工作程序也能够记录于硬盘、闪存、CD-ROM、DVD-ROM、软盘等计算机可读取的记录介质来广泛地流通。此外,上述的各种程序也能够通过经由通信网络下载来获取。在此所说的通信网络例如通过已有的公共线路网、LAN(Local Area Network:局域网)、WAN(Wide Area Network:广域网)等来实现,不论有线、无线方式都可以。

[0058] 具有以上结构的存储部36利用预先安装有各种程序等的ROM(Read Only Memory:只读存储器)和用于存储各处理的运算参数、数据等的RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)等来实现。

[0059] 接着,参照图3~图8对由本实施方式1所涉及的超声波观测装置3进行的B模式图像数据和穿刺针图像数据的生成处理进行说明。图3是说明本实施方式1所涉及的超声波观测装置的控制中的超声波发送定时的图。图4是说明由本实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的B模式图像获取时的基于超声波回波的信号的接收图案的一例的图。此外,在本实施方式1中,设是基于由同一超声波内窥镜2的超声波振子21得到的回波信号生成图像数据来进行说明,但也可以基于利用不同的超声波内窥镜2得到的回波信号生成图像数据。

[0060] 在本实施方式1中,在生成包括穿刺针100在内的超声波图像(合成图像)时,在分

别生成B模式图像数据、穿刺针图像数据之后,将所生成的B模式图像数据与穿刺针图像数据进行合成来生成合成图像数据。此时,用于生成B模式图像数据的超声波的发送定时与用于生成穿刺针图像数据的超声波的发送定时不同。

[0061] 第一超声波处理部31在如图3所示那样的B模式扫描的发送定时获取与各线(深度方向的各位置处的振幅或强度)相应的接收信号,基于所获取到的该接收信号来生成B模式图像数据。具体地说,首先,第一发送接收部311基于与B模式扫描的发送定时相应的发送定时,按每条线向超声波振子21发送由高压脉冲构成的发送信号(脉冲信号)。例如,如图3所示,超声波振子21在时间 t_0 从用于生成第一条声线的压电元件211发送超声波,沿扫描方向Ds从各压电元件211依次发送超声波,由此在时间 t_4 完成一帧的超声波发送处理。通过这样,各压电元件211发送超声波,由此能够按每条线获得如图4所示那样的在某个深度的位置P₁等存在反射体的各深度具有峰值的接收信号。在此所说的深度是指超声波振子21的表面的法线方向上的与该表面相距的距离(深度)。通过这样的超声波发送处理,由超声波振子21接收到的信号被保存于第一发送接收部311的声线存储器311b。第一信号处理部312按声线存储器311b中保存的每个回波信号进行滤波处理、检波处理来生成B模式用接收数据。B模式扫描的发送定时作为声线信息被存储于存储部36。此外,在图3所示的发送定时,第一超声波处理部31在脉冲的下降沿、上升沿分别进行一条线的扫描。在图3中,成为进行20条线的操作那样的脉冲信号,但实际上进行100次~1000次线扫描。另外,在B模式扫描中,一次线扫描需要几百微秒左右,进行一帧的线扫描要耗费几十~几百毫秒左右。

[0062] 第一图像生成部313在从第一信号处理部312输入B模式用接收数据时生成B模式图像数据。所生成的B模式图像数据被保存于第一帧存储器314。

[0063] 与此相对地,如图3所示,第二超声波处理部32在与B模式扫描的发送定时同步的穿刺扫描的发送定时且以比B模式扫描的帧频短的帧频获取与规定的平面波相应的接收信号,基于所获取到的该接收信号生成穿刺针图像数据。具体地说,首先,第二发送接收部321基于与穿刺扫描的发送定时相应的发送定时,向超声波振子21发送发送信号(脉冲信号)。例如,如图3所示,在超声波振子21中,在时间 t_1 利用多个压电元件发送超声波来作为平面波,由此完成一帧的穿刺针图像数据的超声波发送处理。通过在时间 t_2 、 t_3 间歇性地进行同样的超声波发送处理,来在用于生成一帧的B模式图像数据的超声波发送处理期间获取用于生成多帧的穿刺针图像数据的接收信号。在超声波振子21接收到通过这种超声波发送处理而反射的回波信号之后,借助第二信号处理部322和第二图像生成部323生成穿刺针图像数据。

[0064] 图5是说明由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的穿刺针图像获取时的基于超声波回波的信号的接收图案的一例的图。在图5中,示出在利用平面波进行一帧扫描时作为接收信号获得的、规定的深度的位置P₂的每个压电元件211的接收回波(轨迹存储器)图案。超声波振子21同时驱动各压电元件,以使超声波成为与超声波振子21的表面的法线方向正交的平面波且以在二维上的相位一致的状态行进的平面波,并进行发送,由此向被检体发送与该法线正交的平面波,接收由被检体的反射体反射的超声波。这样,第二发送接收部321使超声波振子21发送在二维上范围比由第一发送接收部311发送的发送回波的范围广的发送回波。

[0065] 在轨迹存储器321b中,按规定的深度的每个位置保存基于与从该位置到各压电元

件的距离相应的延迟量(延迟时间)提取出的回波信号的信息来作为位置数据。具体地说,在生成基于所接收到的回波信号的位置 P_2 的接收强度值的情况下,如图5所示,在各压电元件所接收的回波信号中产生接收定时的差(延迟)(离位置 P_2 的距离短的压电元件最早接收回波信号)。因此,第二信号处理部322从轨迹存储器321b读出位置 P_2 的位置数据,如果基于该位置数据对延迟量加以考虑地将由各压电元件接收到的接收信号进行合成,则能够生成基于在位置 P_2 处反射的超声波的接收强度值。通过这样,能够生成各位置的接收强度值。因而,第二信号处理部322基于与穿刺针100进行进退动作的位置相应的多个位置的接收强度值来生成穿刺针用接收数据,如果第二图像生成部323基于该穿刺针用接收数据生成穿刺针图像数据,则能够合成与穿刺针100的进退方向平行的面(线)的像,能够获取基于平面波的穿刺针图像。

[0066] 图6是示意性地表示本实施方式1所涉及的超声波内窥镜的插入部的前端结构的其它例的立体图。在上述图2中,说明了线型的超声波振子21,但超声波振子21也可以是如图6所示那样的凸起型的超声波振子。在凸起型的超声波振子21的情况下,发送与超声波振子21的表面的法线方向正交的平面波、即以使位于该法线方向上的压电元件的发送定时最晚的方式发送超声波,由此能够发送与该法线正交的平面波来作为超声波。

[0067] 图7是说明在由本发明的实施方式1所涉及的超声波观测装置进行的穿刺针图像获取时从超声波振子发送的超声波的图。超声波振子21如上所述那样使各压电元件的发送定时不同来发送超声波,由此发送如图7所示的平面波PW。该平面波PW与穿刺针100的进退方向 Y_1 平行,且以二维上的相位一致的状态从超声波振子21向与该平面波PW正交的方向(箭头 Y_2)行进。此外,平面波PW优选与穿刺针100的进退方向 Y_1 平行,但也可以不平行。

