



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105473076 B

(45)授权公告日 2018.11.06

(21)申请号 201480045957.6

(22)申请日 2014.04.17

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105473076 A

(43)申请公布日 2016.04.06

(30)优先权数据

2013-175955 2013.08.27 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.02.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/060954 2014.04.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/029490 JA 2015.03.05

(73)专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 胜山公人

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

审查员 陈雨羲

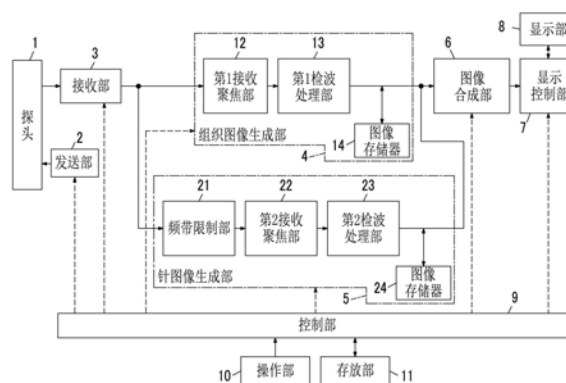
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

超声波诊断装置及超声波图像生成方法

(57)摘要

超声波诊断装置具备：探头，其具备多个元件，该多个元件产生并发送超声波，并且接收从受检体反射的超声波；发送部，其从探头的多个元件向受检体发送超声波束；图像生成部，其对利用探头的多个元件接收从受检体反射的超声波而得到的接收信号进行接收聚焦，从而生成超声波图像；及控制部，其将图像生成部控制成在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦时，仅使用接收信号中的规定的低频带的信号，生成与法线方向不同的方向的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,该超声波诊断装置具备:
探头,其具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从受检体反射的超声波;
发送部,其从所述探头的所述多个元件向受检体发送超声波束;
图像生成部,其对利用所述探头的所述多个元件接收从所述受检体反射的超声波而得到的接收信号进行接收聚焦,从而生成超声波图像;及
控制部,其将所述图像生成部控制成,对相同的所述接收信号,在与构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向不同的多个方向上进行接收聚焦时,在与所述法线方向不同的多个方向中,越是从所述法线方向偏离较大的方向,将所述接收信号限制为越低的低频带的信号,仅使用所述接收信号中的规定的低频带的信号,生成与所述法线方向不同的多个方向的超声波图像,且从与所述法线方向不同的多个方向的超声波图像中选择最清楚的超声波图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
所述图像生成部具有:
第1图像生成部,其对所述接收信号,在构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向上进行接收聚焦,从而生成沿所述法线方向的图像信号;及
第2图像生成部,其对所述接收信号,在与构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦,并且仅使用所述规定的低频带的信号,生成与所述元件的法线方向不同的方向的图像信号。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
所述图像生成部包括检波处理部,该检波处理部进行限制为所述规定的低频带的检波。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,
所述图像生成部包括检波处理部,该检波处理部进行限制为所述规定的低频带的检波。
5. 根据权利要求2或4所述的超声波诊断装置,其中,
所述超声波诊断装置还具备图像合成部,该图像合成部将由所述第1图像生成部生成的图像信号和由所述第2图像生成部生成的图像信号彼此合成。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,
在从所述探头的所述多个元件沿彼此不同方向的多个扫描线依次进行超声波的收发扇形扫描时,
所述控制部将所述图像生成部控制成在各个所述扫描线的方向上进行接收聚焦,并且仅使用所述扫描线的方向与构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向之间的角度越大则越低频的信号而生成超声波图像。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,
所述图像生成部包括检波处理部,该检波处理部进行限制为低频带的检波,该低频带具有所述扫描线的方向与构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向之间的角度越大则越低的中心频率。
8. 一种超声波图像生成方法,其特征在于,

从探头的多个元件向受检体发送超声波束，

对利用所述探头的所述多个元件接收从所述受检体反射的超声波而得到的相同的接收信号，在与构成所述探头的接收开口的所述元件的法线方向不同的多个方向上进行接收聚焦，

在与所述法线方向不同的多个方向中，越是从所述法线方向偏离较大的方向，将所述接收信号限制为越低的低频带的信号，仅使用所述接收信号中的规定的低频带的信号，生成与所述法线方向不同的多个方向的超声波图像，

从与所述法线方向不同的多个方向的超声波图像中选择最清楚的超声波图像。

超声波诊断装置及超声波图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置及超声波图像生成方法,尤其涉及在从探头的多个元件发送超声波束时,接收从相对于元件的法线方向的倾斜方向反射过来的超声波回声而生成超声波图像的超声波诊断装置及超声波图像生成方法。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,利用超声波图像的超声波诊断装置被实际应用。通常,这种超声波诊断装置从探头向受检体发送超声波束,并利用探头接收来自受检体的超声波回声,并通过对该接收信号进行电处理而生成超声波图像。

[0003] 在这种超声波诊断装置中,能够实时观察位于探头的正下方的受检体内的断层图像。因此,例如,在将针穿刺到受检体内的目标部位时,将探头配置于目标部位的正上方而生成受检体内的超声波图像,通过从探头的附近朝向目标部位倾斜地穿刺,在超声波图像上边确认受检体内的针的位置,边进行穿刺。

[0004] 然而,通常,由于针表面光滑,因此从探头在受检体内传播过来的超声波束在针的表面容易呈现正反射,并且,针朝向目标部位倾斜地穿刺,因此有可能难以将向探头的法线方向发送的超声波束的针表面上的正反射捕捉到探头的接收开口而描绘出针。

[0005] 于是,已知不仅在探头的法线方向,而且在与针正交的方向上发送超声波束并实施接收聚焦,由此进行针的描绘。

[0006] 例如,在专利文献1中公开了一种超声波诊断装置,其以组织摄像为目的,在与探头的元件表面垂直的第1方向上发送和接收超声波束而生成第1图像,并以针摄像为目的,在与元件表面垂直的方向不同的多个第2方向上发送和接收超声波束而生成第2图像组,并分析第2图像组而生成描绘出针的图像,并与第1图像进行合成。

[0007] 根据专利文献1的装置,由于第2多个方向中包含与针正交的方向,因此能够生成良好地描绘出针的超声波图像。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献1:日本特开2012-213606号公报

发明内容

[0011] 发明所要解决的问题

[0012] 然而,探头的多个元件分别具有规定面积的超声波收发面,因此与在超声波收发面的法线方向上收发的超声波的强度相比,越从法线方向偏离,则在其方向上收发的超声波的强度越降低,即,可知具有指向性。

[0013] 因此,即使与针正交地且在从探头的法线方向偏离的方向上实施接收聚焦而生成针的超声波图像,也由于从探头的各元件对该方向的针发送的超声波的强度及各元件接收来自针的反射波的信号的强度比同时向探头的法线方向发送的超声波的强度及接收来自

法线方向的反射波的信号的强度低,因此,结果存在图像的S/N比降低、且难以清楚地描绘出针的问题点。

[0014] 本发明是为了解决这种现有的问题点而完成的,其目的在于提供一种即使在从探头的元件的法线方向偏离的方向上也能够生成清楚的超声波图像的超声波诊断及超声波图像生成方法。

