



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102958446 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 15

(21) 申请号 201280000866. 1

(22) 申请日 2012. 06. 28

(30) 优先权数据

2011-144602 2011. 06. 29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/066615 2012. 06. 28

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/002351 JA 2013. 01. 03

(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

(72) 发明人 志岐荣一 阿部仁人

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张丽

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2009-225917 A, 2009. 10. 08,

US 2009/0076387 A1, 2009. 03. 19,

US 2006/0058674 A1, 2006. 03. 16,

审查员 刘珊珊

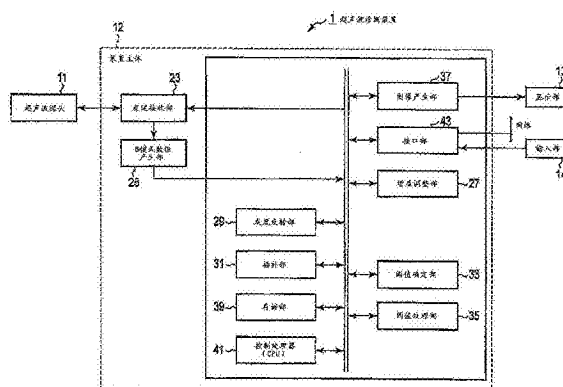
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

(57) 摘要

一种超声波诊断装置以及医用图像处理装置,其特征在于,具备:超声波探头;发送接收部,产生与被扫描区域对应的接收信号;B模式数据产生部,根据接收信号产生三维B模式数据;增益调整部,针对被扫描区域内的各扫描线上的深度、被扫描区域中的方位方向、被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值,对三维B模式数据执行增益调整;阈值确定部,使用执行了增益调整的三维B模式数据,确定用于分割被扫描区域中的管腔与非管腔的阈值;阈值处理部,使用所确定的阈值,执行用于从执行了增益调整的三维B模式数据中区别出与非管腔相关的数据的阈值处理;以及图像产生部,根据执行了阈值处理的三维B模式数据,产生与管腔相关的超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,具有多个超声波振子;

发送接收部,对各个上述超声波振子供给驱动信号,根据由各上述超声波振子产生的各接收回波信号,产生与被扫描区域对应的接收信号;

B模式数据产生部,根据上述接收信号,产生三维B模式数据;

增益调整部,使用以使与非管腔相关的信号值、像素值或者灰度接近一样的方式针对上述被扫描区域内的各扫描线上的深度、上述被扫描区域中的方位方向、以及上述被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值,对上述三维B模式数据执行增益调整;

阈值确定部,使用执行了上述增益调整的上述三维B模式数据,确定用于分割上述被扫描区域中的管腔与非管腔的阈值;

阈值处理部,使用所确定的上述阈值,执行用于从执行了上述增益调整的三维B模式数据区别出与上述非管腔相关的数据的阈值处理;以及

图像产生部,根据执行了上述阈值处理的三维B模式数据,产生与上述管腔相关的超声波图像,

上述增益调整部确定以下的差为上述增益调整值,即,

代表上述方位方向的角度相同的上述三维B模式数据的第1代表值和规定的基准值的第1差;

代表上述仰角方向的角度相同的上述三维B模式数据的第2代表值与上述基准值的第2差;以及

代表上述深度相同的上述三维B模式数据的第3代表值与上述基准值的第3差。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述增益调整部对与确定上述增益调整值所使用的上述三维B模式数据产生的时刻不同的三维B模式数据执行增益调整。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备:

显示部,显示上述超声波图像;以及

输入部,输入冻结所显示的上述超声波图像的操作,

上述增益调整部以经由上述输入部输入的冻结操作为契机,使用根据与被冻结的超声波图像相关的三维B模式数据确定的上述增益调整值,对与被冻结的上述超声波图像相关的三维B模式数据执行增益调整。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述阈值确定部将对执行了上述增益调整的上述三维B模式数据的直方图中的代表值相加上述直方图中的分布度的常数倍的值而得到的值确定为上述阈值。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述阈值确定部将对执行了上述增益调整的上述三维B模式数据的直方图中的代表值减去上述直方图中的分布度的常数倍的值而得到的值确定为上述阈值。

6. 根据权利要求4或5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备输入部,输入表示上述常数倍的数值。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

作为与上述管腔相关的超声波图像,上述图像产生部产生绘制图像与多剖面重建图像中的至少一个。

8.一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,具有多个超声波振子;

发送接收部,对各个上述超声波振子供给驱动信号,根据由各上述超声波振子产生的各接收回波信号,产生与被扫描区域对应的接收信号;

B模式数据产生部,根据上述接收信号,产生三维B模式数据;以及

增益调整部,使用以使与非管腔相关的信号值、像素值或者灰度接近一样的方式针对上述被扫描区域内的各扫描线的深度、上述被扫描区域中的方位方向、上述被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值,对上述三维B模式数据执行增益调整,

上述增益调整部确定以下的差为上述增益调整值,即,

代表上述方位方向的角度相同的上述三维B模式数据的第1代表值与规定的基准值的第1差;

代表上述仰角方向的角度相同的上述三维B模式数据的第2代表值与上述基准值的第2差;以及

代表上述深度相同的上述三维B模式数据的第3代表值与上述基准值的第3差。

9.根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备图像产生部,产生超声波图像,

上述图像产生部根据执行了上述增益调整的三维B模式数据,产生多剖面重建图像。

10.一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

存储部,存储三维B模式数据;

增益调整部,根据上述三维B模式数据,使用以使与非管腔相关的信号值、像素值或者灰度接近一样的方式针对被扫描区域内的各扫描线的深度、上述被扫描区域中的方位方向、上述被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值,对上述三维B模式数据执行增益调整;

阈值确定部,使用执行了上述增益调整的上述三维B模式数据,来确定用于分割上述被扫描区域中的管腔与非管腔的阈值;

阈值处理部,使用所确定的上述阈值,执行从执行了上述增益调整的三维B模式数据区别出与上述非管腔相关的数据的阈值处理;以及

图像产生部,根据执行了上述阈值处理的三维B模式数据,产生与上述管腔相关的超声波图像,

上述增益调整部确定以下的差为上述增益调整值,即,

代表上述方位方向的角度相同的上述三维B模式数据的第1代表值和规定的基准值的第1差;

代表上述仰角方向的角度相同的上述三维B模式数据的第2代表值与上述基准值的第2差;以及

代表上述深度相同的上述三维B模式数据的第3代表值与上述基准值的第3差。

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及显示被检体的管腔的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。

背景技术

[0002] 近年来,通过对被检体三维地扫描而收集来自被检体的回波信号的超声波诊断装置正在实用化。根据该超声波诊断装置,根据回波信号生成三维B模式数据,从而能够生成显示三维图像(例如,绘制图像等)。

[0003] 存在使用上述超声波诊断装置,以高亮度三维显示被扫描区域中的管腔(例如,血管、胆管等)的成像法(以下,称为腔(Cavity)成像法)。以下,将通过腔成像法产生的图像称为腔(Cavity)图像。腔图像是通过将三维B模式数据中的灰度反转之后生成三维图像(例如,绘制图像)而产生的。

[0004] 对灰度反转进行说明。例如,当B模式数据的灰度值具有0至255的范围的值、B模式数据的灰度值为10时,所谓将灰度反转是指使B模式数据的灰度值为 $255-10=245$ 。由于灰度值与亮度值对应,因此,如果B模式数据的灰度值是10那样的低灰度则与低亮度对应,如果B模式数据的灰度值是245那样的高灰度则与高亮度对应。

[0005] 腔成像法将三维B模式数据中的多个信号值或者多个像素值的灰度反转。通过灰度的反转,与高灰度(高亮度)的非管腔(例如,被检体内的实质脏器等)相关的实质数据的灰度变为低灰度(低亮度)。另外,与低灰度(低亮度)或者透明状态的管腔相关的管腔数据的灰度变为高灰度(高亮度)。由此,显示管腔。其中,就这样保持不变的话,则由于与管腔的灰度相比低灰度的实质数据存在于高灰度的管腔以外,因此,例如,如图17的(a)那样,有时以非管腔包围管腔的方式进行显示。在该情况下,难以识别管腔。此时,通过设定阈值,去除小于等于阈值的低灰度的实质数据,从而能够只显示高灰度的管腔。另外,图17的(a)是为了便于打印,将黑白反转了的图像。针对以下说明的图17的(b)、图17的(c)、图18的(a)、图18的(b)也相同。

[0006] 然而,实际上,由于超声波探头向被检体体表面的接触不充分或者在被扫描区域的深部超声波的强度减弱等,回波信号减少,从而主要是被扫描区域的侧部以及深部的实质数据的灰度变为低灰度。因此,在被灰度反转了的腔图像中,侧部以及深部的实质数据与管腔同样地变为高灰度。因此,如图17的(b)所示,产生通过阈值处理不能去除实质数据的问题。无法通过阈值处理去除的实质数据在腔图像中成为伪影。该伪影将降低操作者进行的管腔的检测能力以及诊断能力。此时,如果为了消除伪影而提高阈值,则如图17的(c)所示的那样管腔也同时消失。从而,存在难以通过阈值处理避免伪影的影响的问题。

[0007] 减少上述伪影的方法是使用体的去除功能的方法。在该方法中,首先,在所显示的腔图像上设定经由轨迹球由操作者输入的区域。接着,以输入部的面板上的开关操作为契机,去除与所设定的区域相关的体图像。一边使腔图像旋转,一边将上述步骤重复几次到十几次。通过上述步骤来去除伪影。该方法由于通过操作者的输入来设定所去除的区域,因