[0068] 在本实施方式1所涉及的穿刺扫描中,在脉冲的下降沿或上升沿时,超声波振子21发送如上所述那样的平面波PW,并且接收由穿刺针100反射的超声波回波。即,在穿刺扫描中,能够在通过B模式扫描获取一条线的回波信号的发送处理期间内获取一帧的穿刺针图像数据的回波信号。此时,穿刺针图像数据至少包含穿刺针100的进退区域即可,例如发送如图7所示那样的要接收由显示装置4的显示范围、穿刺针100的进入角度决定的扫描区域R的超声波回波那样的平面波PW。此外,只要能够描绘出穿刺针100的像即可,并不限于平面波,也可以是球面波。

[0069] 通过进行本实施方式1所涉及的穿刺扫描,在B模式扫描中,线扫描所耗费的时间增加与穿刺扫描次数相当的时间,但其增加的时间为几十~几百微秒左右,即使与仅获得B模式图像数据的情况相比,也能够视为大致同等的帧频。

[0070] 第二信号处理部322在被输入基于对于平面波PW的超声波回波的RF数据时,生成穿刺针用接收数据,在将穿刺针用接收数据二值化之后输出到第二图像生成部323。第二图像生成部323根据被二值化的穿刺针用接收数据进行穿刺针100的检测,生成强调了该穿刺针100的穿刺针图像数据或仅描绘了穿刺针100的像的穿刺针图像数据。所生成的穿刺针图像数据被保存于第二帧存储器324。

[0071] 此外,一般来说,在利用平面波PW进行的扫描、开口合成处理中,超声波的强度小,需要在帧间进行相关处理,但在如本实施方式1那样检测并描绘穿刺针100的情况下,能够将穿刺针100的像以高亮度描绘出,因此不需要在帧间进行相关处理,能够通过一帧的扫描(一次的平面波PW的发送处理)生成穿刺针图像数据。

[0072] 图8是对通过本实施方式1所涉及的超声波观测装置的控制获得超声波图像进行说明的图,图8的(a)示出由第一超声波处理部31和第二超声波处理部32分别生成的图像数据,图8的(b)示出由图像合成处理部33生成的合成图像数据。

[0073] 如图8的(a)所示,如果按超声波发送处理的开始的顺序排列由第一超声波处理部31和第二超声波处理部32分别生成的图像数据,则为某一帧(例如图3的时间 t_{P0})的B模式图像数据 IM_{B1} 、接着为根据在获取B模式图像数据 IM_{B1} 的线数据时发送的平面波PW生成的穿刺针图像数据 IM_{N1} (例如图3的时间 t_{P1})、穿刺针图像数据 IM_{N2} (例如图3的时间 t_{P2})和穿刺针图像数据 IM_{N3} (例如图3的时间 t_{P3})、接着为B模式图像数据 IM_{B1} 的下一个帧所涉及的B模式图像数据 IM_{B2} 。在B模式图像数据 IM_{B1} 和B模式图像数据 IM_{B2} 中描绘出穿刺对象的组织Q1、Q2(组织Q1、Q2为同一组织),在穿刺针图像数据 IM_{N1} ~穿刺针图像数据 IM_{N3} 中描绘出作为穿刺针100的超声波像的穿刺针像101A~101C。

[0074] 图像合成处理部33将B模式图像数据 IM_{B1} 与穿刺针图像数据 IM_{N1} 进行合成来生成合成图像数据 IM_{S2} (参照图8的(b))。图像合成处理部33同样将B模式图像数据 IM_{B1} 与穿刺针图像数据 IM_{N2} 进行合成来生成合成图像数据 IM_{S3} 。图像合成处理部33同样将B模式图像数据 IM_{B1} 与穿刺针图像数据 IM_{N3} 进行合成来生成合成图像数据 IM_{S4} 。通过这样,能够获取包含时间 t_{P1} ~ t_{P3} 的穿刺针100的超声波像的超声波图像数据。此外,由于不存在时间 t_{P0} 的穿刺图像数据,因此输出仅包括B模式图像数据的图像数据来作为合成后的图像数据(合成图像数据 IM_{S1})。另外,在时间 t_{P4} 也不存在与该时间相应的穿刺图像数据,因此输出将B模式图像数据 IM_{B2} 与时间 t_{P4} 的最新的穿刺针图像数据即穿刺针图像数据 IM_{N3} 进行合成而得到的合成图像数据,来作为时间 t_{P4} 的合成后的图像数据(合成图像数据 IM_{S5})。

[0075] 通过这样,图像合成处理部33生成包含帧频比B模式图像数据的帧频短的穿刺针100的超声波像的合成图像数据。由此,能够在连续的B模式图像数据的帧频之间生成捕捉到相对于组织进退的穿刺针100的多个超声波图像数据。

[0076] 通过上述的图像合成处理生成的合成图像在控制部35的控制下被存储于存储部36并在显示装置4中进行显示。另外,超声波观测装置3在从超声波内窥镜2接收到新的回波信号时,更新第一帧存储器314和/或第二帧存储器324的最新帧的图像数据,利用更新后的该最新的图像数据进行图像合成处理。

[0077] 根据以上说明的本实施方式1,在由第一超声波处理部31进行的用于生成一帧的B模式图像数据的线扫描的过程中,第二超声波处理部32发送平面波PW来生成描绘出穿刺针100的多个穿刺针图像数据,图像合成处理部33将B模式图像数据与穿刺针图像数据进行合成,由此生成包含帧频比B模式图像数据的帧频短的穿刺针100的超声波像的合成图像数据。由此,在连续的B模式图像数据的帧频之间生成捕捉到相对于组织进退的穿刺针100的多个超声波图像数据,即使在连续且迅速地推拉穿刺针100的情况下,也能够维持超声波图像的分辨率并捕捉穿刺针100的动态。

[0078] 另外,根据本实施方式1,第二超声波处理部32发送平面波PW来获取描绘出穿刺针100的穿刺针图像数据用的接收信号,因此与B模式扫描那样的按每条线获取信号的情况相比,能够容易地进行相位对齐。

[0079] (实施方式2)

[0080] 图9是表示具备本发明的实施方式2所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统

的结构框图。在上述的实施方式1中,设是进行用于由第一超声波处理部31生成B模式图像数据的处理进行了说明,但在本实施方式2中,由第一超声波处理部31生成流观察模式的图像数据。在流观察模式下,在显示装置4中显示在B模式图像上叠加有与血流的有无、血流量、血流的方向等有关的识别信息。

[0081] 本实施方式2所涉及的超声波观测系统1a具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3a,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号生成超声波图像;以及显示装置4,其显示由超声波观测装置3a生成的超声波图像。超声波观测装置3a除了具备上述超声波观测装置3的结构以外,还具备模式切换部37。

[0082] 模式切换部37在从输入部34接收到切换观察模式的意思的模式切换指示信息时,基于该模式切换指示信息将观察模式切换为B模式图像观察模式或流观察模式。

[0083] 在利用模式切换部37将观察模式设定为B模式图像观察模式的情况下,进行上述的实施方式1所涉及的超声波处理。另一方面,当利用模式切换部37将观察模式设定为流观察模式时,第一超声波处理部31进行与流观察模式相应的超声波发送处理(后述的B模式扫描和流模式扫描)。