[0015] 用于解决问题的手段

[0016] 本发明所涉及的超声波诊断装置具备:探头,其具备多个元件,该多个元件产生并发送超声波,并且接收从受检体反射的超声波;发送部,其从探头的多个元件向受检体发送超声波束;图像生成部,其对利用探头的多个元件接收从受检体反射的超声波而得到的接收信号进行接收聚焦,从而生成超声波图像;及控制部,其将图像生成部控制成在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦时,仅使用接收信号中的规定的低频带的信号,在与法线方向不同的方向上生成超声波图像。

[0017] 图像生成部能够构成为具有:第1图像生成部,其对接收信号,在构成探头的接收开口的元件的法线方向上进行接收聚焦,从而生成沿法线方向的图像信号;及第2图像生成部,其对接收信号,在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦,并且仅使用规定的低频带的信号而生成与元件的法线方向不同的方向的图像信号。

[0018] 图像生成部能够包括检波处理部,该检波处理部进行限制为规定的低频带的检波。

[0019] 优选还具备图像合成部,该图像合成部将由第1图像生成部生成的图像信号和由第2图像生成部生成的图像信号彼此合成。

[0020] 并且,在从探头的多个元件沿彼此不同方向的多个扫描线依次进行超声波的收发扇形扫描时,控制部也能够构成为将图像生成部控制成在各个扫描线的方向上进行接收聚焦,并且仅使用扫描线的方向与构成探头的接收开口的元件的法线方向之间的角度越大则越低频的信号而生成超声波图像。

[0021] 该情况下,图像生成部能够包括检波处理部,该检波处理部进行限制为低频带的检波,该低频带具有扫描线的方向与构成探头的接收开口的元件的法线方向之间的角度越大则越低的中心频率。

[0022] 本发明所涉及的超声波图像生成方法为,从探头的多个元件向受检体发送超声波束,对利用探头的多个元件接收从受检体反射的超声波而得到的接收信号,在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦,仅使用接收信号中的规定的低频带的信号而生成与法线方向不同的方向的超声波图像。

[0023] 发明效果

[0024] 根据本发明,图像生成部被控制成在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦时,仅使用接收信号中的规定的低频带的信号而生成与法线方向不同的方向的超声波图像,因此,即使在从探头的元件的法线方向偏离的方向上也可以生成清楚的超声波图像。

附图说明

[0025] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构框图。

- [0026] 图2是表示实施方式1中的超声波的收发状态的图。
- [0027] 图3是表示实施方式1的动作的流程图。
- [0028] 图4表示将被穿刺的针进行拍摄的超声波图像,(A)是未限制频带而进行接收聚焦的图像,(B)是限制为低频带而进行接收聚焦的图像。
- [0029] 图5是表示在实施方式1的变形例中使用的针图像生成部的结构的框图。
- [0030] 图6是表示在实施方式1的另一变形例中使用的针图像生成部的结构的框图。
- [0031] 图7是表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的结构框图。
- [0032] 图8是表示实施方式2中的超声波的收发状态的图。
- [0033] 图9是表示实施方式2的动作的流程图。

具体实施方式

[0034] 以下,根据附图对本发明的实施方式进行说明。

[0035] 实施方式1

[0036] 图1中表示本发明的实施方式1所涉及的超声波诊断装置的结构。超声波诊断装置具有探头1,该探头1上连接有发送部2及接收部3。在接收部3上并联连接有组织图像生成部(第1图像生成部)4和针图像生成部(第2图像生成部)5,在这些组织图像生成部4及针图像生成部5上连接有图像合成部6,另外,在图像合成部6上经由显示控制部7连接有显示部8。

[0037] 在发送部2、接收部3、组织图像生成部4、针图像生成部5、图像合成部6及显示控制部7上连接有控制部9,在控制部9上分别连接有操作部10和存放部11。

[0038] 组织图像生成部4用于生成位于探头1的正下方的受检体的组织图像,其包括连接于接收部3的第1接收聚焦部12、依次连接于第1接收聚焦部12的第1检波处理部13及图像存储器14,第1检波处理部13及图像存储器14连接于图像合成部6。

[0039] 另一方面,针图像生成部5用于生成被穿刺到受检体内的针的超声波图像,除了具有频带限制部21以外,具有与组织图像生成部4相同的结构。即,针图像生成部5包括连接于接收部3的频带限制部21、依次连接于频带限制部21的第2接收聚焦部22、第2检波处理部23及图像存储器24,第2检波处理部23及图像存储器24连接于图像合成部6。

[0040] 探头1具有1维或2维地排列的多个元件。这些元件分别由超声波换能器构成,并按照从发送部2供给的驱动信号来发送超声波,并且接收来自受检体的超声波回声而输出接收信号。超声波换能器通过在压电体的两端形成电极的振子构成,并具有规定面积的超声波收发面,所述压电体例如由以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、以PMN-PT(铌镁酸铅-钛酸铅固溶体)为代表的压电单晶等构成。

[0041] 若对这种振子的电极施加脉冲状或连续波的电压,则压电体伸缩,从各个振子产生脉冲状或连续波的超声波,通过合成这些超声波而形成超声波束。并且,各振子通过接收所传播的超声波而伸缩,从而产生电信号,这些电信号作为超声波的接收信号而输出。

[0042] 发送部2包括例如多个脉冲发生器,并根据与来自控制部9的控制信号相应地进行选择的发送延迟图案,以从探头1的多个元件发送的超声波形成超声波束的方式调节各驱动信号的延迟量并供给到多个元件。

[0043] 接收部3将从探头1的各元件输出的接收信号放大并进行A/D转换后进行数字化。

[0044] 组织图像生成部4的第1接收聚焦部12对通过接收部3放大且被数字化的接收信号

分别实施延迟校正,从而生成延迟校正数据,并将这些延迟校正数据相加而进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理而生成超声波回声的焦点缩小的组织摄像用声线信号。

[0045] 第1检波处理部13对在第1接收聚焦部12生成的声线信号,根据超声波的反射位置的深度在实施因距离而产生的衰减的校正之后,实施包络线检波处理,从而生成组织摄像用B模式图像信号,并输出到图像合成部6或者存放于图像存储器14。

[0046] 针图像生成部5的频带限制部21将通过接收部3放大且被数字化的接收信号限制为预先设定的规定的低频带的信号。即,在通过接收部3而得到的接收信号中,仅提取规定的低频带的信号。

[0047] 第2接收聚焦部22对由频带限制部21限制为规定的低频带的信号的接收信号分别实施延迟校正,从而生成延迟校正数据,并将这些延迟校正数据相加而进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理而生成超声波回声的焦点缩小的针摄像用声线信号。

[0048] 第2检波处理部23对在第2接收聚焦部22生成的声线信号,根据超声波的反射位置的深度在实施因距离而产生的衰减的校正之后,通过实施包络线检波处理而生成针摄像用B模式图像信号,并输出到图像合成部6或者存放于图像存储器24。