此,产生伪影的消除残留。因此,存在管腔的检测能力变低,诊断能力降低的问题。此外,由于上述区域的设定需要工夫与时间,因此,该方法存在检查场难以实施、不实用的问题。

[0008] 另外,预先将阈值的初期值设定为认为合适的值,但一般而言,最优的阈值根据被检体以及诊断部位而不同。因此,在初始状态下通常难以将阈值设定为最优的值,因此,如图18的(a)所示,一般的情况是在初始状态显示实质脏器等非管腔大量地残留的图像或者管腔大量地消失的不合适的图像。此时,需要经由操作者操作面板上的旋钮或者滑块而将阈值变更为合适的值。另外,为了调整B模式图像中的亮度,如果使用B模式增益旋钮变更增益值,则如图18的(b)所示,也变更了体图像中的灰度值。由此,需要再设定阈值。即,每次变更与B模式图像相关的诊断部位以及增益值都需要阈值的设定变更,操作性低,因此存在检查效率低的问题。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本特开平6-114060号公报

[0012] 专利文献2:日本特开2010-68987号公报

发明内容

[0013] 目的在于提供一种不用操作者动手就能够产生减少了伪影的腔图像的超声波诊断装置。

[0014] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置,其特征在于,具备:超声波探头,具有多个超声波振子;发送接收部,对各个上述超声波振子供给驱动信号,根据由各上述超声波振子产生的各接收回波信号,产生与被扫描区域对应的接收信号;B模式数据产生部,根据上述接收信号,产生三维B模式数据;增益调整部,使用针对上述被扫描区域内的各扫描线上的深度、上述被扫描区域中的方位方向、以及上述被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值,对上述三维B模式数据执行增益调整;阈值确定部,使用执行了上述增益调整的上述三维B模式数据,确定用于分割上述被扫描区域中的管腔与非管腔的阈值;阈值处理部,使用所确定的上述阈值,执行用于从执行了上述增益调整的三维B模式数据区别出与上述非管腔相关的数据的阈值处理;以及图像产生部,根据执行了上述阈值处理的三维B模式数据,产生与上述管腔相关的超声波图像。

[0015] 根据本实施方式,不用操作者动手就能够产生减少了伪影的腔图像。

附图说明

[0016] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构的结构图。

[0017] 图2是表示本实施方式所涉及的被扫描区域中的ROI的一个例子的图。

[0018] 图3是表示本实施方式所涉及的、根据三维B模式数据计算的规定的基准值的一个例子的图。

[0019] 图4是表示本实施方式所涉及的、针对方位方向的增益调整值的一个例子的图。

[0020] 图5是表示本实施方式所涉及的、针对仰角方向的增益调整值的一个例子的图。

[0021] 图6是表示本实施方式所涉及的、针对深度方向的增益调整值的一个例子的图。

[0022] 图7是表示本实施方式所涉及的、绘制处理中的透视投影法的一个例子的图。

[0023] 图8是表示本实施方式所涉及的、与绘制处理中的透视投影法相关的视线与观测体积的一个例子的图。

[0024] 图9是表示通过本实施方式得到的腔图像的一个例子的图。

[0025] 图10是表示本实施方式所涉及的、产生与管腔相关的超声波图像的处理的流程的流程图。

[0026] 图11是表示本实施方式所涉及的、与增益调整前的三维B模式数据所包含的多个信号值相关的直方图的一个例子的图。

[0027] 图12是表示本实施方式所涉及的、与增益调整后的三维B模式数据所包含的多个信号值相关的直方图的一个例子的图。

[0028] 图13是表示本实施方式所涉及的、与灰度反转相关的图表的一个例子的图。

[0029] 图14是将本实施方式所涉及的、被增益调整以及灰度反转后的三维B模式数据所包含的多个信号值的直方图与所确定的阈值一起示出的图。

[0030] 图15是本实施方式所涉及的、在灰度反转前去除与实质脏器相关的直方图信号时,将与增益调整后的三维B模式数据所包含的多个信号值相关的直方图与阈值一起示出的图。

[0031] 图16是表示本实施方式的图10的步骤Sa3所涉及的、确定增益调整值的处理的流程的流程图。

[0032] 图17是表示以往的腔图像的一个例子的图。

[0033] 图18是表示以往的腔图像的一个例子的图。

[0034] 符号说明

[0035] 1…超声波诊断装置、11…超声波探头、12…装置主体、13…显示部、14…输入部、23…发送接收部、25…B模式数据产生部、27…增益调整部、29…灰度反转部、31…插补部、33…阈值确定部、35…阈值处理部、37…图像产生部、39…存储部、41…控制处理器(CPU)、43…接口部

具体实施方式

[0036] 以下,参照附图说明本实施方式所涉及的超声波诊断装置。另外,在以下的说明中,针对具有大致相同的结构的构成要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0037] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的框结构图。如该图所示,超声波诊断装置1具有:超声波探头11、装置主体12、显示部13、与装置主体12连接且用于将来自操作者的各种指示・命令・信息取入装置主体12的输入部14。此外,也可以经由接口部43在本超声波诊断装置1上连接心电图扫描仪、心音图仪、脉搏计、呼吸传感器所代表的未图示的生物体信号测量部以及网络。以下,针对作为被扫描区域将进行扫描1体后停止扫描、显示与上述扫描相关的1体的图像的情况(单次扫描)进行说明,但本实施方式并不限于单次扫描。即,在实时地进行扫描时、以及在实时地扫描中经由后述的输入部14进行了冻结操作时等也能够适用。

[0038] 超声波探头11具有压电陶瓷等作为声音/电可逆的转换元件的压电振子。多个压电振子并列,装备在超声波探头11的顶端。另外,设为一个压电振子构成一个通道的结构进行说明。压电振子响应从后述的发送接收部23供给的驱动信号而产生超声波。压电振子响

应由被检体的生物体组织反射的超声波(以下,称为回波信号)的接收,产生接收回波信号。以下,将超声波探头11设为使一维阵列在与多个振子的排列方向正交的方向摆动来执行三维扫描的机械四维探头来进行说明。另外,超声波探头11并不限于机械四维探头,也可以是二维阵列探头。

[0039] 装置主体12具有:发送接收部23、B模式数据产生部25、增益调整部27、灰度反转部29、插补部31、阈值确定部33、阈值处理部35、图像产生部37、存储部39、控制处理器(中央运算处理装置:Central Processing Unit;以下,称为CPU)41、接口部43。另外,装置主体12也可以具有产生彩色或多普勒信号的彩色或多普勒处理部(未图示)。

[0040] 发送接收部23具有未图示的触发发生电路、发送延迟电路、脉冲发生器电路、前置放大器电路、模拟数字(Analog to Digital;以下,称为A/D)转换器、接收延迟电路、加法器等。触发发生电路以规定的额定频率重复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。触发发生电路例如以5kHz的额定频率重复发生速率脉冲。该速率脉冲按照通道数进行分配,并被发送至发送延迟电路。发送延迟电路对各速率脉冲赋予针对每个通道将超声波会聚成束状且确定发送指向性所需的延迟时间。脉冲发生器电路以基于该速率脉冲的定时,对超声波探头11的每个振子施加电压脉冲(驱动信号)。由此,将超声波波束发送至被检体。

[0041] 由被检体的生物体组织反射的回波信号经由超声波探头11被取入每个通道而作为接收回波信号。前置放大器电路对每个通道放大经由超声波探头11取入的来自被检体的接收回波信号。A/D转换器将放大后的接收回波信号转换成数字信号。接收延迟电路对转换成数字信号的接收回波信号赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器将赋予了延迟时间的多个接收回波信号相加。通过该相加,发送接收部23产生强调了来自对应于接收指向性的方向的反射分量的接收信号。根据该发送指向性和接收指向性来确定超声波发送接收的综合的指向性(根据该指向性,确定所谓的“超声波扫描线”)。发送接收部23将被扫描区域内的各扫描线的每个深度的接收信号输出至后述的B模式数据产生部25。另外,发送接收部23也可以具有并列接收功能,该并列接收功能同时接收通过一次超声波发送在多个扫描线上产生的回波信号。

[0042] B模式数据产生部25具有未图示的包络线检波器、对数转换器等。包络线检波器对从发送接收部23输出的接收信号执行包络线检波。包络线检波器将包络线检波后的信号输出至后述的对数转换器。对数转换器对包络线检波后的信号进行对数转换相对地强调弱的信号。B模式数据产生部25根据通过对数转换器而被强调了的信号,产生各扫描线的每个深度的信号值(B模式数据)。

[0043] B模式数据产生部25产生与被扫描区域中的方位(Azimuth)方向(排列振子的方向)、仰角(Elevation)方向(扫描面的摆动方向)、以及深度方向(以下,称为距离(Range)方向)对应起来排列多个信号值的B模式数据即原始数据(RAW Data)。另外,在本实施方式中,将原始数据、由后述的插补部31产生的体数据以及视线数据等总称为三维B模式数据。以下,为了简化说明,不丢失一般性地,设三维B模式数据这样的用语作为这些的总称,或者设为牢记原始数据来进行处理。另外,原始数据也可以是沿着扫描线而分别与方位方向、仰角方向、距离方向对应地排列多个像素值或者多个亮度值等的的数据。另外,三维B模式数据也可以是与在被扫描区域中预先设定的关心区域(Region Of Interest;以下,称为ROI)相关的数据。以下,为了简化说明,设三维B模式数据是与ROI相关的数据。B模式数据产生部25将

三维B模式数据输出至后述的增益调整部27。

[0044] 另外,B模式数据产生部25也可以将三维B模式数据存储在未图示的存储器。另外,当B模式数据产生部25将三维B模式数据存储在未图示的存储器时,也可以分别与方位方向、仰角方向、距离方向对应地执行上述排列。

