



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104159520 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 19

(21) 申请号 201380012073. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 02. 19

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-045280 2012. 03. 01 JP

2012-045282 2012. 03. 01 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 09. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/054015 2013. 02. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/129185 JA 2013. 09. 06

(71) 申请人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 曹景文 吉泽慎吾

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 徐爱萍

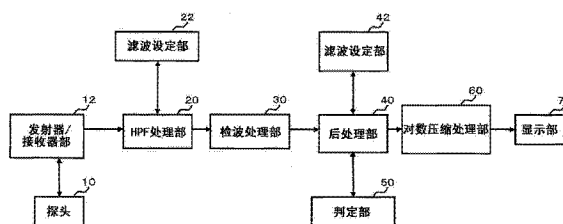
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

在超声波图像中,在浅表区域到包含心脏的深区域有很多静止回声。本发明中,HPF 处理部(20)通过将已经根据帧内的深度而设定其特性的高通滤波器而应用在所述深度处的帧数据上来对帧数据滤波。例如,可以用数字滤波器实现高通滤波器,并且通过滤波设定部(22)来调整高通滤波器的特性,所述滤波设定部设定所述数字滤波器的滤波系数。也就是说,HPF 处理部(20)中的滤波系数是由该滤波设定部(22)控制以使得区域越深,设定越高的偏移级。



1. 一种超声波诊断装置,包括:
探头,其发射和接收超声波;
发射器/接收器部,其控制所述探头从而获得超声波接收信号;
滤波处理部,其沿着多个帧的排列方向对基于所述超声波接收信号而获得的帧数据应用滤波处理;以及
图像形成部,其基于已经受到所述滤波处理的帧数据而形成超声波图像,
其中所述滤波处理部将具有依照帧内的深度设定的偏移级的高通滤波器应用至处于该深度的帧数据,从而执行所述滤波处理。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有与浅表区域的帧数据的偏移级相比,将包括待诊断的运动对象的深区域的帧数据设定为更高级的偏移级的高通滤波器。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有随帧内的深度增加而设定为更高级的偏移级并且具有随帧内的深度增加而更接近全通滤波器特性的特性的高通滤波器。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有随帧内的深度增加而被设定为更高级的偏移级并且具有随帧内的深度增加而更接近全通滤波器特性的特性的高通滤波器。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,还包括:
后处理部,其沿着所述多个帧的排列方向将低通滤波器或中值滤波器应用至被所述滤波处理部处理过的帧数据。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中
在应用低通滤波器的情况下,所述后处理部将具有依照帧内的深度而设定的偏移级的低通滤波器应用至处于该深度的帧数据。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中
在应用中值滤波器的情况下,所述后处理部将中值滤波器唯一地应用至与包括待诊断的运动目标的深区域不同的浅表区域的帧数据。
8. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,还包括:
判定部,其确认沿着所述多个帧的排列方向在帧内的各个位置上的被所述滤波处理部处理的帧数据的变化,从而判定在相应位置处是否需要由所述后处理部执行的处理。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部对帧数据应用具有依照在该帧数据的帧率和帧数据在帧内的深度而设定的滤波系数的数字高通滤波器。
10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有被设定以使偏移级随帧率更高而更高的滤波系数的数字高通滤波器。
11. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有随帧率更高而分接头数量就更多的数字高通滤波器。
12. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其中
所述滤波处理部应用具有随帧率更高而分接头数量就更多的数字高通滤波器。

13. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其中
在应用低通滤波器的情况下,所述后处理部将具有依照帧数据的帧率和帧数据在帧内的深度而设定的滤波系数的数字低通滤波器应用至该帧数据。
14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其中
所述后处理部应用具有被设定以使随帧率更低而偏移级就更高的滤波系数的数字低通滤波器。
15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其中
所述后处理部应用具有随帧率更高而分接头数量就更多的数字低通滤波器。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,更具体地涉及提高超声波图像的图像质量的技术。

背景技术

[0002] 通常广泛用于器官、血管和胎儿的诊断的超声波诊断装置已经在例如在心脏状况的诊断中发挥了重要的作用。使用超声波诊断装置,例如使得能够在超声波运动图像上观察跳动的心脏。

[0003] 在心脏状况的超声波诊断期间,由于胸壁、肋骨、心包等相对于心脏存在于浅表侧(朝向探头),在超声波图像中生成固定回声(静止回声)。这些静止回声导致针对心脏的超声波诊断中的超声波图像的质量下降。因此,通常已经提出了减少这些静止回声的方法。

[0004] 例如,专利文件 1 提出的技术是对通过发射和接收超声波而获得的帧数据,沿多个帧的排列方向应用高通滤波器(a high-pass filter, HPF),也就是在帧之间应用 HPF 处理(帧间 HPF 处理, inter-frame HPF processing),由此来减少其关于多个帧的排列方向(时间方向)的波动小于心脏波动的静止回声。

[0005] 然而,通过简单的帧间 HPF 处理,由于仅通过完全地移除静止回声难以完全地维持来自心脏的回声,所以部分地生成残留的静止回声,或发生来自心脏的回声的损失,结果在运动图像中产生闪烁。进一步地,相应于在帧间 HPF 处理中的多个帧之间的加权求和的处理所导致的问题是高速运动的心瓣等在运动图像中双重或三重地出现,并且还导致的问题是心脏(心肌)的界限变得模糊。

[0006] 例如,专利文件 2 提出的技术是,为了减少上述的闪烁,在帧间 HPF 处理后进一步进行帧间 LPF(low-pass filter, 低通滤波)处理。也就是,通过 LPF 处理执行帧之间的平滑化(平整化),由此减少闪烁。然而,该技术遭受的问题是,当对整个图像简单地进行帧间 LPF 处理时,使整个图像模糊。

[0007] 例如,专利文件 3 提出的技术是,增加在存在大量静止回声的浅表区域里的 HPF 处理后的帧数据的权重并增加在心脏存在的深区域里的 HPF 处理前的帧数据的权重,以使加权求和被应用到 HPF 之前和之后的帧数据,来抑制上述的闪烁和模糊。通过该技术,减少浅表区域中的静止回声,同时在深区域中抑制与心脏有关的闪烁和模糊。然而,该技术还导致有关电路规模的问题,例如需要应用加权求和的电路结构的问题。

[0008] 现有技术文件

[0009] 专利文件

[0010] 专利文件 1 :JP H8-107896A

[0011] 专利文件 2 :JP 2000-139909A

[0012] 专利文件 3 :JP 2005-288021A

发明内容

[0013] 技术问题

[0014] 检视前述的背景技术,本发明的发明人经过多年研究开发了提高包含诸如心脏的待诊断的运动对象的超声波图像的质量的技术,并特别关注于沿着多个帧的排列方向的滤波处理。

[0015] 本发明产生于这样的研发过程并且目的在于实现关于沿着多个帧的排列方向的滤波处理的改进技术。

[0016] 解决问题的方案

[0017] 为了实现上述目标,提供了一种超声波诊断装置,包括:探头,其发射和接收超声波;发射器/接收器部,其控制所述探头从而获得超声波接收信号;滤波处理部,其沿着多个帧的排列方向对基于所述超声波接收信号而获得的帧数据应用滤波处理;以及图像形成部,其基于已经受到所述滤波处理的帧数据而形成超声波图像,其中所述滤波处理部将具有依照帧内的深度设定的偏移级的高通滤波器应用至处于该深度的帧数据,从而执行所述滤波处理。

[0018] 在上述的超声波诊断装置中,将具有依照帧内的深度而设定的偏移级的高通滤波器应用至处于对应的深度的帧数据。高通滤波器的偏移涉及提高高通滤波器的增益特性,并且偏移级是由在作为高通滤波器的处理目标的频带下限(例如 0Hz)的滤波器的增益值定义的。

[0019] 在数字滤波器中偏移级可相对容易地被调整到期望的级别,例如,通过改变滤波系数等等。因此,根据上述的超声波诊断装置,为了通过沿着多个帧的排列方向的滤波处理来提高超声波图像的质量,能够依照深度来相对容易地调整高通滤波器的特性。

