



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101375803 B

(45) 授权公告日 2012.06.13

(21) 申请号 200810210148.2

US 5860928 A, 1999.01.19, 说明书第3栏第

(22) 申请日 2008.08.29

45行至第7栏第33行、附图1-4B.

(30) 优先权数据

审查员 陈昭阳

2007-226621 2007.08.31 JP

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 宫木浩仲

(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 8/06(2006.01)

(56) 对比文件

WO 91/11146 A1, 1991.08.08, 全文.

JP 特开平6-285067 A, 1994.10.11, 全文.

CN 1257695 A, 2000.06.28, 全文.

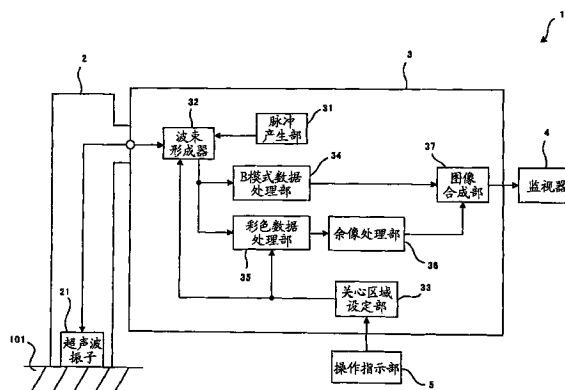
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明中的超声波诊断装置生成生物体内的被检查部位的断层图像,该超声波诊断装置的特征在于,具有:关心区域设定部,其设定断层图像中的关心区域;数据获取部,其从在关心区域内存在的一个声线数据中对至少两个位置的数据进行采样,其中,上述至少两个位置的数据具有在该一个声线数据中所包含的一个位置的数据、和在沿着该一个声线数据的深度方向从该一个位置上下隔着规定的像素数量的间隔的位置上存在的至少一个位置的数据;以及血流数据算出部,通过对由数据获取部进行了采样的各数据实施空间平均处理,算出一个位置中的血流数据。



1. 一种超声波诊断装置,作为声线数据输入对生物体内的被检查部位发送的超声波的反射波,并且对该声线数据实施规定的信号处理,由此生成上述被检查部位的断层图像,该超声波诊断装置的特征在于,具有:

关心区域设定部,其设定上述断层图像中的关心区域;

数据获取部,其从在上述关心区域内存在的一个声线数据中对至少两个位置的数据进行采样,其中,上述至少两个位置的数据具有在该一个声线数据中所包含的一个位置的数据、和在沿着该一个声线数据的深度方向从该一个位置上下隔着规定的像素数量的间隔的位置上存在的至少一个位置的数据;以及

血流数据算出部,其通过对由上述数据获取部进行了采样的各数据实施空间平均处理,算出上述一个位置中的血流数据,

其中,上述规定的像素数量的间隔根据上述关心区域的深度方向的距离被变更为以下程度的间隔:这种程度的间隔使得能够通过上述空间平均处理来除去大致同相位的噪声成分,并且使得在算出上述血流数据时不产生虚像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据获取部对至少四个位置的数据进行采样,其中,上述至少四个位置的数据由以下数据构成:上述至少两个位置的数据;以及在相对于上述一个声线数据在时间上连续的下一个声线数据中在与上述至少两个位置相同的深度位置上存在的其它至少两个位置的数据。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述数据获取部在上述关心区域内存在的声线数据的深度方向上,一边依次设定为从第一采样间隔到第二采样间隔为止的各采样间隔、一边进行上述至少两个位置的像素数据的采样,

上述血流数据算出部通过对在上述数据获取部中进行了采样的各像素数据实施空间平均处理,分别算出与上述各采样间隔对应的血流数据,并进一步根据与上述各采样间隔对应的血流数据的计算结果,将孤立的血流数据的数量为最小时的一个采样间隔设定为算出上述声线数据中的血流数据时的采样间隔。

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,特别是涉及一种能够根据声线数据算出血流数据的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往广泛地使用如下的超声波诊断装置:向作为被检体的生物体内发送超声波,并接收超声波在作为该生物体内的被检查部位的生物体组织中进行了反射的反射波,由此能够得到该生物体的断层图像、以及该断层图像的有关区域内的血流图像。并且,例如在手术操作者等用户进行病变的深达度的诊断或脏器内部的状态的观察等时使用由上述超声波诊断装置得到的生物体的断层图像和血流图像。

[0003] 并且,例如作为用于使用电子扫描方式的超声波振子来得到如上所述的生物体的断层图像和血流图像的装置,众所周知日本国特开平 1-148244 号公报所记载的超声波多普勒(doppler)装置。

[0004] 另外,在以往进行如下处理:在使用由电子扫描方式的超声波振子获取的各声线数据来生成血流图像的数据的情况下,例如在从该各声线数据提取出相邻的多个采样点的数据之后,对该多个采样点的数据进行分组以及平均化从而生成一个像素的血流图像的数据。

[0005] 但是,上述的处理由于是对相邻的多个采样点的数据简单地进行平均化的处理,因此存在平均化后的血流图像的数据的 S/N 未必最佳的问题。

[0006] 并且,在日本国特开平 1-148244 号公报中并没有具体提及用于解决上述问题的技术。其结果,在日本国特开平 1-148244 号公报的超声波诊断装置中,产生如下问题:例如将没有消除点噪声等噪声的状态的、低像质的血流图像的图像输出到监视器等显示部。