[0049] 图像合成部6将从组织图像生成部4的第1检波处理部13输出的组织摄像用B模式图像信号和从针图像生成部5的第2检波处理部23输出的针摄像用B模式图像信号分别转换(光栅转换)成按照通常的电视信号的扫描方式的图像信号,在实施灰度处理等各种必要的图像处理之后,将这些组织摄像用B模式图像信号和针摄像用B模式图像信号彼此合成。

[0050] 显示控制部7根据通过图像合成部6而合成的B模式图像信号,将超声波图像显示于显示部8。

[0051] 显示部8包括例如LCD等显示装置,在显示控制部7的控制下显示超声波图像。

[0052] 控制部9根据由操作者从操作部10输入的指令进行超声波诊断装置各部的控制。

[0053] 操作部10用于使操作者进行输入操作,能够由键盘、鼠标、追踪球、触摸面板等形成。

[0054] 存放部11用于存放动作程序等,能够使用硬盘、软盘、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SD卡、CF卡、USB存储器等记录介质或服务器等。

[0055] 另外,组织图像生成部4的第1接收聚焦部12及第1检波处理部13、针图像生成部5的频带限制部21、第2接收聚焦部22及第2检波处理部23、图像合成部6及显示控制部7由CPU和用于使CPU进行各种处理的动作程序构成,但其也可以由数字电路构成。

[0056] 对该实施方式1中的超声波的收发方法进行说明。如图2所示,在使探头1接触于受检体S的体表的状况下,针N从探头1的附近以 θ 角度被穿刺。

[0057] 首先,在拍摄位于探头1的正下方的受检体S的组织时,由发送部2从探头1向各元件的法线方向D1发送超声波束。并且,对利用接收到超声波回声的探头1的多个元件而得到的接收信号,由第1接收聚焦部12在法线方向D1上进行接收聚焦,而且由第1检波处理部13实施检波。

[0058] 另一方面,在拍摄针N时,由发送部2从探头1向与针N正交的方向D2发送超声波束。此时,与针N正交的方向D2作为从法线方向D1倾斜针N的穿刺角度 θ 的方向而表示。而且,利用接收到超声波回声的探头1的多个元件而得到的接收信号在通过针图像生成部5的频带限制部21被限制为预先设定的规定的低频带的信号之后,由第2接收聚焦部22在与针N正交

的方向D2上进行接收聚焦,而且由第2检波处理部23实施检波。

[0059] 另外,无需将超声波束的发送方向和接收聚焦的方向一定要从探头1设为与针N正交的方向D2,只要是比法线方向D1更朝向针N的方向,即与法线方向D1相比,与针N所成的角度更接近直角的方向即可。

[0060] 在此,可知若元件的超声波收发面的面积相同,则超声波的指向性根据超声波的频率而发生变化,频率越高则指向性越高,频率越低则指向性也越低。即,在各元件接收到超声波回声信号时,就与法线方向不同的方向的信号强度相对于超声波收发面的法线方向的信号强度之比而言,若超声波的频率越低则其之比越大。

[0061] 因此,在与针N正交的方向D2或者比法线方向D1更朝向针N的方向上进行接收聚焦时,通过限制为低频带的信号而拍摄针N,使与针N正交的方向D2或者比法线方向D1更朝向针N的方向的信号强度相对于元件的法线方向D1的信号强度之比变大,从而能够生成清楚的超声波图像。

[0062] 另外,如图2所示,在多个元件呈直线状排列的所谓的线型探针的情况下,各元件的法线方向D1彼此平行,但在多个元件呈弯曲状排列的所谓的凸面型探针中,各元件的法线方向D1彼此不同。该情况下,如图2所示,在构成接收开口RA的多个元件中,在从位于中心的元件T的法线方向D1到倾斜穿刺角度 θ 的方向D2上进行接收聚焦。

[0063] 接着,参考图3的流程图对实施方式1的动作进行说明。

[0064] 在实施方式1中,在探头1的元件的法线方向D1和与针N正交的方向D2上分别设定n条扫描线L1~Ln进行扫描,由此生成法线方向D1的组织图像和与针N正交的方向D2的针图像。

[0065] 首先,在步骤S1中,将扫描线Li初始化为L1,在步骤S2中,与第1扫描线L1对应地在探头1的元件的法线方向上实施发送聚焦,并获得接收信号。

[0066] 即,按照从发送部2供给的驱动信号,从与扫描线L1对应的构成发送开口的多个元件在元件的法线方向上实施发送聚焦而发送超声波束。而且,从接收到来自受检体的超声波回声的各元件输出的接收信号通过接收部3放大且被数字化。

[0067] 接着,在步骤S3中,接收信号从接收部3输出到组织图像生成部4,并对接收信号在元件的法线方向上实施接收聚焦,从而生成与扫描线L1对应的组织图像A1。

[0068] 即,为了利用第1接收聚焦部12在元件的法线方向上进行接收聚焦而对接收信号分别实施延迟校正,从而生成延迟校正数据,通过将这些延迟校正数据相加而生成组织摄像用声线信号。另外,对该声线信号,由第1检波处理部13实施包络线检波处理而生成组织摄像用B模式图像信号。该B模式图像信号被存放到图像存储器14。

[0069] 接着,在步骤S4中,与第1扫描线L1对应地从探头1的元件在与针N正交的方向上实施发送聚焦,获得接收信号。

[0070] 即,按照从发送部2供给的驱动信号,从与扫描线L1对应的构成发送开口的多个元件在与针N正交的方向上实施发送聚焦而发送超声波束。如图2所示,与针N正交的方向能够作为从元件的法线方向D1倾斜针N的穿刺角度 θ 的方向D2而表示。例如,由操作者从操作部10输入的针N的穿刺角度 θ 的信息经由控制部9传送到发送部2,并由发送部2选择与正交于针N的方向D2对应的发送延迟图案而实施发送聚焦。

[0071] 而且,从接收到来自受检体的超声波回声的各元件输出的接收信号通过接收部3

放大且被数字化。

[0072] 接着,在步骤S5中,接收信号从接收部3输出到针图像生成部5,在被限制为规定的低频带的信号之后,在与针N正交的方向D2上实施接收聚焦而生成与第1扫描线L1对应的针图像B1。

[0073] 即,通过接收部3放大且被数字化的接收信号在被针图像生成部5的频带限制部21被限制为预先设定的规定的低频带的信号之后,为了利用第2接收聚焦部22在与针N正交的方向D2上进行接收聚焦而对接收信号分别实施延迟校正,从而生成延迟校正数据,通过将这些延迟校正数据相加而生成针摄像用声线信号。另外,对该声线信号,由第2检波处理部23实施包络线检波处理,生成针摄像用B模式图像信号。

[0074] 只有从通过接收部3而得到的接收信号由频带限制部21提取的规定的低频带的信号输入到第2接收聚焦部22而实施接收聚焦,由此生成的针摄像用声线信号输入到第2检波处理部23。因此能够在与针N正交的方向D2上生成清楚的B模式图像信号。