[0020] 在一个优选的具体实例里,滤波处理部使包括待诊断的运动对象的深区域的帧数据经过具有与浅表区域的帧数据的偏移级相比设定为更高级的偏移级的高通滤波器。在一个优选的具体实例里,滤波处理部应用具有随帧内的深度增加而设定为更高级的偏移级并且具有随帧内的深度增加而更接近全通滤波器特性的特性的高通滤波器。

[0021] 在一个优选的具体实例里,超声波诊断装置还包括:后处理部,其沿着所述多个帧的排列方向将低通滤波器或中值滤波器应用至被所述滤波处理部处理过的帧数据。

[0022] 在一个优选的具体实例里,在应用低通滤波器的情况下,所述后处理部将具有依照帧内的深度而设定的偏移级的低通滤波器应用至处于该深度的帧数据。

[0023] 在一个优选的具体实例里,在应用中值滤波器的情况下,所述后处理部将中值滤波器唯一地应用至与包括待诊断的运动目标的深区域不同的浅表区域的帧数据。

[0024] 在一个优选的具体实例里,超声波诊断装置还包括判定部,其确认沿着所述多个帧的排列方向在帧内的各个位置上的被所述滤波处理部处理的帧数据的变化,从而判定在相应位置处是否需要由所述后处理部执行的处理。

[0025] 在一个优选的具体实例里,所述滤波处理部对帧数据应用具有依照帧数据的帧率和帧数据在帧内的深度而设定的滤波系数的数字高通滤波器。

[0026] 本发明的有益效果

[0027] 根据本发明,实现与沿着多个帧的排列方向的滤波处理相关的改进技术。例如,依照本发明的一个优选方案,能够依照该深度相对简单的调整高通滤波器的特性。进一步,根据本发明的另一个优选方案,具有依照帧率而设定滤波系数的数字高通滤波器的应用能够

抑制该数字高通滤波器依照帧率的处理结果的波动。

附图说明

- [0028] 图 1 是示出本发明的实施例中优选的超声波诊断装置的整体结构的示意图。
- [0029] 图 2 是示出数字滤波器的具体实例的示意图。
- [0030] 图 3 是示出由 3 分接头的 FIR 滤波器形成的 HPF 的频率特性的示意图。
- [0031] 图 4 是示出依照深度的滤波系数 k_0 的设定实例的图。
- [0032] 图 5 是示出由 2 分接头 FIR 滤波器形成的 HPF 的频率特性的示意图。
- [0033] 图 6 是示出由 2 分接头 FIR 滤波器形成的 LPF 的频率特性的示意图。
- [0034] 图 7 是示出中值滤波器的具体实例的示意图。
- [0035] 图 8 是示出判定部的具体实例的示意图。
- [0036] 图 9 是示出依照帧率的 HPF 的频率特性的变化的示意图。
- [0037] 图 10 是示出依照帧率的 LPF 的频率特性的变化的示意图。
- [0038] 图 11 是示出依照帧率和深度的滤波系数 k_0 的设定实例 (HPF) 的图。
- [0039] 图 12 是示出依照帧率和深度的滤波系数 k_0 的设定实例 (LPF) 的图。

具体实施方式

[0040] 图 1 是示出本发明的实施例中优选的超声波诊断装置的整体结构的示意图 (之后称为本超声波诊断装置)。探头 10 将超声波发射至包括待诊断的组织的诊断区域,并接收从该诊断区域反射的超声波。探头 10 包括多个用于发射和接收超声波的换能器元件,多个换能器元件通过形成发射波束的发射器/接收器部 12 进行发射控制。多个换能器元件还接收从该诊断区域反射的超声波。将通过接收超声波所获得的信号输出到发射器/接收器部 12,发射器/接收器部 12 随后形成接收波束。

[0041] 发射器/接收器部 12 分别输出与探头 10 的多个换能器元件对应的发射信号,从而形成超声波的发射波束并且扫描该发射波束。进一步,发射器/接收器部 12 将整相求和处理 (phase alignment and summation processing) 以及其他处理应用至从探头 10 的相应的多个换能器元件获得的接收信号,由此形成与被扫描的发射波束对应的接收波束,并且输出沿着接收波束获得的回声数据 (接收信号)。

[0042] 发射器/接收器部 12 在二维平面内扫描超声波束 (发射波束和对应的接收波束) 并且收集回声数据,从而获得形成对应于该二维平面的帧的帧数据。发射器/接收器部 12 在该二维平面内重复扫描超声波束从而获得多个帧的帧数据。将如此获得的帧数据存储例如在存储器中,并且将其从存储器读出以例如用于下游侧的 HPF 处理部 20 的处理。

[0043] 本超声波诊断装置适合诊断诸如心脏的运动组织,并且提供有提高包括诸如心脏的待诊断的对象的超声波图像的质量的功能。更具体地,本超声波诊断装置减少与相对于心脏存在于浅表侧 (朝向探头 10) 的胸壁、肋骨、心包等关联的固定回声 (静止回声),从而提高超声波图像的质量。

[0044] HPF (高通滤波器) 处理部 20 为了减少静止回声而执行对于多个帧所获得的帧数据的滤波处理。HPF 处理部 20 沿着多个帧的排列方向将高通滤波器应用至帧数据,也就是应用帧间 HPF 处理,从而减少在多个帧的排列方向 (时间方向) 上的波动小于心脏的波动

的静止回声。

[0045] 在超声波图像上,浅表区域中存在的静止回声多于包含心脏的深区域中存在的静止回声。因此,HPF 处理部 20 通过将具有依照帧内的深度而设定的特性的高通滤波器应用至处于相应深度的帧数据。例如,高通滤波器能够通过数字滤波器来实施,滤波设定部 22 设定数字滤波器的滤波参数等,从而调整高通滤波器的特性。

[0046] 图 2 是示出数字滤波器的具体实例的示意图。帧数据受到沿着多个帧的排列方向的滤波处理。更具体地,关于在帧内某位置(坐标)处的帧数据,在相同位置的帧数据通过多个帧依次受到滤波处理。

[0047] 图 2<A> 示出了具有 3 分接头的 FIR 滤波器(3 分接头 FIR 滤波器)。多个帧的帧数据被依次输入到该 3 分接头 FIR 滤波器。在图 2<A> 中,能够从三个连续的帧获得的 x_{n-1} , x_n 和 x_{n+1} 表示在该帧内相同位置(坐标)处的帧数据。

[0048] 将输入到该 3 分接头 FIR 滤波器的一个帧的帧数据存储于帧存储器 1 中。之后,当输入一个新帧的帧数据时,存储在帧存储器 1 中的帧数据现在将存储在下一级的帧存储器 2 中,并将一个帧的新输入的帧数据存储在前一级的帧存储器 1 中。以此种方式,每次输入一个新帧的帧数据,存储在前一级的帧存储器 1 中的帧数据被依次地转移到下一级的帧存储器 2 中。在图 2<A> 中, x_n 表示被关注的帧的帧数据; x_{n-1} 表示从帧数据 x_n 的帧的前一帧获得的帧数据,并且 x_{n+1} 表示从帧数据 x_n 的帧的后一帧获得的帧数据。

[0049] 3 分接头 FIR 滤波器将从三个连续帧获得的三帧数据中的每一个帧数据与滤波系数相乘,并进一步将一起相乘后的三数据项相加。更具体地,在图 2<A> 中,帧数据 x_{n-1} , x_n , 和 x_{n+1} 中的每个分别乘以滤波系数 k_{-1} , k_0 , 和 k_1 , 相乘后作为结果的三数据项被进一步地相加以为被关注的帧输出滤波处理的结果 $y_n = k_{-1}x_{n-1} + k_0x_n + k_1x_{n+1}$ 。

[0050] 图 2 示出具有 2 个分接头的 FIR 滤波器(2 分接头 FIR 滤波器)。在 2 分接头 FIR 滤波器的情况下,与 3 分接头 FIR 滤波器的情况类似,关于多个帧的帧数据被依次地输入并且将一个帧的帧数据存储于帧存储器中。在图 2 中, x_n 表示被关注的帧的帧数据, x_n 和 x_{n+1} 表示在该帧中相同位置的帧数据,其能够从两个连续的帧获得。

[0051] 在 2 分接头 FIR 滤波器的情况下,如 3 分接头 FIR 滤波器的情况,将帧数据 x_n 和 x_{n+1} 中的每个与每个滤波系数 k_0 和 k_1 相乘并且在相乘之后作为结果的两数据项被进一步相加以输出关于被关注的帧的滤波处理的结果 $y_n = k_0x_n + k_1x_{n+1}$ 。