[0045] 图2是表示被扫描区域中的ROI的一个例子的图。图2中的由实线包围的区域表示ROI。图2中的第1角度(φ)表示规定方位方向的扫描范围的角度。图2中的第2角度(ψ)表示规定仰角方向的扫描范围的角度。另外,第1、第2角度也可以是规定ROI的角度。另外,在图2中方位方向与仰角方向的摆角的中心一致,但不需要必须一致。另外,在图2中一维阵列为具有曲率的所谓的凸型,但并不限于此,也可以是曲率半径无限大的所谓的线性型。此时,方位方向的扫描线为平行,无法利用第1角度规定方位方向的扫描范围,但以下,设与一维阵列振子的排列中的位置对应地使用第1角度。

[0046] 另外,当超声波振子是二维阵列时,在仰角方向也变为线性型的排列,但即使在该情况下也与仰角方向的振子的排列的位置对应地使用第2角度。另外,当使用二维阵列进行扇形扫描时,除了摆角的中心置于振子上而扇状地对扫描线进行扫描之外,也能够应用图2。这样,图2并不由探头的类型或扫描方法限定,通过进行适当的解释而被普遍地应用。

[0047] 增益调整部27对被扫描区域内的各扫描线的距离方向的深度(以下,称为距离深度)、第1角度、第2角度的每一个,根据上述三维B模式数据,确定增益调整值。增益调整部27使用所确定的增益调整值,分别对三维B模式数据所包含的多个信号值执行增益调整。另外,增益调整部27也可以使用所确定的增益调整值,执行针对三维B模式数据所包含的多个像素值的每一个的增益调整。另外,作为三维B模式数据,增益调整部27除了使用原始数据之外还能够使用由后述的插补部31产生的体数据或视线数据。增益调整部27将增益调整后的三维B模式数据输出至后述的灰度反转部29。

[0048] 具体而言,增益调整部27根据三维B模式数据所包含多个信号值,来计算与三维B模式数据整体相关的规定的基准值。所谓规定的基准值例如是三维B模式数据所包含的多个信号值的平均值。另外,规定的基准值也可以是多个信号值的平均值以外的代表值(例如,最频值(mode)、中央值等)以及预先设定的固定值。增益调整部27针对每个第1角度,计算代表第1角度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的第1代表值。增益调整部27针对每一个第2角度,计算代表第2角度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的第2代表值。增益调整部27针对每个深度计算代表距离深度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的第3代表值。

[0049] 所谓第1代表值,例如是指第1角度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的平均值。所谓第2代表值,例如是指第2角度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的平均值。所谓第3代表值,例如是指深度相同、且包含于三维B模式数据的多个信号值的平均值。另外,第1至第3代表值也可以是最频值、中央值等。另外,增益调整部27也能够不使用信号值,而使用像素值或者亮度值。另外,增益调整部27也可以使用通过后述的灰度反转部29进行了灰度反转的三维B模式数据。

[0050] 增益调整部27针对每个第1角度计算从第1代表值差分了规定的基准值后的第1增益调整值。增益调整部27针对每个第2角度,计算从第2代表值差分了规定的基准值后的第2增益调整值。增益调整部27针对每个深度,计算从第3代表值差分了规定的基准值后的第3

增益调整值。以下,将第1至第3增益调整值总称为增益调整值。增益调整部27使用增益调整值,执行针对由第1、第2角度、深度规定的多个信号值的每一个的增益调整。

[0051] 以下,参照图3至图6,更详细地说明增益调整值的确定。

[0052] 图3是使用距离方向、方位方向、仰角方向各自正交的正交坐标系来表示三维B模式数据的图。在图3中,将分别与包含于三维B模式数据的多个信号值对应的多个采样点的每一个称为体素(voxel)。另外,在此所使用的体素这样的用语在本实施方式中,以比后述的原始体素转换中的体素更广的意思被使用,一般是指三维对象区域的采样点。另外,在图3中,表示三维B模式数据的直方体与图2不同,不是示出三维的被扫描区域的形状(以下,称为扫描形状)的直方体。例如,在一维阵列以规定的曲率排列的凸型的机械四维探头中,如图2那样随着在距离方向变深,扫描形状变为在方位方向以及仰角方向扇状地张开的形状。

[0053] 以下,为了简化说明,将多个信号值的每一个作为体素的值(以下,称为体素值 a_{ijk})来进行说明。体素值的下标 i 表示从原点(图3中的 a_{111})沿着距离方向的第 i 个位置(与深度对应)。体素值的下标 j 表示从原点沿着方位方向的第 j 个位置(与第1角度对应)。体素值的下标 k 表示从原点沿着仰角方向的第 k 个位置(与第2角度对应)。例如,图3中的 a_{ijk} 与 a_{162} 对应。以下,为了简化说明,设下标 i 、 j 、 k 的范围为 $1 \leq i \leq l$ 、 $1 \leq j \leq m$ 、 $1 \leq k \leq n$ 。即,图3中的直方体所包含的体素的总数为 $l \times m \times n$ 。另外,作为三维B模式数据如果不应用原始数据,而应用由后述的插补部31产生的体数据,则图3中的距离方向、方位方向、仰角方向分别与实际空间的正交坐标系中的正交的3个轴方向对应。另外,作为三维B模式数据如果应用由后述的插补部31产生的视线数据,则图3中的距离方向、方位方向、仰角方向分别与例如图8中的视线的距离(深度)方向和近平面的不同的2边的方向对应。

[0054] 作为规定的基准值,增益调整部27通过将直方体中的体素值的和除以体素的总数,来计算ROI整体的体素值的平均值 M 。具体而言,平均值 M 通过以下的数学式来计算。

[0055] 【数学式1】

$$[0056] \quad M = \left(\sum_{i=1, j=1, k=1}^{l, m, n} a_{ijk} \right) / (l \times m \times n)$$

[0057] 图4是表示本实施方式所涉及的、针对方位方向的增益调整值的一个例子的图。增益调整部27针对每个1角度(方位方向)计算第1代表值(同一方位的体素值的平均值)。具体而言,第1代表值 A_j 通过以下的数学式来计算。

[0058] 【数学式2】

$$[0059] \quad A_j = \left(\sum_{i=1, k=1}^{l, n} a_{ijk} \right) / (l \times n)$$

[0060] 接着,增益调整部27通过从与每个第1角度对应的第1代表值 A_j 减去平均值 M ,来计算与每个第1角度对应的第1增益调整值($A_j - M$)。

[0061] 图5是表示本实施方式所涉及的、针对仰角方向的增益调整值的一个例子的图。增益调整部27针对每个第2角度(仰角方向)计算第2代表值(同一仰角的体素值的平均值)。具体而言,第2代表值 E_k 通过以下的数学式来计算。

[0062] 【数学式3】

$$[0063] \quad E_k = \left(\sum_{i=1, j=1}^{l, m} a_{ijk} \right) / (l \times m)$$

[0064] 接着,增益调整部27通过从与每个第2角度对应的第2代表值 E_k 减去平均值 M ,来计算与每个第2角度对应的第2增益调整值($E_k - M$)。

[0065] 图6是表示本实施方式所涉及的、针对距离方向的增益调整值的一个例子的图。增益调整部27针对每个深度(距离方向),计算第3代表值(同一距离的体素值的平均值)。具体而言,第3代表值 R_i 通过以下的数学式来计算。

[0066] 【数学式4】

$$[0067] \quad R_i = \left(\sum_{j=1, k=1}^{m, n} a_{ijk} \right) / (m \times n)$$

[0068] 接着,增益调整部27通过从与每个深度对应的第3代表值 R_i 减去平均值 M ,来计算与每个深度对应的第3增益调整值($R_i - M$)。

[0069] 增益调整部27使用第1至第3增益调整值,执行针对由第1、第2角度、深度规定的多个信号值的每一个的三维的增益调整。具体而言,增益调整按照以下的式子来执行。

[0070] 【数学式5】

$$[0071] \quad b_{ijk} = a_{ijk} - (R_i - M) - (A_j - M) - (E_k - M)$$

[0072] 在此, b_{ijk} 是增益调整后的信号值。

[0073] 另外,增益调整部27也可以根据所输入的三维B模式数据来确定增益调整值,针对作为确定增益调整值的基础的三维B模式数据执行增益调整,针对通过后续的扫描而输入的三维B模式数据所包含的多个信号值的每一个执行增益调整。另外,增益调整部27也能够对所输入的每个三维B模式数据,根据所输入的三维B模式数据来确定增益调整值,并执行增益调整。

[0074] 灰度反转部29使与增益调整后的三维B模式数据相关的灰度反转。由此,与实质脏器相关的灰度被从高灰度反转为低灰度。与管腔相关的灰度被从低灰度或者透明状态反转为高灰度。灰度反转部29将灰度反转后的三维B模式数据输出至后述的插补部31。另外,灰度反转部29也可以将与由后述的阈值处理部35输出的数据的信号值相关的灰度反转。

[0075] 插补部31使用灰度反转后的三维B模式数据,执行数据的插补,以将数据排列到为后述的绘制处理而预先设定的视线上。插补部31通过数据的插补,产生在图8中后述的视线上配置了数据的视线数据。另外,插补部31也可以使用增益调整后的三维B模式数据来产生视线数据。插补部31将视线数据向后述的阈值确定部33和阈值处理部35输出。另外,插补部31可以通过数据插补将由B模式数据产生部25产生的原始数据进行原始体素(RAW Voxel)转换,产生体数据(通常在按照单位长度来划分了作为体的直方体的格子上配置体素),也可以根据原始数据或者体数据产生视线数据。