[0084] 图10是说明本实施方式2所涉及的超声波观测装置的控制中的超声波发送定时的图。此外,在本实施方式2中,在B模式扫描中,设是在脉冲的下降沿或上升沿时进行线扫描来进行说明。在流观察模式下,在进行B模式扫描中的线扫描时,为了获取该线上的血流信息,在B模式的帧间进行流模式用的线扫描。在图10所示的流模式扫描中,在一条线上进行八次流模式用的线扫描。此外,将通过该连续的线扫描获得的成组的多个信号称为信号组,按每条线构成信号组。在本实施方式2所涉及的超声波发送处理中,例如在从时间 t_{10} 到时间 t_{11} 的期间结束一帧的B模式扫描,从时间 t_{11} 起开始进行流模式扫描。如果在从时间 t_{11} 到时间 t_{12} 的期间进行第一帧的流模式扫描中的第一条线扫描(一个信号组的扫描),则在与下一条线扫描的期间相当的从时间 t_{13} 到时间 t_{14} 的期间开始进行穿刺扫描。在穿刺扫描后,开始进行下一个第二条线的流模式扫描。根据生成的血流信息适当设定流模式扫描的扫描对象线。当进行最后的线扫描时,能够获取一帧的流模式用的接收信号。在流模式扫描结束后,重复进行上述处理,在从时间 t_{15} 到时间 t_{16} 的期间开始进行第二帧的B模式扫描,在B模式扫描结束后,在从时间 t_{16} 到时间 t_{17} 的期间进行第二帧的流模式扫描中的第一条线扫描(一个信号组的扫描)。在第一条线扫描后,在与下一条线扫描的期间相当的从时间 t_{18} 到时间 t_{19} 的期间进行穿刺扫描。此外,优选在一帧的流模式扫描的期间进行多次穿刺扫描。另外,B模式扫描中的穿刺扫描与上述实施方式1同样。

[0085] 第一信号处理部312利用通过流模式用的线扫描得到的八个接收信号(一个信号组的接收信号),求出血管中的血液的变化量。此时,基于每个深度的振幅或强度的变化量来生成血流信息。此外,在流模式用的线扫描中,既可以在各线的所有深度接收振幅、强度来获取整个图像的血流信息,也可以获取所设定的关系区域(ROI)的范围内的血流信息。

[0086] 第一图像生成部313利用由第一信号处理部312生成的B模式用接收数据和各深度的血流信息,生成在B模式图像数据上叠加有血流信息的B模式图像数据(以下,称为流模式图像数据)。第一图像生成部313将生成的流模式图像数据保存于第一帧存储器314。

[0087] 另外,第二超声波处理部32基于如图10所示那样在流模式扫描中的信号组之间的

定时获取到的该穿刺扫描的接收信号,来生成穿刺针图像数据。具体地说,首先,第二发送接收部321基于与穿刺扫描的发送定时(例如,时间 t_{13} 、时间 t_{18})相应的发送定时,向超声波振子21发送发送信号(脉冲信号)。例如,在时间 t_{13} ,从各压电元件发送超声波来形成平面波,并发送该平面波,由此完成一帧的穿刺针图像数据的超声波发送处理。在时间 t_{18} 等,间歇性地进行同样的超声波发送处理,由此在流模式扫描中获取用于生成穿刺针图像数据的接收信号,并且如上述实施方式1那样在用于生成一帧的B模式图像数据的超声波发送处理期间(例如从时间 t_{10} 到时间 t_{11} 的期间)获取用于生成多帧的穿刺针图像数据的接收信号。在超声波振子21接收到通过这种超声波发送处理反射的回波信号之后,借助第二信号处理部322和第二图像生成部323生成穿刺针图像数据。

[0088] 图像合成处理部33将第一帧存储器314中存储的流模式图像数据与第二帧存储器324中存储的穿刺针图像数据进行合成来生成合成图像数据。例如,在图8的(b)所示的合成图像数据 $IM_{S1} \sim IM_{S4}$ 中,分别形成叠加有血流信息的图像。

[0089] 通过上述的图像合成处理生成的合成图像在控制部35的控制下被存储于存储部36并在显示装置4中进行显示。另外,超声波观测装置3a在从超声波内窥镜2接收到新的回波信号时,更新第一帧存储器314和/或第二帧存储器324的最新帧的图像数据,利用更新后的该最新帧的图像数据进行图像合成处理。

[0090] 根据以上说明的本实施方式2,在由第一超声波处理部31进行的用于生成一帧的B模式图像数据或流模式图像数据的超声波发送接收处理期间,第二超声波处理部32发送平面波并生成描绘出穿刺针100的多个穿刺针图像数据,并且图像合成处理部33将B模式图像数据或流模式图像数据与穿刺针图像数据进行合成,由此生成包含帧频比B模式图像数据的帧频短的穿刺针100的超声波像的合成图像数据。由此,在连续的B模式图像数据的帧频之间或者流模式的信号组之间生成捕捉到相对于组织进退的穿刺针100的多个超声波图像数据,即使在连续且迅速地推拉穿刺针100的情况下,也能够维持超声波图像的分辨率并捕捉穿刺针100的动态。

[0091] 此外,在上述实施方式2中,设是在信号组之间的定时进行穿刺扫描进行了说明,但在以多条线为单位形成区块并在各区块间进行流模式扫描(跨越不同的线构成一个信号组)的极速(turbo)扫描中,在区块之间的定时进行穿刺扫描。

[0092] (实施方式3)

[0093] 图11是表示具备本发明的实施方式3所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。在本实施方式3中,根据超声波图像内是否存在穿刺针100的像来控制穿刺针图像数据的生成。

[0094] 本实施方式3所涉及的超声波观测系统1b具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3b,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号来生成超声波图像;以及显示装置4,其显示由超声波观测装置3b生成的超声波图像。超声波观测装置3b除了具备上述的超声波观测装置3的结构以外,还具备穿刺针检测部38。

[0095] 穿刺针检测部38参照第一帧存储器314中存储的最新的B模式图像数据,判断在与该B模式图像数据相应的B模式图像中是否存在穿刺针100的像,由此进行穿刺针100的检测。

[0096] 具体地说,在B模式图像内设定的穿刺针延出位置的值与周围的值不同的情况下或具有比规定的对比度值大的对比度值的情况下,穿刺针检测部38判断为存在穿刺针100的像。穿刺针检测部38将穿刺针100的像是否存在设为检测信息输出到控制部35。控制部35根据穿刺针检测部38的检测结果,判断是否使第二超声波处理部32进行动作来控制第二超声波处理部32。在由穿刺针检测部38检测到穿刺针100的像的情况下,控制部35使第二超声波处理部32进行上述的穿刺针图像数据的生成处理。

[0097] 根据以上说明的本实施方式3,能够获得上述实施方式1所涉及的效果,并且检测在超声波图像内是否存在穿刺针100的像,在存在穿刺针100的像的情况下使第二超声波处理部32进行穿刺针图像数据的生成,因此能够减少在超声波图像内不存在穿刺针100的像的情况下的与穿刺针图像数据的生成有关的运算量。