[0052] 例如,通过本超声波诊断装置,用图 2 中示出的 3 分接头 FIR 滤波器或 2 分接头 FIR 滤波器实现高通滤波器,并且通过调整该滤波系数来调整该高通滤波器的特性。同时图 2 示出作为具体的数字滤波器的实例的 2 分接头 FIR 滤波器和 3 分接头 FIR 滤波器,还可以使用具有 4 个或更多分接头的滤波器。还可以使用 IIR 滤波器代替 FIR 滤波器。

[0053] 关于图 2 中示出的 3 分接头 FIR 滤波器,如果所述滤波系数被设定以满足滤波系数是对称的 ($k_{-1} = k_1$), 增益特性关于频率单调增加,并且在最高频率处的增益是 0[dB] 的以下的条件 (1-1) 和 (1-2), 则获得展示在图 3 中示出的特性的高通滤波器 (HPF)。

[0054] [表达式 1]

$$[0055] \quad -0.25 \leq k_1 \leq 0, 0.5 \leq k_0 \leq 1 \quad (1-1)$$

$$[0056] \quad |k_{-1}| + |k_0| + |k_1| = 1 \quad (1-2)$$

[0057] 图 3 示出由 3 分接头 FIR 滤波器(图 2)形成的 HPF 的频率特性。在图 3 中,横轴

显示频率,其中 F_s 表示帧率,即帧数据的采样频率。纵轴显示滤波器的增益。在图 3 中, k_{-1} , k_0 和 k_1 是 3 分接头 FIR 滤波器 (图 2) 的滤波系数。

[0058] 根据在图 3 中示出的频率特性,HPF 的偏移级依照滤波系数而变化。HPF 的偏移涉及提高 HPF 的增益特性。在图 3 中,将作为待通过 HPF 处理的频带的下限的 0Hz 处的滤波器的增益值定义为偏移级。

[0059] 在图 3 中,当中心分接头的滤波系数 k_0 是 0.5 时,偏移级是 0 且最小,并且在低频侧的抑制效率,即,抑制静止回声的效果为最大。随着滤波系数 k_0 从 0.5 增加,偏移级也增加并且静止回声的抑制效果逐渐地降低。然后,当滤波系数 k_0 是 1.0 时,偏移级是 1 且最大,并且在较低频率侧不能够获得抑制效果,即,不能够获得静止回声的抑制效果,这显示输入信号原样被输出的全通滤波器的滤波特性。

[0060] 根据本超声波诊断装置,HPF 的偏移级依照帧内的帧数据的深度而被设定。特别地,图 1 中的滤波设定部 22 控制 HPF 处理部 20 中的滤波系数 k_0 ,使得深度越深设定的偏移级越高。

[0061] 图 4 示出依照深度的滤波系数 k_0 的设定的实例。在图 4 中,横轴显示深度并且纵轴显示滤波系数 k_0 的值。所述深度涉及帧内的将要被该滤波器处理的帧数据的深度。

[0062] 在图 4 示出的设定实例中,在从深度 0 (接近探头 10) 到深度 d_1 的浅表部分中,滤波系数 k_0 的值被设定为 p ($0.5 \leq p < 1.0$)。随着深度从 d_1 增加到 d_2 ,滤波系数 k_0 的值被增加,并且在深度 d_2 或更深深度的深部分中,滤波系数 k_0 的值被设定为 q ($p < q \leq 1.0$)。滤波系数 k_0 的值可能在深度 d_1 及其附近和在深度 d_2 及其附近平滑地变化。进一步,滤波系数 k_0 的值可以依需要而在从深度 0 到深度 d_1 的浅表部分还有在深度 d_2 和更深深度的深部分被改变。还可能适当的调整深度 d_1 和深度 d_2 的位置,以依照过陡的或适中的深度改变滤波系数 k_0 。

[0063] 进一步地,如果期望将重点放在减少浅表区域中的静止回声的效果上,在图 4 中示出的滤波系数 k_0 的特性能够被转移到整体上更深深度的方向或整体上在更小 k_0 值的方向上。当然,在两个方向的转移能够被一起执行。而且,如果期望将重点放在抑制闪烁和模糊的效果上,在图 4 中示出的滤波系数 k_0 的特性能够被转移到整体上更浅深度的方向或整体上在更大 k_0 值的方向上。当然,在两个方向上的转移能够被一起执行。

[0064] 如果 2 分接头 FIR 滤波器代替 3 分接头 FIR 滤波器使用,则电路结构等能够被进一步简化。例如,关于在图 2 中示出的 2 分接头 FIR 滤波器,如果该滤波系数被设定以满足增益特性关于频率单调增加,并且在最高频率处的增益是 0[dB] 的以下的条件 (2-1) 和 (2-2),则获得展示在图 5 中示出的特性的高通滤波器 (HPF)。

[0065] [表达式 2]

$$[0066] \quad 0.5 \leq k_0 \leq 1, -0.5 \leq k_1 \leq 0 \quad (2-1)$$

$$[0067] \quad |k_0| + |k_1| = 1 \quad (2-2)$$

[0068] 图 5 示出由 2 分接头 FIR 滤波器 (图 2) 形成的 HPF 的频率特性。如在图 3 中示出的的情况下,在图 5 中,横轴类似地显示频率,其中 F_s 表示帧率,即,帧数据的采样频率。纵轴类似地显示滤波器的增益。在图 5 中, k_0 和 k_1 是 2 分接头 FIR 滤波器 (图 2) 的滤波系数。在图 5 中示出的频率特性中,如在图 3 的情况下,所述 HPF 的偏移级依照滤波系数而改变。

[0069] 更具体地,在图 5 中,假设将在作为要通过 HPF 处理的频带的下限的 0Hz 的滤波器的增益值定义为偏移级,如图 4,当该滤波系数 k_0 是 0.5 时,偏移级是 0 且最小,并且在低频率侧的抑制效果,即,抑制静止回声的效果最大。随着该滤波系数 k_0 从 0.5 增加,偏移级也增加并且静止回声的抑制效果逐渐降低。然后,当滤波系数 k_0 是 1.0,偏移级是 1 且最大,并且在较低频率侧不能够获得抑制效果,即,不能够获得静止回声的抑制效果,这显示全通滤波器的滤波特性。

[0070] 在 2 分接头 FIR 滤波器的情况下,如在 3 分接头 FIR 滤波器的情况下,HPF 的偏移级依照在帧内的帧数据的深度而被设定。特别地,图 1 中的滤波设定部 22 控制滤波系数 k_0 ,以使深度越深设定的偏移级越高。对该控制,能够应用用图 4 描述的滤波系数 k_0 的设定实例。

[0071] 使用已经参照图 2 至图 5 描述的高通滤波器,有可能用相对简单的结构,也就是不需要为例如加权求和处理提供复杂的电路结构(例如,见专利文件 3),同时达到静止回声的减少和闪烁及模糊的抑制。

[0072] 回头参照图 1,已经受到 HPF 处理部 20 中的帧间 HPF 处理的多个帧的帧数据首先受到检波处理部 30 中的检波处理,并且之后被发送到后处理部 40。在检波处理部 30,执行已知的检波处理。

[0073] 已经通过本超声波诊断装置,凭借 HPF 处理部 20 中的处理而实现了减少静止回声和抑制图像中的闪烁及模糊,有可能通过后处理部 40 进一步抑制图形中的闪烁。后处理部 40 沿着多个帧的排列方向将低通滤波器或中值滤波器应用至帧数据。

[0074] 如果该后处理部 40 使用低通滤波器(LPF),则能够通过图 2 中示出的 3 分接头 FIR 滤波器或 2 分接头 FIR 滤波器实现所述低通滤波器。当然,可以使用具有 4 个或更多分接头的滤波器或者使用 IIR 滤波器代替 FIR 滤波器。

[0075] 例如,关于在图 2 中示出的该 2 分接头 FIR 滤波器,如果滤波系数被设定以满足增益特性关于频率单调下降,并且 DC 分量(频率 0Hz 分量)的增益是 0[dB] 的以下条件 (3-1) 和 (3-2),获得展示在图 6 中示出的特性的低通滤波器(LPF)。

