



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101467893 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 09

(21) 申请号 200810190226. 7

页,附图 1.

(22) 申请日 2008. 12. 26

CN 1919144 A, 2007. 02. 28, 说明书第 1 页第 2-3 段, 第 2 页第 10-14 行, 第 5 页第 2 行, 第 8-9 页, 附图 1.

(30) 优先权数据

335336/2007 2007. 12. 26 JP

CN 1718164 A, 2006. 01. 11, 说明书第 12 页第 14 行-19 行、附图 1.

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

CN 101061513 A, 2007. 10. 24, 全文.

审查员 张宇

(72) 发明人 今村智久 栗田康一郎

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 陈萍

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1919144 A, 2007. 02. 28, 说明书第 1 页第 2-3 段, 第 2 页第 10-14 行, 第 5 页第 2 行, 第 8-9

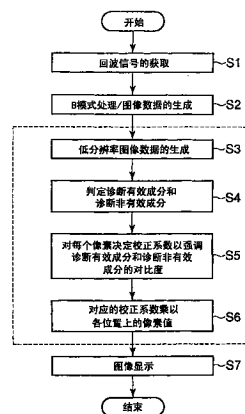
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法,生成用于以肉眼捕获信号成分的低分辨率图像数据,使用这些数据来确定诊断有效成分和诊断非有效成分,并对每个像素确定校正系数,使得在诊断有效成分中为 1,在诊断非有效成分中为大于等于 0 小于 1。另外,对于原来图像数据的各像素值,乘上对应的校正系数,执行用于使诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度变大的校正处理。即,由于在诊断有效成分中校正系数设定为 1,因此维持该区域的画质。另一方面,由于在诊断非有效成分中校正系数设定为大于等于 0 小于 1,因此校正使像素值变得更低。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

数据生成单元,对被检体的规定区域发送超声波,并基于来自该被检体的反射波生成第1超声波图像数据;

判定单元,使用上述第1超声波图像数据,生成使分辨率比该第1超声波图像数据的分辨率低的第2超声波图像数据,并基于该第2超声波图像数据,通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理,判定诊断有效成分和诊断非有效成分,该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分,该诊断非有效成分为噪声成分;

系数确定单元,确定上述第1超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数,使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比,相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值;

乘法单元,通过将上述各系数与上述第1超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分相乘,从而执行图像校正处理;以及

写入单元,基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状,判定向存储器写入时的上述第1超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小,并根据上述判定的方向,将上述第1超声波图像数据写入到存储器中,

上述判定单元、上述系数确定单元、上述乘法单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第1超声波图像数据,来执行上述各处理。

2. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置,其特征在于,

上述系数确定单元对于上述诊断有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为大于等于1的值。

3. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置,其特征在于,

上述系数确定单元对于上述诊断非有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为小于1的值。

4. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置,其特征在于,

上述系数确定单元基于规定的计算公式或预先存储的对应表来确定上述校正系数。

5. 根据权利要求1记载的超声波诊断装置,其特征在于,

上述第1及第2超声波图像数据是三维图像数据。

6. 一种超声波图像处理装置,具备:

存储单元,存储对被检体的规定区域发送超声波,并基于来自该被检体的反射波而生成第1超声波图像数据;

判定单元,使用上述第1超声波图像数据,生成使分辨率比该第1超声波图像数据的分辨率低的第2超声波图像数据,并基于该第2超声波图像数据,通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理,判定诊断有效成分和诊断非有效成分,该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分,该诊断非有效成分为噪声成分;

系数确定单元,确定上述第1超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数,使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比,相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值;

乘法单元,通过将上述各系数与上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分相乘,从而执行图像校正处理;以及

写入单元,基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状,判定向存储器写入时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小,并根据上述判定的方向,将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中,

上述判定单元、上述系数确定单元、上述乘法单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据,来执行上述各处理。

7. 根据权利要求 6 记载的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述系数确定单元对于上述诊断有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为大于等于 1 的值。

8. 根据权利要求 6 记载的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述系数确定单元对于上述诊断非有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为小于 1 的值。

9. 根据权利要求 6 记载的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述系数确定单元基于规定的计算公式或预先存储的对应表来确定上述校正系数。

10. 根据权利要求 6 记载的超声波图像处理装置,其特征在于,

上述第 1 及第 2 超声波图像数据是三维图像数据。

11. 一种超声波图像处理方法,包括:

使用对被检体的规定区域发送超声波并基于来自该被检体的反射波而生成的第 1 超声波图像数据,生成使分辨率比该第 1 超声波图像数据的分辨率低的第 2 超声波图像数据;

基于上述第 2 超声波图像数据,通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理,判定诊断有效成分和诊断非有效成分,该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分,该诊断非有效成分为噪声成分;

确定上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数,使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比,相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值;

通过将上述各系数与上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分相乘,从而执行图像校正处理;以及

基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状,判定向存储器写入时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小,并根据上述判定的方向,将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中,

在上述诊断有效成分和上述诊断非有效成分的判定、上述系数确定、上述相乘中,使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据,来执行上述各处理。