[0098] (实施方式4)

[0099] 图12是表示具备本发明的实施方式4所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的结构的框图。在本实施方式4中,基于由输入部34经由外部的输入装置5接收到的与穿刺针100的使用有关的信息,进行穿刺针图像数据的生成以及图像的合成处理。

[0100] 本实施方式4所涉及的超声波观测系统1c具备:超声波内窥镜2,其向作为观测对象的被检体发送超声波,接收由该被检体反射的超声波;超声波观测装置3,其基于由超声波内窥镜2获取到的超声波信号生成超声波图像;显示装置4,其显示由超声波观测装置3生成的超声波图像;以及输入装置5,其用于向超声波观测装置3输入各种信息。

[0101] 输入装置5利用与输入部34电连接的键盘、鼠标、触摸面板等用户接口来实现,向输入部34输入各种信息。在本实施方式4中,输入装置5能够通过按下例如键盘的规定的键来向输入部34输入第二超声波处理部32的功能的启用/禁止的选择信息。

[0102] 例如,当输入部34经由输入装置5接收到将第二超声波处理部32的功能设为启用的意思的信息时,控制部35使第二超声波处理部32进行上述的穿刺针图像数据的生成处理。与此相对地,当输入部34经由输入装置5接收到将第二超声波处理部32的功能设为禁止的意思的信息时,控制部35控制为不使第二超声波处理部32进行上述的穿刺针图像数据的生成处理。

[0103] 根据以上说明的本实施方式4,能够获得上述实施方式1所涉及的效果,并且经由输入装置5设定可否由第二超声波处理部32进行穿刺针图像数据的生成处理,因此能够减少不需要生成穿刺针图像数据的情况下的与穿刺针图像数据的生成有关的运算量。

[0104] 在此,说明了用于实施本发明的方式,但本发明并不局限于上述实施方式。例如,也可以通过用总线将具有各功能的电路之间进行连接来构成超声波观测装置,还可以构成为一部分功能内置于其它功能的电路构造。

[0105] 另外,在本实施方式中,作为超声波探头,利用具有光导件等光学系统的超声波内窥镜进行了说明,但并不限于超声波内窥镜2,也可以是不具有摄像光学系统和摄像元件的超声波探头。并且,作为超声波探头,也可以应用不具有光学系统的细径的超声波微型探头。超声波微型探头通常在向胆道、胆管、胰管、气管、支气管、尿道、尿管插入来观察其周围脏器(胰脏、肺、前列腺、膀胱、淋巴结等)时使用。

[0106] 另外,作为超声波探头,也可以应用从被检体的体表照射超声波的体外式超声波探头。体外式超声波探头通常在观察腹部脏器(肝脏、胆囊、膀胱)、乳房(特别是乳腺)、甲状

腺时直接接触体表来使用。

[0107] 另外,超声波振子也可以是线性振子、径向型振子、凸起型振子。在超声波振子是线性振子的情况下,其扫描区域呈矩形(长方形、正方形),在超声波振子是径向型振子、凸起型振子的情况下,其扫描区域呈扇形、圆环状。另外,超声波内窥镜既可以是使超声波振子进行机械式扫描的结构,也可以是如下结构:将多个元件阵列状地设置而形成超声波振子,对与发送接收有关的元件以电子方式进行切换,或者使各元件的发送接收延迟,由此使超声波振子进行电子式扫描。

[0108] 这样,本发明能够在不脱离专利权利要求书中记载的技术思想的范围内包含各种实施方式。

[0109] 产业上的可利用性

[0110] 如上所述,本发明所涉及的超声波观测装置对于即使在连续且迅速地推拉穿刺针的情况下也能够维持超声波图像的分辨率并且捕捉穿刺针的动态有用。

[0111] 附图标记说明

[0112] 1:超声波观测系统;2:超声波内窥镜;3:超声波观测装置;4:显示装置;5:输入装置;21:超声波振子;31:第一超声波处理部;32:第二超声波处理部;33:图像合成处理部;34:输入部;35:控制部;36:存储部;37:模式切换部;38:穿刺针检测部;311:第一发送接收部;311a:第一信号放大部;311b:声线存储器;312:第一信号处理部;313:第一图像生成部;314:第一帧存储器;321:第二发送接收部;321a:第二信号放大部;321b:轨迹存储器;322:第二信号处理部;323:第二图像生成部;324:第二帧存储器。