[0076] [表达式 3]

$$[0077] \quad 0.5 \leq k_0 \leq 1 \quad (3-1)$$

$$[0078] \quad k_0 + k_1 = 1 \quad (3-2)$$

[0079] 图 6 示出由 2 分接头 FIR 滤波器(图 2)形成的 LPF 的频率特性。在图 6 中,横轴显示频率,其中 F_s 表示帧率,即,帧数据的采样频率。纵轴显示滤波器的增益。在图 6 中, k_0 和 k_1 是 2 分接头 FIR 滤波器(图 2)的滤波系数。

[0080] 在图 6 示出的频率特性里,偏移级依照滤波系数而变化。LPF 的偏移涉及提高 LPF 的增益特性。在图 6 中,将在作为要被 LPF 处理的频带的上限的 $F_s/2$ Hz 的滤波器的增益值定义为偏移级,也就是,将在采样频率一半的频率的滤波器的增益值定义为偏移级。

[0081] 在图 6 中,当该滤波系数 k_0 是 0.5 时,该偏移级是 0 且最小,并且在高频率侧的抑制效率,即,平滑效果为最大。随着在多个帧的排列方向上的平滑效果的增加,闪烁的抑制效果也增加。然后,随着滤波系数 k_0 从 0.5 增加,偏移级增加和平滑效果逐渐下降。然后,当滤波系数 k_0 是 1.0,偏移级是 1 且最大,并且在更高频侧不能够获得抑制效果时,即,不能够获得平滑效果,这显示输入信号被原样输出的全通滤波器的滤波特性。

[0082] 在本超声波诊断装置,LPF 的偏移级依照在帧内的帧数据的深度而设定。具体地,图 1 中的滤波设定部 42 控制后处理部 40 中的滤波系数 k_0 ,以使深度越深,设定的偏移级越高。对此控制,能够应用已经使用图 4 描述的滤波系数 k_0 的设定实例。

[0083] 如果后处理部 40 使用中值滤波器,则使用具有在例如图 7 中示出的结构的中值滤波器。图 7 示出具体实例的中值滤波器。将多个帧的帧数据依次输入到该中值滤波器。在图 7 中, x_n 是被关注的帧数据。进一步,能够从三个连续的帧获得的 x_{n-1} , x_n 和 x_{n+1} 表示在该帧内的相同位置(坐标)处的帧数据。

[0084] 将输入到中值滤波器的一个帧的帧数据存储于帧存储器 1 中。然后,当输入一个新帧的帧数据时,存储在该帧存储器 1 中的帧数据在现在将存储在下级的帧存储器 2 中,并且将一个帧的新输入的帧数据存储在前一级的帧存储器 1 中。以此种方式,每次输入一个新帧的帧数据,存储在前一级的帧存储器 1 中的帧数据被依次地转移到下级的帧存储器 2 中。在图 7 中, x_{n-1} 表示从帧数据 x_n 的帧的前一帧获得的帧数据,并且 x_{n+1} 表示从帧数据 x_n 的帧的后一帧获得的帧数据。

[0085] 中值滤波器选择并输出从三个连续的帧获得的该三个帧数据的中间值。更具体地,在图 7 中,中值滤波器选择对应于 x_{n-1} , x_n 和 x_{n+1} 的中间值的数据,并将所选择的数据作为被关注的帧中的处理结果 y_n 而输出。

[0086] 通过中值滤波器,能够在抑制闪烁的同时抑制图像中的模糊。这里,比将中值滤波器应用至整个图像更期望的是将中值滤波器局部地应用至帧中的浅表部分。更具体地,可期望是通过不将中值滤波器应用至心脏存在的深区域而给出防止在心瓣等的 n 图像中模糊的产生的考虑。例如,有可能设定深度的阈值并防止将中值滤波器应用至比阈值更深的位置处的帧数据。

[0087] 进一步,图 1 中的判定部 50 可以判定后处理部 40 中的处理是否必要。在此情况下,关于在 HPF 处理部 20 中已经被处理后通过检波处理部 30 获得的帧数据,判定部 50 确认在该帧内在每个位置上在多个帧的排列方向上的帧数据的变化,由此判定在后处理部 40 的处理在该位置上是否必要。

[0088] 图 8 示出判定部 50 的具体实例。多个帧的帧数据被依次输入到判定部 50。在图 8 中, x_{n-1} , x_n 和 x_{n+1} 表示能够从三个连续的帧获得的在帧内相同位置(坐标)处的帧数据。

[0089] 将输入到判定部 50 的一个帧的帧数据存储于帧存储器 1 中。然后,当输入一个新帧的帧数据时,存储于帧存储器 1 的帧数据现在将存储在下级的帧存储器 2 中,并且将新输入的一个帧的帧数据存储在前一级的帧存储器 1 中。以此种方式,每次输入一个新帧的帧数据,存储在前一级的帧存储器 1 中的帧数据在被依次地转移到下级的帧存储器 2 中。在图 8 中, x_n 是一个被关注的帧的帧数据, x_{n-1} 表示从帧数据 x_n 的帧的前一帧获得的帧数据,并且 x_{n+1} 表示从帧数据 x_n 的帧的后一帧获得的帧数据。

[0090] 平均值计算部使用下面的等式计算被关注的帧的之前和之后的帧数据的绝对值的平均值 A_n ,等式中 M 表示被关注的帧之前和之后的帧的数量,在图 8 的具体实例里 $M = 1$ 。

[0091] [表达式 4]

$$[0092] \quad A_n = \frac{1}{2M} \sum_{m=1}^M (|x_{n-m}| + |x_{n+m}|) \quad (4)$$

[0093] 判定处理部将被关注的帧的帧数据的绝对值与在平均值计算部计算的该平均值 A_n 进行比较,并基于下面的表达式中的条件,为被关注的帧的帧数据判定是否需要抑制闪烁的处理。

[0094] [表达式 5]

$$[0095] \quad ||x_n| - A_n| \geq T_H \quad (5-1)$$

$$[0096] \quad ||x_n| - A_n| / A_n \geq T_H \quad (5-2)$$

[0097] 在条件 (5-1) 和 (5-2) 中, T_H 是用于判定闪烁的阈值。例如,如果条件 (5-1) 成立,则判定为被关注的帧的帧数据 x_n 需要闪烁抑制处理。进一步,可以使用被所述平均值 A_n 标准化的条件 (5-2) 代替条件 (5-1)。

[0098] 返回参考图 1,后处理部 40 对在判定部 50 中被判定为需要进行闪烁抑制处理的被关注的帧的帧数据执行闪烁抑制处理,并且不对被判定为不需要进行闪烁抑制处理的被关注的帧的帧数据执行闪烁抑制处理。当执行闪烁抑制处理时,例如,应用已经参照图 6 描述的 LPF 或已经参照图 7 描述的中值滤波器。进一步,作为对被关注的帧的帧数据的闪烁抑制处理的结果,在图 1 中的后处理部 40 可以输出通过表达式 4 获得的平均值 A_n 。

[0099] 对数压缩处理部 60 对由后处理部 40 获得的多个帧的帧数据执行已知的对数压缩处理。已经受到对数压缩处理的多个帧的帧数据随后被发送到显示部 70,并且将作为例如表现跳动的心脏的运动图像的超声波图像显示在显示部 70 上。该后处理部 40 可以被设置在对数压缩处理部 60 的下游。

[0100] 如上所述,根据本超声波诊断装置,能够在 HPF 处理部 20 中实现静止回声的减少和图像及闪烁与模糊的抑制以及在后处理部 40 进一步抑制图像的闪烁。当执行该处理时,HPF 处理部 20 使用依照帧中的深度设定其特性的高通滤波器,并且后处理部 40 使用依照帧内的深度设定其特性的低通滤波器。换句话说,依照帧内的深度来调整该高通滤波器和该低通滤波器的特性。

[0101] 当高通滤波器和低通滤波器通过数字滤波器来实现时,虽然通过调整滤波系数等的设置而确定数字滤波器的滤波特性,但是数字滤波器的特性还取决于待处理的数据的采样频率。在沿着多个帧的排列方向的滤波处理中,将待处理的帧数据的采样频率依据帧率而变化。因此,当数字滤波器被用在沿着多个帧的排列方向的滤波处理中时,有必要考虑数字滤波器的特性对帧率的依赖性。

