



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920806 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680048217.7

(22)申请日 2016.03.17

(30)优先权数据

2015-162394 2015.08.20 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/058534 2016.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/029830 JA 2017.02.23

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 伊藤嘉彦 高木一也 国田政志

(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 李洋 杨林森

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

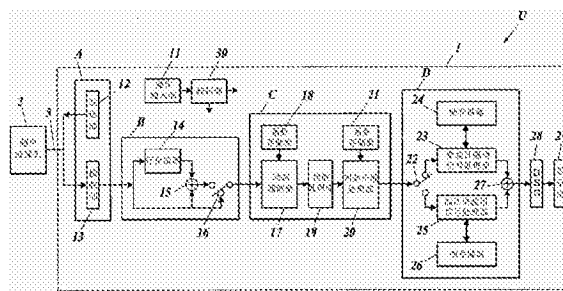
权利要求书2页 说明书14页 附图7页

(54)发明名称

超声波图像诊断装置

(57)摘要

本发明涉及超声波图像诊断装置。超声波图像诊断装置(U)具备:发送部(12),使第一脉冲信号和使极性反转的第二脉冲信号交替地反复并输出给超声波探头(2);接收部(13);行存储器(14),对与第一脉冲信号对应的第一声线数据进行存储;加法部(15),将第一声线数据和与第二脉冲信号对应的第二声线数据相加;行信号处理部(C),生成基波行数据、高次谐波行数据;穿刺针强调信号处理部(23),生成基波图像数据,并根据基波图像数据生成穿刺针的针图像数据;高次谐波用信号处理部(25),生成高次谐波图像数据;合成部(27),将针图像数据、高次谐波图像数据合成;以及控制部(30),对合成图像数据进行显示。



1. 一种超声波图像诊断装置, 是对被刺入穿刺针的被检体进行拍摄的超声波诊断装置, 其中, 具备:

超声波探头, 通过脉冲信号的输入而朝向被检体输出发送超声波, 并且接收来自被检体的反射超声波从而输出接收信号;

发送部, 交替地反复生成第一脉冲信号和将该第一脉冲信号的极性反转的第二脉冲信号并输出给上述超声波探头;

接收部, 接收来自上述超声波探头的接收信号并生成声线数据;

存储部, 对与上述第一脉冲信号对应的第一声线数据进行存储;

加法部, 将上述存储的第一声线数据和与上述第二脉冲信号对应的第二声线数据相加来生成高次谐波声线数据;

行信号处理部, 根据上述生成的第一声线数据生成基波行数据, 根据上述生成的高次谐波声线数据生成高次谐波行数据;

基波图像生成部, 根据上述生成的基波行数据生成基波图像数据;

针图像生成部, 根据上述生成的基波图像数据生成对与上述穿刺针对应的图像区域亦即穿刺针区域进行了强调的针图像数据;

高次谐波图像生成部, 根据上述生成的高次谐波行数据生成高次谐波图像数据;

合成部, 将上述生成的针图像数据和上述生成的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据; 以及

显示控制部, 将上述生成的合成图像数据显示于显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波图像诊断装置, 其中,

具有开关, 上述开关进行切换来输出上述生成的第一声线数据、和将上述存储的第一声线数据与上述第二脉冲信号所对应的第二声线数据相加所得的高次谐波声线数据。

3. 根据权利要求1或者2所述的超声波图像诊断装置, 其中,

上述行信号处理部对上述生成的第一声线数据进行基波图像用的处理来生成基波行数据, 对上述生成的高次谐波声线数据进行高次谐波图像用的处理来生成高次谐波行数据。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的超声波图像诊断装置, 其中,

上述针图像生成部具备:

第一平滑化处理部, 对上述生成的基波图像数据进行平滑化来生成第一平滑化图像数据;

第二平滑化处理部, 以比上述第一平滑化图像数据的平滑化强的方式对上述基波图像数据进行平滑化来生成第二平滑化图像数据; 以及

减法部, 从上述第一平滑化图像数据取得与上述第二平滑化图像数据的差分。

5. 根据权利要求4所述的超声波图像诊断装置, 其中,

上述第二平滑化处理部按照上述基波图像数据的实际尺寸标度, 以与垂直相比在水平方向上强的方式进行平滑化。

6. 根据权利要求4所述的超声波图像诊断装置, 其中,

上述针图像生成部设定生成上述第一平滑化图像数据的第一平滑化区域、和生成上述第二平滑化图像数据的第二平滑化区域,

上述第一平滑化区域被设定于上述第二平滑化区域的大致中央部,平滑化对象像素被设定于上述第一平滑化区域的大致中央部。

7. 根据权利要求6所述的超声波图像诊断装置,其中,

上述第一平滑化区域被设定于上述第二平滑化区域的基波图像数据的水平方向或者垂直方向的大致中央部。

8. 根据权利要求6或者7所述的超声波图像诊断装置,其中,

具备接受显示深度的输入的第一输入部,

上述输入的显示深度越深,上述第一平滑化处理部使用越小的上述第一平滑化区域来生成上述第一平滑化图像数据,

上述输入的显示深度越深,上述第二平滑化处理部使用越小的上述第二平滑化区域来生成上述第二平滑化图像数据。

9. 根据权利要求1~8中的任意一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

具备第一对比度修正部,上述第一对比度修正部进行对上述生成的针图像数据进行灰度修正的第一对比度修正处理。

10. 根据权利要求1~9中的任意一项所述的超声波图像诊断装置,其中,

具备第二对比度修正部,上述第二对比度修正部进行对上述生成的高频图像数据进行灰度修正的第二对比度修正处理。

11. 根据权利要求1~10中的任意一项所述的超声波图像诊断装置,其中,具备:

第二输入部,接受针图像数据的合成率的输入;以及

乘法部,对上述生成的针图像数据的亮度值乘以上述输入的合成率,

上述合成部将乘以上述合成率后的针图像数据和上述生成的高次谐波图像数据合成来生成上述合成图像数据。

超声波图像诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像诊断装置。

背景技术

[0002] 以往有通过向被检体内部照射超声波并接收其反射波(回波)来进行规定的信号数据处理从而进行被检体的内部构造的检查和超声波图像诊断装置。这种超声波图像诊断装置被广泛使用于医疗目的检查、治疗或建筑构造物内部的检查这些各种用途。

[0003] 已知在这种超声波图像诊断装置中通过将相对于发送信号的基波分量(频率 f_0)的高次谐波分量(例如频率 $2f_0$ 、 $3f_0$ 等)图像化来获得对比度高的图像的装置。这种拍摄法被称为组织谐波成像(Tissue Harmonic Imaging)。

[0004] 上述的高次谐波分量主要由于超声波在被检体内传播时产生的非线性失真而产生。即,照射到生物体内的超声波因组织的非线性响应而在组织传播中信号失真,高次谐波分量增大。结果该接收信号中例如包括基波 f_0 的2倍的频率 $2f_0$ 、3倍的频率 $3f_0$ 的分量。

[0005] 作为提取组织谐波成像中的高次谐波分量的方法,已知滤波器法和脉冲反向法。

[0006] 滤波器法是使用中心频率例如为 $2f_0$ 的带通滤波器从接收信号提取 $2f_0$ 的高次谐波分量的方法。另一方面,脉冲反向法是隔开时间间隔来发送极性或时间反转后的第一以及第二发送脉冲信号,并将各个的接收信号合成来抵消基波分量从而强调二次高次谐波分量的方法。

[0007] 作为使用脉冲反向法的超声波图像诊断装置,已知如下的超声波诊断装置,即,在第一次的基波的超声波的收发中从接收波生成基波的图像信号,通过与第二次的基波反转后的超声波的收发来获得接收波,并与第一次的基波的接收波相加来生成高次谐波的图像信号,根据深度按照每条线(扫描线)对第一次的基波的图像信号和第二次的高次谐波的图像信号进行加权来合成(参照专利文献1)。该合成图像成为由浅部中的高次谐波图像和深部中的基波图像构成的图像,假影较少,即便在深部中也获得足够的灵敏度。

[0008] 另外,超声波图像诊断装置不仅对获取到的反射波的数据进行处理并使被检体的超声波图像显示,还使用于选取被检体内的特定的部位(目标)的样本或排出水分等,或者向特定的部位注入药剂或标记等,在留置时,一边视觉确认使用于这些的穿刺针和目标的位置一边将该穿刺针朝向目标位置刺入的情况。通过利用这样的超声波图像,能够迅速、可靠且容易地进行针对被检体内的目标的处置。

[0009] 例如作为脉冲反向法向使用穿刺针的被检体拍摄的应用,已知如下的超声波诊断装置,即,反复进行第一次的正极性的超声波的收发、与第二次的正极性的超声波反转的负极性的超声波的收发、第三次的负极性的超声波的收发,将第一次的回波信号(接收波)和第二次回波信号合成来生成通常模式图像,将第一次的回波信号和第三次的回波信号合成来生成穿刺模式图像(参照专利文献2)。在通常模式图像中,由于PRF(Pulse Repetition Frequency:脉冲反复频率)比较小,所以能够减少由体动等所引起的运动假影,在穿刺模式图像中,由于PRF比较大,所以能够适当地对由穿刺针的移动等所引起的运动假影进行影像