12. 根据权利要求 11 记载的超声波图像处理方法,其特征在于,

在上述系数确定中,对于上述诊断有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为大于等于 1 的值。

13. 根据权利要求 11 记载的超声波图像处理方法,其特征在于,

在上述系数确定中,对于上述诊断非有效成分内的各位置上的信号值或像素值,确定上述校正系数为小于 1 的值。

14. 根据权利要求 11 记载的超声波图像处理方法,其特征在于,
在上述系数确定中,依照规定的计算公式或预先存储的对应表来确定上述校正系数。
15. 根据权利要求 11 记载的超声波图像处理方法,其特征在于,
上述第 1 及第 2 超声波图像数据是三维图像数据。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及进行更加强调来自组织等的信号成分和噪音成分的对比度的过滤处理的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理方法。

[0002] 背景技术

[0003] 超声波诊断通过仅将超声波探测器贴于体表的简单操作能够实时显示得到心脏的跳动、胎儿的动作的情况,且由于安全性高而能够反复地进行检查。此外,可以说是一种与 X 射线、CT(计算机 X 射线断层造影术)、MRI(核磁共振成像)等其他的诊断仪器相比系统的规模小、并且向床边一移动就能够容易地进行检查等简便的诊断方法。在这样的超声波诊断中使用的超声波诊断装置,虽然由于它们具备的功能不同而各不相同,但小型的装置中已经开发出可用单手搬运的程度的装置,且超声波诊断没有 X 射线等那样辐射的影响,在产科、在家医疗等中也可以使用。

[0004] 可是,在使用由这样的超声波诊断装置获取的超声波图像来进行图像诊断时,存在难以区分来自组织的信号成分和噪声成分的情况。在这样的情况下,一般是通过规定的过滤处理等使噪声成分减少。

[0005] 但是,在通过现有的手段使噪声成分减少的情况下,同时也减少了来自组织、血流的信号成分,存在来自组织等的信号成分和噪声成分的对比度不足的情况。

[0006] 发明内容

[0007] 本发明鉴于上述情况,目的在于提供能够改善对应于组织等的信号成分、和对应于噪声的信号成分的对比度从而提高视觉认知性的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理方法。

[0008] 根据本发明的一个方面,提供一种超声波诊断装置,具备:数据生成单元,对被检体的规定区域发送超声波,并基于来自该被检体的反射波生成第 1 超声波图像数据;判定单元,使用上述第 1 超声波图像数据,生成使分辨率比该第 1 超声波图像数据的分辨率低的第 2 超声波图像数据,并基于该第 2 超声波图像数据,通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理,判定诊断有效成分和诊断非有效成分,该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分,该诊断非有效成分为噪声成分;系数确定单元,确定上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数,使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比,相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值;乘法单元,通过上述各系数乘以(multiply)上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分,从而执行图像校正处理;以及写入单元,基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状,判定向存储器写入时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小,并根据上述判定的方向,将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中;上述判定单元、上述系数确定单元、上述乘法单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据,来执行上述各处理。

[0009] 根据本发明的另一方面,提供一种超声波图像处理装置,具备:存储单元,存储对

被检体的规定区域发送超声波并基于来自该被检体的反射波而生成的第 1 超声波图像数据；判定单元，使用上述第 1 超声波图像数据，生成使分辨率比该第 1 超声波图像数据的分辨率低的第 2 超声波图像数据，并基于该第 2 超声波图像数据，通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理，判定诊断有效成分和诊断非有效成分，该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分，该诊断非有效成分为噪声成分；系数确定单元，确定上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数，使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比，相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值；乘法单元，通过上述各系数乘以上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分，从而执行图像校正处理；以及写入单元，基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状，判定向存储器写入时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小，并根据上述判定的方向，将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中；上述判定单元、上述系数确定单元、上述乘法单元使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据，来执行上述各处理。

[0010] 根据本发明的另一方面，提供一种超声波图像处理方法，包括：使用对被检体的规定区域发送超声波并基于来自该被检体的反射波而生成的第 1 超声波图像数据，生成使分辨率比该第 1 超声波图像数据的分辨率低的第 2 超声波图像数据；基于上述第 2 超声波图像数据，通过使用函数或系数的累计处理、基于像素值分布的阈值处理或者基于像素值变化率的阈值处理中的某一个处理，判定诊断有效成分和诊断非有效成分，该诊断有效成分为来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分，该诊断非有效成分为噪声成分；确定上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分的校正系数，使得与上述诊断非有效成分的信号值或像素值相比，相对地强调上述诊断有效成分的信号值或像素值；通过上述各系数乘以上述第 1 超声波图像数据的上述各诊断非有效成分及上述各诊断有效成分，从而执行图像校正处理；以及基于被发送超声波的上述规定区域的大小及形状，判定向存储器写入时的上述第 1 超声波图像数据的方向以使得读出数据量最小，并根据上述判定的方向，将上述第 1 超声波图像数据写入到存储器中；在上述诊断有效成分和上述诊断非有效成分的判定、上述系数确定、上述相乘中，使用根据上述判定的方向而写入到存储器中的上述第 1 超声波图像数据，来执行上述各处理。