[0075] 在第2检波处理部23生成的B模式图像信号被存放到图像存储器24。

[0076] 另外,与针图像生成部5相比,在组织图像生成部4中无需限制接收信号的频带,通过接收部3而得到的接收信号直接输入到第1接收聚焦部12而实施接收聚焦,由此生成的组织摄像用声线信号输入到第1检波处理部13,因此在第1检波处理部13中,可以对扩展到比针图像生成部5中的规定的低频带高的频带的宽频信号实施检波。因此生成分辨率优异的组织图像的B模式图像信号。

[0077] 如此,若与第1扫描线L1对应的组织图像A1的B模式图像信号及针图像B1的B模式图像信号分别存放于图像存储器14及图像存储器24,则在步骤S6中,判定是否 $i=n$,即关于 n 条所有扫描线L1~Ln是否结束了组织图像和针图像的生成。

[0078] 在此,由于 i 值仍为“1”,因此进入到步骤S7,在将 i 值增加“1”而设为“2”之后返回到步骤S2。并且,通过步骤S2~S5分别生成与第2扫描线L2对应的组织图像A2的B模式图像信号及针图像B2的B模式图像信号,并存放到图像存储器14及图像存储器24。

[0079] 同样地,直到成为 $i=n$,将 i 值依次增加“1”并重复进行步骤S2~S5。

[0080] 如此,若关于 n 条所有的扫描线L1~Ln完成组织图像和针图像的B模式图像信号的生成,则从步骤S6进入到步骤S8,存放于组织图像生成部4的图像存储器14中的组织图像A1~An的B模式图像信号和存放于针图像生成部5的图像存储器24中的针图像B1~Bn的B模式图像信号在图像合成部6被光栅转换,并在实施各种图像处理之后彼此被合成,生成显示图像的B模式图像信号。

[0081] 该显示图像的B模式图像信号输出到显示控制部7,组织图像和针图像被合成的超声波图像显示于显示部8。

[0082] 另外,在与针N正交的方向D2上设定扫描线而生成针图像,但并不限于此,也可以在比元件的法线方向D1更朝向针N的方向上设定扫描线而生成针图像。

[0083] 图4中表示将所穿刺的针进行拍摄的针图像。图4的(A)是对在6MHz附近具有中心频率的接收信号,无需由频带限制部21限制频率而实施检波后生成的图像,图4的(B)是利用频带限制部21将通过接收部3而得到的接收信号限制为3MHz以下的低频带而实施检波后生成的图像。可知在图4的(A)的图像中,难以确认针的存在,但在限制为低频带的信号而实施检波的图4的(B)的图像中清楚地描绘出针。

[0084] 在上述实施方式1中,在步骤S4中,在与针N正交的方向D2上实施发送聚焦而获得针图像用接收信号,但并不限于此,不仅能够将在步骤S2中在元件的法线方向D1上实施发送聚焦而获得的接收信号利用于组织图像的生成,而且还能够利用于针图像的生成中。

[0085] 即,关于各扫描线 L_i ,也可以对在元件的法线方向D1上实施发送聚焦而获得的接收信号,在与针N正交的方向D2或者朝向针N的方向上实施接收聚焦而生成针图像 B_i 。

[0086] 如此,只要对各扫描线 L_i 进行1次发送即可,因此能够提高帧速率。

[0087] 此时,不仅在元件的法线方向D1,而且到朝向针N的方向为止,可以从探头1发送呈放射状扩展的超声波束,并且也可以发送向发送开口的前方即受检体内收敛的,或者向发送开口的后方收敛的超声波束。另外,也能够发送平面波的超声波束。

[0088] 并且,对相同的接收信号,与元件的法线方向D1相比,在与针N所成的角度更大的多个不同的方向上实施接收聚焦,从而生成多个针图像 B_i ,可以从中选择更清楚地描绘出针N的图像。该情况下,在多个不同的方向中,越是元件的法线方向D1偏离较大的方向,越优选将接收信号限制为较低的低频带的信号。

[0089] 另外,如图1所示,在上述实施方式1中,针图像生成部5的频带限制部21连接于接收部3,并将通过接收部3而得到的接收信号限制为规定的低频带的信号,但并不限于此,如图5所示的针图像生成部5A,也可以在第2接收聚焦部22与第2检波处理部23之间连接频带限制部21。该情况下,对通过接收部3而得到的接收信号无需限制频带,而是利用第2接收聚焦部22实施接收聚焦而生成针摄像用声线信号,频带限制部21将该声线信号限制为规定的低频带的声线信号。如此也能够由随后的第2检波处理部23仅使用规定的低频带的信号而实施检波,生成清楚的针图像。

[0090] 并且,如图6所示,使用不具有频带限制部21的针图像生成部5B,第2检波处理部23B将检波的参考频率设定为规定的低频带的中心频率,并同时调整截止频率,由此也能够对在第2接收聚焦部22生成的声线信号实施仅使用规定的低频带的信号的检波。

[0091] 另外,也能够构成为省略图3中的步骤S2及步骤S3,并不进行组织图像的生成而仅生成并显示针图像。

[0092] 并且,该实施方式1并不限于清楚地描绘出被穿刺到受检体内的针N的情况,也可以广泛应用于如针N那样因呈现正反射而难以描绘出的被摄体。例如,在拍摄活体内的骨骼、肌肉、肌腱等时也可以生成清楚的超声波图像。

[0093] 实施方式2

[0094] 图7中表示实施方式2所涉及的超声波诊断装置的结构。该超声波诊断装置是尤其对应于扇形扫描而构成的,因此在图1所示的实施方式1的超声波诊断装置中,代替组织图像生成部4和针图像生成部5,将1个图像生成部30连接于接收部3与图像合成部6之间。

[0095] 图像生成部30包括连接于接收部3的频带限制部31、依次连接于频带限制部31的接收聚焦部32、检波处理部33及图像存储器34,检波处理部33及图像存储器34连接于图像合成部6。

[0096] 与实施方式1中的频带限制部21相同地,频带限制部31将通过接收部3放大且被数字化的接收信号限制为低频带的信号,但在通过控制部9的控制下,根据扇形扫描的各扫描线,将通过接收部3而得到的接收信号限制为扫描线的方向与位于探头1的接收开口中心的元件的法线方向之间的角度越大则具有越低的中心频率的低频带的信号。

[0097] 接收聚焦部32对利用频带限制部31限制为低频带的信号的接收信号分别实施延迟校正而生成延迟校正数据,并将这些延迟校正数据相加而进行接收聚焦处理。通过该接收聚焦处理而生成超声波回声的焦点缩小的声线信号。

[0098] 检波处理部33对在接收聚焦部32生成的声线信号,根据超声波的反射位置的深度在实施因距离而产生的衰减的校正之后,通过实施包络线检波处理而生成与扫描线对应的B模式图像信号,并输出到图像合成部6或者存放于图像存储器34。

[0099] 图像合成部6将与各扫描线对应的B模式图像信号转换(光栅转换)成根据通常的电视信号的扫描方式的图像信号,并实施灰度处理等各种必要的图像处理而生成显示图像的B模式图像信号。

[0100] 对该实施方式2中的超声波的收发方法进行说明。如图8所示,在使探头1接触于受检体S的体表的状态下进行扇形扫描。即,从探头1的多个元件沿彼此不同的方向的多个扫描线 L_i 依次进行超声波的收发。