化。

[0010] 专利文献1:日本特开2012-96095号公报

[0011] 专利文献2:日本特开2006-150069号公报

[0012] 然而,在上述专利文献2所记载的超声波诊断装置中,在三次的超声波收发中获得通常模式图像以及穿刺模式图像。因此,与两次的超声波收发的情况相比,帧频降低。

[0013] 另外,在上述专利文献2所记载的超声波诊断装置中,从基于脉冲反向法的高次谐波分量生成穿刺模式图像。高次谐波不仅长轴方向,短轴向(切片方向)的超声波束也较细,所以对B(Brightness)模式图像(通常模式图像)有利,但对于穿刺模式图像,从切面偏离的穿刺针容易从超声波束脱离,较难检测出穿刺针。

[0014] 并且,在上述专利文献2所记载的超声波诊断装置中,穿刺模式图像由于也被与由体动所引起的运动假影一并强调,所以穿刺针以外的组织也被强调。

发明内容

[0015] 本发明的课题在于获得容易检测穿刺针、空间分辨率高的超声波图像,并且防止帧频的降低。

[0016] 为了解决以上的课题,技术方案1所记载的发明的超声波图像诊断装置是对被刺入穿刺针的被检体进行拍摄的超声波诊断装置,具备:

[0017] 超声波探头,通过脉冲信号的输入而朝向被检体输出发送超声波,并且接收来自被检体的反射超声波从而输出接收信号;

[0018] 发送部,交替地反复生成第一脉冲信号和使该第一脉冲信号的极性反转的第二脉冲信号并输出给上述超声波探头;

[0019] 接收部,接收来自上述超声波探头的接收信号并生成声线数据;

[0020] 存储部,对与上述第一脉冲信号对应的第一声线数据进行存储;

[0021] 加法部,将上述存储的第一声线数据和与上述第二脉冲信号对应的第二声线数据相加来生成高次谐波声线数据;

[0022] 行信号处理部,根据上述生成的第一声线数据生成基波行数据,根据上述生成的高次谐波声线数据生成高次谐波行数据;

[0023] 基波图像生成部,根据上述生成的基波行数据生成基波图像数据;

[0024] 针图像生成部,根据上述生成的基波图像数据生成使与上述穿刺针对应的图像区域亦即穿刺针区域强调的针图像数据;

[0025] 高次谐波图像生成部,根据上述生成的高次谐波行数据生成高次谐波图像数据;

[0026] 合成部,将上述生成的针图像数据和上述生成的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据;以及

[0027] 显示控制部,将上述生成的合成图像数据显示于显示部。

[0028] 技术方案2所记载的发明在技术方案1所记载的超声波图像诊断装置中,

[0029] 具有开关,上述开关进行切换来输出将上述存储的第一声线数据和与上述第二脉冲信号对应的第二声线数据相加所得的高次谐波声线数据、以及上述生成的第一声线数据。

[0030] 技术方案3所记载的发明在技术方案1或者2所记载的超声波图像诊断装置中,

[0031] 上述行信号处理部对上述生成的第一声线数据进行基波图像用的处理来生成基波行数据,对上述生成的高次谐波声线数据进行高次谐波图像用的处理来生成高次谐波行数据。

[0032] 技术方案4所记载的发明在技术方案1~3中的任意一项所记载的超声波图像诊断装置中,

[0033] 上述针图像生成部具备:

[0034] 第一平滑化处理部,对上述生成的基波图像数据进行平滑化来生成第一平滑化图像数据;

[0035] 第二平滑化处理部,比上述第一平滑化图像数据的平滑化强地对上述基波图像数据进行平滑化来生成第二平滑化图像数据;以及

[0036] 减法部,从上述第一平滑化图像数据取得与上述第二平滑化图像数据的差分。

[0037] 技术方案5所记载的发明在技术方案4所记载的超声波图像诊断装置中,

[0038] 上述第二平滑化处理部按照上述基波图像数据的实际尺寸标度比垂直强地在水平方向上进行平滑化。

[0039] 技术方案6所记载的发明在技术方案4所记载的超声波图像诊断装置中,

[0040] 上述针图像生成部设定生成上述第一平滑化图像数据的第一平滑化区域、和生成上述第二平滑化图像数据的第二平滑化区域,

[0041] 上述第一平滑化区域被设定于上述第二平滑化区域的大致中央部,平滑化对象像素被设定于上述第一平滑化区域的大致中央部。

[0042] 技术方案7所记载的发明在技术方案6所记载的超声波图像诊断装置中,

[0043] 上述第一平滑化区域被设定于上述第二平滑化区域的基波图像数据的水平方向或者垂直方向的大致中央部。

[0044] 技术方案8所记载的发明在技术方案6或者7所记载的超声波图像诊断装置中,

[0045] 具备接受显示深度的输入的第一输入部,

[0046] 上述输入的显示深度越深,上述第一平滑化处理部使用越小的上述第一平滑化区域来生成上述第一平滑化图像数据,

[0047] 上述输入的显示深度越深,上述第二平滑化处理部使用越小的上述第二平滑化区域来生成上述第二平滑化图像数据。

[0048] 技术方案9所记载的发明在技术方案1~8中的任意一项所记载的超声波图像诊断装置中,

[0049] 具备第一对比度修正部,上述第一对比度修正部进行对上述生成的针图像数据进行灰度修正的第一对比度修正处理。

[0050] 技术方案10所记载的发明在技术方案1~9中的任意一项所记载的超声波图像诊断装置中,

[0051] 具备第二对比度修正部,上述第二对比度修正部进行对上述生成的高频图像数据进行灰度修正的第二对比度修正处理。

[0052] 技术方案11所记载的发明在技术方案1~10中的任意一项所记载的超声波图像诊断装置中,具备:

[0053] 第二输入部,接受针图像数据的合成率的输入;以及

- [0054] 乘法部,对上述生成的针图像数据的亮度值乘以上述输入的合成率,
- [0055] 上述合成部将乘以上述合成率后的针图像数据和上述生成的高次谐波图像数据合成来生成上述合成图像数据。
- [0056] 根据本发明,能够获得容易检测穿刺针、空间分辨率高的超声波图像,并且能够防止帧频的降低。

附图说明

- [0057] 图1是表示超声波图像诊断装置的外观结构的图。
- [0058] 图2是表示超声波图像诊断装置的概略结构的框图。
- [0059] 图3是表示发送部的功能构成的框图。
- [0060] 图4是表示第一穿刺针强调信号处理部、高次谐波用信号处理部的功能构成的框图。
- [0061] 图5是表示基波图像中的平滑化检测区域的图。
- [0062] 图6A是表示第一平滑化区域的图。
- [0063] 图6B是表示第二平滑化区域的图。
- [0064] 图6C是表示第三平滑化区域的图。
- [0065] 图7是表示超声波图像的合成的一个例子的图。
- [0066] 图8是表示第二穿刺针强调信号处理部的功能构成的框图。

具体实施方式

- [0067] 参照附图来详细地说明本发明所涉及的实施方式。此外,本发明并不限于图示例子。
- [0068] 首先,参照图1~图6C,对本实施方式的装置结构进行说明。图1是本实施方式的超声波图像诊断装置U的整体图。图2是表示超声波图像诊断装置U的功能构成的框图。图3是表示发送部12的功能构成的框图。图4是表示穿刺针强调信号处理部23、高次谐波用信号处理部25的功能构成的框图。
- [0069] 如图1所示,本实施方式的超声波图像诊断装置U具备超声波图像诊断装置主体1、经由电缆5或者无线通信单元与超声波图像诊断装置主体1连接的超声波探头2(超声波探头)、穿刺针3、被安装在超声波探头2上的安装部4(配件)等。
- [0070] 超声波探头2对未图示的生物体等被检体发送超声波(发送超声波),并且接收被该被检体反射的超声波的反射波(反射超声波:回波)。超声波图像诊断装置主体1通过对超声波探头2发送电信号的驱动信号而使超声波探头2对被检体发送发送超声波,并且根据由超声波探头2接收到的来自被检体内的反射超声波,基于由超声波探头2所生成的电信号亦即接收信号来对被检体内的内部状态进行图形化,作为超声波图像。
- [0071] 超声波探头2例如具备衬垫层、压电层、声匹配层以及声透镜等且通过将它们层叠而构成。另外,在压电层中具备具有压电元件的振子(图示省略),该振子例如在方位方向上呈一维阵列状地排列多个。在本实施方式中,例如使用具备192个振子的超声波探头2。此外,振子也可以排列成二维阵列状。另外,振子的个数能够任意地设定。另外,在本实施方式中,对于超声波探头2,采用线性扫描方式的电子扫描探测器,但也可以采用电子扫描方式

或机械扫描方式的任意一种,另外,也能够采用线性扫描方式、扇形扫描方式或凸面扫描方式的任意一种方式。

[0072] 在此处,穿刺针3具有中空状的长针形状,按照通过安装部4的设定所决定的角度对被检体刺入。穿刺针3能够根据选取的目标(检体)或者所注入的药剂等的种类或分量而换装为具有适当的粗细、长度、前端形状的针。