[0007] 本发明是鉴于上述的点而完成的,其目的在于提供一种通过提高根据声线数据生成的血流图像的数据的 S/N、从而能够输出与以往相比高像质的血流图像的图像的超声波诊断装置。

发明内容

[0008] 本发明中的超声波诊断装置,作为声线数据输入对生物体内的被检查部位发送的超声波的反射波,并且对该声线数据实施规定的信号处理,由此生成上述被检查部位的断层图像,该超声波诊断装置的特征在于,具有:关心区域设定部,其设定上述断层图像中的关心区域;数据获取部,其从在上述关心区域内存在的一个声线数据中对至少两个位置的数据进行采样,其中,上述至少两个位置的数据具有在该一个声线数据中所包含的一个位置的数据、和在沿着该一个声线数据的深度方向从该一个位置上下隔着规定的像素数量的间隔的位置上存在的至少一个位置的数据;以及血流数据算出部,其通过对由上述数据获取部进行了采样的各数据实施空间平均处理,算出上述一个位置中的血流数据。

[0009] 本发明中的超声波诊断装置,作为声线数据输入对生物体内的被检查部位发送的

超声波的反射波,并且对该声线数据实施规定的信号处理,由此生成上述被检查部位的断层图像,该超声波诊断装置的特征在于,具备:关心区域设定部,其设定上述断层图像中的关心区域;数据获取部,其在上述关心区域内存在的声线数据的深度方向上,一边依次设定为从第一采样间隔到第二采样间隔为止的各采样间隔、一边进行该声线数据中的像素数据的采样;以及血流数据算出部,其通过对在上述数据获取部中进行了采样的各像素数据实施空间平均处理,分别算出与上述各采样间隔对应的血流数据,上述血流数据算出部根据与上述各采样间隔对应的血流数据,将算出上述声线数据中的血流数据时的采样间隔重新设定为孤立的血流数据的数量成为最小的一个采样间隔。

附图说明

[0010] 图 1 是表示使用本实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波诊断系统的要部的结构的一例的图。

[0011] 图 2 是表示图 1 的超声波诊断装置所具有的彩色数据处理部的详细结构的一例的图。

[0012] 图 3 是表示在图 2 的空间平均电路中进行的一例的概要图。

[0013] 图 4 是表示在图 2 的空间平均电路中进行的一例的变形例的流程图。

具体实施方式

[0014] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0015] 图 1 至图 4 涉及到本发明的实施方式。图 1 是表示使用本实施方式所涉及的超声波诊断装置的超声波诊断系统的要部的结构的一例的图。图 2 是表示图 1 的超声波诊断装置所具有的彩色数据处理部的详细结构的一例的图。图 3 是表示在图 2 的空间平均电路中进行的一例的概要图。图 4 是表示在图 2 的空间平均电路中进行的一例的变形例的流程图。

[0016] 如图 1 所示,超声波诊断系统 1 具有如下部分来构成要部:超声波内窥镜 2;超声波诊断装置 3,其对来自超声波内窥镜 2 的回波信号实施处理,并将该处理后的回波信号作为影像信号而进行输出;监视器 4,其根据从超声波诊断装置 3 输出的影像信号进行图像显示;以及操作指示部 5,其具备能够输出用于进行对于超声波诊断系统 1 的各部分的指示的指示信号的开关等。

[0017] 超声波内窥镜 2 构成为基端侧与超声波诊断装置 3 可安装和拆卸、并且在顶端侧具有超声波振子 21。

[0018] 超声波振子 21 例如具有与线性扫描 (linear scanning) 和 (或) 凸面扫描 (convex scanning) 等电子扫描方式对应的结构。并且,超声波振子 21 根据从超声波诊断装置 3 输出的超声波信号,例如对作为生物体组织的被检查部位 101 发送超声波。另外,超声波振子 21 接收对被检查部位 101 发送的超声波的反射波,将基于该反射波的各声线的扫描信息作为回波信号而输出到超声波诊断装置 3。

[0019] 如图 1 所示,超声波诊断装置 3 构成为具有脉冲产生部 31、波束形成器 (beam former) 32、关心区域设定部 33、B 模式数据处理部 34、彩色数据处理部 35、余像处理部 36、以及图像合成部 37。此外,设为通过由 CPU 等构成的未图示的控制部对上述的超声波诊断

装置 3 的各部分进行控制。

[0020] 脉冲产生部 31 根据从未图示的控制部输出的控制信号将用于对超声波振子 21 进行驱动的脉冲信号输出到波束形成器 32。

[0021] 波束形成器 32 根据从脉冲产生部 31 输出的脉冲信号,生成用于在超声波振子 21 中产生超声波的超声波信号并进行输出。另外,波束形成器 32 对从超声波振子 21 输出的回波信号进行放大等处理,将进行了该处理之后的回波信号输出到 B 模式数据处理部 34 和彩色数据处理部 35。并且,波束形成器 32 根据从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号,由自身设定向被检查部位 101 的超声波的发射范围。然后,波束形成器 32 根据自身所设定的上述发射范围,将超声波信号输出到超声波振子 21。