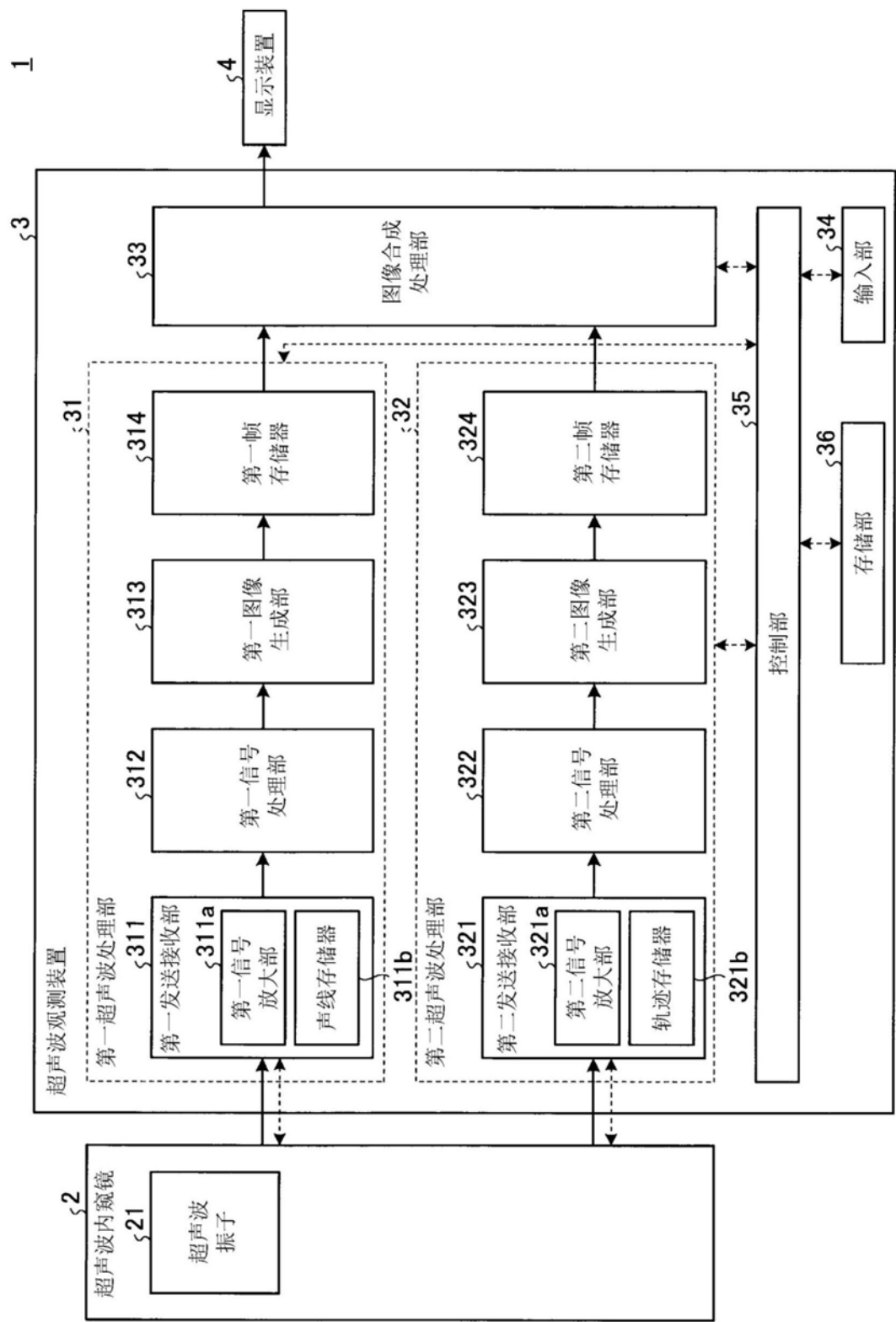


图1

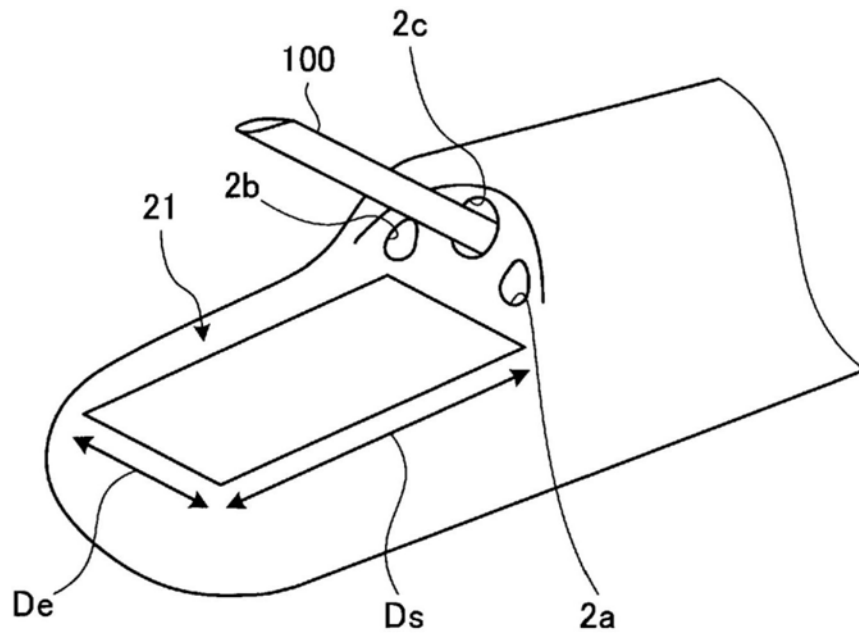


图2

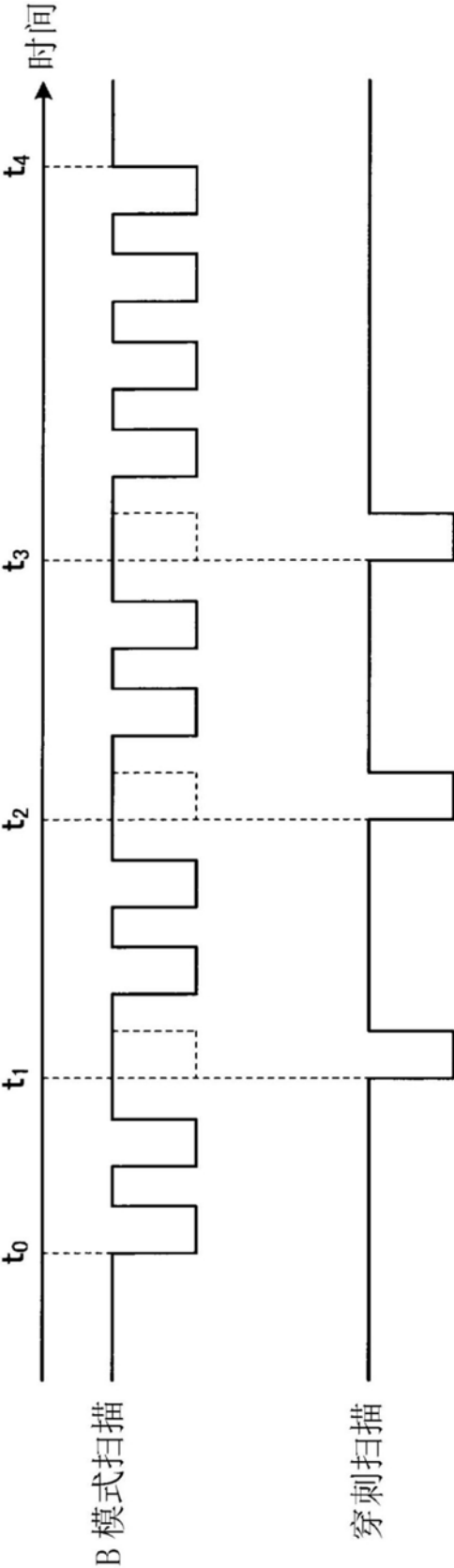


图3

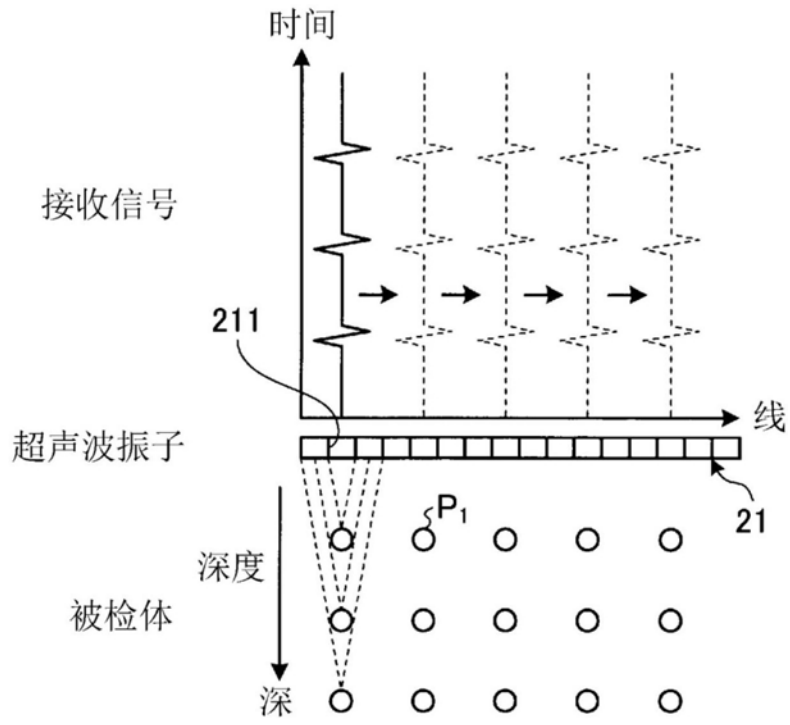


图4

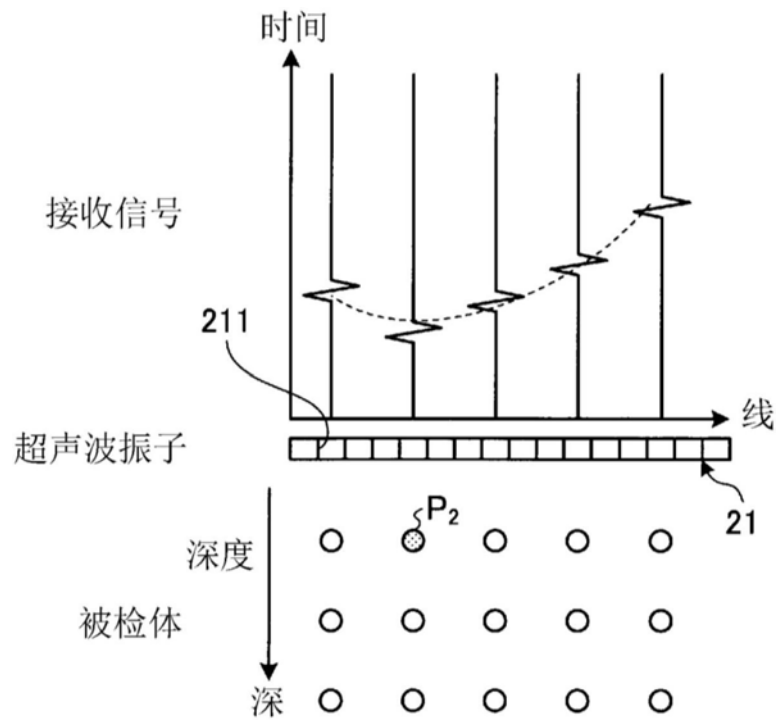


图5

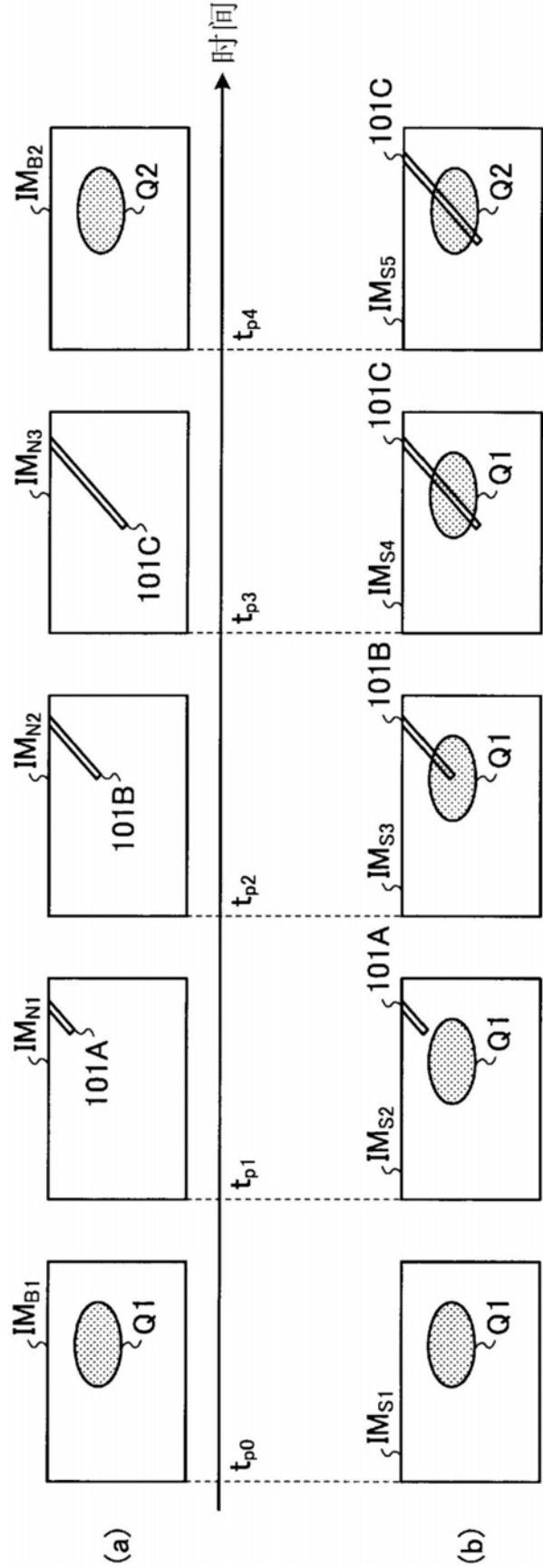


图8