[0073] 安装部4以所设定的朝向(方向)保持穿刺针3。安装部4被安装在超声波探头2的侧部,能够适当地变更设定与穿刺针3相对于被检体的刺入角度对应的穿刺针3的方向。安装部4不光使穿刺针3单纯地在刺入方向上移动,还能够一边使该穿刺针3相对于穿刺针3的中心轴旋转(回转)一边刺入。此外,也可以直接在超声波探头2中设置使穿刺针3朝向刺入方向来保持的引导部来代替安装部4。

[0074] 如图2所示,超声波图像诊断装置主体1具备作为第一输入部以及第二输入部的操作输入部11、显示部29、信号收发部A、行加法部B、行信号处理部C、帧信号处理部D、作为显示控制部的DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)28和控制部30。

[0075] 信号收发部A具备发送部12、接收部13。行加法部B具备作为存储部的行存储器14、加法部15、开关16。行信号处理部C具备动态滤波器17、系数存储器18、检波处理部19、对数压缩处理部20、系数存储器21。帧信号处理部D具备开关22、穿刺针强调信号处理部23、帧存储器24、26、高次谐波用信号处理部25、合成部27。

[0076] 操作输入部11具备按压按钮开关、键盘、鼠标或轨迹球,或者它们的组合,将用户(例如技师、医生等检查者)的输入操作变换为操作信号,并输入给超声波图像诊断装置主体1。特别是操作输入部11接受作为目标的部位距离被检体的体表的深度的显示深度、和作为穿刺针3的针图像数据以及高次谐波图像数据的合成中的针图像数据的系数的合成率、的输入。

[0077] 发送部12是按照控制部30的控制经由电缆5对超声波探头2供给驱动信号来使超声波探头2产生发送超声波的电路,该驱动信号是电信号。特别是发送部12通过THI的脉冲反向法,交替地反复输出超声波图像的一行量的正极性的基波的脉冲信号、和使该正极性的基波的极性反转的同一行的负极性的基波的脉冲信号作为驱动信号,输出多行的正极性以及负极性的基波的脉冲信号。

[0078] 此处如图3所示,发送部12例如具备时钟产生电路121、脉冲产生电路122、电压以及占空比设定部123、延迟电路124。

[0079] 时钟产生电路121是使决定驱动信号的发送时刻或发送频率的时钟信号产生的电路。脉冲产生电路122是用于按照规定的周期使作为驱动信号的脉冲信号产生的电路。脉冲产生电路122例如通过切换所设定的5值(+HV/+MV/0/-MV/-HV)的电压并以所设定的占空比输出,从而能够使由矩形波构成的脉冲信号产生。此时,对于脉冲信号的振幅,在正极性以及负极性相同,但并不限于此。在本实施方式中,切换5值的电压来输出脉冲信号,但并不限于5值,能够设定为适当的值,但优选5值以下。由此,能够以低成本提高频率分量的控制的自由度,能够获得更高分辨率的发送超声波。

[0080] 电压以及占空比设定部123设定从脉冲产生电路122输出的脉冲信号的电压以及占空比。即,脉冲产生电路122输出按照由占空比设定部123所设定的电压以及占空比的由脉冲波形构成的脉冲信号。电压以及占空比例如通过操作输入部11的输入操作能够可变。

[0081] 返回到图2,接收部13是按照控制部30的控制从超声波探头2经由电缆5或者无线通信单元接收电信号的接收信号的电路。接收部13例如具备放大器、A/D变换电路、整相加法电路。放大器是用于使接收信号按照与每个振子对应的单独路径以预先设定的规定的放大率放大的电路。A/D变换电路是用于对放大后的接收信号进行模拟—数字变换(A/D变换)的电路。整相加法电路是用于针对A/D变换后的接收信号,按照与每个振子对应的单独路径赋予延迟时间来调整时相,并将它们相加(整相加法)来生成声线数据的电路。

[0082] 行加法部B具备行存储器14、加法部15、开关16。

[0083] 行存储器14是对与从接收部13输入的一行量的正极性的基波的脉冲信号对应的声线数据进行存储的存储部。加法部15是按照控制部30的控制来读出行存储器14中所存储的与一行量的正极性的基波对应的声线数据,并加到与从接收部13输入的同行的负极性的基波的脉冲信号对应的声线数据(同在与读出的声线数据对应的正极性的基波的脉冲信号的下一个从发送部12所输出的负极性的基波对应的声线数据)的加法器。通过加法部15的相加,抵消了正极性的基波分量和负极性的基波分量,能够提取以二次高次谐波为主体的高次谐波分量的声线数据。

[0084] 开关16按照控制部30的控制,按行切换向行信号处理部C(动态滤波器17)输出的声线数据的输入路径。更具体而言,若通过行加法部B输入与一行量的正极性的基波的脉冲信号对应的声线数据,则开关16将输入路径切换为接收部13侧,直接输出该输入的声线数据,若通过行加法部B输入与同一行量的负极性的基波的脉冲信号对应的声线数据,则将输入路径切换为加法部15侧,输出由加法部15所生成的高次谐波分量的声线数据。

[0085] 根据这样的行加法部B的结构,由于能够在两次的超声波收发中输出基波分量和高次谐波分量声线数据,所以与以往的三次的超声波收发相比,能够提高帧频。

[0086] 动态滤波器17是按照控制部30的控制,对从行加法部B(开关16)输出的声线数据进行滤波的数字滤波器。该数字滤波器具有多个分接头,通过调整该各分接头的系数,能够使滤波的特性变化。系数存储器18存储基波图像(穿刺针3检测用的针图像)用的分接头的系数、和高次谐波图像用的分接头的系数。

[0087] 若从行加法部B输入与一行量的正极性的基波的脉冲信号对应的声线数据,则动态滤波器17从系数存储器18读出基波图像用的分接头的系数并设定为各分接头的系数,进行使所输入的声线数据的基波分量穿过的滤波,若从行加法部B输入同一行的高次谐波分量的声线数据,则从系数存储器18读出高次谐波图像用的分接头的系数并设定为各分接头的系数,进行使所输入的声线数据的二次高次谐波分量穿过的滤波。

[0088] 检波处理部19按照控制部30的控制来对从动态滤波器17输入的声线数据进行包络检波处理,并取出包络线数据。

[0089] 对数压缩处理部20按照控制部30的控制,对从检波处理部19输出的包络线数据进行对数压缩处理来进行增益调整,并作为表示图像的亮度值的行数据而输出。系数存储器21存储用于缩小动态范围的基波图像的对数压缩的系数、和用于扩大动态范围的高次谐波图像用的对数压缩的系数。

[0090] 若从检波处理部19输入与一行量的正极性的基波的脉冲信号对应的包络线数据,则对数压缩处理部20从系数存储器21读出基波图像用的对数压缩的系数,并根据所读出的系数来对所输入的包络线数据进行对数压缩处理,缩小动态范围,且作为基波行数据而输

出。若从检波处理部19输入同一行的高次谐波分量的包络线数据,则对数压缩处理部20从系数存储器21读出高次谐波图像用的对数压缩的系数,并根据所读出的系数来对所输入的包络线数据进行对数压缩处理,扩大动态范围且作为高次谐波行数据而输出。

[0091] 开关22按照控制部30的控制,按行切换从行信号处理部C(对数压缩处理部20)输入的图像数据的输出路径。更具体而言,若输入与一行量的正极性的基波的脉冲信号对应的基波行数据,则开关22将输出路径切换为穿刺针强调信号处理部23,输出该基波行数据,若输入同一行量的高次谐波分量的高次谐波行数据,则将输出路径切换为高次谐波用信号处理部25,输出该高次谐波行数据。

[0092] 穿刺针强调信号处理部23利用帧存储器24中所储存的图像数据来推断输入图像背景,并提取与输入图像的差分作为穿刺针强调信号。

[0093] DSC28按照控制部30的控制来进行从帧信号处理部D(合成部27)输入的合成图像数据的坐标变换等,变换为显示部29用的图像信号并输出。

[0094] 显示部29可以应用LCD(Liquid Crystal Display:液晶显示器)、CRT(Cathode-Ray Tube:阴极射线管)显示器、有机EL(Electronic Luminescence:电子发光)显示器、无机EL显示器以及等离子显示器等显示装置。显示部29按照从DSC28输出的图像信号在显示画面上进行超声波图像的显示。

[0095] 控制部30例如构成为具备CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器),读出ROM中所存储的系统程序等各种处理程序并展开至RAM,按照展开的程序来集中控制超声波图像诊断装置U的各部的动作。ROM由半导体等非易失性存储器等构成,对与超声波图像诊断装置U对应的系统程序以及能够在该系统程序上执行的各种处理程序、各种数据等进行存储。这些程序以计算机可读的程序代码的形态储存,CPU依次执行按照该程序代码的动作。RAM形成暂时存储由CPU执行的各种程序以及这些程序的数据的工作区。其中,在图2上适当地省略从控制部30至各部的控制线。