[0011] 附图说明

[0012] 图 1 示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的模块结构图。

[0013] 图 2 是示出诊断非有效成分减少处理的流程的流程图。

[0014] 图 3 是示出由诊断有效成分和诊断非有效成分的边界判定处理得到的量化图像的一例的图。

[0015] 图 4 是用于说明诊断有效成分及诊断非有效成分的校正系数确定处理的一例的图。

[0016] 图 5 是示出实施诊断非有效成分减少处理并强调诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度的超声波图像的图。

[0017] 图 6 是示出未进行诊断非有效成分减少处理的、通常的超声波图像的图。

[0018] 图 7A、B、C 是示出用于说明本数据量减少化处理的一例的图。

[0019] 图 8A、B、C 是示出用于说明本数据量减少化处理的其他例的图。

[0020] 以下,根据附图说明本发明的实施方式。而且,在以下说明中,对于具有大致相同功能及结构的结构要素,赋予相同符号,只在需要的情况下进行重复说明。

[0021] 具体实施方式

[0022] 图 1 示出本实施方式涉及的超声波诊断装置 1 的模块结构图。如本图所示,本超声波诊断装置 1 具备超声波探测器 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、扫描转换器 25、数据处理部 26、控制处理器 (CPU) 28、内部存储部 29、接口部 30。以下,对于各个结构要素的功能进行说明。

[0023] 超声波探测器 12 具有:依照来自超声波收发单元 21 的驱动信号产生超声波并且将来自被检体的反射波转换成电信号的多个压电振荡器,设置 在该压电振荡器上的调整层,防止超声波从该压电振荡器向后方传播的背衬 (backing) 部件等。当从该超声波探测器 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上一个接一个地被反射,并作为回波信号由超声波探测器 12 接收。该回波信号的振幅依赖于进行反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,当发送的超声波脉冲在移动着的血流或心脏壁等的表面被反射时,回波因多普勒效应依赖移动体的超声波发送方向的速度成分,而受到频率偏移。

[0024] 输入装置 13 具有:与装置主体 11 连接并用于向装置主体 11 输入来自操作者的各种指示、条件、感兴趣区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等的各种开关、按钮、跟踪球 13s、鼠标 13c、键盘 13d 等。例如,若操作者操作输入装置 13 的结束按钮或 FREEZE 按钮,则超声波的收发结束,且该超声波诊断装置处于暂时停止状态。

[0025] 监视器 14 基于来自扫描转换器 25 的视频信号,将生物体内的形态学的信息、或血流信息显示成图像。

[0026] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发电路、延时电路及脉冲发生器电路。在脉冲发生器电路中,以规定的频率 (f_r Hz ;周期 : $1/f_r$ 秒),反复产生用于形成发送超声波的频率脉冲。另外,在延迟电路中对各频率脉冲给予为了按每个通道束状地集束超声波且确定发送指向性而需要的延迟时间。触发电路以基于该频率脉冲的定时,对探测器 12 施加驱动脉冲。

[0027] 而且,为了根据控制处理器 28 的指示来执行规定的扫描序列,超声波发送单元 21 具有可瞬时变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是对于发送驱动电压的变更,通过可瞬间切换其值的线性放大型的发送电路、或可电切换多个电源单元的机构来实现。

[0028] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。在放大器电路中,按每个通道放大通过探测器 12 获取的回波信号。在 A/D 转换器中,对于被放大的回波信号,给予为了确定接收指向性而需要的延迟时间,其后,在加法器中进行加法处理。利用这个加法,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分,由接收指向性和发送指向性形成超声波收发的综合波束。

[0029] B 模式处理单元 23 从收发单元 21 收到回波信号,并施行对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明暗度来表现信号强度的数据。该数据被发送到扫描转换器 25 中,作为用亮度表现反射波的强度的 B 模式图像而显示在监视器 14 上。

[0030] 多普勒处理单元 24 由从收发单元 21 收到的回波信号来频率分析速度信息,抽取

基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波成分,对于多点求出平均速度、扩散、能量等的血流信息。所得到的血流信息传送到扫描转换器 25 中,使平均速度图像、扩散图像、能量图像、它们的组合作为图像,彩色显示在监视器 14 上。

[0031] 扫描转换器 25,将从 B 模式处理部 23、多普勒处理部 24、数据处理部 26 接收超声波扫描的扫描线信号列的数据与各种参数的文字信息或标度等一起合成,并转换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列,生成作为显示图像的超声波诊断图像。扫描转换器 25 装载有存储图像数据的存储器,例如可以在诊断后调出操作者在检查中记录的图像。而且,在进入该扫描转换器 25 之前的数据是例如每个空间位置的振幅值或亮度值的集合,被称为“原始数据”。

[0032] 数据处理部 26,依照来自控制处理器 28 的控制,使用扫描转换前的原始数据、或扫描转换后的图像数据,根据下述的诊断非有效成分减少功能来执行处理(诊断非有效成分减少处理)。