[0076] 阈值确定部33使用视线数据来执行统计处理。另外,阈值确定部33既可以使用通过原始体素转换产生的体数据来执行统计处理,也可以使用原始数据来执行统计处理。一般而言,执行统计处理的前提条件是增益调整结束,而灰度反转处理既可以结束,也可以不

结束。具体而言,阈值确定部33根据视线数据的信号值的大小和频度,来计算平均值和标准偏差。接着,阈值确定部33例如如以下那样,使用平均值、规定的常数和标准偏差,来计算阈值。

[0077] 阈值=平均值+规定的常数×标准偏差

[0078] 另外,也可以不使用信号值的大小,而使用像素值、亮度值、灰度值的大小等。另外,也能够不使用标准偏差而使用其他的分布度(方差、平均偏差等)。另外,也可以不使用平均值而使用最频值、中央值等。

[0079] 阈值确定部33一般使用代表视线数据的值(以下,称为第4代表值)、分布度和规定的常数,如以下那样地计算阈值。所谓第4代表值例如是上述平均值、最频值、中央值等的总称。

[0080] 阈值=第4代表值+规定的常数×分布度

[0081] 预先设定上述2式子中的规定的常数,以使阈值成为与管腔(例如,血管、胆管等)相关的信号值和与非管腔(例如,被检体内的实质脏器等)相关的信号值之间的值。在与非管腔相关的信号值的分布中,根据经验,由被检体以及诊断部位等造成的偏差很少。因此,规定的常数例如使用各种被检体或诊断部位的数据来确定,也能够预先设定。设定值可以是1个,例如也可以针对每个诊断部位来设定。此时,规定的常数预先存储于未图示的存储器。阈值确定部33从未图示的存储器读出规定的常数,执行阈值的计算。另外,上述规定的常数能够由操作者经由后述的输入部14适当地进行调整。另外,阈值确定部33也能够根据被扫描区域的由每次扫描所产生的视线数据构成的视线数据组来确定阈值。

[0082] 阈值处理部35使用由阈值确定部33确定的阈值,对于视线数据执行阈值处理。阈值处理部35通过阈值处理从视线数据所包含的多个信号值中取出与管腔相关的信号值。具体而言,在将视线数据灰度反转后的情况下,阈值处理部35对比阈值小的多个信号值分配零。另外,阈值确定部35也可以从视线数据所包含的多个信号值中剪裁出比阈值大的多个信号值。另外,阈值处理部35也可以从视线数据所包含的多个信号值中去除比阈值小的多个信号值。阈值处理部35将阈值处理后的视线数据输出至后述的图像产生部37。

[0083] 另外,在灰度反转前执行上述阈值处理时,阈值处理部35使用由阈值确定部33确定的后述的阈值,对大于由阈值确定部33确定的阈值的多个信号值,分配最大值(例如,在此为255)。

[0084] 另外,阈值处理部35还能够通过使上述阈值处理中的大小关系相反,从而取出与非管腔相关的信号值。另外,阈值处理部35也可以被组入后述的图像产生部37。

[0085] 图像产生部37使用从阈值处理部35输出的视线数据来执行绘制处理。另外,当结束了阈值处理的数据是原始数据或者体数据时,由插补部31进行插补处理并在转换成视线数据之后执行绘制处理。另外,当结束了阈值处理的数据是灰度反转前的数据时,由灰度反转部29进行灰度反转处理之后执行绘制处理。图像产生部37通过绘制处理,产生与管腔相关的二维超声波图像。以下,作为绘制处理,使用图7对体绘制进行说明。另外,绘制处理并不限于体绘制,例如,也可以是最大值投影法(Maximum Intensity Projection:以下,称为MIP)等。

[0086] 图像产生部37通过绘制处理,为了在后述的显示部13的二维的显示器上显示三维的物体,执行视线数据的投影。即,图像产生部37通过将三维物体投影到投影面,而产生二

维平面上的图像。在投影法中存在透视投影法和平行投影法。图7是表示绘制处理中的透视投影法的一个例子的图。透视投影法是视点(投影中心)距离物体有限长的投影法。由此,从视点到物体的距离越长(距离视点越远),物体越小地投影到投影面。另一方面,虽然没有图示,但平行投影法是视点位于距离物体无限远的位置的投影法。另外,体绘制时,也可以使用任一投影法。

[0087] 图8是表示与体绘制中的透视投影法相关的视线和观测体积的一个例子的图。所谓观测体积是指能够从视点观察物体的区域。在此,所谓物体,与超声波三维扫描中的ROI或者ROI的一部分对应。通过超声波的三维扫描得到的三维B模式数据所包含的多个信号值在灰度反转之后,通过插补部31的插补处理,配置到观测体积内的视线上。所谓视线是指在从视点贯穿观测体积内的各方向距离的直线。另外,在此使用的视线这样的用语是依据上述定义的用语,与一般的三维计算机制图中的视线的定义不同。

[0088] 图像产生部37通过体绘制法将排列在1个视线上的观测体积内的多个信号值投影到投影面。由此,图像产生部37产生超声波图像1像素的图像数据。图像产生部37针对多个视线的每一个执行以上的处理,从而产生超声波图像。此时,图像产生部37将所产生的超声波图像中的信号列转换成电视等代表的一般的视频格式的信号列,产生作为显示图像的超声波图像。另外,图像产生部37也可以根据从未图示的彩色或者多普勒处理部输出的彩色或者多普勒信号,来产生彩色或者多普勒图像。图像产生部37也可以根据三维B模式数据,产生与ROI相关的多剖面重建(MultiPlanar Reconstruction:以下,称为MPR)图像。关于MPR图像,图像产生部37通过使用进行了上述增益调整、阈值处理以及灰度反转处理的三维B模式数据,而产生作为与管腔相关的二维超声波图像的MPR图像。另外,图像产生部37通过使用进行了上述增益调整的三维B模式数据来产生灵敏度均匀的MPR图像。

[0089] 存储部39存储焦点深度不同的多个接收延迟模式、本超声波诊断装置1的控制程序、诊断协议、发送接收条件等各种数据组、三维B模式数据、由图像产生部37产生的超声波图像以及MPR图像、由增益调整部27使用的规定的基准值、由阈值确定部33使用的规定的常数、与确定增益调整值的算法相关的程序、与确定阈值的算法相关的程序等。存储部39存储刚要进行经由后述的输入部14操作的冻结操作之前的超声波图像以及视线数据等。

[0090] CPU41根据由操作者从输入部14输入的模式选择、接收延迟模式列表的选择、发送开始・结束,来读出存储于存储部39的发送接收条件与装置控制程序,并按照这些来控制装置主体12。例如,CPU41按照从存储部39读出的控制程序,控制增益调整部27、灰度反转部29、插补部31、阈值确定部33、和阈值处理部35。

[0091] 接口部43是与输入部14、网络、未图示的外部存储装置以及生物体信号测量部相关的接口。由装置主体12得到的超声波图像等数据以及解析结果等能够经由接口部43和网络向其他的装置转送。

[0092] 显示部13根据来自图像产生部37的输出,显示超声波图像以及MPR图像。显示部13通过上述处理而以高亮度显示被扫描区域(或者ROI)中的管腔(例如,血管、胆管等)。图9是表示在显示部13中以高亮度显示出的图像(腔图像)的一个例子的图。另外,显示部13对由图像产生部37产生的超声波图像以及MPR图像,也可以执行亮度、对比度、动态范围、 γ 校正等调整以及色彩图的分配。

[0093] 输入部14与接口部43连接,将来自操作者的各种指示・命令・信息・选择・设定

取入装置主体12。输入部14具有未图示的轨迹球、开关按钮、鼠标、键盘等输入设备。输入设备检测显示于显示画面上的光标的坐标,并将检测到的坐标输出至CPU41。另外,输入设备也可以是设计成覆盖显示画面的触摸面板。此时,输入部14利用电磁感应式、电磁应变式、感压式等坐标读取原理检测触摸指示的坐标,并将检测到的坐标输出至CPU41。另外,如果操作者操作输入部14的结束按钮或者冻结按钮,则结束超声波的发送接收,装置主体12变为暂时停止状态。另外,输入部14也可以按照操作者的指示,对装置主体12输入规定的基准值。另外,输入部14也可以输入阈值确定部33所使用的规定的常数。

[0094] (腔图像产生功能)

[0095] 所谓腔图像产生功能是指,根据三维B模式数据执行增益调整,根据增益调整后的三维B模式数据确定阈值,根据所确定的阈值执行阈值处理,从而产生与管腔相关的超声波图像(以下,称为腔图像)的功能。以下,说明与腔图像产生功能相关的处理(以下,称为腔图像产生处理)。

[0096] 图10是表示产生腔图像的处理的流程图。

[0097] 在针对被检体的超声波发送接收之前,根据经由输入部14的操作者的指示,执行患者信息的输入、发送接收条件、各种超声波数据收集条件、ROI的设定以及更新等。这些设定以及更新存储于存储部39。如果结束了这些输入/选择/设定/确定,则操作者将超声波探头11抵接到被检体体表面的规定的位置。接着,发送接收部23朝向被检体发送超声波。根据与所发送的超声波对应的回波信号的接收(即,超声波扫描),产生接收信号(步骤Sa1)。

[0098] 根据所产生的接收信号,产生三维B模式数据(步骤Sa2)。图11是与增益调整前的三维B模式数据所包含的多个信号值相关的直方图。与实质脏器相关的信号值的特征是与管腔相关的信号值大。与伪影相关的信号值的直方图以重叠于与管腔相关的信号值的直方图的方式存在。

[0099] 根据三维B模式数据,针对距离深度、第1、第2角度的每一个确定增益调整值(步骤Sa3)。使用所确定的增益调整值,对三维B模式数据所包含的多个信号值的每一个,执行三维的增益调整(步骤Sa4)。通过增益调整,与伪影相关的直方图被取入与实质脏器相关的直方图。由此来区别与管腔相关的直方图和与实质脏器相关的直方图。