[0096] 对于超声波图像诊断装置U具备的信号收发部A、行加法部B、行信号处理部C、帧信号处理部D、DSC28等,各个功能模块的一部分或者全部功能能够实现为集成电路等硬件电路。集成电路例如是LSI(Large Scale Integration:大规模集成电路),LSI根据集成度的不同也有时被称为IC、系统LSI、超LSI、极LSI。另外,集成电路化的手法并不限于LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器来实现,也可以利用能够重新构成FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)或LSI内部的电路单元的连接或设定的可重构处理器。另外,可以通过软件来执行各个功能模块的一部分或者全部功能。该情况下,该软件存储在一个或者一个以上的ROM等存储介质、光盘或者硬盘等中,由运算处理器执行该软件。

[0097] 接下来,如图4所示,穿刺针强调信号处理部23具备基波图像生成部231、分支部232、233、作为第一平滑化处理部的弱平滑化处理部234、作为第二平滑化处理部的强平滑化处理部235、减法部236、作为第一对比度修正部的对比度修正部237、乘法部238。高次谐波用信号处理部25具备高次谐波图像生成部251、作为第二对比度修正部的对比度修正部252。

[0098] 基波图像生成部231按照控制部30的控制,将从开关22输入的基波行数据存储于

帧存储器24,若存储1帧量的基波行数据,则将该1帧量的基波行数据作为1帧的基波图像数据而从帧存储器24读出并输出。帧存储器24是至少存储1帧量的基波行数据的存储部。

[0099] 分支部232将从基波图像生成部231输入的基波图像数据输出给弱平滑化处理部234以及强平滑化处理部235。分支部233将由用户操作输入至操作输入部11并经由控制部30所输入的显示深度输出给弱平滑化处理部234以及强平滑化处理部235。

[0100] 弱平滑化处理部234根据从分支部233输入的显示深度而对从分支部232输入的基波图像数据进行较弱的平滑化处理并输出。强平滑化处理部235根据从分支部233输入的显示深度而对从分支部232输入的基波图像数据进行较强的平滑化处理并输出。即,弱平滑化处理部234的平滑化处理进行比强平滑化处理部235中的平滑化处理弱的平滑化处理,强平滑化处理部235的平滑化处理进行比弱平滑化处理部234中的平滑化处理强的平滑化处理。

[0101] 接下来,使用图5、图6A~图6C对平滑化处理进行说明。此处作为一个例子,对基于平均化处理的平滑化处理进行说明。

[0102] 图5是表示基波图像40中的平滑化检测区域和平滑化对象的位置关系的图。

[0103] 在以下超声波图像中,水平方向是指排列超声波探头2的元件(振子)的方向,在图5中形成在图5的上部左右排列超声波探头2的元件时的图像,图5中的检测区域50成为水平方向较长的形态。

[0104] 另一方面,垂直方向是指与超声波探头2的元件垂直的方向,在图5中意味上下方向。

[0105] 如图5所示,基波图像40是基于基波图像数据的超声波图像(B模式图像),具有表示被检体的被检体区域41、表示刺入到被检体的穿刺针3的穿刺针区域42。被检体区域41的上边(基波图像40的上边)设为被检体的体表。弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235按照控制部30的控制,对基波图像40的全部像素进行使用了以平滑化对象像素51为中心的检测区域50的平滑化处理,生成平滑化处理后的基波图像数据。

[0106] 利用平均值的平滑化处理在图5的检测区域50所示那样的矩形区域中进行平滑化。

[0107] 在处理的图像为实际尺寸标度的情况下,图6A所示的检测区域50是水平方向的宽度比垂直方向长的矩形区域,平滑化对象像素51被设定为包含在中央部附近。

[0108] 检测区域50由在检测区域50的水平方向的大致中央部分是矩形区域且其宽度为W1的较弱的平滑化处理用的弱平滑化区域52A、和是检测区域50整体的矩形区域且其宽度为W2的较强的平滑化处理用的强平滑化区域53A构成。

[0109] 弱平滑化区域52A、强平滑化区域53A成为为了强调基波图像中的穿刺针3的穿刺针区域而检测的区域。另外,在图像分辨率不根据显示深度而改变的情况下,显示深度越深,基波图像中的穿刺针区域也越细。因此,显示深度越深,弱平滑化区域52A、强平滑化区域53A的形状不改变,较小地设定尺寸,即便是后述的弱平滑化区域52B、52C、强平滑化区域53B、53C也是同样的。

[0110] 弱平滑化处理部234从所输入的基波图像数据选择一个平滑化对象像素51,并计算包围平滑化对象像素51的弱平滑化区域52A的平均值,作为较弱的平滑化处理。而且,弱平滑化处理部234反复从所输入的基波图像数据选择未选择的一个像素和平均值的计算来生成较弱的平滑化处理后的基波图像数据。

[0111] 强平滑化处理部235从所输入的基波图像数据选择一个平滑化对象像素51,并计算包围平滑化对象像素51的强平滑化区域53A的平均值,作为较强的平滑化处理。而且,强平滑化处理部235反复从所输入的基波图像数据选择未选择的一个像素和平均值的计算来生成较强的平滑化处理后的基波图像数据。

[0112] 通过弱平滑化处理部234的较弱的平滑化处理,除去基波图像的散斑等较细的噪声。另外,通过强平滑化处理部235的较强的平滑化处理,推断基波图像的穿刺针区域以外的背景区域的亮度值。

[0113] 如图4所示,减法部236按照控制部30的控制,从自弱平滑化处理部234输入的较弱的平滑化处理后的基波图像数据减去从强平滑化处理部235输入的较强的平滑化处理后的基波图像数据来生成使穿刺针3强调的基波图像数据(针图像数据)并输出。通过减法部236的减法处理,从而从基波图像数据提取与穿刺针3的粗细相当的频率分量。

[0114] 用户在多数的情况下相对于被检体的体表沿倾斜方向刺入穿刺针3。该情况下,在弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235中使用图6A所示的检测区域50,通过减法部236的减法处理,检测区域50中通过弱平滑化区域52A的穿刺针区域被强调(减法值变大)。换句话说,在基波图像上,沿垂直方向、倾斜方向所刺入的穿刺针3被强调,而沿水平方向所刺入的穿刺针3、存在于水平方向的被检体的组织等没有被强调。

[0115] 与此相对,在用户相对于被检体的体表沿水平方向刺入穿刺针3的情况下,若使用图6A所示的检测区域50,则在基波图像上,沿水平方向所刺入的穿刺针3的穿刺针区域没有被强调。因此,在弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235中,如图6B所示,可以由弱平滑化区域52B和强平滑化区域53B构成检测区域50。

[0116] 图6B中的检测区域50在其中央部附近具有平滑化对象像素51,由是仅检测区域50的垂直方向的中央部分的矩形区域且较弱的平滑化处理用的弱平滑化区域52B、和是检测区域50整体的矩形区域且较强的平滑化处理用的强平滑化区域53B构成。

[0117] 在弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235中使用图6B所示的检测区域50,通过减法部236的减法处理,检测区域50中通过弱平滑化区域52B的穿刺针区域被强调。换句话说,在基波图像上,沿水平方向或倾斜方向所刺入的穿刺针3被强调。但是,存在于水平方向的被检体的组织等也被强调,沿垂直方向所刺入的穿刺针3、存在于垂直方向的被检体的组织等没有被强调。

[0118] 另外,在弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235中,如图6C所示,可以由弱平滑化区域52C和强平滑化区域53C构成检测区域50。

[0119] 检测区域50在其中心具有平滑化对象像素51,由是仅检测区域50的水平方向以及垂直方向的中央部分的矩形区域且较弱的平滑化处理用的弱平滑化区域52C、和是检测区域50整体的矩形区域且较强的平滑化处理用的强平滑化区域53C构成。

[0120] 在弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235中使用图6C所示的检测区域50,通过减法部236的减法处理,检测区域50中通过弱平滑化区域52C的穿刺针区域被强调。换句话说,在基波图像上,沿垂直方向、水平方向、倾斜方向所刺入的穿刺针3被强调。但是,存在于垂直方向、水平方向的被检体的组织等也被强调。

[0121] 在通过平均化进行平滑化的情况下,通过弱平滑化处理部234的平滑化处理在比强平滑化处理部235中的平滑化处理窄的区域中进行比强平滑化处理部235中的平滑化处

理弱的平滑化处理,强平滑化处理部235的平滑化处理在比弱平滑化处理部234中的平滑化处理宽的区域中进行比弱平滑化处理部234中的平滑化处理强的平滑化处理能够实现。

[0122] 此外,图像的平滑化可以使用高斯等。通过增大高斯的方差值,能够增强平滑化强度。

[0123] 此处,在基于高斯的平滑化处理的情况下,利用水平、垂直的方差值中水平的方差值来进行平滑化。

[0124] 如图4所示,对比度修正部237按照控制部30的控制,通过针对从减法部236输入的针图像数据进行例如使用双曲线函数的灰度修正的对比度处理,赋予穿刺针区域和非穿刺针区域的对比度。