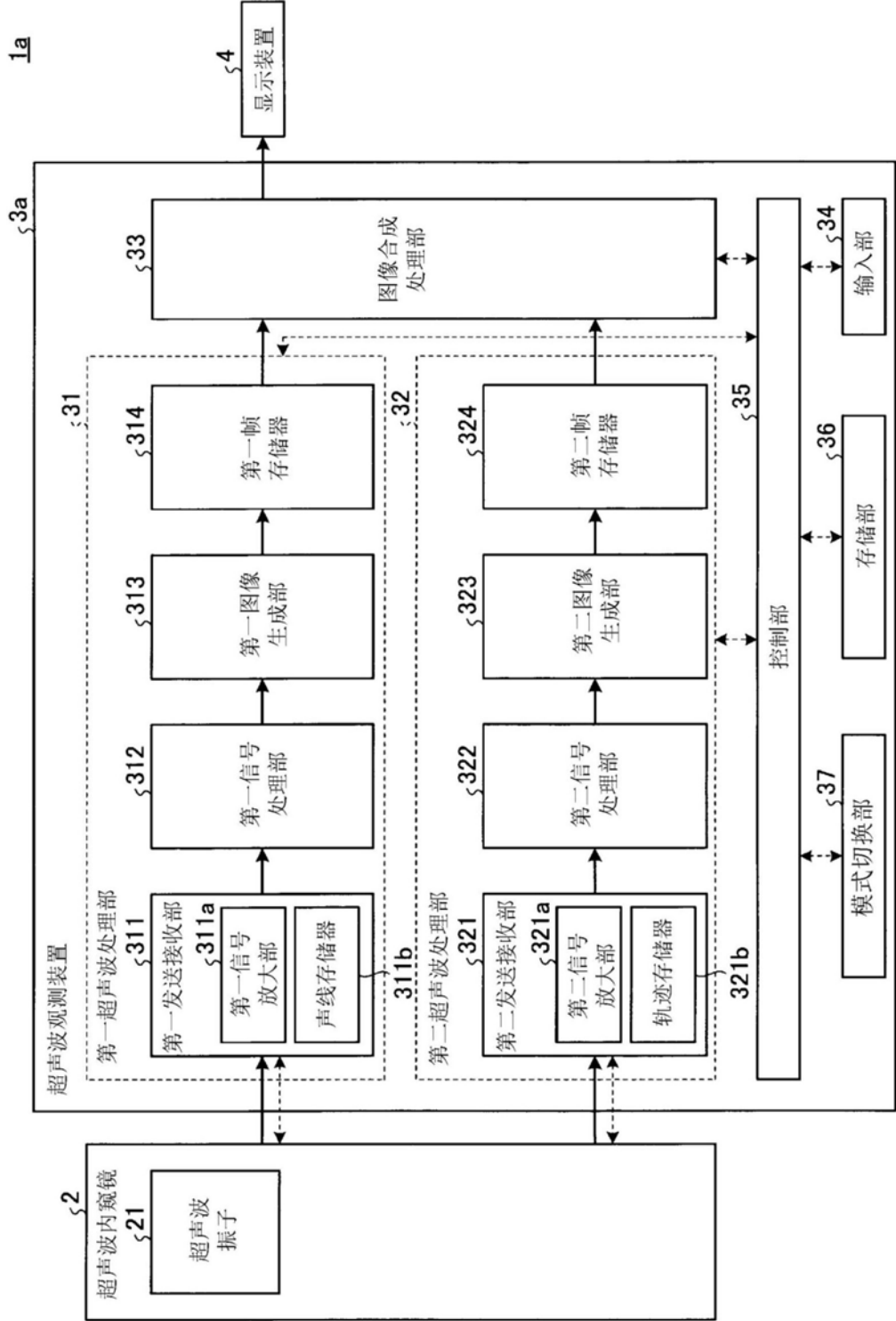


图9

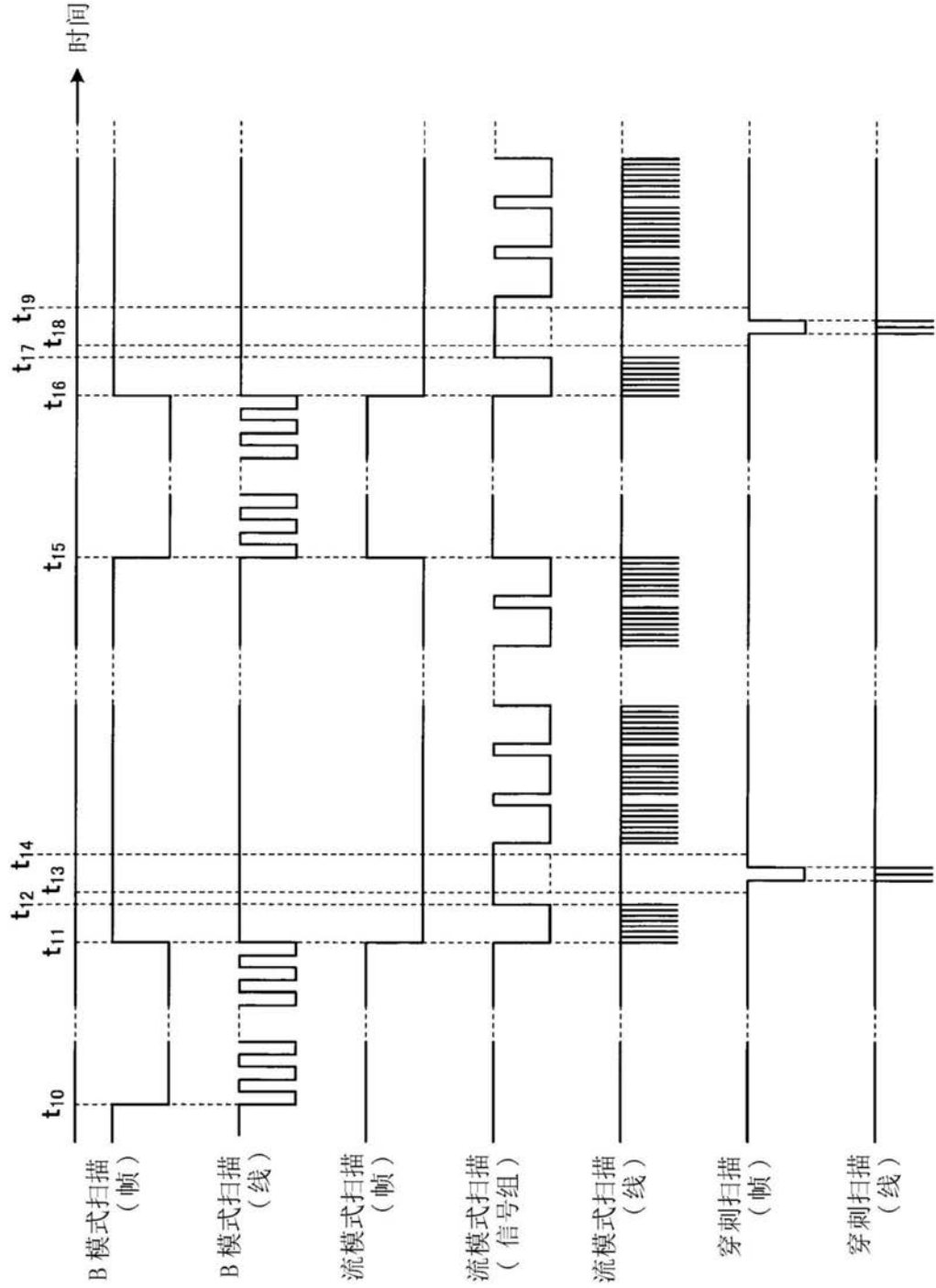


图10

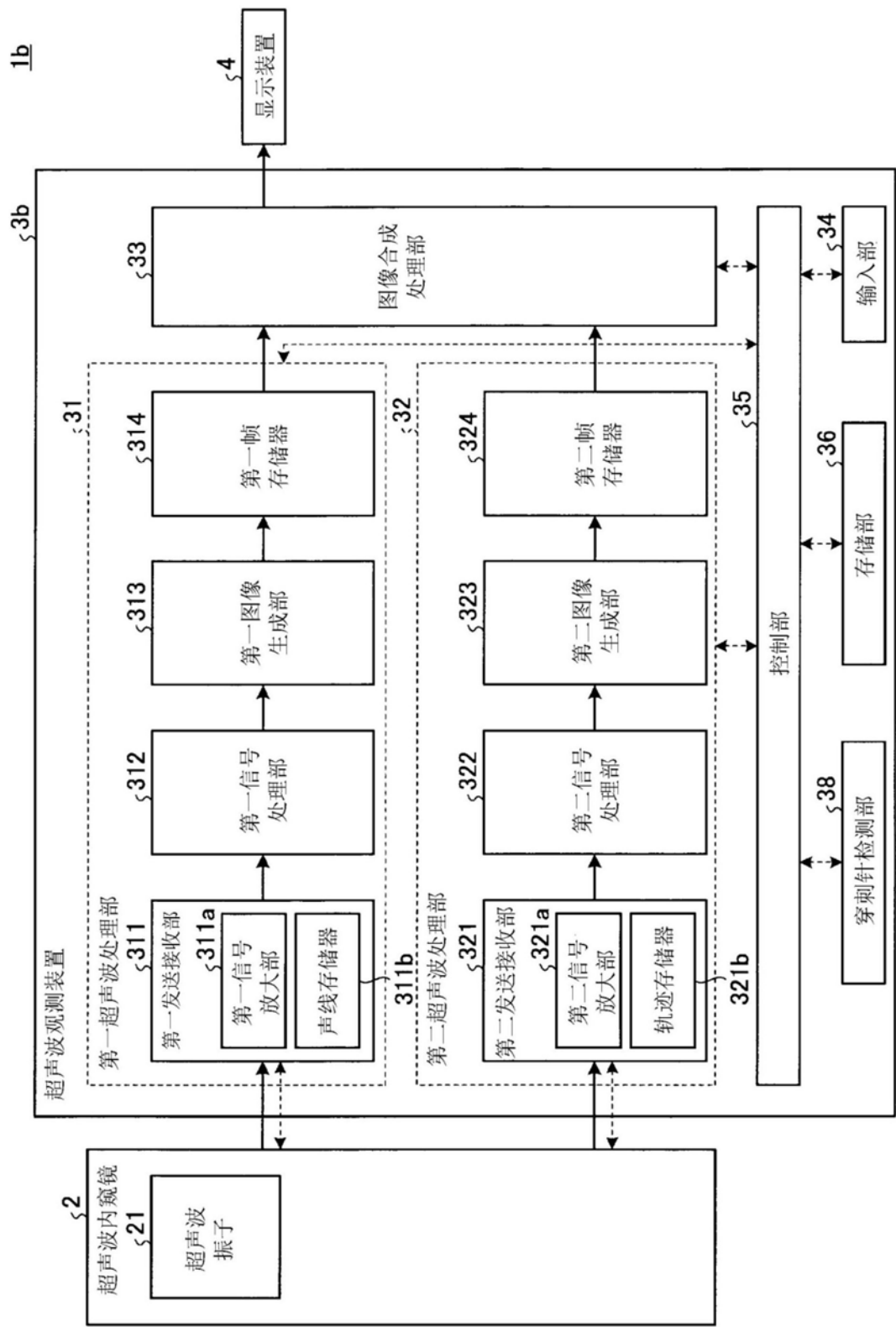


图11

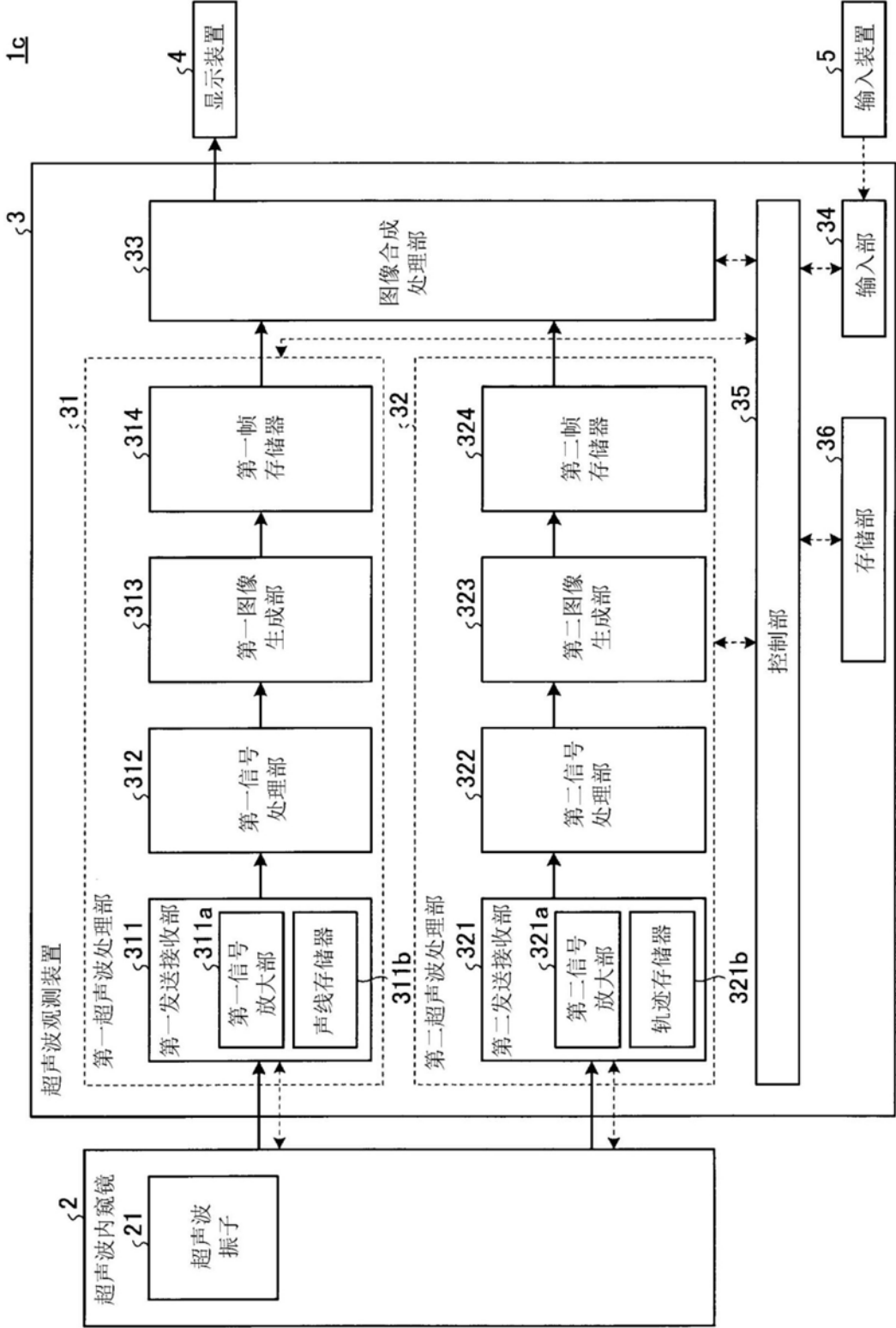


图12

专利名称(译)	超声波观测装置		
公开(公告)号	CN108024793A	公开(公告)日	2018-05-11
申请号	CN201680055792.X	申请日	2016-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	御园和裕		
发明人	御园和裕		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/00087 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/14 A61B8/4272 G01S7/52046 G01S7/52085 G01S15/8915		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2015188362 2015-09-25 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明所涉及的超声波观测装置基于将由观测对象对发送到观测对象的超声波进行反射所得的超声波回波转换为电信号而得到的回波信号，来生成超声波图像，该超声波观测装置具备：第一超声波处理部，其控制对观测对象进行的超声波的发送接收处理，并且基于通过该发送接收处理得到的回波信号来生成第一图像数据；第二超声波处理部，其在与利用第一超声波处理部进行的发送接收处理的定时不同的定时且通过帧频比第一超声波处理部的帧频短的扫描方式控制超声波的发送接收处理，并且基于所得到的回波信号来生成第二图像数据；以及图像合成处理部，其将第一图像数据和第二图像数据进行合成。