[0022] 具有作为关心区域设定部的功能的关心区域设定部 33 根据来自操作指示部 5 的指示信号对在监视器 4 上进行图像显示的被检查部位 101 的血流图像的显示范围进行设定,将进行了该设定的内容作为显示范围设定信号而输出到彩色数据处理部 35。

[0023] 另外,关心区域设定部 33 进行设定使得将与被检查部位 101 的血流图像同时获取的断层图像的显示范围设为可显示(在监视器 4 上)的最大的范围。然后,关心区域设定部 33 将设定为断层图像的显示范围的内容与设定为血流图像的显示范围的内容合并,并且作为显示范围设定信号而输出到波束形成器 32。

[0024] B 模式数据处理部 34 在根据从波束形成器 32 输出的回波信号生成被检查部位 101 的断层图像之后,将该断层图像作为断层图像信号而输出到图像合成部 37。

[0025] 彩色数据处理部 35 根据从波束形成器 32 输出的回波信号、和从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号,使用彩色多普勒处理或能量多普勒处理生成由关心区域设定部 33 设定的范围内的作为血流图像的数据的血流数据,并且将该生成的血流数据输出到余像处理部 36。

[0026] 另外,彩色数据处理部 35 作为可进行彩色多普勒处理和能量多普勒处理中的至少一个的结构,例如如图 2 所示,构成为具有复数信号化电路 35a、MTI (Moving Target Indicator :运动目标指示器) 滤波器 35b、自相关电路 35c、空间平均电路 35d、保存有与在空间平均电路 35d 中进行的空间平均处理有关的规定的信息的存储器 35e、阈值处理电路 35f、以及坐标转换电路 35g。

[0027] 复数信号化电路 35a 对从波束形成器 32 输出的回波信号实施正交检波处理并输出到 MTI 滤波器 35b。

[0028] MTI 滤波器 35b 对从复数信号化电路 35a 输出的回波信号实施用于除去在生物体内进行低速运动的成分的滤波处理并输出到自相关电路 35c。

[0029] 自相关电路 35c 根据从 MTI 滤波器 35b 输出的回波信号,按每个声线生成表示复数自相关的向量的复数数据,并作为声线数据而输出到空间平均电路 35d。

[0030] 空间平均电路 35d 根据从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号,从存储器 35e 读入规定的信息,该规定的信息表示由关心区域设定部 33 设定的显示范围、与从自相关电路 35c 输出的声线数据的采样间隔之间的相关。然后,空间平均电路 35d 根据从自相关电路 35c 输出的声线数据、和从存储器 35e 读入的规定的信息,通过空间平均处理算出由关心区域设定部 33 设定的范围内的血流的速度和强度,并将该算出的血流的速度和强度作为血流数据而输出到阈值处理电路 35f。

[0031] 阈值处理电路 35f 实施从由空间平均电路 35d 输出的血流数据中分别除去例如速度成分为规定值以下的血流数据、和强度成分超出规定的范围的血流数据的处理,将该处理后的血流数据输出到坐标转换电路 35g。

[0032] 坐标转换电路 35g 根据从阈值处理电路 35f 输出的血流数据,在由关心区域设定部 33 设定的范围内设定存在该血流数据的坐标位置,并将该设定后的血流数据输出到余像处理部 36。

[0033] 此外,彩色数据处理部 35 也可以具有能够与进行彩色多普勒处理的模式(以后简记为彩色多普勒模式)、和进行能量多普勒处理的模式(以后简记为能量多普勒模式)的两个模式对应的结构,并且构成为能够根据来自操作指示部 5 的指示信号来切换该两个模式。

[0034] 并且,在彩色数据处理部 35 具有能够切换上述两个模式的结构的情况下,脉冲产生部 31 和波束形成器 32 也可以与彩色多普勒模式和能量多普勒模式的切换联动地进行如下控制:在能量多普勒模式中使从超声波振子 21 输出的超声波的脉冲(burst)波数或发送次数比彩色多普勒模式多。在脉冲产生部 31、波束形成器 32 以及彩色数据处理部 35 具有这种结构的情况下,超声波诊断装置 3 能够在能量多普勒模式中提高被检查部位 101 的血流图像的 S/N。

[0035] 余像处理部 36 构成为具有例如用于对所输入的血流数据的亮度值进行适当转换而输出的表格数据使得由关心区域设定部 33 设定的范围内的血流图像伴随着余像的同时显示在监视器 4 上。然后,余像处理部 36 对从彩色数据处理部 35 输出的血流数据实施使用了上述表格数据的数据转换处理,并且将该数据转换处理后的血流数据输出到图像合成部 37。

[0036] 图像合成部 37 通过将从 B 模式数据处理部 34 输出的断层图像信号、与从余像处理部 36 输出的血流数据进行合成,由此生成影像信号,并将该生成的影像信号输出到监视器 4。