[0125] 乘法部238按照控制部30的控制来对从对比度修正部237输入的对比度修正处理后的针图像数据的各像素的亮度值乘以由用户对操作输入部11进行操作输入而经由控制部30所输入的合成率,生成合成率相乘后的针图像数据并输出。

[0126] 高次谐波图像生成部251按照控制部30的控制来将从开关22输入的高次谐波行数据存储在帧存储器26,若存储1帧量的高次谐波行数据,则将该1帧量的高次谐波行数据作为1帧的高次谐波图像数据而从帧存储器26读出并输出。帧存储器26是至少存储1帧量的高次谐波行数据的存储部。

[0127] 对比度修正部252按照控制部30的控制,进行对从高次谐波图像生成部251输入的高次谐波图像数据进行灰度修正的高次谐波图像用的对比度修正处理并输出。高次谐波图像用的对比度修正处理是使高次谐波图像的亮度值变低、变暗的对比度处理,是与高次谐波图像相比用于使针图像(特别是穿刺针区域)强调的处理。

[0128] 合成部27按照控制部30的控制,将从穿刺针强调信号处理部23(乘法部238)输入的针图像数据的各像素的亮度值、和从高次谐波用信号处理部25(对比度修正部252)输入的高次谐波图像数据的各像素的亮度值相加进行合成来生成合成图像数据并输出。

[0129] 接下来,参照图7对超声波图像诊断装置U的动作进行说明。图7是表示超声波图像的合成的一个例子的图。

[0130] 在超声波图像诊断装置U中,由用户输入显示深度以及合成率,将穿刺针3适当地刺入被检体,开始超声波图像诊断处理。在超声波图像诊断装置U中,通过信号收发部A交替地反复生成每一行的THI的正极性的基波和负极性的基波的驱动信号,通过这些驱动信号经由超声波探头2进行超声波收发,获得接收信号的声线数据。

[0131] 而且,与从信号收发部A输出的正极性的脉冲信号对应的声线数据被行加法部B保持原样地输出,并且存储在行存储器14。而且,通过行信号处理部C对与从行加法部B输出的正极性的脉冲信号对应的声线数据进行基波图像用的滤波、包络检波处理、对数压缩处理,成为基波行数据。而且,通过帧信号处理部D将从行信号处理部C输出的基波行数据存储在帧存储器24。

[0132] 另外,与接下来从信号收发部A输出的负极性的脉冲信号对应的声线数据由行加法部B将其与存储在行存储器14中的与正极性的脉冲信号对应的声线数据相加并输出。而且,通过行信号处理部C对具有从行加法部B输出的高次谐波分量的声线数据进行高次谐波图像用的滤波、包络检波处理、对数压缩处理,成为高次谐波行数据。而且,通过帧信号处理部D将从行信号处理部C输出的高次谐波行数据存储在帧存储器26。

[0133] 通过反复上述的动作,若在帧存储器24中存储1帧量的基波行数据,则通过穿刺针强调信号处理部23,作为1帧的基波图像数据而被读出,从该基波图像数据生成针图像数据,并乘以合成率。同样地,若帧存储器26中存储1帧量的高次谐波行数据,则通过高次谐波用信号处理部25,作为1帧的高次谐波行数据而被读出,进行高次谐波图像用的对比度修正处理。

[0134] 而且,通过帧信号处理部D(合成部27)根据1帧的针图像数据和高次谐波图像数据生成合成图像数据,并经由DSC28在显示部29上显示合成图像。

[0135] 例如如图7所示,从帧存储器24读出基波图像60的基波图像数据,通过使用检测区域50的弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235、减法部236生成针图像70的针图像数据。另外,从帧存储器26读出高次谐波图像80的高频图像数据。针图像70与基波图像60相比,沿倾斜方向所刺入的穿刺针3的穿刺针区域的亮度值被明亮地强调,并且使穿刺针区域以外的背景区域的亮度值变暗。并且,位于基波图像60内的下方的位于水平方向的筋组织在针图像70中没有被强调。高次谐波图像80与基波图像60相比,空间分辨率较高。

[0136] 而且,对针图像70的针图像数据乘以任意的合成率,并通过合成部27与高次谐波图像80的高次谐波图像数据相加来生成合成图像90的合成图像数据。对于合成图像90,穿刺针区域如针图像70那样被强调,亮度值较高,而且穿刺针区域以外的背景区域如高次谐波图像80那样空间分辨率变高。

[0137] 以上,根据本实施方式,超声波图像诊断装置U是对被刺入穿刺针3的被检体进行拍摄的超声波诊断装置,具备:超声波探头2,通过脉冲信号的输入而朝向被检体输出发送超声波并且接收来自被检体的反射超声波从而输出接收信号;发送部12,交替地反复生成正极性的脉冲信号和使该极性反转的负极性的脉冲信号并输出给超声波探头2;以及接收部13,接收来自超声波探头2的接收信号来生成声线数据。另外,超声波图像诊断装置U具备行存储器14,对与正极性的脉冲信号对应的第一声线数据进行存储;加法部15,将所存储的第一声线数据和与负极性的脉冲信号对应的第二声线数据相加来生成高次谐波行数据;以及行信号处理部C,根据所生成的第一声线数据生成基波行数据,根据所生成的高次谐波声线数据生成高次谐波行数据。并且,超声波图像诊断装置U具备基波图像生成部231,根据所生成的基波行数据生成基波图像数据;针图像生成部,根据所生成的基波图像数据生成使与穿刺针3对应的图像区域亦即穿刺针区域强调的针图像数据;高次谐波图像生成部251,根据所生成的高次谐波行数据生成高次谐波图像数据;合成部27,将所生成的针图像数据和所生成的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据;以及控制部30,将所生成的合成图像数据显示于显示部29。

[0138] 因此,通过基于针图像数据的穿刺针区域容易检测穿刺针,能够获得基于高次谐波图像数据的空间分辨率高的超声波图像的合成图像数据,并且由于在正极性的脉冲信号以及负极性的脉冲信号的两次的脉冲信号发送中获得1行的行数据,所以能够防止帧频的降低。

[0139] 另外,超声波图像诊断装置U具有开关16,该开关16切换并输出将行存储器14中所存储的第一声线数据和与上述第二脉冲信号对应的第二声线数据相加所得的高次谐波声线数据、以及所生成的第一声线数据。因此,能够无延迟地切换并输出高次谐波声线数据和第一声线数据,并能够在两次的超声波收发中输出基波分量和高次谐波分量的声线数据,

与以往的三次的超声波收发相比能够提高帧频。

[0140] 另外,行信号处理部C对所生成的第一声线数据进行基波图像用的处理(滤波、对数压缩)来生成基波行数据,对所生成的高次谐波声线数据进行高次谐波图像用的处理(滤波、对数压缩)来生成高次谐波行数据。因此,能够生成进行了基波图像用的处理的适当的基波行数据、和进行了高次谐波图像用的处理的适当的高次谐波行数据,并且在基波用和高次谐波用的一部分共用行数据的路径的结构,从而能够使装置结构简单。

[0141] 另外,超声波图像诊断装置U具备弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235以及减法部236作为针图像生成部,该弱平滑化处理部234对所生成的基波图像数据进行平滑化来生成第一平滑化图像数据,该强平滑化处理部235比第一平滑化图像数据的平滑化强地对基波图像数据进行平滑化来生成第二平滑化图像数据,该减法部236从第一平滑化图像数据取得与第二平滑化图像数据的差分。因此,能够在针图像数据中进一步强调穿刺针3的穿刺针区域。

[0142] 另外,在作为上述现有技术文献的专利文献2等的穿刺针拍摄中,要求使相对于被检体的体表特别是沿倾斜方向所刺入的穿刺针强调。

[0143] 与此相对,强平滑化处理部235按照基波图像数据的实际尺寸标度,与垂直相比在水平方向上较强地进行平滑化。另外,弱平滑化处理部234、强平滑化处理部235设定生成第一平滑化图像数据的第一平滑化区域、和生成第二平滑化图像数据的第二平滑化区域,第一平滑化区域被设定于第二平滑化区域的大致中央部,平滑化对象像素被设定于第一平滑化区域的大致中央部。另外,第一平滑化区域被设定为第二平滑化区域的基波图像数据的水平方向、垂直方向的大致中央部。因此,在针图像数据中,能够进一步强调从被检体的体表至少沿垂直方向以及倾斜方向,或者水平方向以及倾斜方向所刺入的穿刺针3的穿刺针区域,并且能够防止相对于体表为水平方向或者垂直方向的组织等被强调。

[0144] 另外,超声波图像诊断装置U具备接受显示深度的输入的操作输入部11,所输入的显示深度越深,弱平滑化处理部234使用越小的第一平滑化区域来生成第一平滑化图像数据,所输入的显示深度越深,强平滑化处理部235使用越小的第二平滑化区域来生成第二平滑化图像数据。因此,即使显示深度变深,也防止基波图像中的穿刺针区域变细,而能够成为适当的大小(粗细)。

[0145] 另外,超声波图像诊断装置U具备对比度修正部237,该对比度修正部237进行执行赋予所生成的针图像数据的穿刺针区域与非穿刺针区域的对比度的灰度修正的第一对比度修正处理。因此,能够赋予针图像上的穿刺针区域与非穿刺针区域的对比度。