[0033] 控制处理器 28 是具有作为信息处理装置(计算机)的功能、控制本超声波诊断装置主体的工作的控制单元。控制处理器 28 从内部存储部 29 读出用于执行图像生成、显示等的控制程序,在自带的存储器上展开,执行关于各种处理的演算、控制等。

[0034] 内部存储部 29 保管着用于执行下述的扫描序列、图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生的意见等)、诊断协议、收发条件、CFAR 处理控制程序、身体标志生成程序、及其他的数据组。另外,按照需要,也用于保管图像存储器 26 中的图像等。内部存储部 29 的数据也可以经由接口电路 30 向外部周边装置传送。

[0035] 接口部 30 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置得到的超声波图像等的的数据或分析结果等可以由接口部 30 通过网络传送到其他的装置中。

[0036] (诊断非有效成分减少功能)

[0037] 接着,对本超声波诊断装置 1 具有的、诊断非有效成分减少功能进行说明。这个功能使包含在回波信号的诊断非有效成分减少,使得在超声波图像中更加强调对诊断有效的信息做出贡献的信号成分(例如,来自组织或血流这样对诊断有效的区域的信号成分,称为“诊断有效成分”)和对诊断有效的信息未做出贡献的信号成分(例如,噪声成分,称为“诊断非有效成分”)的对比度。利用这个功能,能够在显示图像上强调例如与对诊断有效的信息做出贡献的组织区域等对应的亮度、和与对诊断有效的信息未做出贡献的噪声部分对应的亮度的对比度,能够改善超声波图像的视觉认知性。

[0038] 而且,在本实施方式中,为了具体地进行说明,以对于扫描转换后的数据即图像数据应用该诊断非有效成分减少功能的情况为例。但是,该功能不受数据格式限制,对于扫描转换前的数据即原始数据也可以适用。

[0039] 另外,在本实施方式中,以利用超声波诊断装置 1 来实现诊断非有效成分减少功能的情况为例进行说明。但是,为了实现本诊断非有效成分减少功能,超声波图像的摄像功能不是必须的。例如,也可以在医用工作站等超声波图像处理装置上安装专用程序,对预先获取的原始数据的超声波图像数据,执行本诊断非有效成分减少处理。

[0040] 进而,在本实施方式中,为了具体地进行说明,以对于由 B 模式摄像得到的超声波图像数据应用该诊断非有效成分减少功能的情况为例。但是,该功能不受摄像方式限制,对

于由多普勒模式等其他摄像方式得到的超声波图像数据也可以适用。

[0041] 图 2 是示出诊断非有效成分减少处理的流程的流程图。以下,对于各个步骤中的处理内容进行说明。在同一框图中,步骤 S3 至步骤 S6 对应于诊断非有效成分减少处理。

[0042] [超声波扫描 (回波信号的获取): 步骤 S1]

[0043] 首先,控制处理器 28 根据规定的扫描序列执行 B 模式摄像,获取回波信号 (步骤 S1)。

[0044] [B 模式处理 (图像数据的生成): 步骤 S2]

[0045] 接着,B 模式处理单元 23 对获取的回波信号施行对数放大、包络线检波处理等,生成原始数据。扫描转换器 25 使用从 B 模式处理单元 23 收到的原始数据,生成图像数据 (步骤 S2)。

[0046] [低分辨率图像数据的生成 : 步骤 S3]

[0047] 接着,数据处理部 26 利用规定的方法生成低分辨率图像 (模糊图像) 数据 (步骤 S3)。在此,所谓低分辨率图像数据是使用步骤 S2 中得到的图像数据所生成的平滑化的图像数据,使得分辨率低于原本的图像,。

[0048] 这个低分辨率图像数据是用于通过以肉眼 (macroscopical) 捕获信号从而区分组织成分和非组织成分的数据。对于其生成方法没有限定,作为典型例,有使用模糊 (blur) 滤波器等的滤波处理、或如下述那样的例子。即,首先,在图像数据上设定规定尺寸的小区域 (例如, $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域), 使用规定的窗函数,计算该小区域的平均值,并且进行映射处理使这个平均值作为与小区域的中心位置对应的像素的值。接着,使小区域的中心向例如邻近的像素移动,进行同样的这个映射处理。通过对图像数据上的全部像素执行这样的映射处理,能够生成低分辨率图像数据。另外,作为其他的方法,通过以规定的比例 (例如, $1/2$ 或 $1/3$) 间隔剔除由扫描转换器 25 输出的图像数据,其后利用规定的插补处理恢复原来的尺寸,能够生成低分辨率图像数据。

[0049] [判定诊断有效成分和诊断非有效成分 (量化图像的生成): 步骤 S4]

[0050] 接着,数据处理部 26 使用低分辨率图像数据,判定诊断有效成分和诊断非有效成分,例如图 3 所示那样,生成诊断有效成分设定为 1、诊断非有效成分设定为 0 的量化图像 (步骤 S4)。对于这个判定方法没有特别地限定。作为典型例,能够列举使用规定的函数或系数的乘法处理 (累计处理)、基于低分辨率图像数据的像素值的分布的阈值处理的判定,或者依照低分辨率图像数据的像素值的变化率 (微分系数) 的阈值处理的判定等。