[0037] 接着,说明超声波诊断系统 1 的作用。

[0038] 首先,用户将超声波内窥镜 2 插入到生物体内等,使超声波内窥镜 2 的顶端部接触到该生物体内的被检查部位 101 的所希望的观察部位。之后,用户通过对设置在操作指示部 5 上的规定的开关等进行操作,对在监视器 4 上进行图像显示的被检查部位 101 的断层图像的显示范围进行指示,并且使设置在超声波内窥镜 2 的顶端部的超声波振子 21 进行振动,向被检查部位 101 的所希望的观察部位发送超声波。

[0039] 关心区域设定部 33 根据来自操作指示部 5 的指示信号来分别对在监视器 4 上进行图像显示的被检查部位 101 的血流图像和断层图像的显示范围进行设定,并将该设定的内容作为显示范围设定信号而输出到波束形成器 32 和彩色数据处理部 35。

[0040] 波束形成器 32 根据从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号,由自身设定向被检查部位 101 的超声波的发射范围,并且根据自身设定的该发射范围将超声波信号输出到超声波振子 21。

[0041] 超声波振子 21 在根据从波束形成器 32 输出的超声波信号向被检查部位 101 发送超声波之后,接收来自被检查部位 101 的该超声波的反射波,并作为回波信号而输出到超声波诊断装置 3。

[0042] 被输入到超声波诊断装置 3 的回波信号通过波束形成器 32 而输出到 B 模式数据处理部 34 和彩色数据处理部 35。

[0043] B 模式数据处理部 34 在根据从波束形成器 32 输出的回波信号生成被检查部位 101 的断层图像之后,将该断层图像作为断层图像信号而输出到图像合成部 37。

[0044] 另一方面,对输入到彩色数据处理部 35 的回波信号在通过复数信号化电路 35a 实施正交检波处理、通过 MTI 滤波器 35b 实施滤波处理、并通过自相关电路 35c 转换为声线数据之后,输出到空间平均电路 35d。

[0045] 空间平均电路 35d 根据从自相关电路 35c 输出的声线数据、从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号、以及从存储器 35e 读入的规定的信息,通过空间平均处理算出由关心区域设定部 33 设定的范围内的血流数据。

[0046] 在此,具体说明空间平均电路 35d 进行的空间平均处理。

[0047] 在从自相关电路 35c 输出的声线数据中,将具有一个像素的数据的各点(具有成为采样候选的数据的各点)例如表示为图 3 所示的各圆圈。

[0048] 然后,空间平均电路 35d 根据从存储器 35e 读入的规定的信息,分别将从自相关电路 35c 输出的声线数据中的、例如图 3 的点 S、点 P1、点 P2、点 R1、点 R2 以及点 R3 的 6 个点作为采样点进行采样,并且对各个该采样点中的数据实施空间平均处理(加法平均处理),由此算出点 S 的血流数据。

[0049] 换句话说,具有作为数据获取部的功能的空间平均电路 35d 在算出图 3 的点 S 中的血流数据的情况下,分别对合计为 6 个的采样点中的数据进行了采样,其中,所述 6 个采样点由如下点构成:点 S 本身;在沿着点 S 所存在的声线数据的深度方向从点 S 上下隔着一个像素的间隔的位置上存在的点 P1 和点 P2;相对于点 S 所存在的声线数据在时间上连续的下一个声线数据中在与点 P1、点 S 以及点 P2 的各点相同的深度位置上存在的点 R1、点 R2 以及点 R3。然后,具有作为血流数据算出部的功能的空间平均电路 35d 通过对上述 6 个采样点中的数据实施空间平均处理(加法平均处理),由此算出点 S 的血流数据。

[0050] 另外,在一个血流数据的生成中,在对在声线数据的深度方向上相邻的位置的采样点进行了采样的情况下,由于噪声接近同相位而有可能生成没有充分除去噪声的血流数据,另外,在对在声线数据的深度方向上相互分离较大的位置的采样点进行了采样的情况下,有可能生成包含虚像的血流数据。因此,在存储器 35e 中,作为如使在空间平均电路 35d 中算出的血流数据的 S/N 最佳化那样的规定的信息,预先保存如一边根据由关心区域设定部设定的关心区域的深度方向的距离适当变更采样间隔、一边进行声线数据的采样那样的程序等控制信息。

[0051] 由此,空间平均电路 35d 例如沿着点 S 所存在的声线数据的深度方向,如从点 S 上下隔着两个像素的间隔的各位置、或者从该点 S 上下隔着三个像素的间隔的各位置那样,根据由关心区域设定部 33 设定的显示范围,一边适当变更与图 3 的点 P1 和点 P2 相当的采样点的采样位置、一边算出点 S 中的血流数据。此外,设为随着与图 3 的点 P1 和点 P2 相当的采样点的深度方向的位置被变更,与图 3 的点 R1 和点 R3 相当的采样点的深度方向的位置也同样地被变更。

[0052] 此外,空间平均电路 35d 在算出图 3 的点 S 中的血流数据的情况下,不限于进行上述 6 个采样点的采样。具体地说,空间平均电路 35d 例如也可以分别对合计为 9 个的采样