[0101] 若相对于各元件的法线方向 D_1 的扫描线 L_i 的角度设为 θ_i ,则通过发送部2向沿各扫描线 L_i 的方向即相对于法线方向 D_1 为角度 θ_i 的方向发送超声波束。而且,对利用接收到超声波回声的探头1的多个元件而得到的接收信号,由接收聚焦部32在扫描线 L_i 的方向上进行接收聚焦,并由频带限制部31限制为从法线方向 D_1 的角度 θ_i 越大则具有越低的中心频率的低频带的信号之后,由检波处理部33实施检波。

[0102] 由此,在扇形扫描中,也能够从元件的法线方向 D_1 偏离的方向上生成清楚的超声波图像。

[0103] 另外,如图8所示,在多个元件呈直线状排列的所谓的线型探针的情况下,各元件的法线方向 D_1 彼此平行,但在多个元件呈弯曲状排列的所谓的凸面型探针中,各元件的法线方向 D_1 彼此不同。该情况下,在构成接收开口RA的多个元件中,对从位于中心的元件T的法线方向 D_1 的角度 θ_i 越大则具有越低的中心频率的低频带的信号进行检波。

[0104] 接着,参考图9的流程图对实施方式2的动作进行说明。

[0105] 在实施方式2中,从探头1的多个元件沿彼此不同的方向的 n 条扫描线 $L_1 \sim L_n$ 依次进行超声波的收发。

[0106] 首先,在步骤S11中,将扫描线 L_i 初始化为 L_1 ,在步骤S12中,在沿第1扫描线 L_1 的方向上实施发送聚焦而获得接收信号。

[0107] 即,按照从发送部2供给的驱动信号,从与第1扫描线 L_1 对应的构成发送开口的多个元件在沿扫描线 L_1 的方向上实施发送聚焦而发送超声波束。而且,从接收到来自受检体的超声波回声的各元件输出的接收信号通过接收部3放大且被数字化。

[0108] 接着,在步骤S13中,接收信号从接收部3输出到图像生成部30,并由频带限制部31限制为与扫描线 L_1 的方向与元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_1 对应的、具有较低的中心频率的低频带的信号。

[0109] 接着,在步骤S14中,对由频带限制部31限制为低频带的信号的接收信号,在沿扫描线 L_1 的方向上实施接收聚焦,生成与第1扫描线 L_1 对应的图像 C_1 的B模式图像信号。

[0110] 即,为了利用接收聚焦部32在沿扫描线 L_1 的方向上进行接收聚焦,对由频带限制部31限制为低频带的信号的接收信号分别实施延迟校正而生成延迟校正数据,通过将这些延迟校正数据相加而生成与第1扫描线 L_1 对应的声线信号。另外,由检波处理部33对该声线

信号实施检波。

[0111] 在此,通过接收部3而得到的接收信号由频带限制部31根据扇形扫描的各扫描线 L_i 限制为扫描线 L_i 的方向与探头1的元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_i 越大则具有越低的中心频率的低频带的信号。因此,在从探头1的元件的法线方向 D_1 的角度 θ_i 较大的扫描线 L_i 也能够生成清楚的B模式图像信号。

[0112] 在检波处理部33生成的B模式图像信号被存放到图像存储器34。

[0113] 如此,若与第1扫描线 L_1 对应的图像 C_1 的图像信号被存放于图像存储器34,则在步骤S15中判定是否 $i=n$,即关于 n 条所有的扫描线 L_i 是否结束了图像信号的生成。

[0114] 在此,由于 i 值仍为“1”,因此进入到步骤S16,在将 i 值增加“1”而设为“2”之后返回到步骤S12。并且,通过步骤S12~S14生成与第2扫描线 L_2 对应的图像 C_2 的B模式图像信号,并被存放于图像存储器34。

[0115] 同样地,直到 $i=n$,将 i 值依次增加“1”并重复进行步骤S12~S14。

[0116] 如此,若关于 n 条所有的扫描线 L_i 结束了图像 C_i 的B模式图像信号的生成,则从步骤S15进入到步骤S17,存放于图像存储器34中的图像 $C_1 \sim C_n$ 的B模式图像信号在图像合成部6中被光栅转换,并实施各种图像处理,从而生成显示图像的B模式图像信号。

[0117] 该显示图像的B模式图像信号输出到显示控制部7,彼此不同方向的 n 条扫描线 $L_1 \sim L_n$ 的图像 $C_1 \sim C_n$ 被合成的超声波图像显示于显示部8。

[0118] 根据该实施方式2,在扇形扫描中也能够生成在整个表面上清楚的超声波图像。

[0119] 另外,在上述实施方式2中,如图7所示,频带限制部31连接于接收部3,将通过接收部3而得到的接收信号限制为与扫描线 L_i 的方向和探头1的元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_i 对应的低频带的信号,但并不限于此,也可以在接收聚焦部32与检波处理部33之间连接频带限制部31。该情况下,对通过接收部3而得到的接收信号无需限制频带,而是通过接收聚焦部32实施接收聚焦而生成声线信号,频带限制部31将该声线信号限制为与扫描线 L_i 的方向对应的低频带的声线信号。如此也能够由随后的检波处理部33仅使用扫描线 L_i 的方向与探头1的元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_i 越大则越低频的信号实施检波,生成清楚的超声波图像。

[0120] 并且,省略频带限制部31,检波处理部33在根据控制部9的控制下,将检波的参考频率设定为与扫描线 L_i 的方向和探头1的元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_i 对应的低频带的中心频率,并同时调整截止频率,从而对在接收聚焦部32生成的声线信号能够实施仅使用扫描线 L_i 的方向与探头1的元件的法线方向 D_1 之间的角度 θ_i 越大则越低频的信号的检波。

[0121] 标号说明

[0122] 1-探头,2-发送部,3-接收部,4-组织图像生成部,5、5A、5B-针图像生成部,6-图像合成部,7-显示控制部,8-显示部,9-控制部,10-操作部,11-存放部,12-第1接收聚焦部,13-第1检波处理部,14、24、34-图像存储器,21、31-频带限制部,22-第2接收聚焦部,23、23B-第2检波处理部,30-图像生成部,32-接收聚焦部,33-检波处理部, D_1 -元件的法线方向, D_2 -与针正交的方向,RA-接收开口,T-位于中心的元件,N-针, θ -穿刺角度, L_i -扫描线, θ_i -扫描线的角度,S-受检体。