[0051] [确定诊断有效成分和诊断非有效成分的校正系数 : 步骤 S5]

[0052] 接着,数据处理部 26 使用低分辨率图像数据及诊断有效成分和诊断非有效成分的边界,对每个像素确定校正系数 (步骤 S5)。例如,使灰度为 128 阶的情况下,当步骤 S4 中判定像素值 (灰度) = 80 是诊断有效成分和诊断非有效成分的边界时,数据处理部 26 依照例如图 4 所示的预先设定的对应关系,确定低分辨率图像数据的每个像素的校正系数,使得对于与诊断非有效成分对应的像素 (具有大于等于 0 小于 80 的值的像素) 分配大于等于 0 小于 1 的系数,另一方面,对于与诊断有效成分对应的像素 (具有大于等于 80 小于 128 的值的像素) 分配系数 1。

[0053] 而且,本步骤的系数确定方法,不限于图 4 所示的例子。例如,也可以通过在内部存储装置 29 中预先存储规定的计算公式、对应图表等来确定系数。

[0054] [定位后的信号值乘上对应的校正系数:步骤 S6]

[0055] 接着,数据处理部 26 对于步骤 S2 中得到的原来的图像数据的各像素值,乘上对应的校正系数,执行用于使诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度变大的校正处理(步骤 S6)。

[0056] [超声波图像的显示:步骤 S7]

[0057] 接着,监视器 14 基于来自数据处理部 26 的视频信号,以规定的形式显示强调了诊断有效成分和诊断非有效成分的对比度的超声波图像(步骤 S7)。

[0058] 图 5 是示出实施了本诊断非有效成分减少处理的超声波图像的图。图 6 是示出未进行本诊断非有效成分减少处理的、通常的超声波图像的图。若比较图 5 和图 6,则可知图 5 中利用本诊断非有效成分减少处理,相比图 6 更加强调诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度。

[0059] (数据量减少化功能)

[0060] 接着,对本超声波诊断装置具有的数据量减少化功能进行说明。该功能是使每帧的超声波图像数据旋转,减少向存储器写入数据总量/从存储器读出数据总量的功能。通过例如在诊断非有效成分减少处理前执行根据该功能的处理(数据量减少化处理),能够使到超声波图像显示为止的处理能力提高,且能够实现实时性高的超声波图像显示。

[0061] 图 7A、B、C 是示出用于说明本数据量减少化处理的一例的图。在采用扇形扫描进行超声波扫描的情况下,扫描转换后的图像数据成为图 7A 所示那样的扇形。将这样的扇形图像数据写入/读出存储器时,用现有的装置需要写入或读出图 7A 所示那样的矩形区域。因此,对于例如区域 S1、S2、S3 那样的超声波图像数据以外的不需要的区域也进行写入/读出。

[0062] 在本数据量减少化处理中,例如数据处理部 26 基于超声波扫描区域的形状或大小,例如像图 7B 所示那样,旋转所得到的超声波图像数据,使包含图像数据的矩形区域的面积最小,而使写入/读出该图像数据用的存储器区域最小化。对于这样写入到最小化的存储器区域中的图像数据执行已述的诊断非有效成分减少处理,其后,如图 7C 所示,旋转使图像数据成为原来的方向。由此,能够减少向存储器的写入数据总量/从存储器的读出数据总量,能够提高到超声波图像显示为止的处理能力。其结果,能够实现实时性高的超声波图像显示。

[0063] 另外,例如像图 8A 所示那样,在超声波扫描区域对于超声波照射面是倾斜方向的情况下,如图 8B 所示那样旋转,使包含图像数据的矩形区域的面积最小,而使写入/读出该图像数据用的存储器区域最小化。而后,在执行已述的诊断非有效成分减少处理后,如图 8C 所示,旋转使图像数据成为原来的方向。由此,能够提高到超声波图像显示为止的处理能力,且能够实现实时性高的超声波图像显示。

[0064] 若采用上述的结构,能够得到以下效果。

[0065] 在本实施方式涉及的超声波诊断装置中,生成用于以肉眼捕获信号成分的低分辨率图像数据,使用这些数据来确定诊断有效成分和诊断非有效成分,并对每个像素确定校正系数,使得在诊断有效成分中为 1,在诊断非有效成分中为大于等于 0 小于 1。另外,对于原来图像数据的各像素值,乘上对应的校正系数,执行用于使诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度变大的校正处理。即,由于在诊断有效成分中校正系数设定为 1,因此维

持该区域的画质。另一方面,由于在诊断非有效成分中校正系数设定为大于等于 0 小于 1,因此校正使像素值变得更低。因此,能够在维持诊断有效成分的画质的同时,更加强调诊断有效成分和诊断非有效成分的对比度。其结果,能够改善与组织等对应的信号成分、和与噪声对应的信号成分的对比度而提高视觉认知性,且能够减轻图像诊断中的观察作业的负担、对提高图像诊断的质量等做出贡献。