[0146] 另外,超声波图像诊断装置U具备对比度修正部252,该对比度修正部252进行对所生成的高频图像数据进行降低亮度值的灰度修正的第二对比度修正处理。因此,能够降低高次谐波图像的亮度值。合成部27通过将进行了第一对比度修正处理的针图像数据和进行了第二对比度修正处理的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据,能够比穿刺针区域以外的背景区域更明亮地强调合成图像上的穿刺针区域。

[0147] 另外,超声波图像诊断装置U具备操作输入部11,接受针图像数据的合成率的输入;以及乘法部238,对所生成的针图像数据的亮度值乘以所输入的合成率。合成部27将乘以合成率所得的针图像数据和所生成的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据。因此,能够自由地设定针图像相对于高次谐波图像的合成率。

[0148] 此外,上述实施方式中的描述是本发明的优选的超声波图像诊断装置的一个例子,并不限于此。

[0149] 例如在上述实施方式中,为交替地反复生成正极性的基波的脉冲信号和使该正极性的基波反转的负极性的基波的脉冲信号作为驱动信号,并基于与该正极性的基波的脉冲波对应的接收信号来生成针图像数据的结构,但并不限于此。例如也可以为交替地反复生成负极性的基波的脉冲信号和使该负极性的基波反转的正极性的基波的脉冲信号作为驱动信号,并基于与该负极性的基波的脉冲波对应的接收信号来生成针图像数据的结构。

[0150] 另外,在上述实施方式中,为穿刺针强调信号处理部23从基于与(正极性的)基波的脉冲信号对应的接收信号的基波行数据生成针图像数据的结构,但并不限于此。例如也可以为高次谐波图像生成部251从基于与正极性以及负极性的基波的脉冲信号对应的接收信号的基波行数据生成高次谐波图像数据,将该高次谐波图像数据存储于帧存储器26,并且除去基波图像生成部231的穿刺针强调信号处理部23从该生成的高次谐波图像数据生成针图像数据,按照所输入的任意的合成率将该针图像数据、和上述存储并被对比度修正部252进行了灰度处理的高次谐波图像数据合成来生成合成图像数据的结构。根据该结构,不需要开关22、基波图像生成部231、帧存储器24,能够使超声波图像诊断装置U的结构简单。在该结构中,例如不使用基波行数据,所以在行加法部B中不输出与基波的脉冲信号对应的声线数据而输出高次谐波分量的声线数据,在行信号处理部C中对高次谐波分量的声线数据进行各种处理并输出高次谐波行数据。

[0151] 另外,作为穿刺针强调信号处理部,也能够采用图8所示的穿刺针强调信号处理部300的结构。图8是表示穿刺针强调信号处理部300的功能构成的框图。

[0152] 在图8中,穿刺针强调信号处理部300是将图4中的穿刺针强调信号处理部23中的基波图像生成部231置换为图像生成部301的部分,从行信号处理部等对该图像生成部301输入超声波图像的行数据。

[0153] 通过图像生成部301从该输入的行数据生成1帧图像数据,并与穿刺针强调信号处理部23同样地输出被强调的针图像数据。

[0154] 另外,关于以上的实施方式中的构成超声波图像诊断装置U的各部的详细结构以及详细动作,在不脱离本发明的主旨的范围内能够适当地变更。

[0155] 工业上的利用可能性

[0156] 如以上那样,本发明的超声波图像诊断装置能够应用于使用穿刺针的超声波图像诊断。

[0157] 符号说明

[0158] U…超声波图像诊断装置

[0159] 2…超声波探头

[0160] 3…穿刺针

[0161] 4…安装部

[0162] 5…电缆

[0163] 1…超声波图像诊断装置主体

[0164] 11…操作输入部

[0165] A…信号收发部

- [0166] 12…发送部
- [0167] 121…时钟产生电路
- [0168] 122…脉冲产生电路
- [0169] 123…电压以及占空比设定部
- [0170] 124…延迟电路
- [0171] 13…接收部
- [0172] B…行加法部
- [0173] 14…行存储器
- [0174] 15…加法部
- [0175] 16…开关
- [0176] C…行信号处理部
- [0177] 17…动态滤波器
- [0178] 18…系数存储器
- [0179] 19…检波处理部
- [0180] 20…对数压缩处理部
- [0181] 21…系数存储器
- [0182] D…帧信号处理部
- [0183] 22…开关
- [0184] 23、300…穿刺针强调信号处理部
- [0185] 231…基波图像生成部
- [0186] 232、233…分支部
- [0187] 234…弱平滑化处理部
- [0188] 235…强平滑化处理部
- [0189] 236…减法部
- [0190] 237…对比度修正部
- [0191] 238…乘法部
- [0192] 301…图像生成部
- [0193] 24、26…帧存储器
- [0194] 25…高次谐波用信号处理部
- [0195] 251…高次谐波图像生成部
- [0196] 252…对比度修正部
- [0197] 27…合成部
- [0198] 28…DSC
- [0199] 29…显示部
- [0200] 30…控制部