[0102] 本超声波诊断装置应用依照帧率设定的滤波系数的数字滤波器,由此依照帧率来抑制滤波处理的结果的波动。

[0103] 图 9 示出依照帧率的 HPF 的频率特性的变化,并具体地显示了由 3 分接头 FIR 滤波器(图 2)形成的 HPF 的频率特性依照帧率而变化。在图 9 中,横轴显示频率并且纵轴显示滤波器的增益。在图中, F_s 代表帧率(帧频率),即,帧数据的采样频率。进一步,在图 2 中的 3 分接头 FIR 滤波器的滤波系数 k_{-1} , k_0 和 k_1 分别被设定为 -0.25 , 0.50 和 -0.25 时,在每个帧率 F_s 下获得图 9 所示的频率特性。

[0104] 另一方面,图 10 示出依照帧率的 LPF 的频谱特性的变化,并且具体地显示了由 3 分接头 FIR 滤波器(图 2)形成的 LPF 的频率特性依照帧率而变化。在图 10 中,横轴表示频率并且纵轴表示滤波器的增益。在图中, F_s 代表帧率(帧频率),即,帧数据的采样频率。进一步,在图 2 中的前述 3 分接头 FIR 滤波器的滤波系数 k_{-1} , k_0 和 k_1 分别被设置为 0.25 , 0.50

和 0.25 时,在每个帧率 F_s 下获得图 10 所示的频率特性。

[0105] 如图 9 和图 10 所示,在数字滤波器中,如果滤波系数固定,则频率特性依照帧率 F_s 的级别而变化。具体地,随着帧率 F_s 增加(变高),频率特性趋向于朝向频率轴方向扩展,并且截止频率趋向于变高。

[0106] 根据本超声波诊断装置,例如依照通过使用用户操作而设定的帧率 F_s 的级别来调整例如图 2 中示出的数字滤波器的滤波系数。

[0107] 当分接头的数量固定时,例如由图 2 示出的 3 分接头 FIR 滤波器形成的 HPF 的频率特性如图 3 所示。图 3 显示随着滤波系数 k_0 从 0.5 增加,HPF 的偏移级也增加。进一步,随着偏移级增加,该 HPF 的截止频率降低。由此,有可能通过增加偏移级来降低该 HPF 的截止频率。

[0108] 另一方面,如已经参照图 9 描述的,随着帧率 F_s 增加,HPF 的频率特性趋向于朝向频率轴方向扩展并且截止频率增加。也就是,截止频率趋向于随着帧率 F_s 增加而增加。

[0109] 因此,为了抑制随着帧率 F_s 增加截止频率也增加的趋向,调整滤波系数以使得,随着帧率 F_s 增加,偏移级增加并且截止频率下降。该调整允许控制来尽可能地防止 HPF 的截止频率依照帧率 F_s 的变化而变化。通过滤波设定部 22 调整用于图 1 中的 HPF 处理部 20 中的 HPF 的滤波系数。

[0110] 而且,当分接头的数量固定时,例如,在图 2 中示出的由 2 分接头 FIR 滤波器形成的 LPF 的频率特性如图 6 所示,图 6 显示随着滤波系数 k_0 从 0.5 增加,LPF 的偏移级也增加。进一步,随着偏移级增加,LPF 的截止频率增加。由此,有可能通过增加偏移级来增加 LPF 的截止频率。

[0111] 另一方面,如已经参照图 10 描述的,随着帧率 F_s 增加,LPF 的频率特性趋向于朝向频率轴方向扩展并且截止频率增加。也就是,截止频率趋向于随着帧率 F_s 的增加而增加。

[0112] 因此,为了抑制随着帧率 F_s 增加截止频率也增加的趋向,调整滤波系数以使得,随着帧率 F_s 增加,偏移级下降并且截止频率下降。该调整允许控制来尽可能地防止 LPF 的截止频率依照帧率 F_s 的变化而变化。通过滤波设定部 42 调整用于图 1 中的后处理部 40 中的 LPF 的滤波系数。

[0113] 进一步,除了所述滤波系数,也可以调整滤波器的分接头数量。例如,如果在 30Hz 的帧率下的频率特性有效地在图 9 中的减少静止回声并抑制图像的闪烁和模糊,则即使当帧率为 40Hz 或 20Hz 时,滤波系数和分接头数量也被调整来实现接近于在 30Hz 的帧率下的那些频率特性的频率特性。具体地,例如,如果帧率从 30Hz 增加到 40Hz,调整滤波系数和分接头数量以使在 40Hz 的截止频率不高(以使截止频率接近在 30Hz 的截止频率),同时在 40Hz 的频率特性不缓和(频率特性接近在 30Hz 的频率特性)。

[0114] 类似地,如果在 30Hz 的帧率下的频率特性有效地抑制图 10 中的闪烁,则即使当帧率为 40Hz 或 20Hz 时,滤波系数和分接头数量也被调整以实现接近于在 30Hz 的帧率下的那些频率特性的频率特性。

[0115] 进一步,为了在 HPF 中均建立依照深度对滤波系数的控制和依照帧率对滤波系数的控制,能够考虑图 11 示出的设定实例。例如,在依照深度的滤波系数 k_0 的特性被设定为参考帧率(例如,30Hz)的情况下,当帧率被增加(例如,到 40Hz)时,图 11 中示出的 HPF 的滤波系数 k_0 的特性整体上在更浅的方向上或在滤波系数 k_0 的值整体上变大的方向上转移。

当然,在两个方向的转移可以一起执行。另一方面,当上述帧率被降低(例如,到 20Hz)时,图 11 中示出的 HPF 的滤波系数 k_0 的特性整体上在更深的方向上或在滤波系数 k_0 的值整体上变小的方向上被转移。当然,在两个方向上的转移可以一起执行。

[0116] 进一步,为了在 LPF 中均建立依照深度对滤波系数的控制和依照帧率对滤波系数的控制,能够考虑图 12 示出的设定实例。例如,在依照深度的滤波系数 k_0 的特性被设定为参考帧率(例如,30Hz)的情况下,当帧率被增加(例如,到 40Hz)时,图 12 示出的 LPF 的滤波系数 k_0 的特性整体上在更深的方向上或在滤波系数 k_0 的值整体上变小的方向上被转移。当然,在两个方向的转移可以一起执行。另一方面,当上述帧率被降低(例如,到 20Hz),图 12 示出的 LPF 的滤波系数 k_0 的特性整体上在更浅的方向上或在滤波系数 k_0 的值整体上变大的方向上被转移。当然,在两个方向上的转移可以一起执行。

[0117] 凭借上述的结构,能够在 HPF 处理部 20 中实现静止回声的减少和图像的闪烁及模糊的抑制,并且能够在后处理部 40 进一步抑制图像的闪烁抑制,同时抑制与帧率的变化相关的特性的变化。

[0118] 上面描述的本发明的优选实施例的目的仅仅是说明,并且不限制本发明的范围。本发明可以包括不离开本发明本质的各种改进。以下也是本发明的优选实施例。

[0119] (实施例 1) 一种超声波诊断装置,包括探头,其发射和接收超声波;发射器/接收器部,其控制探头而获得超声波接收信号;滤波处理部,其沿着多个帧的排列方向对基于超声波接收信号而获得的帧数据应用滤波处理;以及图像形成部,其基于已经受到滤波处理的帧数据来形成超声波图像,其中滤波处理部将具有依照帧数据的帧率设定的滤波系数的高通滤波器应用至帧数据,从而执行滤波处理。

[0120] (实施例 2) 根据实施例 1 的所述的超声波诊断装置,其中滤波处理部应用具有设定以使帧率越高,偏移级就越高的滤波系数的数字高通滤波器。

[0121] (实施例 3) 根据实施例 1 或 2 的所述的超声波诊断装置,其中滤波处理部应用随着帧率增加而具有更多数量的分接头的数字高通滤波器。

[0122] (实施例 4) 根据实施例 1 到 3 中的任意实施例所述的超声波诊断装置,其中滤波处理部将具有依照帧数据的帧率和帧数据在帧内的深度设定的滤波系数的数字高通滤波器应用至帧数据。