[0100] 以下,对通过三维的增益调整,来分离与管腔相关的直方图和与伪影相关的直方图的逻辑进行说明。在被扫描区域中的空间中,实质脏器与管腔相比覆盖更广的区域来分布。另一方面,由于管腔与实质脏器相比较为细小的局部,因此,在被扫描区域($I \times m \times n$)中管腔所占的体积比实质脏器小。此外,在与方位方向对应的面积($I \times n$)、与仰角方向对应的面积($I \times m$)、以及与距离方向对应的面积($m \times n$)的每一个中,管腔所占的面积比实质脏器所占的面积小。从而,规定的基准值以及第1至第3代表值成为反映出实质脏器的值。另一方面,由于伪影起因于实质脏器的回波信号,因此,与实质脏器同样地在被扫描区域的空间中,与管腔相比较覆盖更广的区域来分布。由于这些,规定的基准值以及第1至第3代表值成为反映出实质脏器以及伪影的值。

[0101] 由于这些,针对与实质脏器以及伪影相关的信号值的增益调整的影响比针对与管腔相关的信号值的增益调整的影响大。即,在与管腔相关的直方图和与伪影相关的直方图重叠的信号值附近,只关于与伪影相关的直方图更强地执行增益调整。在此,关于管腔与伪影,由于即使在直方图上重叠在空间上也是分离的,因此,能够进行这样的增益调整。通过

该增益调整,将与管腔相关的直方图和与伪影相关的直方图相区分。图12是表示与增益调整后的三维B模式数据所包含的多个信号值的大小相关的直方图的一个例子的图。

[0102] 执行了增益调整的多个信号值通过灰度反转部29被灰度反转。图13是表示与灰度反转相关的图表的一个例子的图。根据该图表,例如,示出了当所输入的信号值为10、且信号值的最大值为255时,所输出的信号值为 $255-10=245$ 的情况。使用灰度反转后的多个信号值,来执行统计处理(步骤Sa5)。通过步骤Sa5中的统计处理,例如,计算直方图整体中的信号值的平均值和标准偏差。在被扫描区域以及ROI中,与管腔的体积相比实质脏器的体积大。因此,直方图整体中的信号值的平均值与标准偏差成为接近与实质脏器的直方图中的信号值的平均值与标准偏差的值。使用通过统计处理计算出的平均值和标准偏差来确定阈值(步骤Sa6)。使用所确定的阈值,对执行了增益调整的三维B模式数据执行阈值处理(步骤Sa7)。图14是将增益调整以及灰度反转后的三维B模式数据所包含的多个信号值的直方图与所确定的阈值一起示出的图。图14中的阈值例如是对规定的常数倍的标准偏差加上平均值得到的值。通过阈值处理,去除与实质脏器以及伪影相关的直方图。根据阈值处理后的三维B模式数据,产生与管腔相关的超声波图像(步骤Sa8)

[0103] 另外,也可以对原始数据、体数据、视线数据的某一个都分别执行增益调整、灰度反转、阈值处理。另外,关于增益调整、灰度反转、阈值处理,也可以对原始数据执行一部分的处理、对体数据执行一部分的处理,对视线数据执行一部分的处理。另外,增益调整与灰度反转也能够交换处理的顺序。另外,灰度反转与阈值处理也能够交换处理的顺序。当在灰度反转之前执行阈值处理时,确定阈值的计算如以下那样。

[0104] 阈值=平均值-规定的常数 $\times$ 标准偏差

[0105] 一般而言,为

[0106] 阈值=第4代表值-规定的常数 $\times$ 分布度。

[0107] 与管腔相关的直方图以小于阈值的方式存在,与实质脏器相关的直方图以大于等于阈值的方式存在,因此,去除大于等于阈值的直方图。即,对属于大于等于阈值的直方图的多个信号值的每一个分配最大灰度(例如,255)。图15是在灰度反转前去除与实质脏器相关的直方图时,将与增益调整后的三维B模式数据所包含的多个信号值相关的直方图与阈值一起示出的图。

[0108] (增益调整值确定功能)

[0109] 所谓增益调整值确定功能是指,根据三维B模式数据,针对被扫描区域内的各扫描线的深度、规定方位方向的扫描范围的第1角度、规定被扫描区域的仰角方向的扫描范围的第2角度每一个确定增益调整值的功能。以下,说明与增益调整值确定功能相关的处理(以下,称为增益调整值确定处理)。

[0110] 图16是表示图10的步骤Sa3所涉及的、确定增益调整值的处理的流程的流程图。计算对三维B模式数据所包含的多个信号值进行平均得到的值(以下,称为基准值)(步骤Sb1)。针对多个第1角度的每一个,计算对第1角度相同的多个信号值进行平均得到的值(以下,称为第1平均值)(步骤Sb2)。针对每个第1角度计算从第1平均值差分了基准值得到的第1差(第1增益调整值)(步骤Sb3)。对多个第2角度的每一个,计算对第2角度相同的多个信号值进行平均得到的值(以下,称为第2平均值)(步骤Sb4)。针对每个第2角度计算从第2平均值差分了基准值得到的第2差(第2增益调整值)(步骤Sb5)。针对被扫描区域中的多个深度

的每一个,计算对深度相同的多个信号值进行平均得到的值(以下,称为第3平均值)(步骤Sb6)。针对每个深度,计算从第3平均值差分了基准值得到的第3差(第3增益调整值)(步骤Sb7)。另外,计算第1至第3增益调整值的顺序能够分别适当地交换。第1至第3差被确定为分别与多个信号值的每一个的第1、第2角度以及深度对应的第1至第3增益调整值(步骤Sb8)。通过这样的增益调整,与实质脏器相关的信号值、像素值或者灰度变得接近一样。

[0111] 根据以上所述的结构,能够得到以下的效果。

[0112] 根据本超声波诊断装置1,能够使用根据三维B模式数据确定的三维的增益调整值,针对三维B模式数据所包含的多个信号值的每一个执行三维的增益调整。通过使用增益调整后的三维B模式数据或者体数据所包含的多个信号值执行统计处理,从而能够确定分割管腔与非管腔所使用的阈值。通过使用所确定的阈值执行阈值处理,从而能够产生与管腔相关的图像(腔图像)。由于这些,所以能够产生大幅度减少了伪影的与管腔相关的超声波图像,提高了诊断能力。此外,由于提高了用于得到腔图像的操作性,所以检查效率提高。

[0113] 另外,根据本超声波诊断装置1,确定增益调整值的算法没有使用区别并处理实质脏器与管腔那样的复杂的算法,而仅仅使用平均,所以能够提高实时性。由此,能够每次产生三维B模式数据时更新增益调整值,能够执行最优的增益调整。此外,由于针对三维B模式数据所包含的多个信号值的每一个确定了增益调整值,因此,能够执行高精度的增益调整。由于这些,通过提高实时性和提高管腔的检测能力,从而检查效率提高。

[0114] 此外,根据本超声波诊断装置1,如单次扫描那样,关于通过针对被扫描区域的1次扫描得到的三维B模式数据,也能够进行增益调整以及阈值处理。另外,并不限于单次扫描,即使对实时扫描时以及在实时扫描中进行冻结而产生超声波图像的情况等,也能够执行增益调整以及阈值处理。

[0115] 另外,根据本超声波诊断装置1,例如,即使为了调整B模式图像的亮度而进行了STC(Sensitivity Time Control:灵敏度时间控制)增益调整以及B模式增益调整,也维持最优的阈值,大幅度地提高了操作性。这是由于以下的理由。在B模式增益调整中,直方图的分布状态没有变化,只是分布整体的信号值或者灰度等发生改变,因此,不需要再设定规定的常数。另外,在STC增益调整中,某个深度的信号值或者灰度发生变化,但由于在本实施方式中的增益调整值确定功能中,以与实质脏器相关的信号值接近一样的方式来确定增益调整值,因此,不需要再设定规定的常数。

[0116] 此外,根据本超声波诊断装置1,通过执行三维的增益调整,从而,例如,提高了fIy through(内窥镜)等的管腔的精度。由此,提高诊断效率。

[0117] 另外,作为上述实施方式的变形例,当利用医用图像处理装置来实现本超声波诊断装置1的技术思想时,例如,成为具有图1的结构图中的实线内的构成要素的结构。此时,与腔图像产生相关的处理与从步骤Sa3到步骤Sa8的处理对应。关于这些处理,与实施方式相同。另外,步骤Sa3中的三维B模式数据预先存储于存储部39。另外,在医用图像处理装置中,也能够读入从超声波诊断装置输出的DICOM文件(例如,三维B模式数据等),并执行上述处理。此外,实施方式所涉及的各功能也能够通过将执行该处理的程序安装到工作站等计算机,并在存储器上展开这些程序来实现。此时,能够使计算机执行该方法的程序也能够存储于磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等存储介质中并发布。

[0118] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形包含于发明的范围或要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