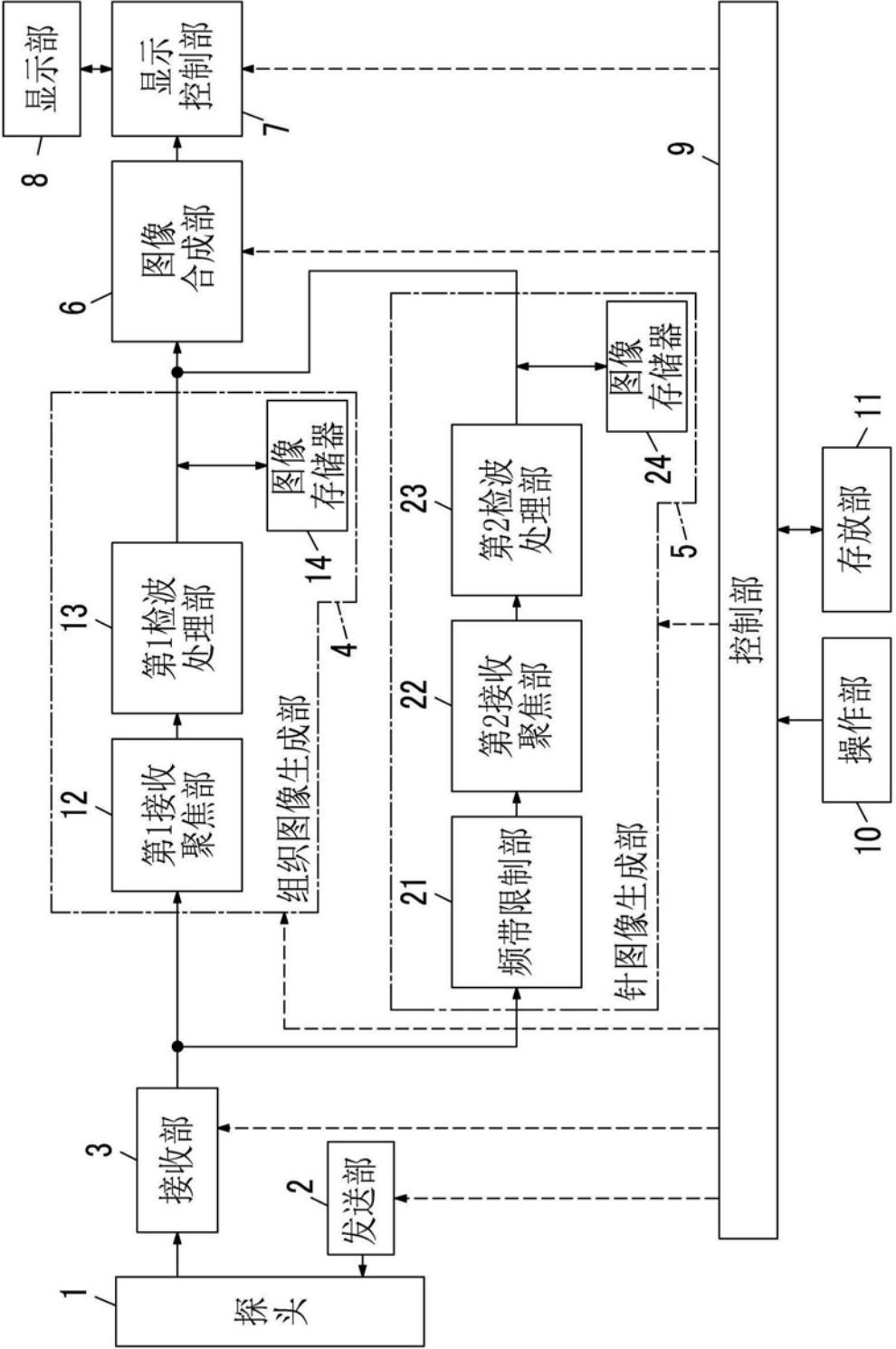


图1

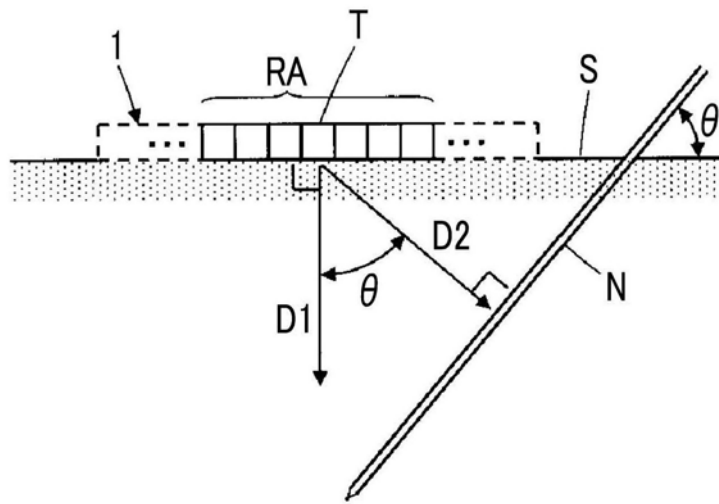


图2

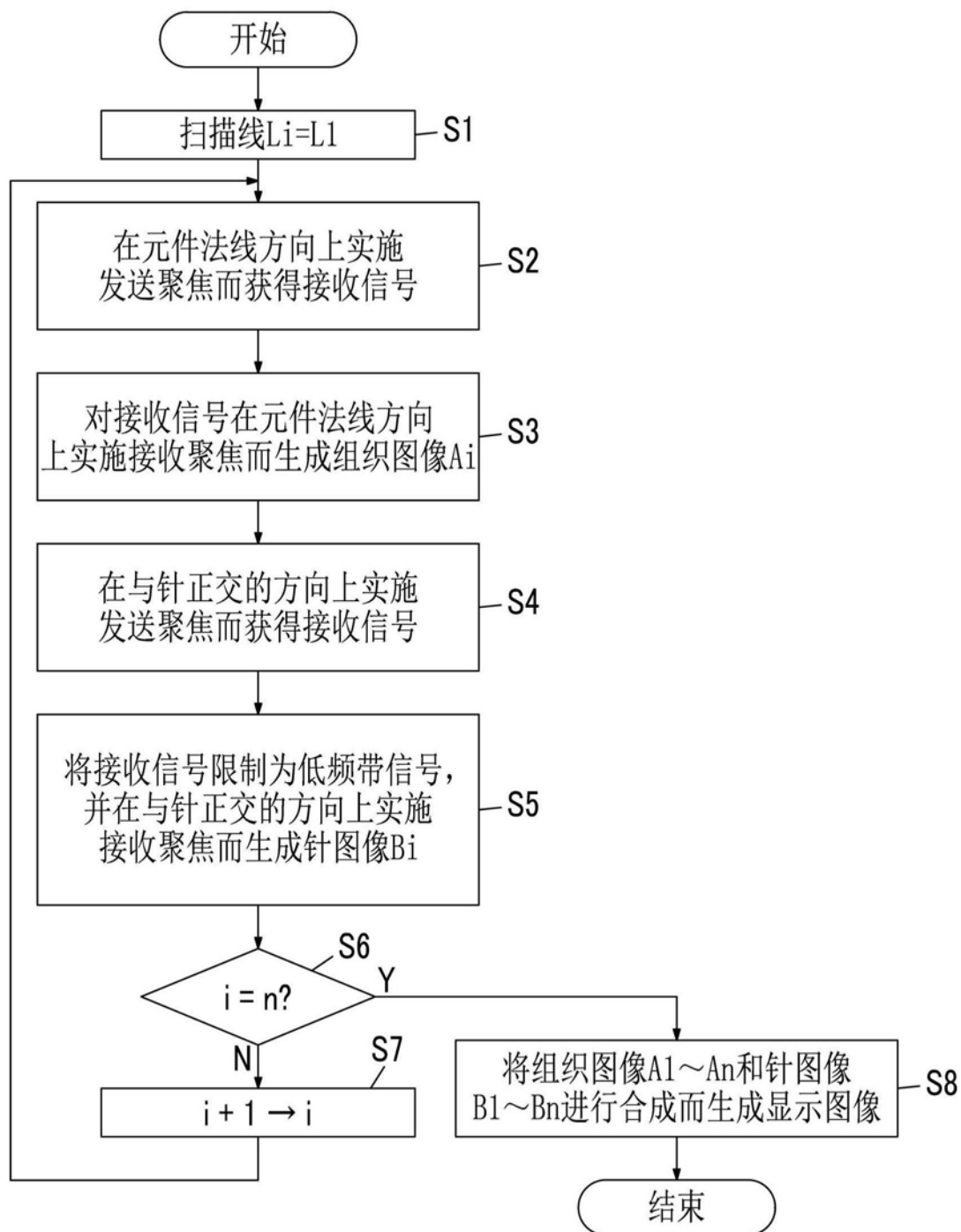
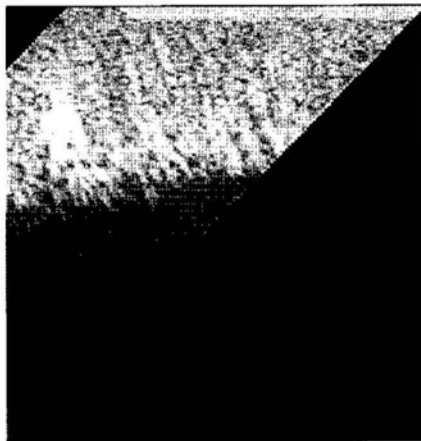