[0066] 另外,在本超声波诊断装置中,当将图像数据写入存储器时,旋转处理超声波扫描范围使数据的写入/读出的数据量最小,能够使成为处理对象的数据量减少。其结果,能够提高到超声波图像显示为止的处理能力,且能够实现实时性高的超声波图像显示。

[0067] 而且,本发明不限于上述实施方式的原样,在实施阶段不脱离其要旨的范围内,可以将构成要素变形并具体化。作为具体的变形例,举例如下。

[0068] (1) 本实施方式涉及的各项功能,能够通过在工作站等计算机上安装执行该处理的程序,并将它们在存储器上展开来实现。这时,能够使该方法在计算机上执行的程序也可以在磁盘(软(floppy,注册商标)盘、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、及半导体存储器等记录介质中存储并分发。

[0069] (2) 在上述实施方式中,为了维持诊断有效成分的画质,设定与该区域对应的像素的校正系数为 1。但是,本诊断非有效成分减少处理的一个目的是使诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度变大。因此,只要实现这个目的,诊断有效成分的校正系数没有必要非得是 1,为了与诊断非有效成分之间的对比度变大,也可以例如设定为超过 1 的规定值。

[0070] (3) 在上述实施方式中,以对于二维的超声波图像数据执行诊断非有效成分减少处理的情况为例进行了说明。但是,本诊断非有效成分减少处理不限于二维图像数据。例如,通过将三维图像数据分割成二维图像数据,并对于各二维图像数据执行已述的诊断非有效成分减少处理,也能够对于三维图像数据执行诊断非有效成分减少处理。另外,例如在步骤 S3 中,通过例如设定小区域为 $3 \times 3 \times 3 = 27$ 像素的区域,生成低分辨率图像的三维数据,在图像数据上设定规定尺寸的小区域(例如, $3 \times 3 = 9$ 像素的小区域),之后以三维数据单位进行同样的处理也能够实现。

[0071] (4) 在观察超声波图像时,一般对于某个最大亮度值,如果没有变化到某个指定的亮度值以上,那么即使更新图像数据,在视觉上也感觉不到变化。因此,在上述实施方式中,例如比较诊断非有效成分减少处理前或诊断非有效成分减少处理后的相邻帧间位置对应的像素值,当它们的差在全部像素中小于规定值的情况下,也可以不将时刻较新的帧的画面的图像数据传送到后段的处理中。若采用这样的结构,能够减少数据处理量,且能够提供实时性高的图像。

[0072] 另外,通过使上述实施方式中所揭示的多个构成要素适当地组合,能够形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。而且,也可以使涉及不同的实施方式的构成要素适当地组合。