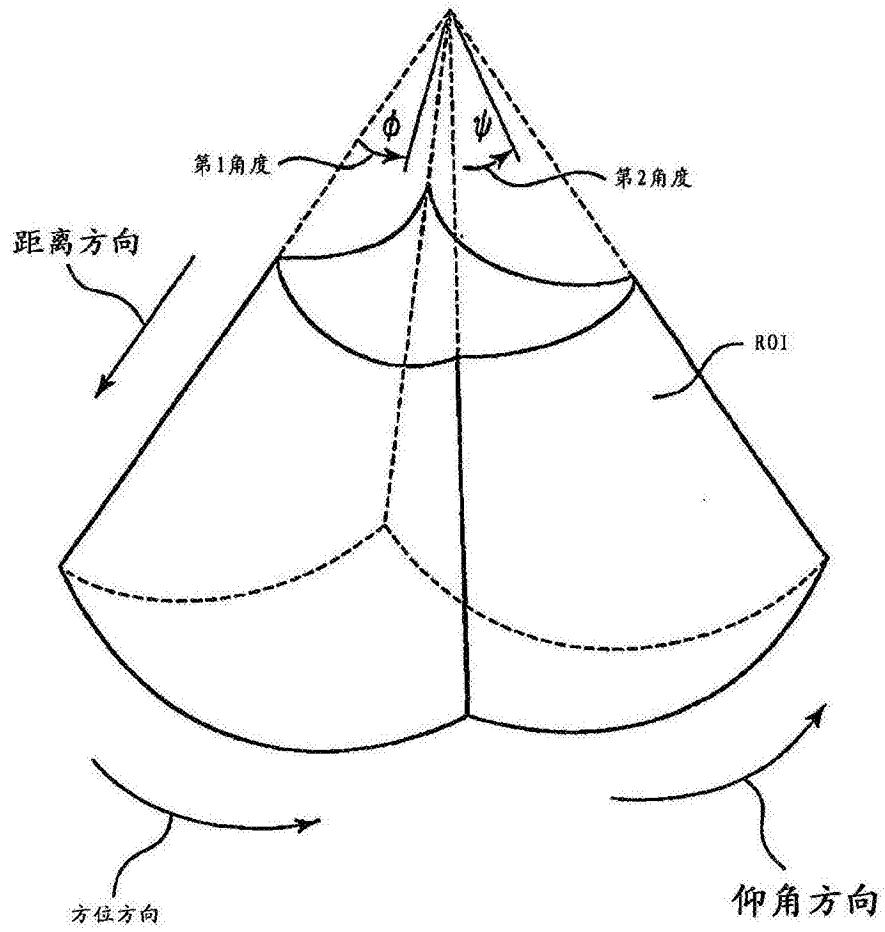


图2

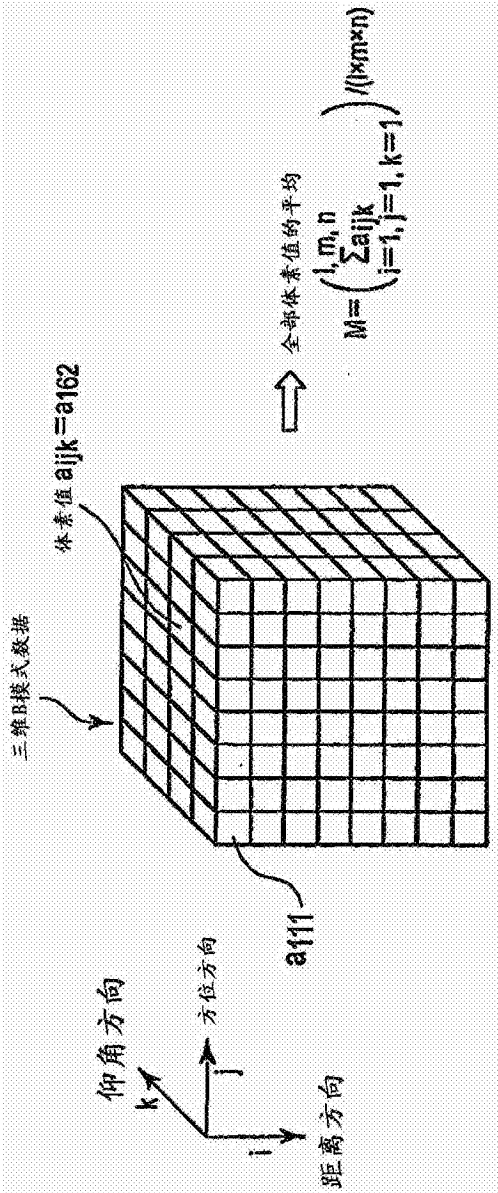


图3

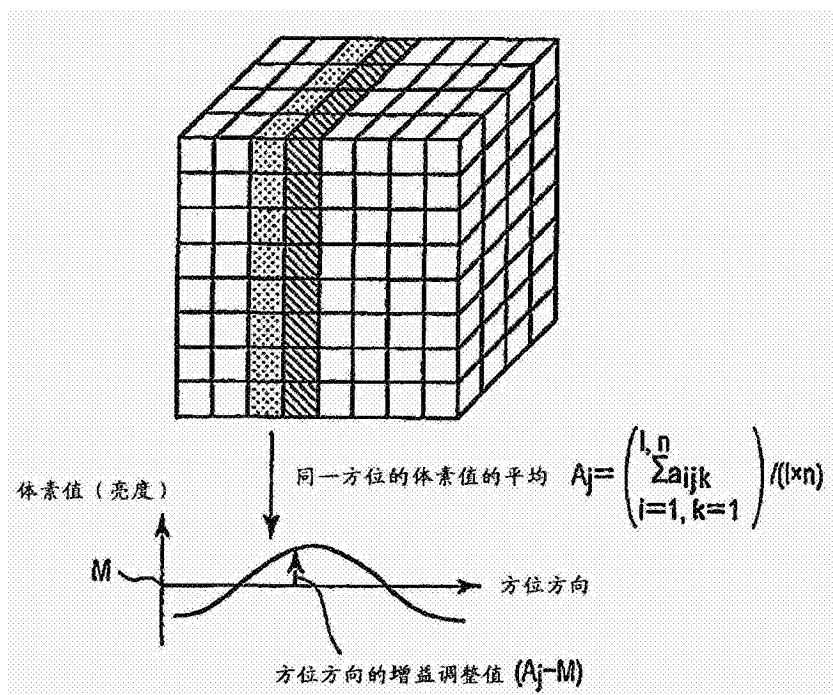


图4

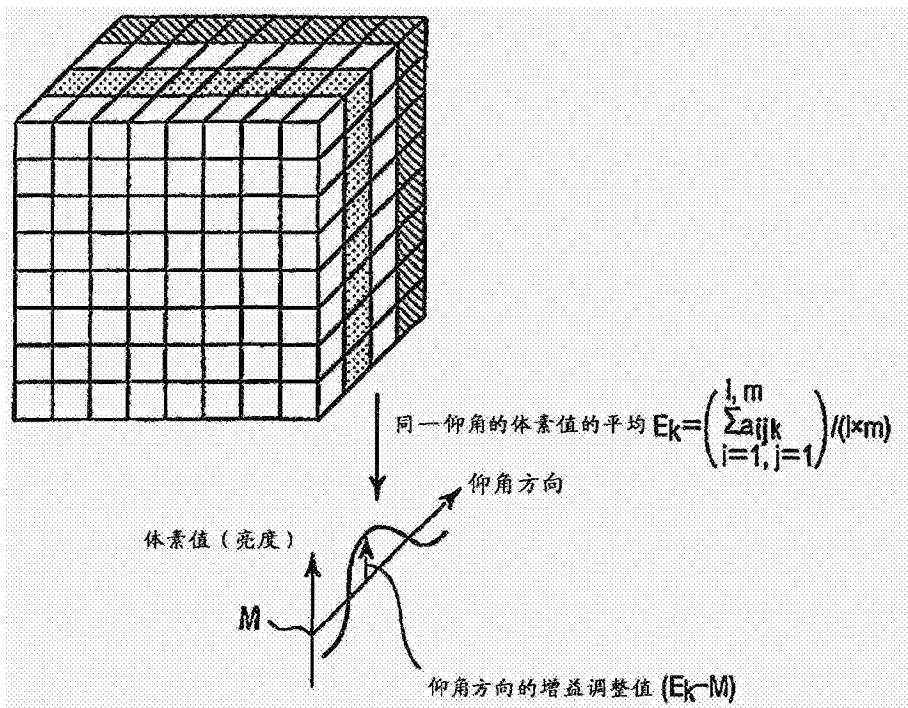


图5

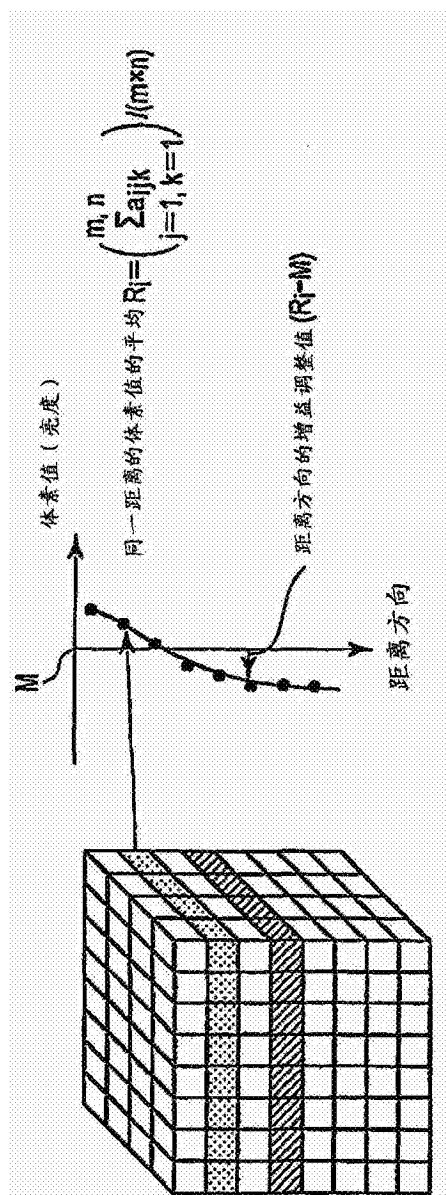


图6