[0123] (实施例 5) 根据实施例 1 到 4 中的任意一个所述的超声波诊断装置,还包括后处理部,其对在滤波处理部中已被处理的帧数据应用具有依照沿着多个帧的排列方向的帧率设定的滤波系数的数字低通滤波器。

[0124] (实施例 6) 根据实施例 5 所述的超声波诊断装置,其中后处理部应用具有设定以使帧率越低,偏移级越高的滤波系数的数字低通滤波器。

[0125] (实施例 7) 根据实施例 6 所述的超声波诊断装置,其中后处理部应用随着帧率增加而具有更多分接头的数字低通滤波器。

[0126] (实施例 8) 根据实施例 5 到 7 中的任意一个实施例所述的超声波诊断装置,其中后处理部对帧数据应用具有依照帧数据的帧率和帧数据在帧内的深度而设定的滤波系数的数字低通滤波器。

[0127] 附图标记说明

[0128] 10, 探头, 12 发射器/接收器部, 20, HPF 处理部, 40, 后处理部, 50 判定部。

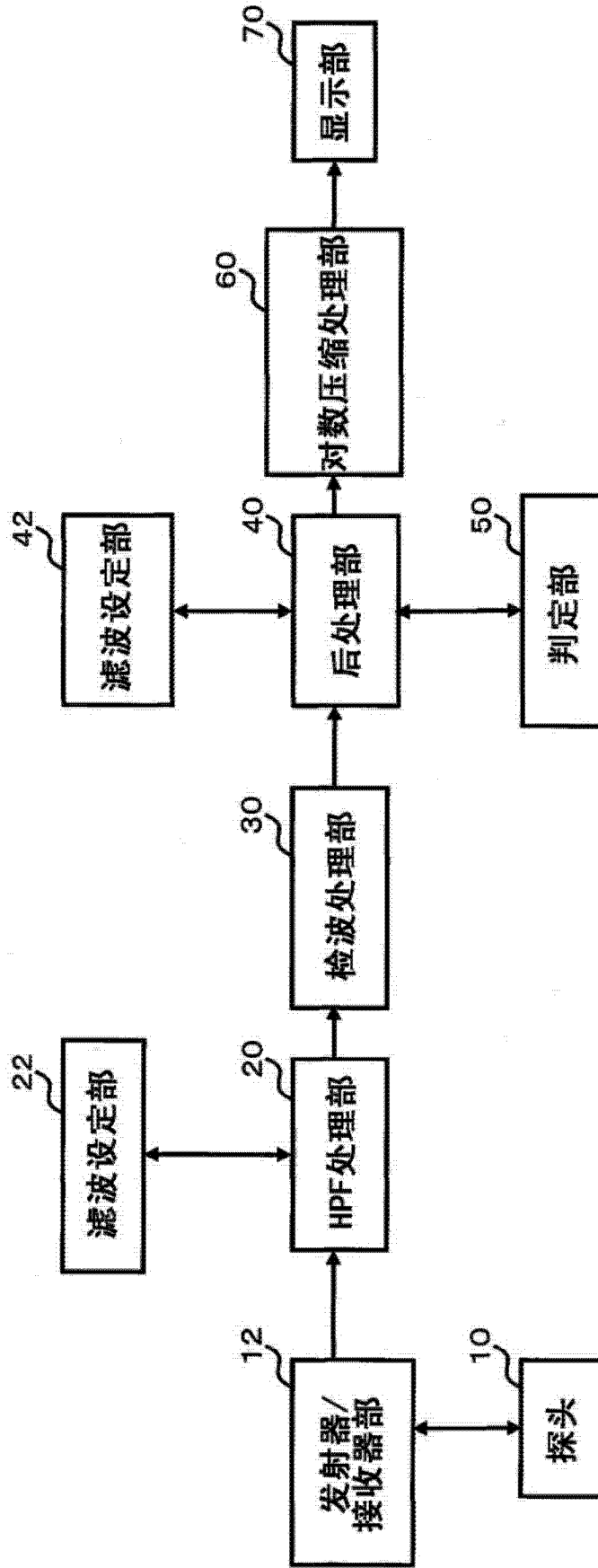
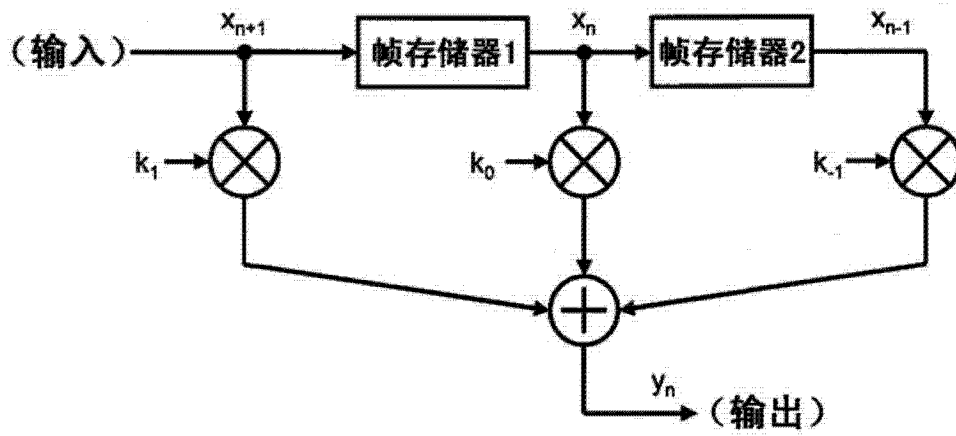