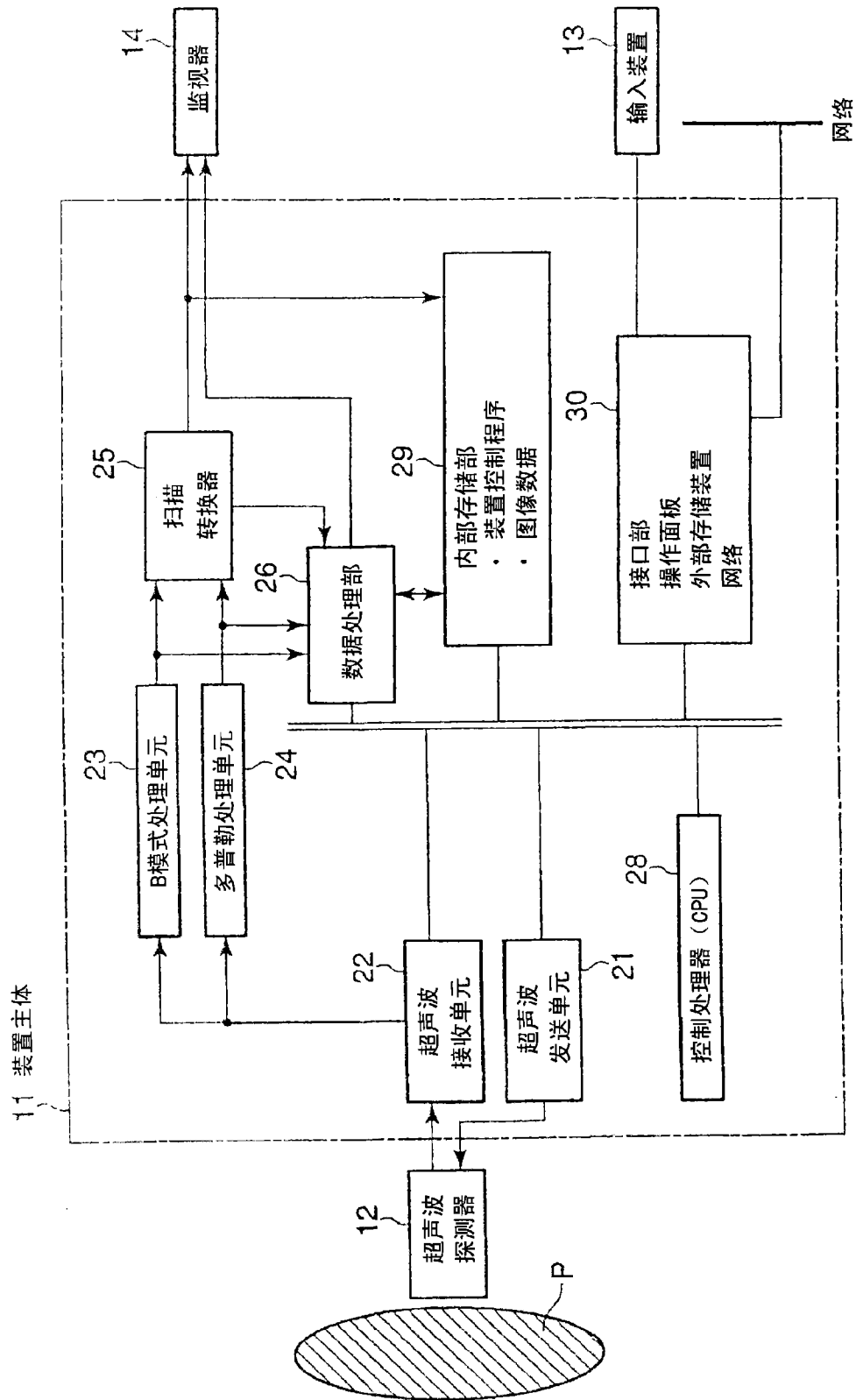


图1

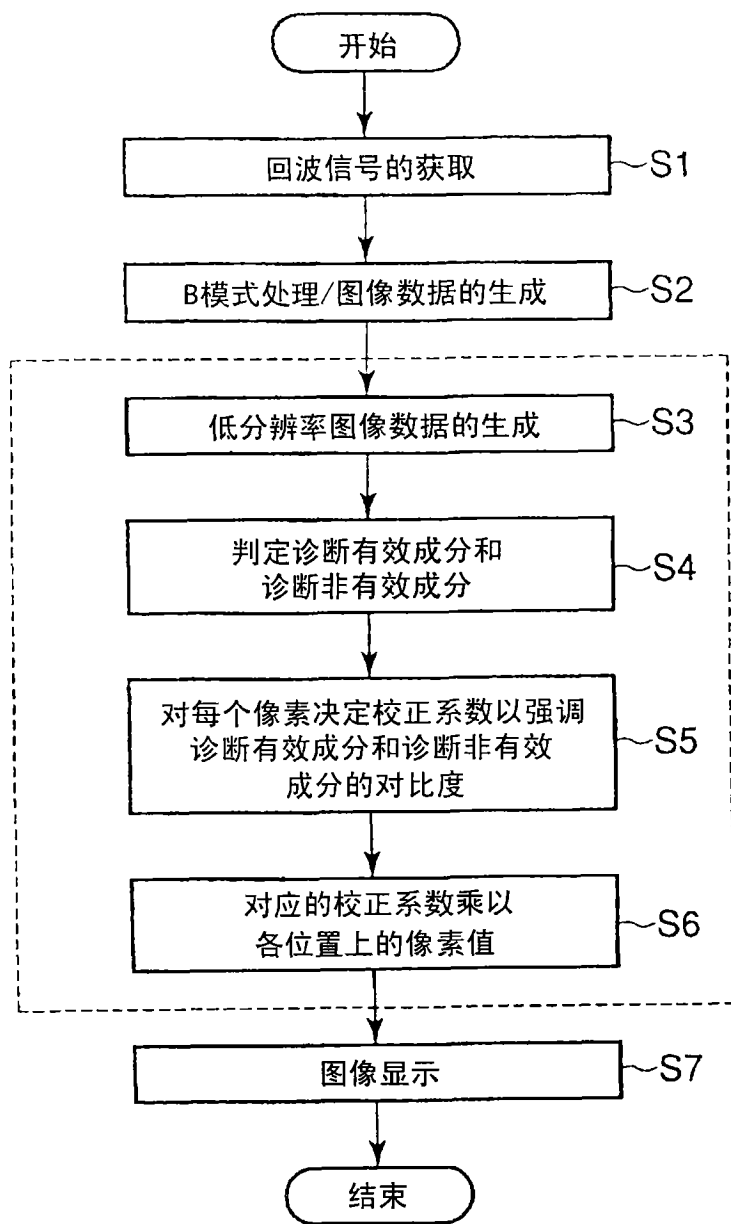


图 2

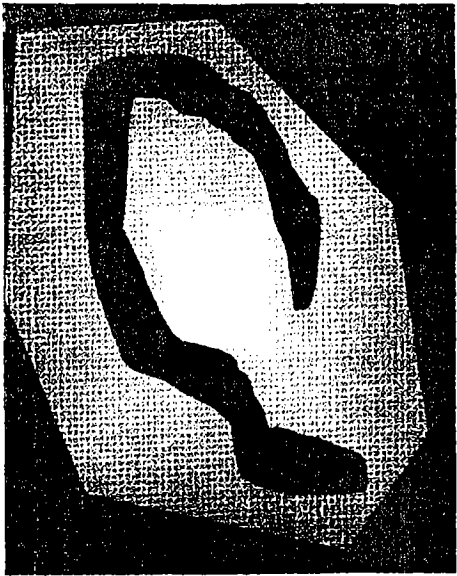


图 3

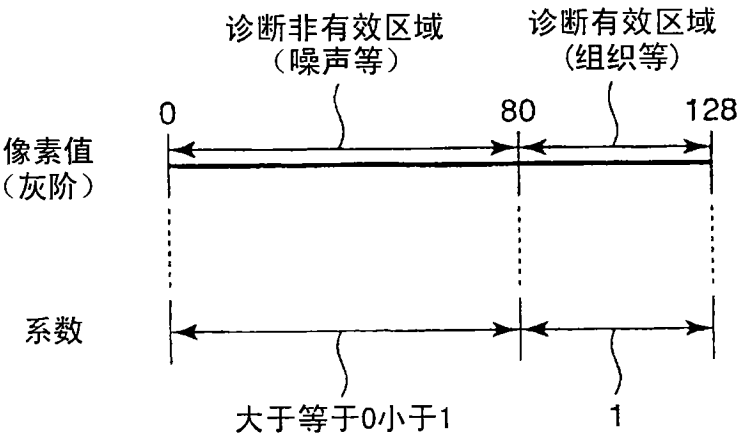


图 4



图 5



图 6

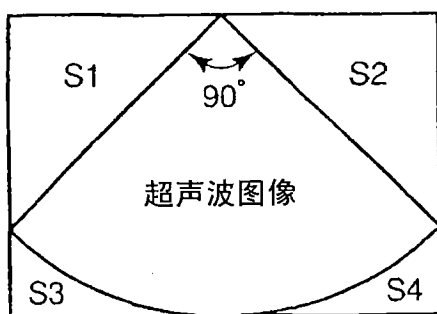


图 7A

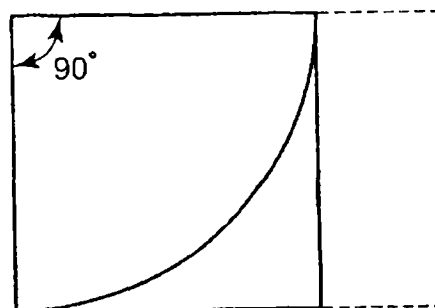


图 7B

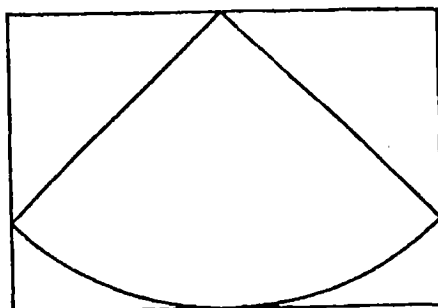


图 7C

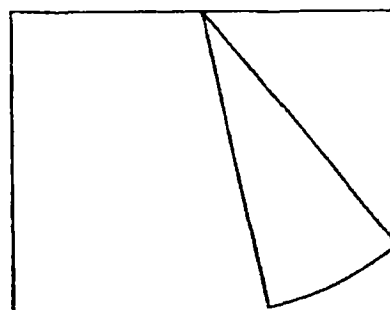


图 8A

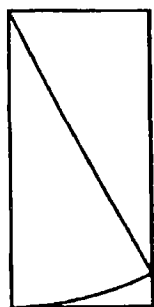


图 8B

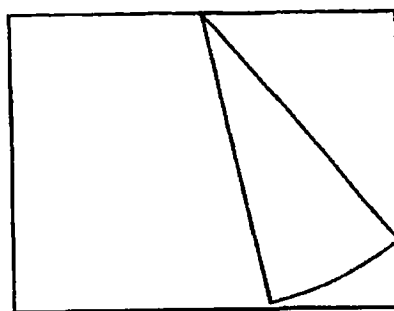


图 8C

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置及方法		
公开(公告)号	CN101467893B	公开(公告)日	2012-05-09
申请号	CN200810190226.7	申请日	2008-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	今村智久 栗田康一郎		
发明人	今村智久 栗田康一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	陈萍		
审查员(译)	张宇		
优先权	2007335336 2007-12-26 JP		
其他公开文献	CN101467893A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理装置，生成用于以肉眼捕获信号成分的低分辨率图像数据，使用这些数据来确定诊断有效成分和诊断非有效成分，并对每个像素确定校正系数，使得在诊断有效成分中为1，在诊断非有效成分中为大于等于0小于1。另外，对于原来图像数据的各像素值，乘上对应的校正系数，执行用于使诊断有效成分和诊断非有效成分之间的对比度变大的校正处理。即，由于在诊断有效成分中校正系数设定为1，因此维持该区域的画质。另一方面，由于在诊断非有效成分中校正系数设定为大于等于0小于1，因此校正使像素值变得更低。