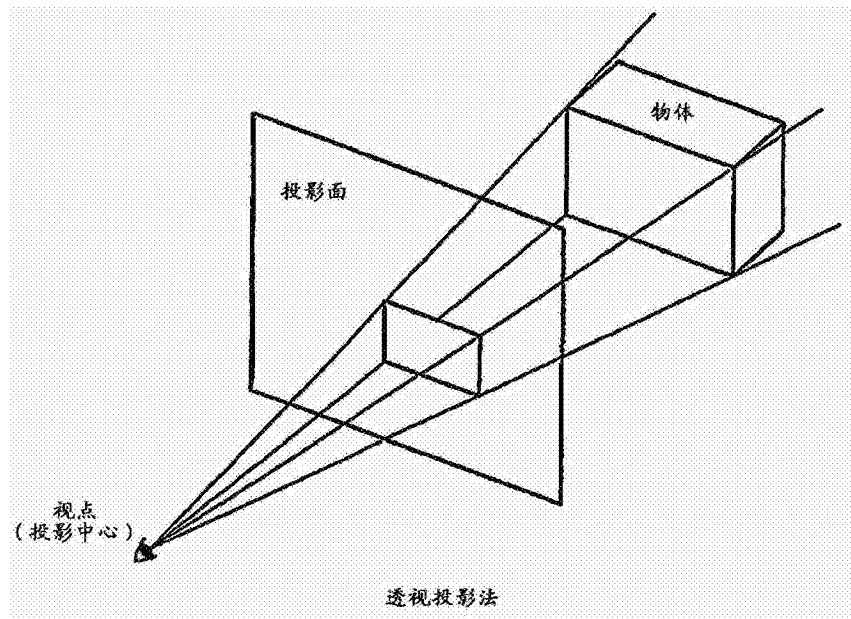


图7

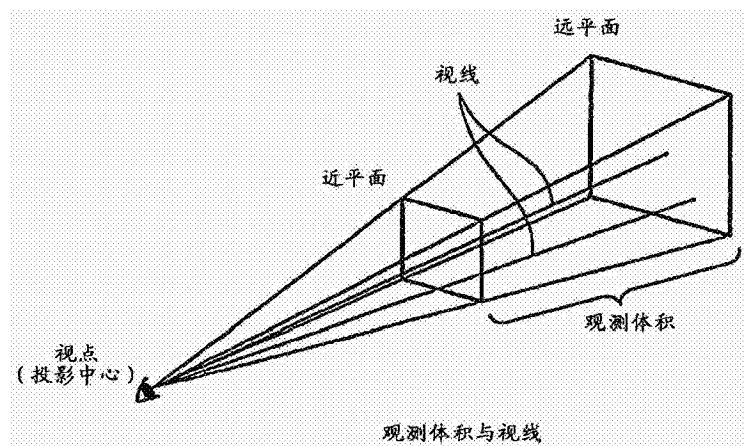


图8

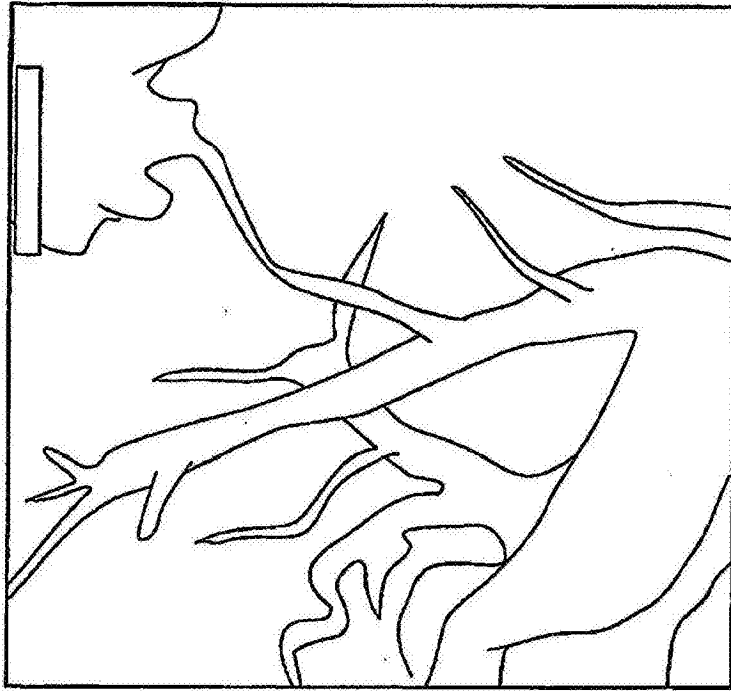


图9

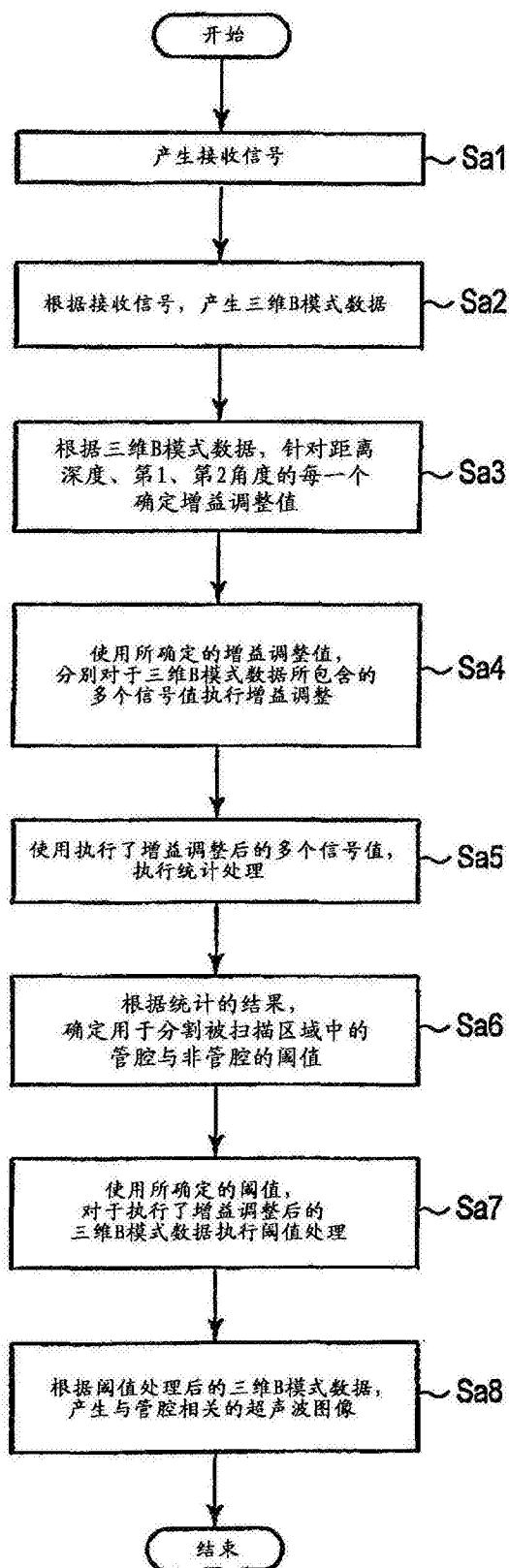


图10

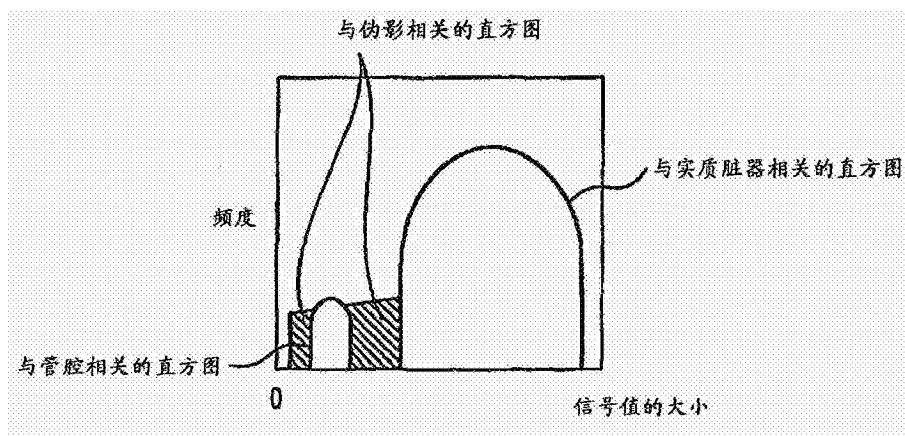


图11

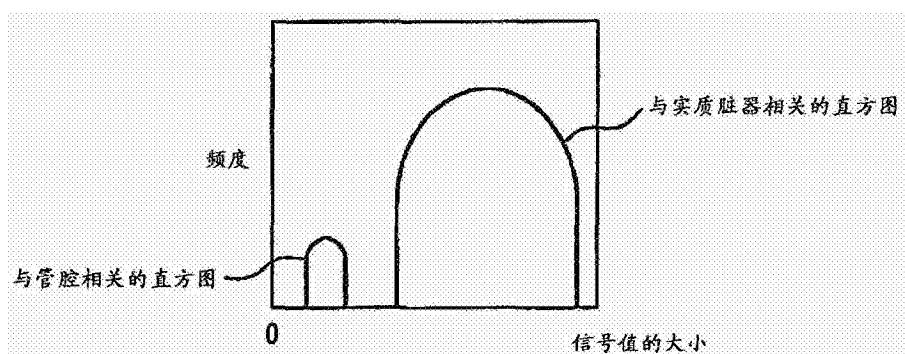