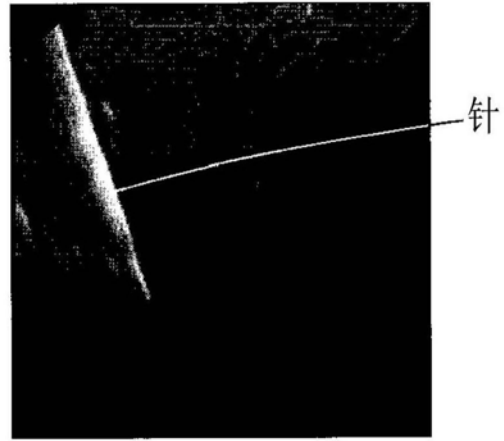
图3

频带无限制

限制为低频带



(A)



(B)

图4

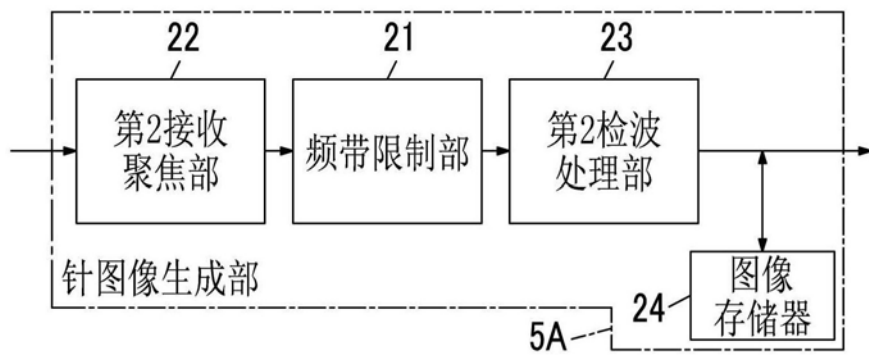


图5

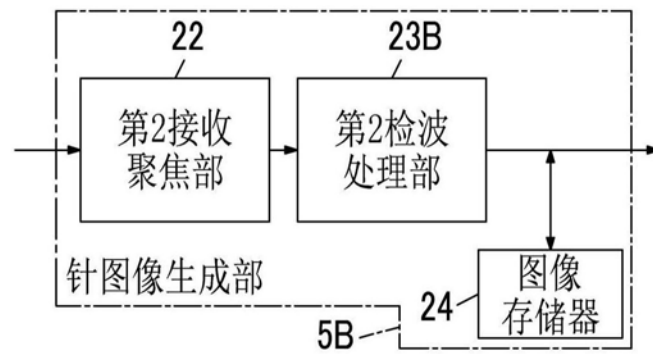


图6

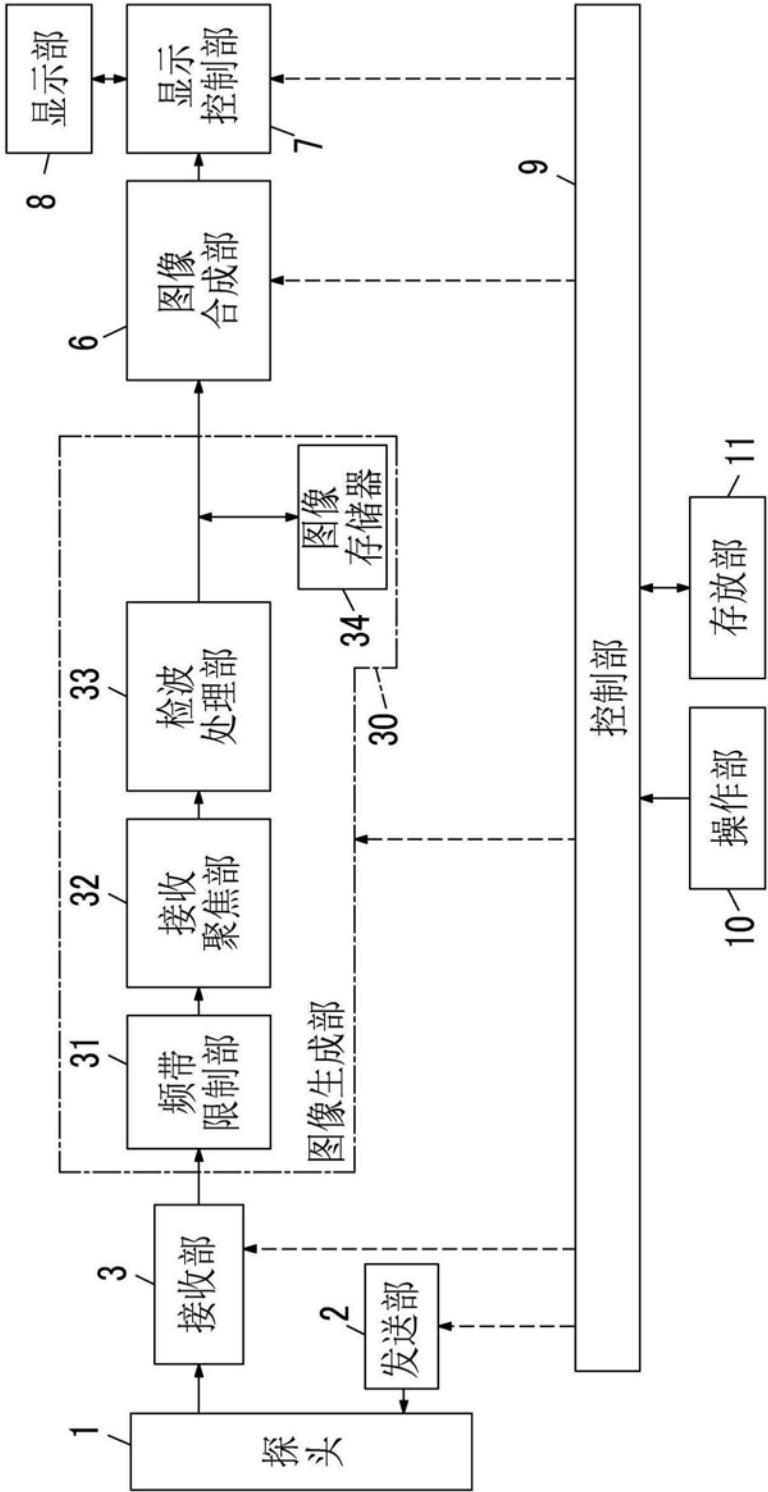


图7

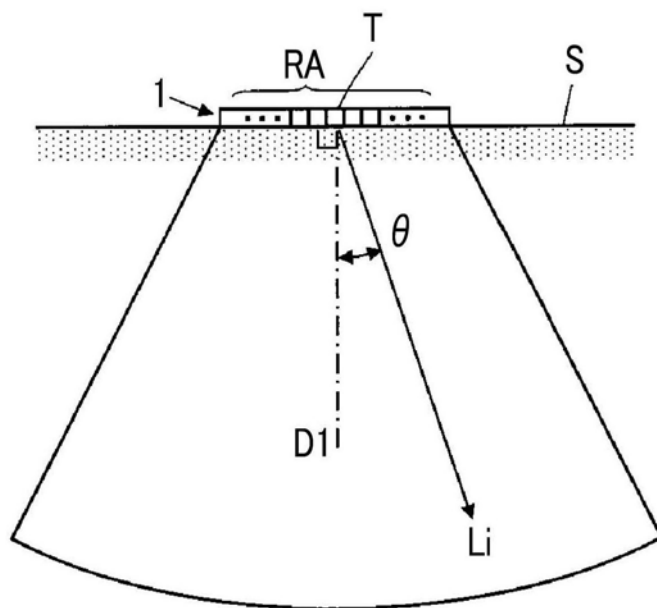


图8

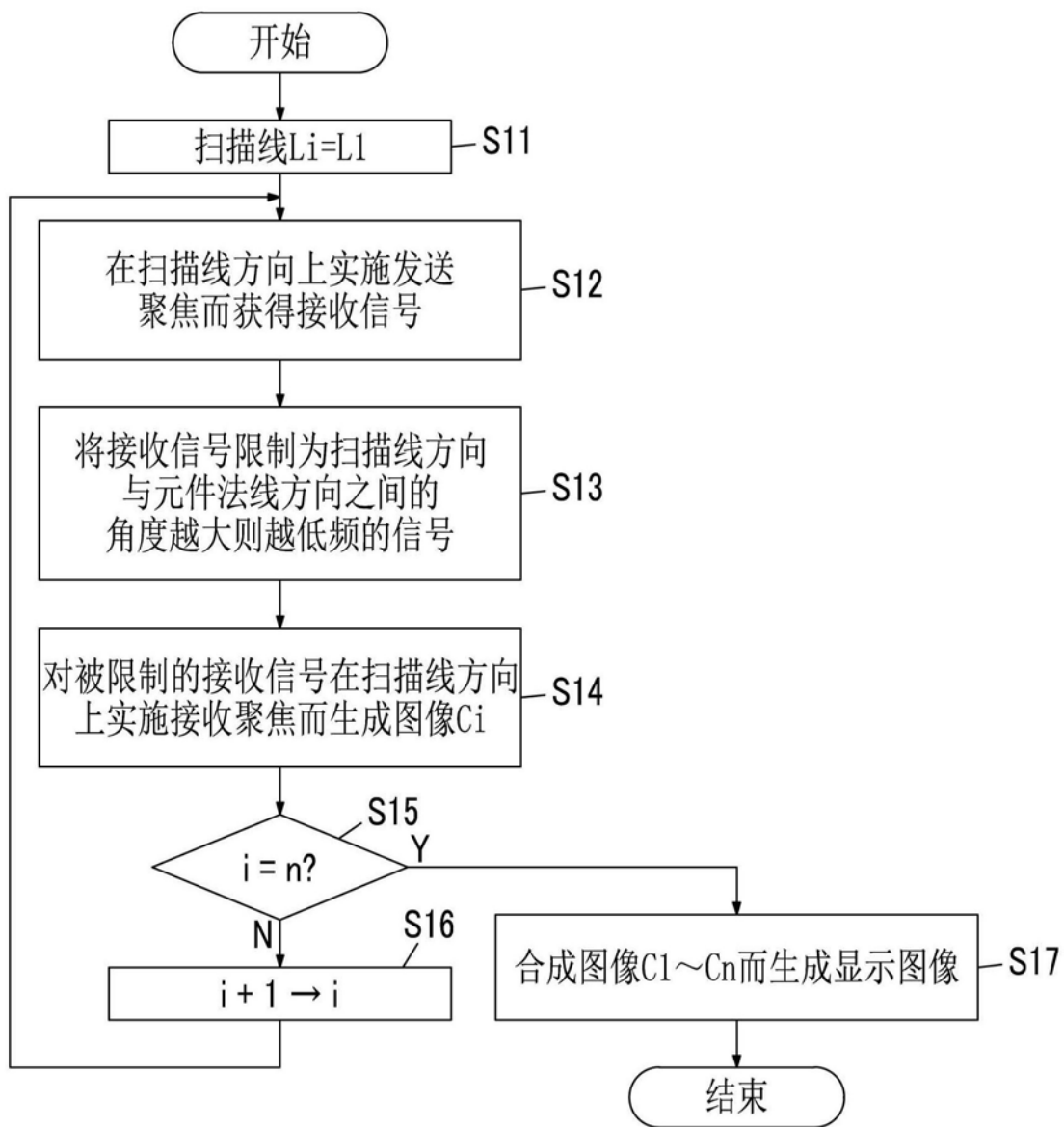


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像生成方法		
公开(公告)号	CN105473076B	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	CN201480045957.6	申请日	2014-04-17
[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	胜山公人		
发明人	胜山公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/5238 A61B8/5246 A61B8/54 G01S7/52025 G01S7/52047		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013175955 2013-08-27 JP		
其他公开文献	CN105473076A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声波诊断装置具备：探头，其具备多个元件，该多个元件产生并发送超声波，并且接收从受检体反射的超声波；发送部，其从探头的多个元件向受检体发送超声波束；图像生成部，其对利用探头的多个元件接收从受检体反射的超声波而得到的接收信号进行接收聚焦，从而生成超声波图像；及控制部，其将图像生成部控制成在与构成探头的接收开口的元件的法线方向不同的方向上进行接收聚焦时，仅使用接收信号中的规定的低频带的信号，生成与法线方向不同的方向的超声波图像。