图 1

<A> 3分接头FIR滤波器



 2分接头FIR滤波器

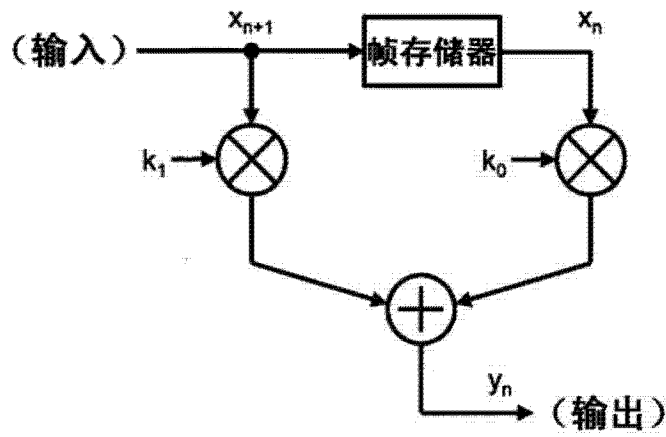


图 2

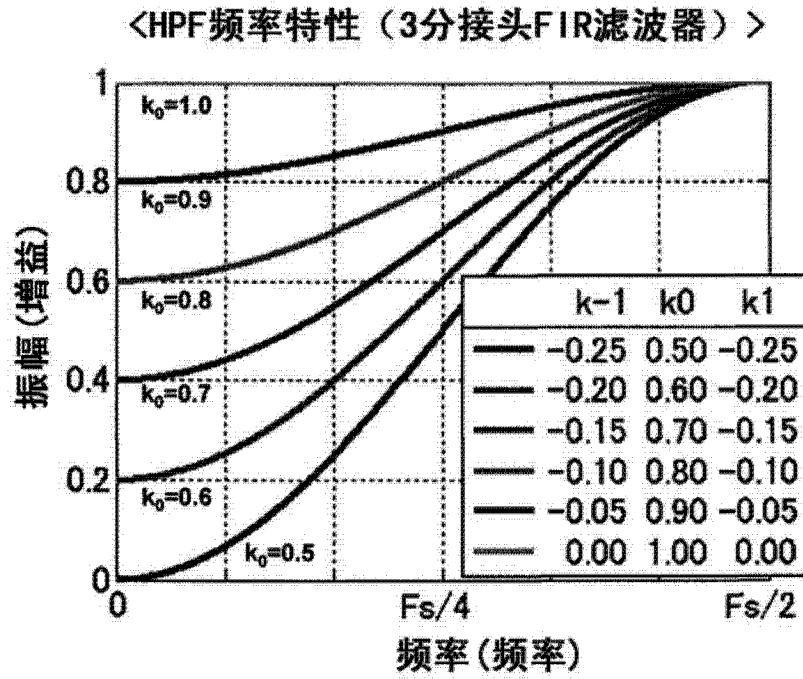


图 3

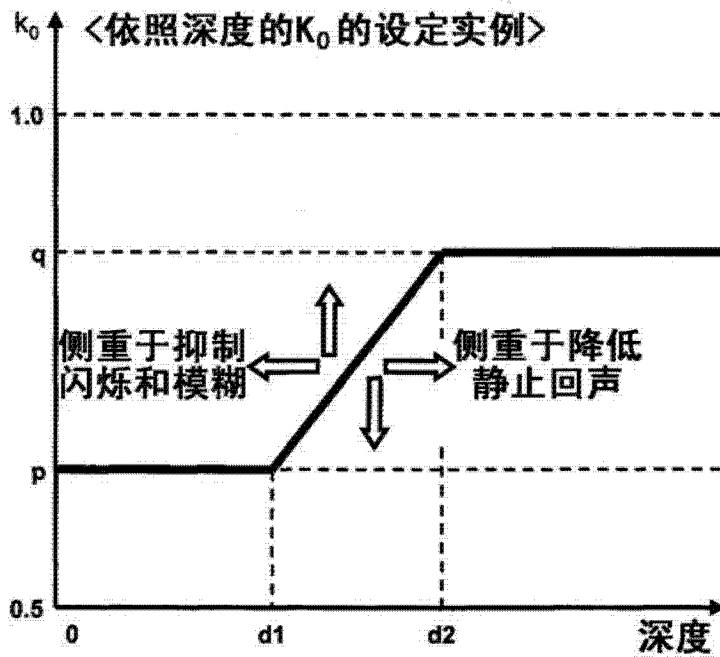


图 4

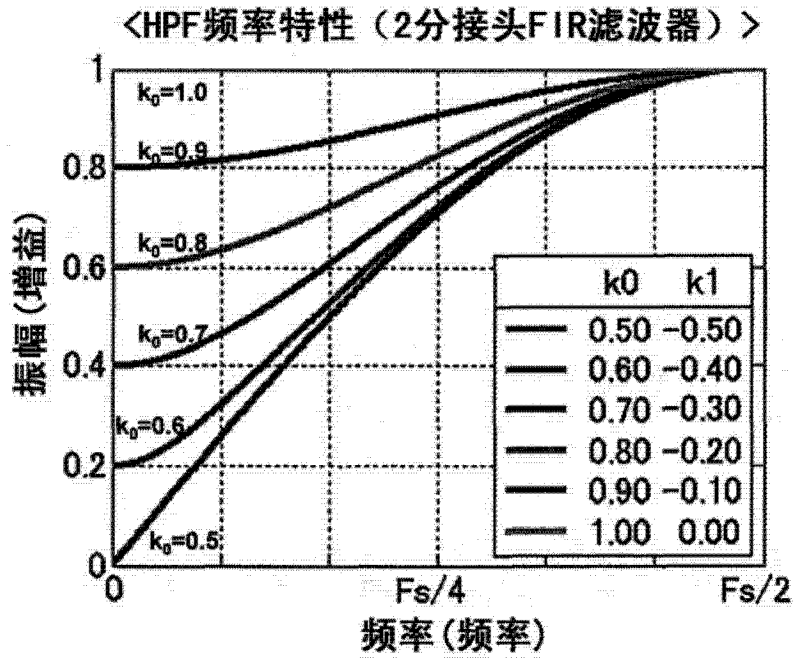


图 5

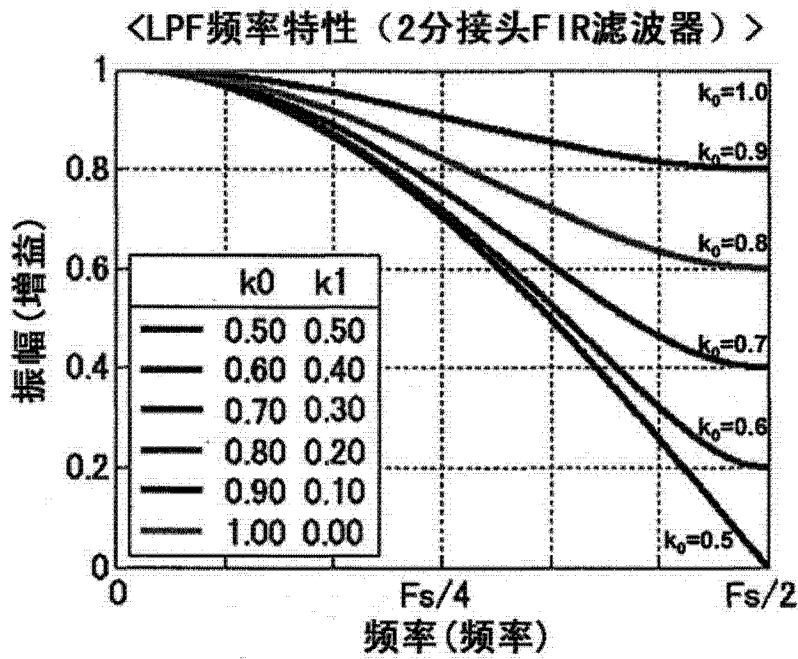


图 6

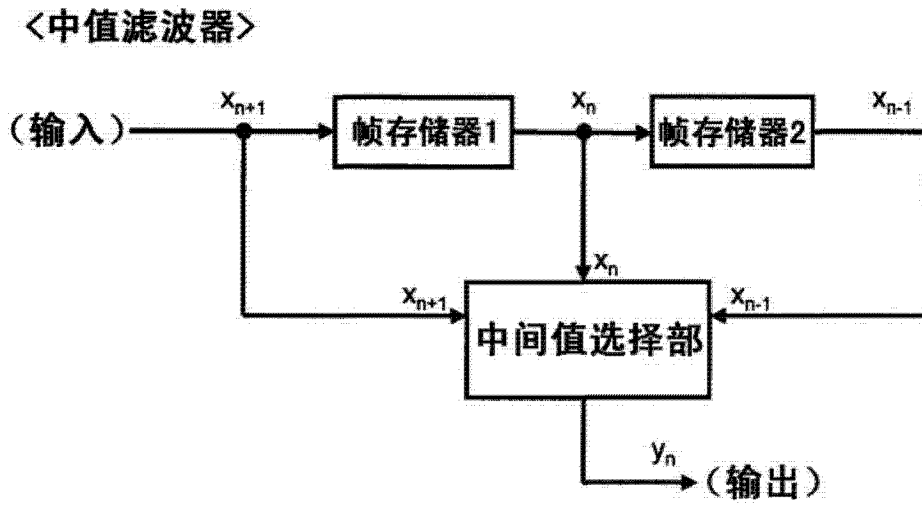


图 7

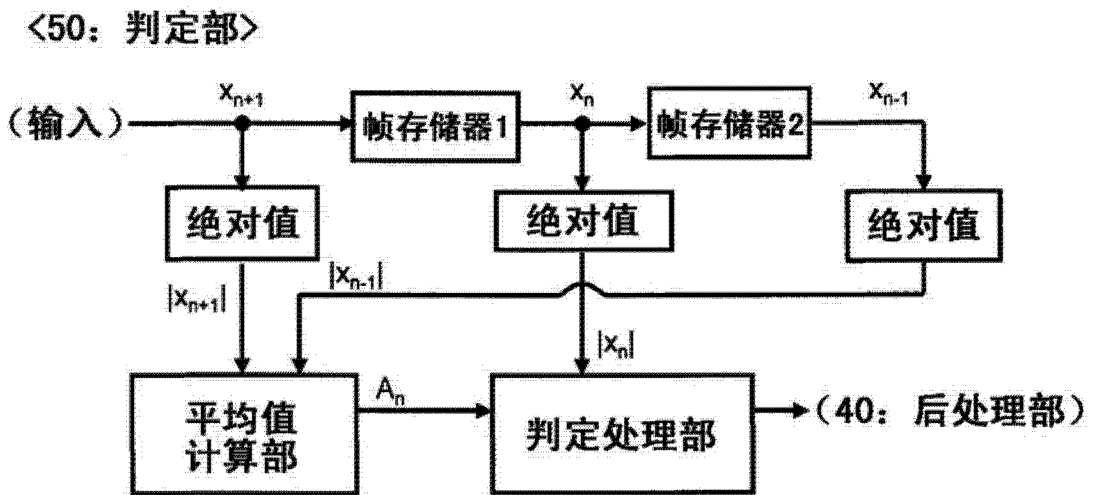


图 8

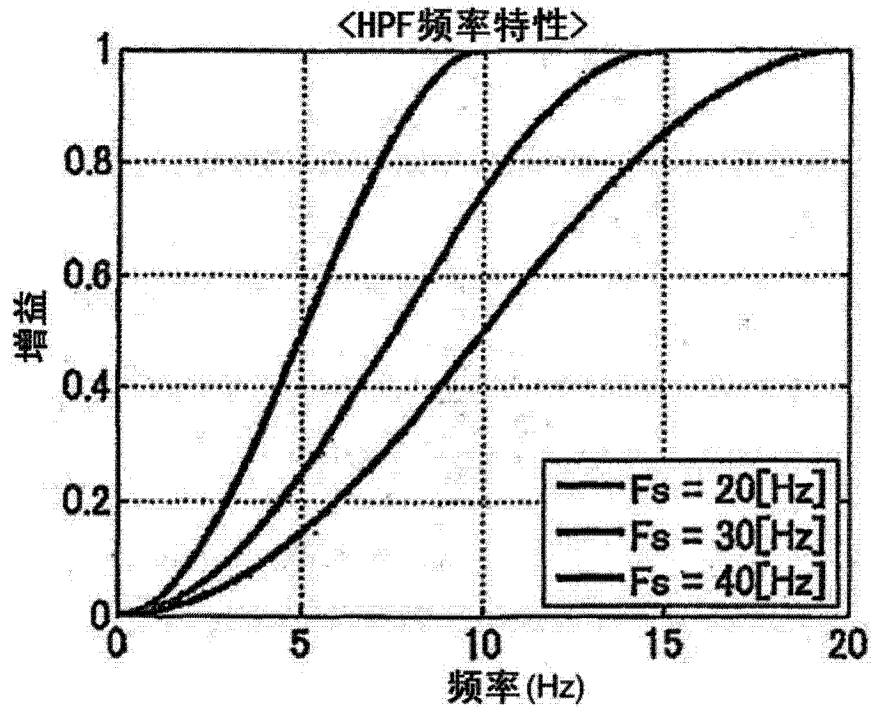


图 9

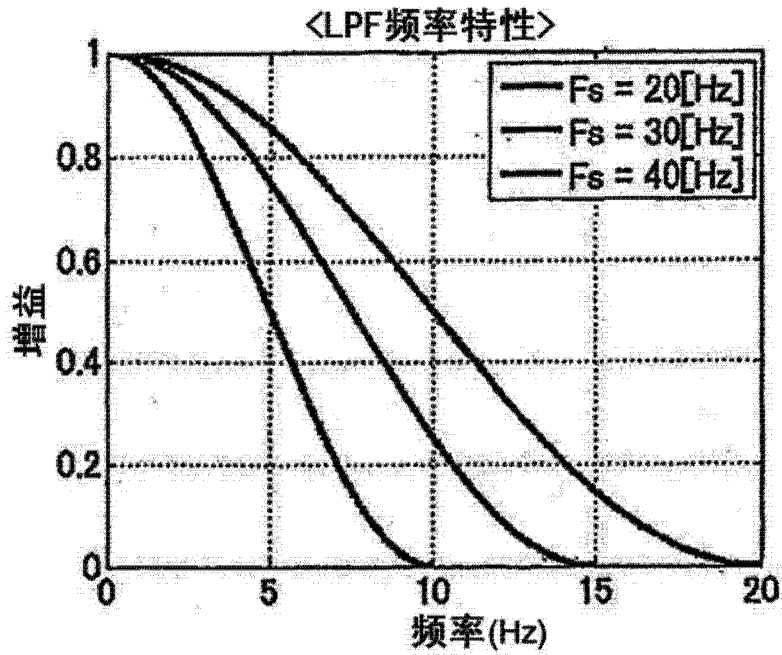


图 10

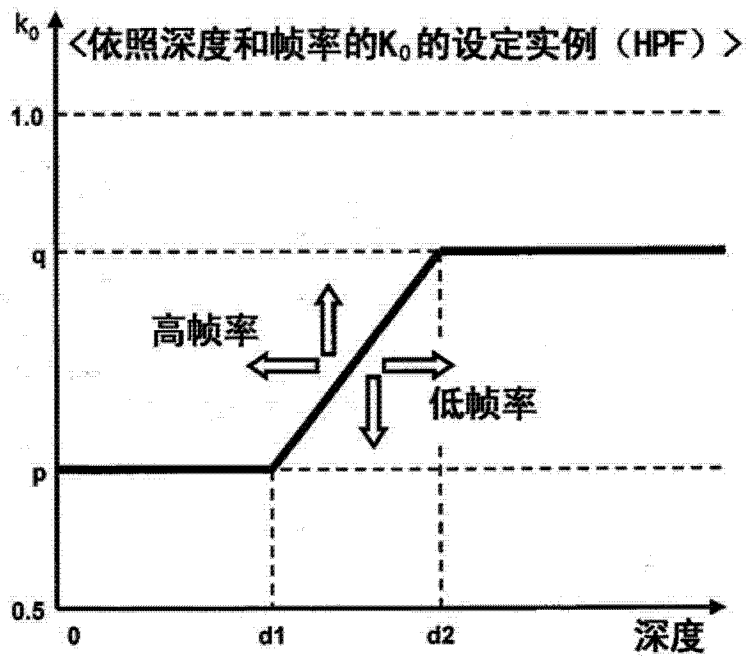


图 11

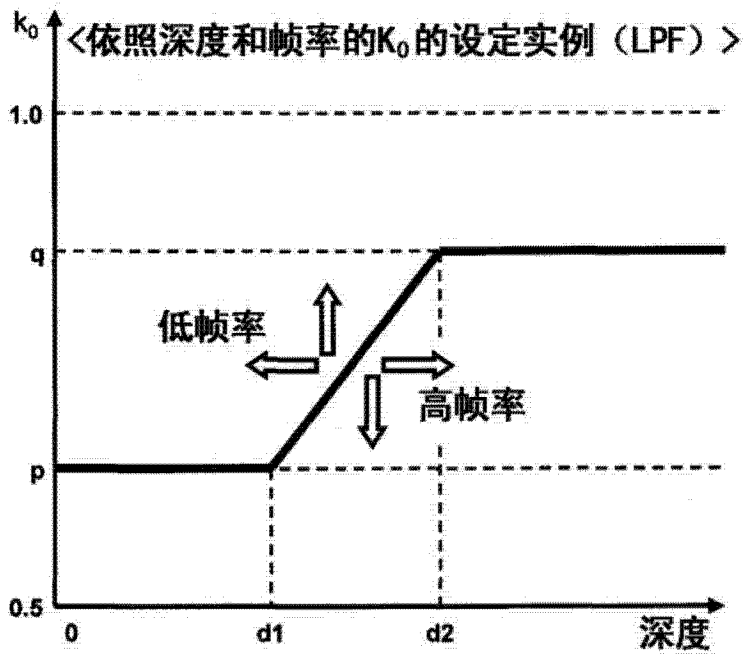


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104159520A	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	CN201380012073.6	申请日	2013-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	曹景文 吉泽慎吾		
发明人	曹景文 吉泽慎吾		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/5269 G06T5/003 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52026 G01S7/52077 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/20024		
代理人(译)	黄威 徐爱萍		
优先权	2012045280 2012-03-01 JP 2012045282 2012-03-01 JP		
其他公开文献	CN104159520B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波图像中，在浅表区域到包含心脏的深区域有很多静止回声。本发明中，HPF处理部(20)通过将已经根据帧内的深度而设定其特性的高通滤波器而应用在所述深度处的帧数据上来对帧数据滤波。例如，可以用数字滤波器实现高通滤波器，并且通过滤波设定部(22)来调整高通滤波器的特性，所述滤波设定部设定所述数字滤波器的滤波系数。也就是说，HPF处理部(20)中的滤波系数是由该滤波设定部(22)控制以使得区域越深，设定越高的偏移级。