点中的数据进行采样,并且对该 9 个采样点中的数据实施空间平均处理(加法平均处理),由此算出点 S 中的血流数据,其中,上述合计为 9 个的采样点是将上述 6 个采样点与点 Q1、点 Q2 以及点 Q3 相加得到的,上述点 Q1、点 Q2 以及点 Q3 在相对于点 S 所存在的声线数据在时间上连续的前一个声线数据上在与点 P1、点 S 以及点 P2 的各点相同深度的位置上存在。另外,在本实施方式中,不限于在一个声线数据上对三个采样点进行采样,例如只要对至少两个采样点进行采样即可,其中,上述至少两个采样点具有在该一个声线数据中所包含的一个位置的数据、和沿着该一个声线数据的深度方向上在从该一个位置上下隔着规定的像素数量的间隔的位置上存在的至少一个位置的数据。

[0053] 然后,对于从空间平均电路 35d 输出的血流数据,在由阈值处理电路 35f 分别除去速度成分为规定值以下的血流数据以及强度成分超出规定范围的血流数据、并由坐标转换电路 35g 实施了坐标位置的设定之后,输出到余像处理部 36。

[0054] 对于从彩色数据处理部 35 输出的血流数据,在由余像处理部 36 实施数据转换处理、并在图像合成部 37 中与断层图像信号进行合成之后,输出到监视器 4。由此,向监视器 4 输出抑制了点噪声等噪声得到的、高像质的血流图像的图像。

[0055] 此外,关于空间平均电路 35d 的采样间隔,并不限于如上所述那样根据由关心区域设定部 33 设定的范围的深度方向的距离而适当变更,例如可以被设定为用户可进行选择的所希望的采样间隔,另外,也可以被设定为固定的采样间隔。

[0056] 另外,本实施方式的超声波诊断系统 1 也可以为了得到与上述的效果大致相同的效果而使各部分进行与后述的作用相应的动作。此外,为了说明的简单,适当省略与已述的内容相同的部分的同时进行以后的说明。

[0057] 首先,用户将超声波内窥镜 2 插入到生物体内等,使超声波内窥镜 2 的顶端部接触到该生物体内的被检查部位 101 的所希望的观察部位。之后,用户通过对设置在操作指示部 5 上的规定的开关等进行操作来对在监视器 4 上进行图像显示的被检查部位 101 的断层图像的显示范围进行指示。

[0058] 关心区域设定部 33 根据来自操作指示部 5 的指示信号来对在监视器 4 上进行图像显示的被检查部位 101 的断层图像的显示范围进行设定,并将该设定的内容作为显示范围设定信号而输出到波束形成器 32 和彩色数据处理部 35。

[0059] 空间平均电路 35d 根据从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号,分别对声线数据的深度方向上的最小采样间隔 $N_{\min}$ 、和最大采样间隔 $N_{\max}$ 进行设定(图 4 的步骤 S1),并且将表示采样间隔的变量 n 设为 $N_{\min}$ (图 4 的步骤 S2)。

[0060] 之后,当在操作指示部 5 中进行了用于对所希望的观察部位发送超声波的指示时,超声波振子 21 在根据波束形成器 32 的控制向被检查部位 101 发送超声波之后,接收来自被检查部位 101 的该超声波的反射波,并作为回波信号而输出到波束形成器 32。

[0061] 被输入到超声波诊断装置 3 的回波信号通过波束形成器 32 被输出到 B 模式数据处理部 34 和彩色数据处理部 35。

[0062] B 模式数据处理部 34 在根据从波束形成器 32 输出的回波信号生成被检查部位 101 的断层图像之后,将该断层图像作为断层图像信号而输出到图像合成部 37。

[0063] 另一方面,被输入到彩色数据处理部 35 的回波信号在通过复数信号化电路 35a 被实施正交检波处理、通过 MTI 滤波器 35b 被实施滤波处理、并通过自相关电路 35c 被转换为

声线数据之后,被输出到空间平均电路 35d。

[0064] 空间平均电路 35d 根据从关心区域设定部 33 输出的显示范围设定信号、和从自相关电路 35c 输出的声线数据,一边将声线数据的深度方向上的采样点的采样间隔设定为 n 个像素、一边进行上述的内容的空间平均处理(加法平均处理),由此算出由关心区域设定部 33 设定的范围内的血流数据(图 4 的步骤 S3)。

[0065] 并且,空间平均电路 35d 对所算出的各血流数据之中孤立的血流数据的数量 M_n 进行计数(图 4 的步骤 S4),并且暂时存储计数得到的结果。此外,空间平均电路 35d 例如根据与存在血流数据的一个像素相邻的 8 个像素的数据,在该 8 个像素的所有数据中不存在血流数据的情况下,提取该一个像素中的血流数据作为孤立的血流数据。

[0066] 之后,空间平均电路 35d 进行变量 n 是否为 $N_{\max}$ 的判断(图 4 的步骤 S5)。然后,空间平均电路 35d 在检测出变量 n 不是 $N_{\max}$ 的情况下,对变量 n 加 1(图 4 的步骤 S6),并且在直到变量 n 成为 $N_{\max}$ 为止的期间,对从自相关电路 35c 输出的声线数据重复进行图 4 的从步骤 S3 至步骤 S5 的处理。另外,空间平均电路 35d 在检测出变量 n 是 $N_{\max}$ 的情况下,参照自身存储的各 M_n 的值,使用 M_n 的值为最小的一个采样间隔,来进行以后的血流数据的算出(图 4 的步骤 S7)。