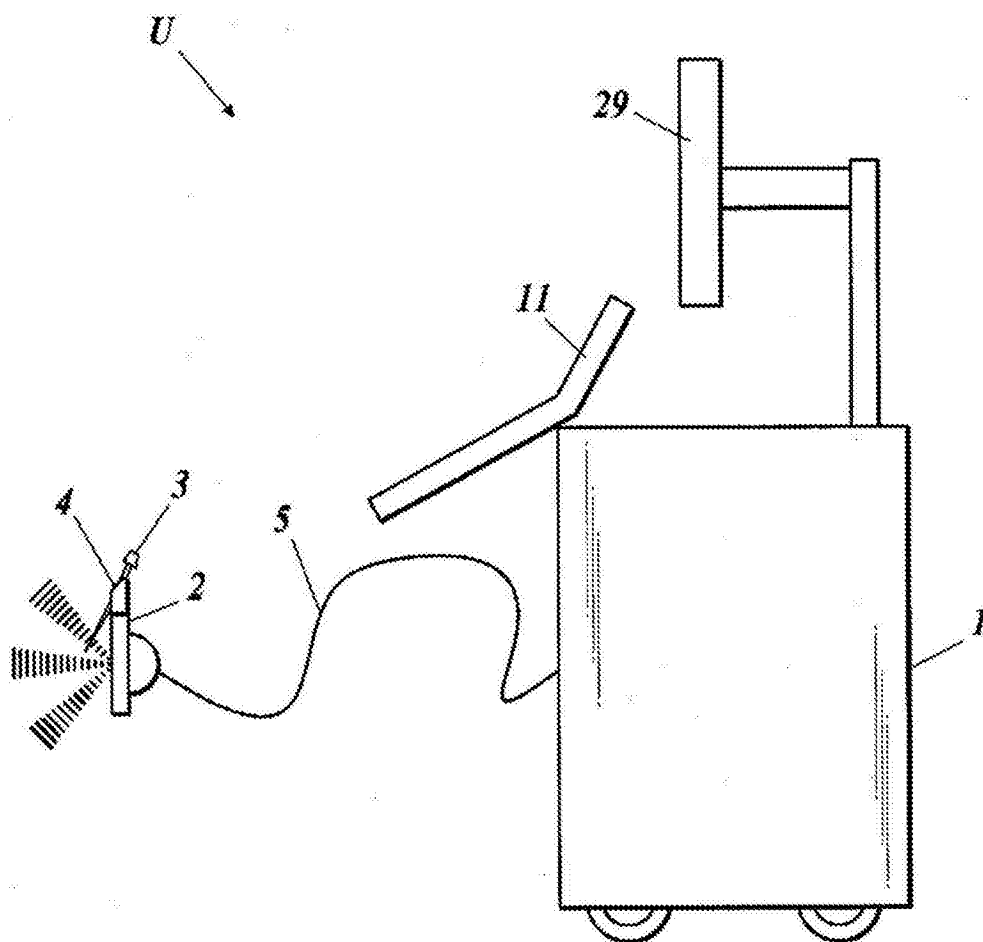


图1

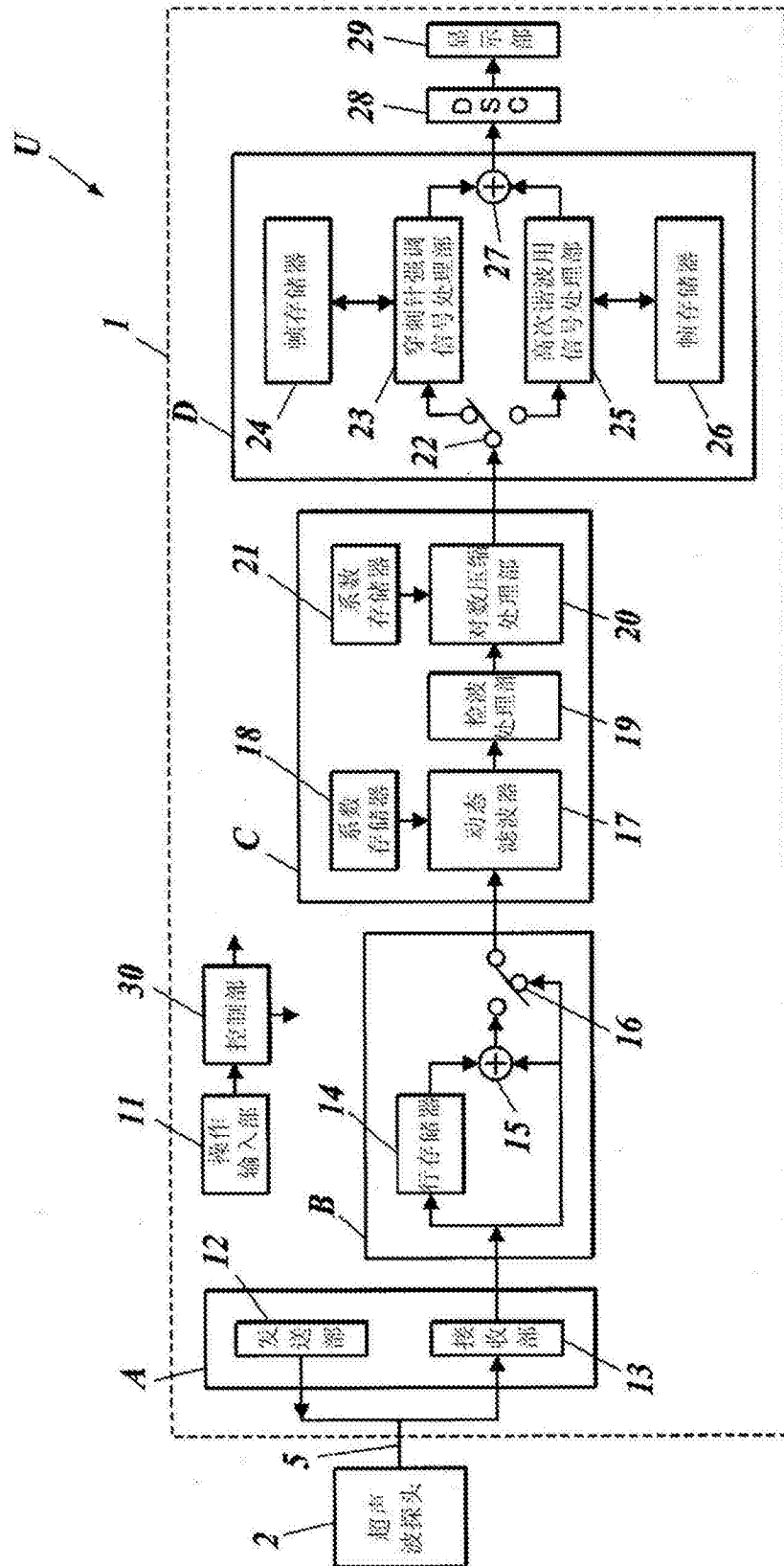


图2

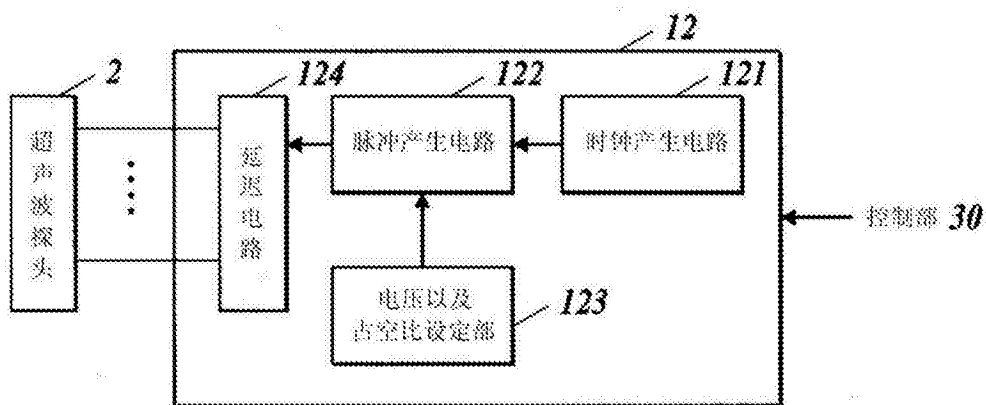


图3

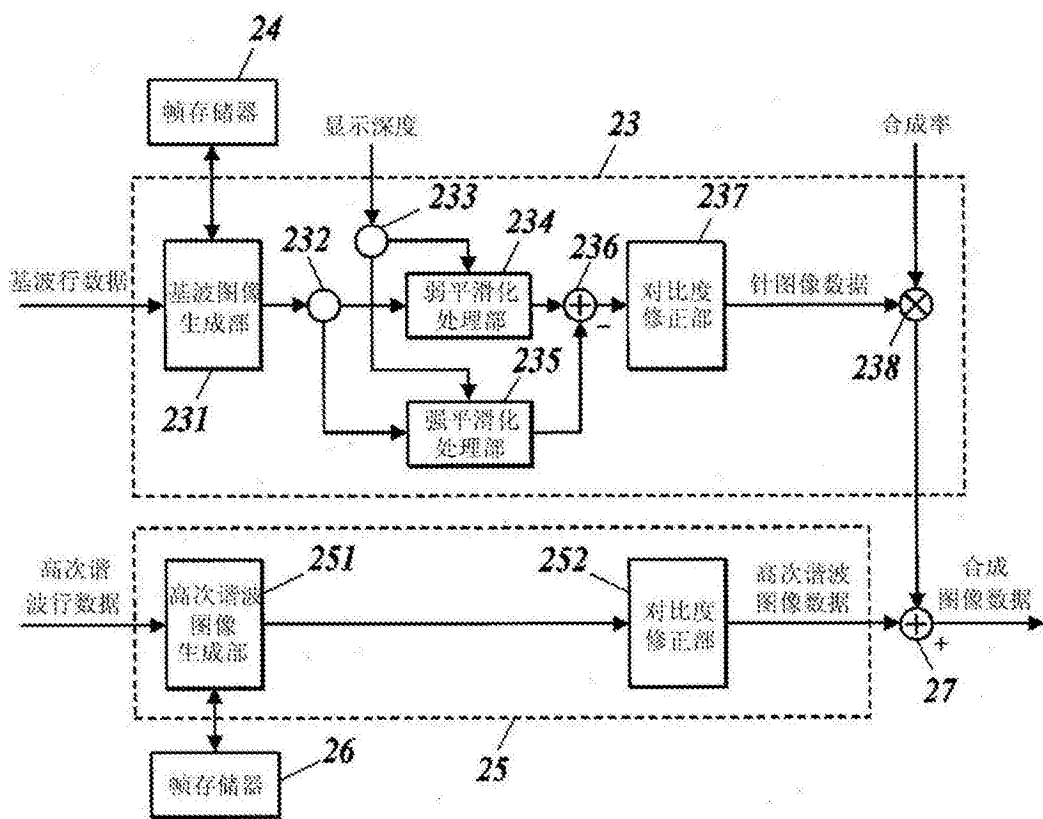


图4

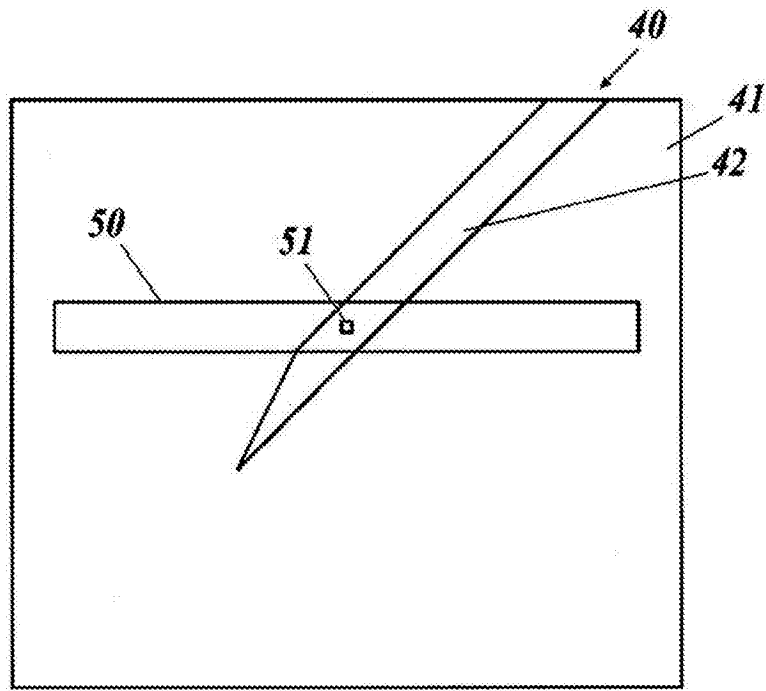


图5

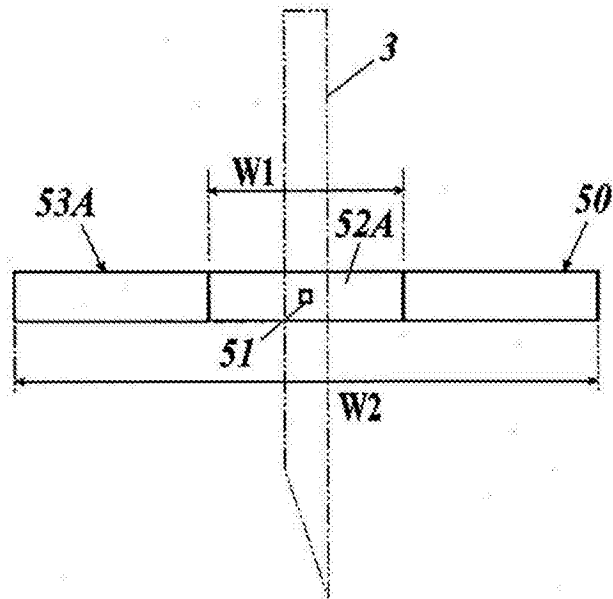


图6A

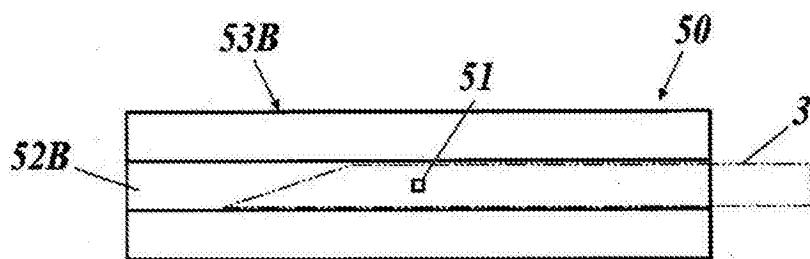


图6B

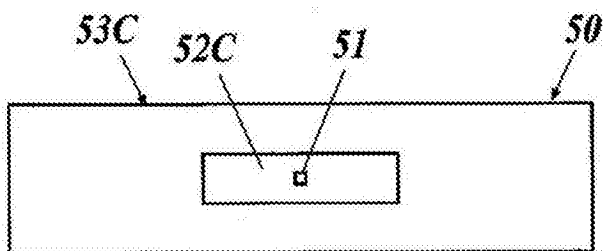


图6C

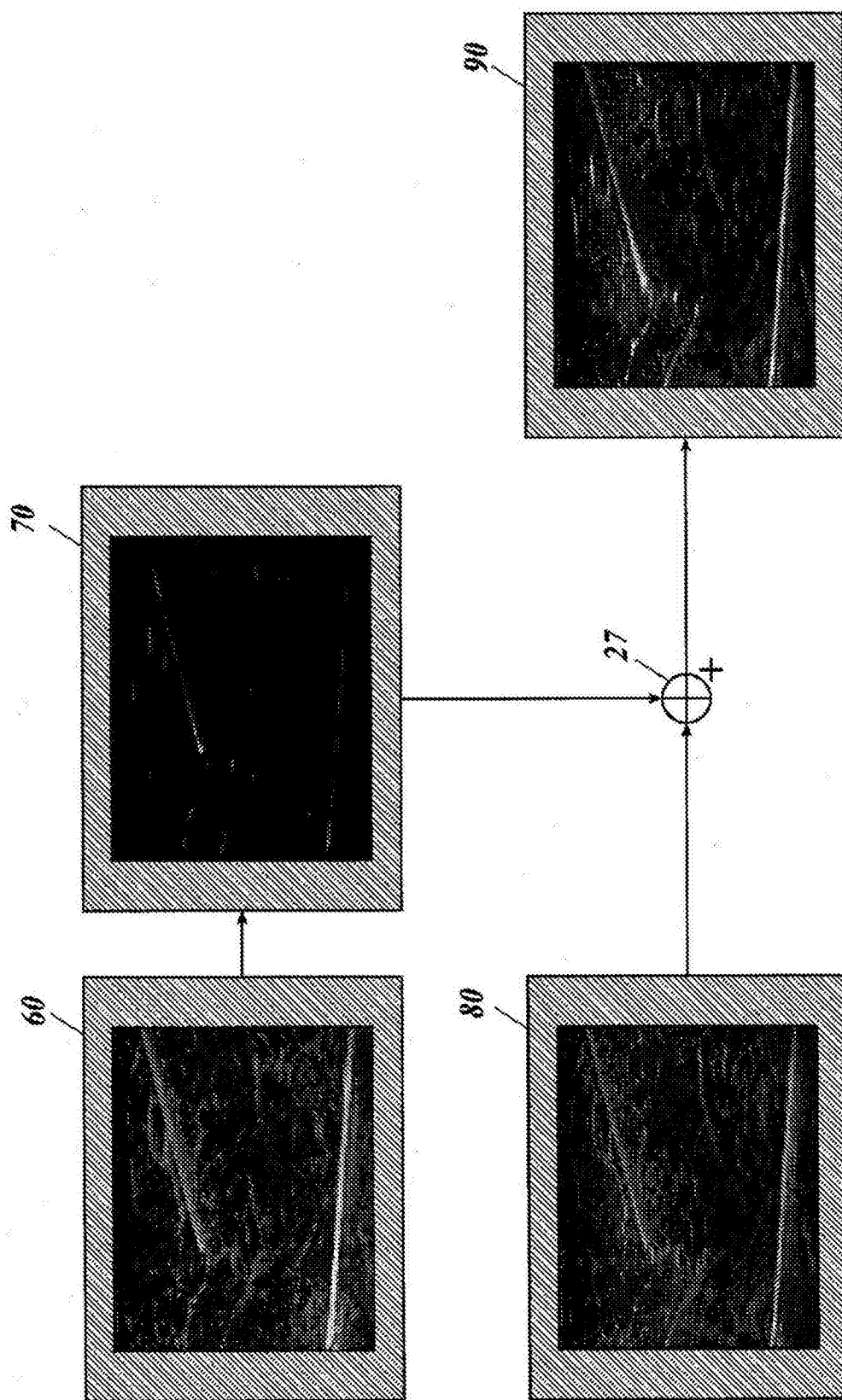


图7

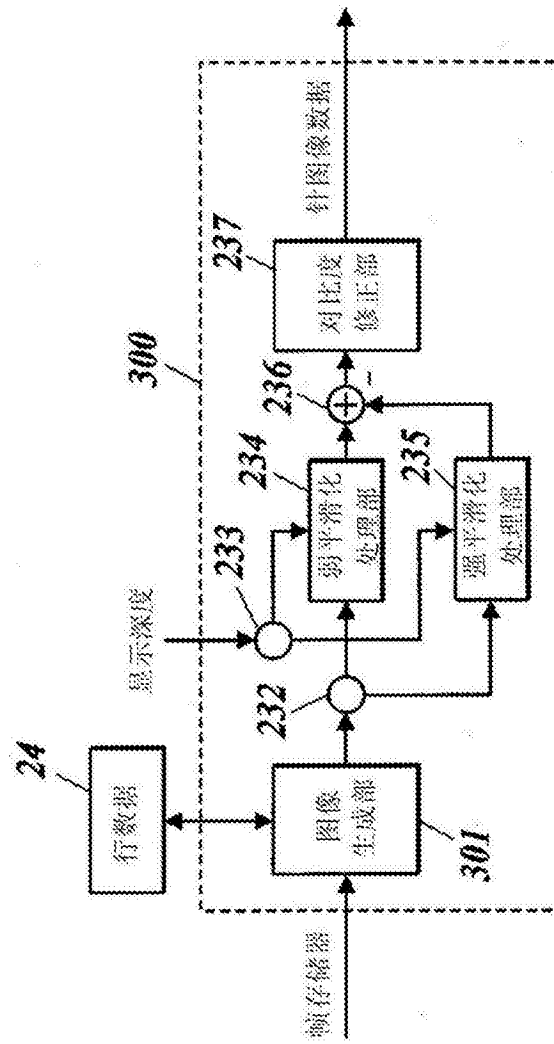


图8

专利名称(译)	超声波图像诊断装置		
公开(公告)号	CN107920806A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680048217.7	申请日	2016-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	伊藤嘉彦 高木一也 国田政志		
发明人	伊藤嘉彦 高木一也 国田政志		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/5269 A61B8/56 G16H50/30 A61B8/52 A61B8/5207		
代理人(译)	李洋 杨林森		
优先权	2015162394 2015-08-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波图像诊断装置。超声波图像诊断装置(U)具备：发送部(12)，使第一脉冲信号和使极性反转的第二脉冲信号交替地反复并输出给超声波探头(2)；接收部(13)；行存储器(14)，对与第一脉冲信号对应的第一声线数据进行存储；加法部(15)，将第一声线数据和与第二脉冲信号对应的第二声线数据相加；行信号处理部(C)，生成基波行数据、高次谐波行数据；穿刺针强调信号处理部(23)，生成基波图像数据，并根据基波图像数据生成穿刺针的针图像数据；高次谐波用信号处理部(25)，生成高次谐波图像数据；合成部(27)，将针图像数据、高次谐波图像数据合成；以及控制部(30)，对合成图像数据进行显示。