[0067] 本实施方式的超声波诊断系统 1 即使在进行了与以上所述的作用相应的动作的情况下,也能够将抑制了点噪声等噪声得到的、高像质的血流图像的图像输出到监视器 4。

[0068] 此外,本发明当然不限于上述的实施方式,在不脱离发明的宗旨的范围内可进行各种变更、应用。

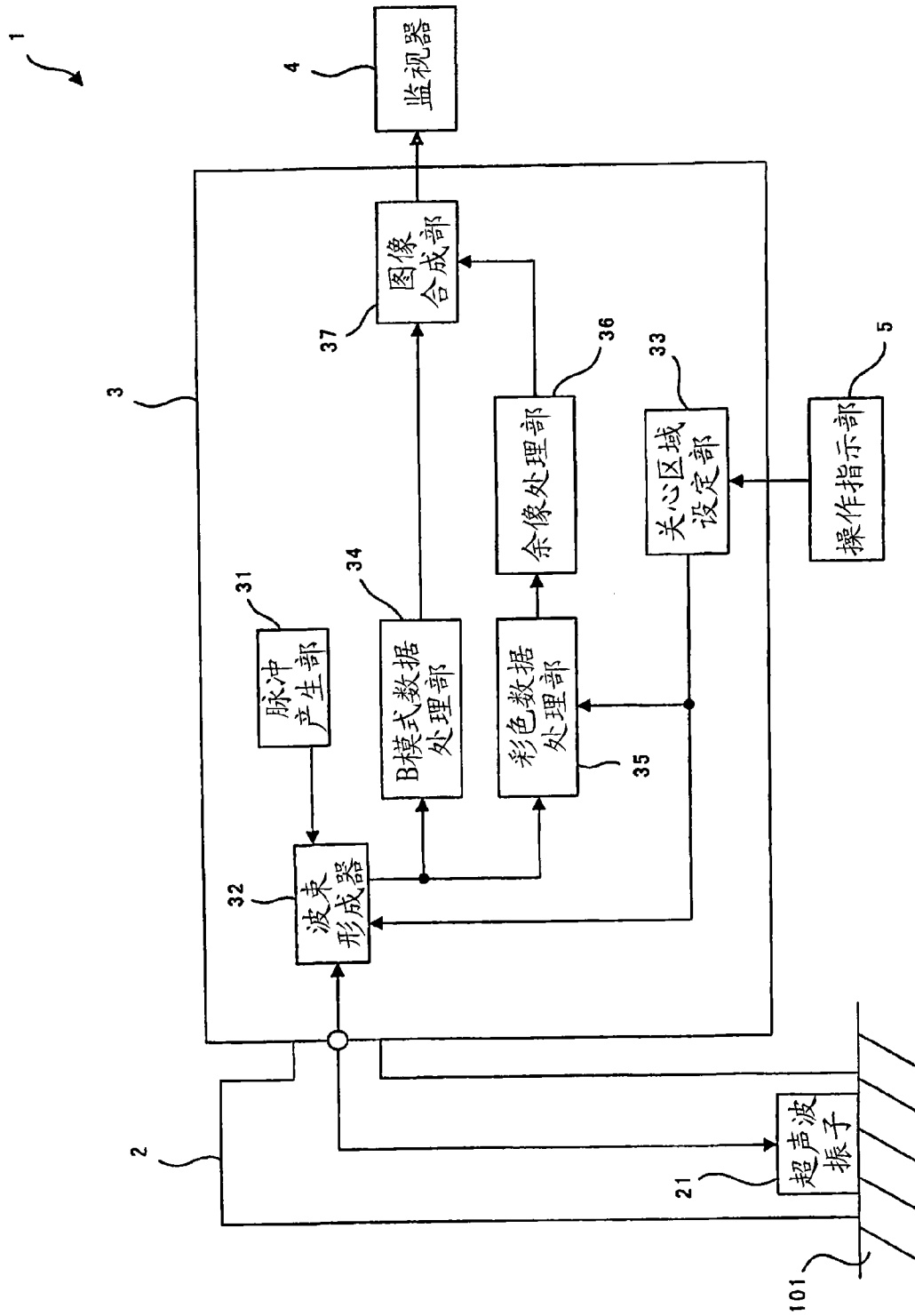


图 1

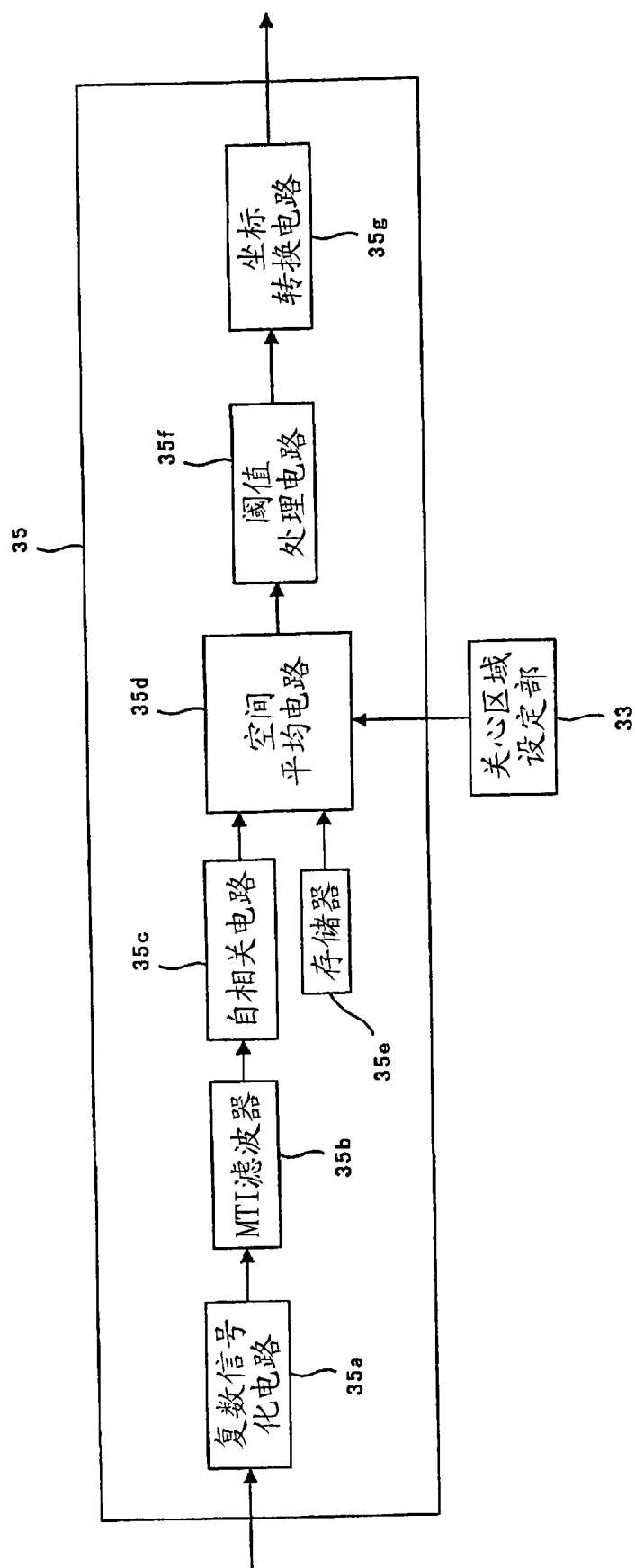


图 2

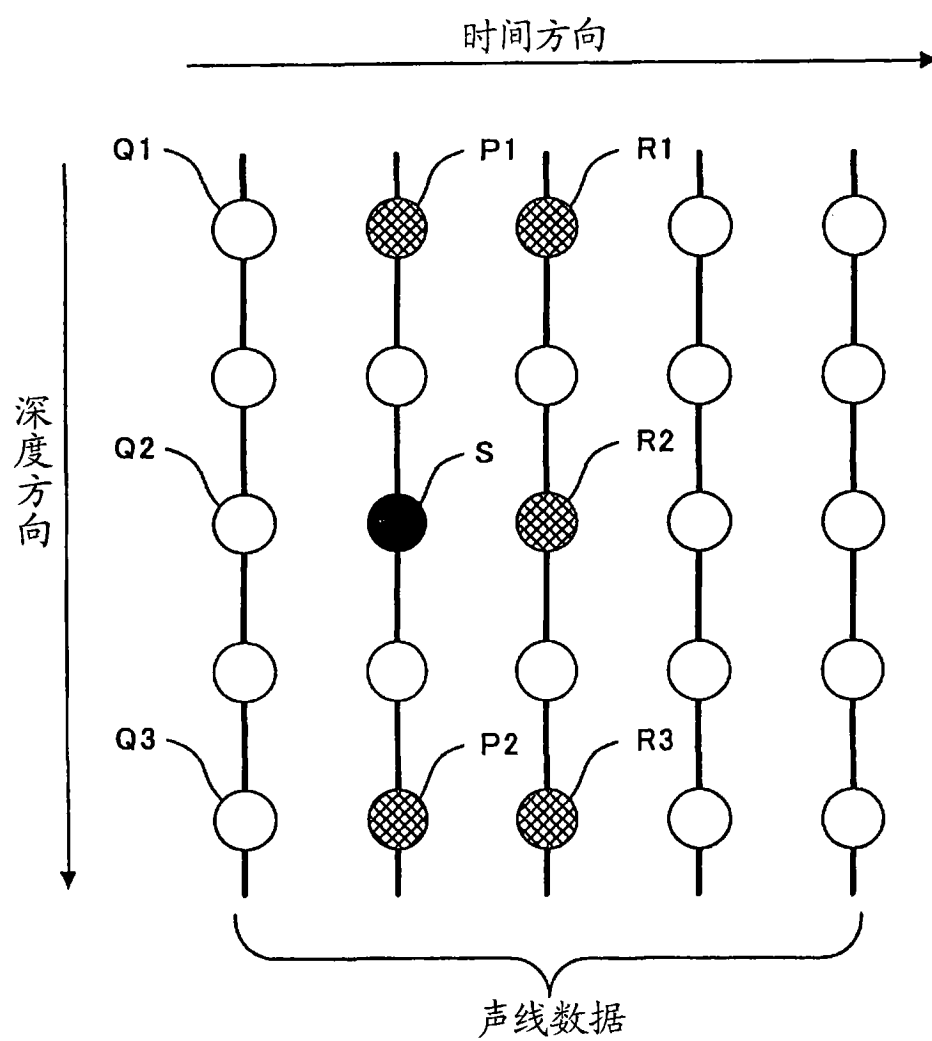


图 3

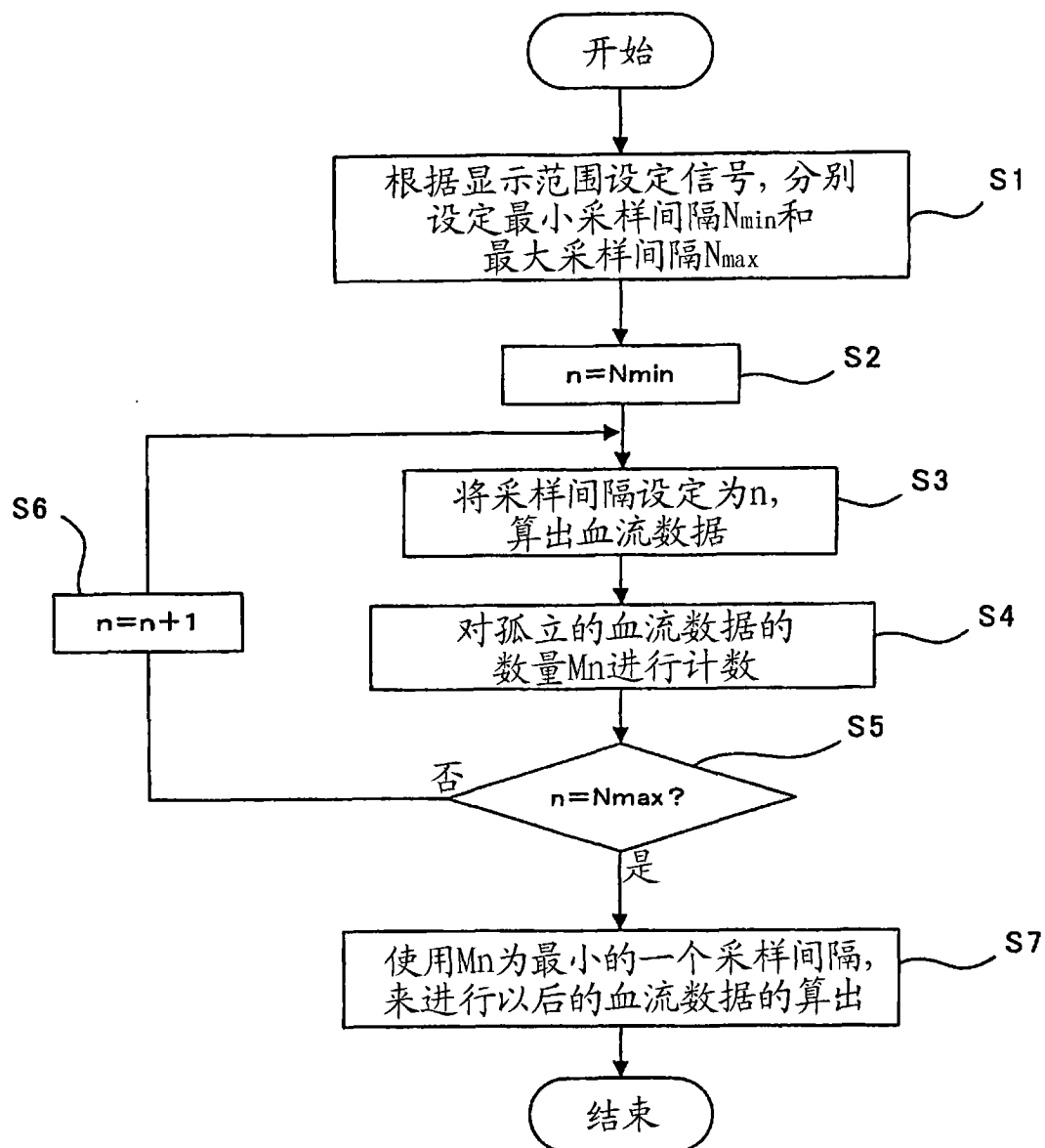


图 4

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101375803B	公开(公告)日	2012-06-13
申请号	CN200810210148.2	申请日	2008-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8977 A61B8/13 G01S7/52063 G01S15/8979 A61B8/12 A61B8/06		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2007226621 2007-08-31 JP		
其他公开文献	CN101375803A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明中的超声波诊断装置生成生物体内的被检查部位的断层图像，该超声波诊断装置的特征在于，具有：关心区域设定部，其设定断层图像中的关心区域；数据获取部，其从在关心区域内存在的一个声线数据中对至少两个位置的数据进行采样，其中，上述至少两个位置的数据具有在该一个声线数据中所包含的一个位置的数据、和在沿着该一个声线数据的深度方向从该一个位置上下隔着规定的像素数量的间隔的位置上存在的至少一个位置的数据；以及血流数据算出部，通过对由数据获取部进行了采样的各数据实施空间平均处理，算出一个位置中的血流数据。