图12

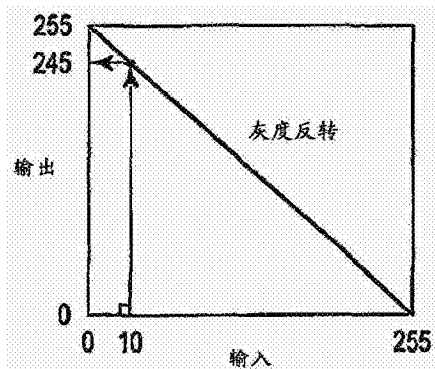


图13

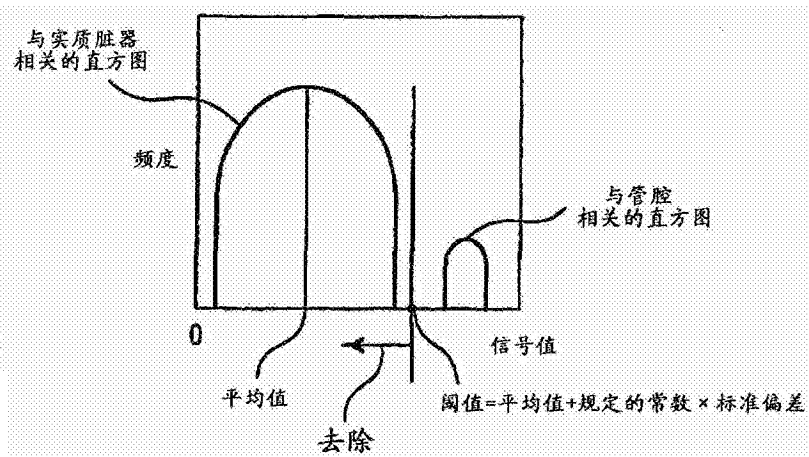


图14

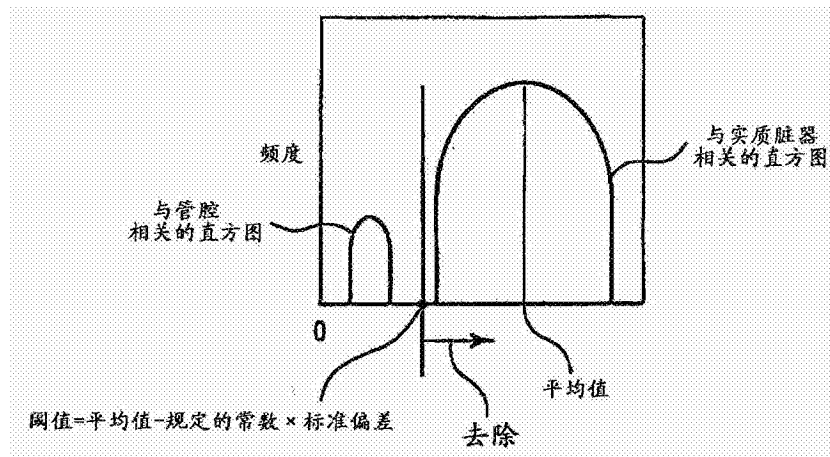


图15

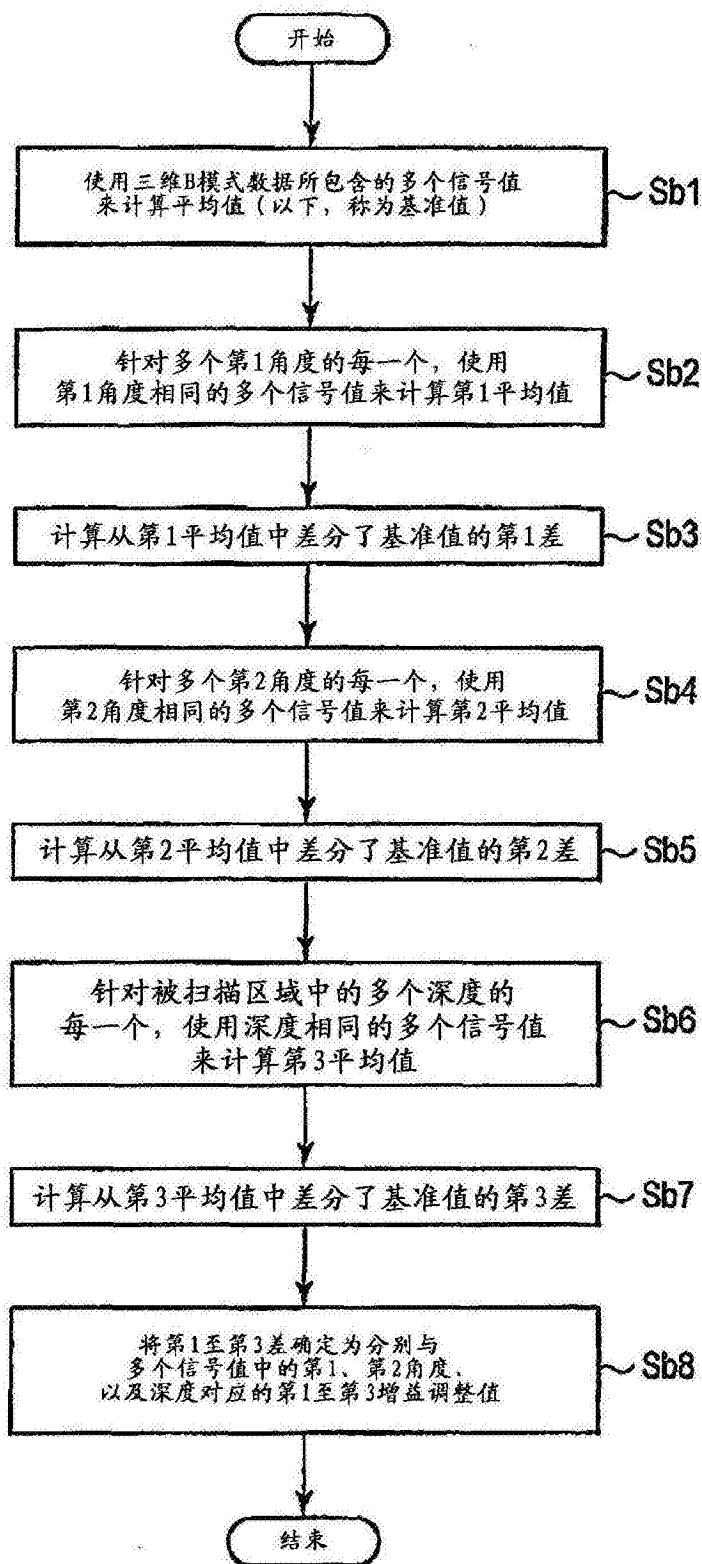


图16

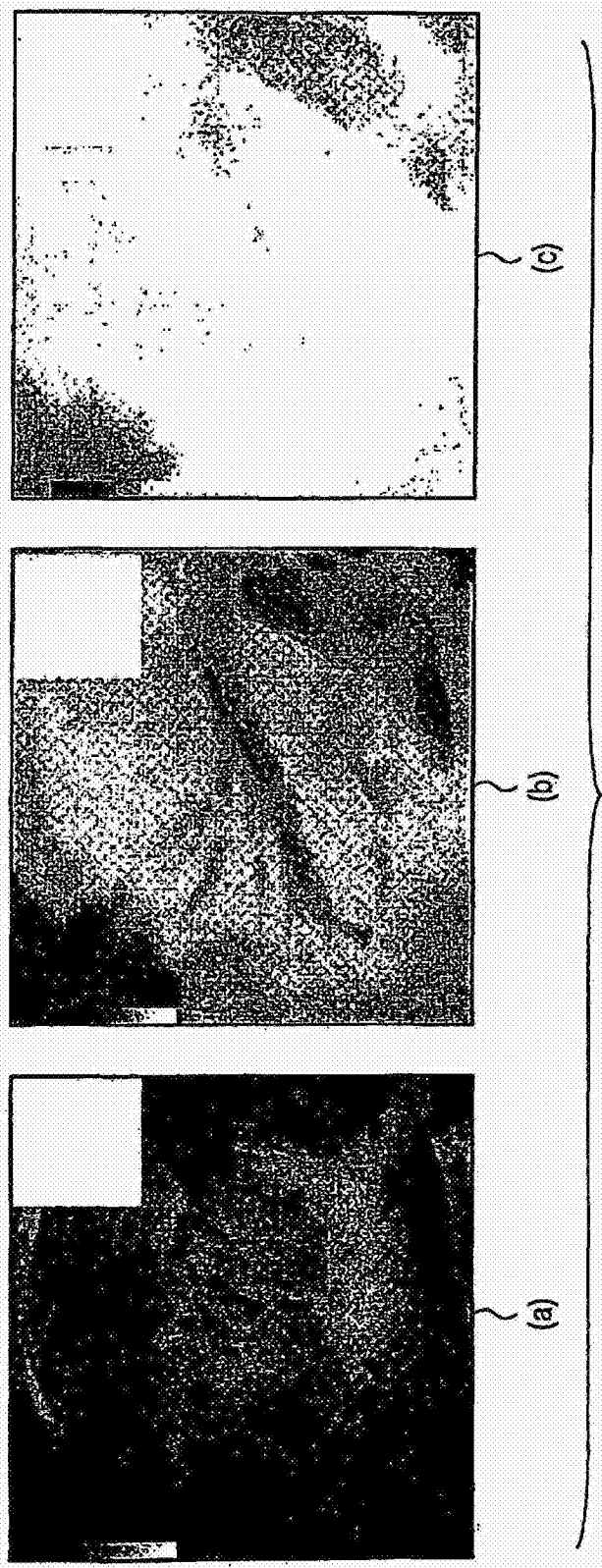


图17

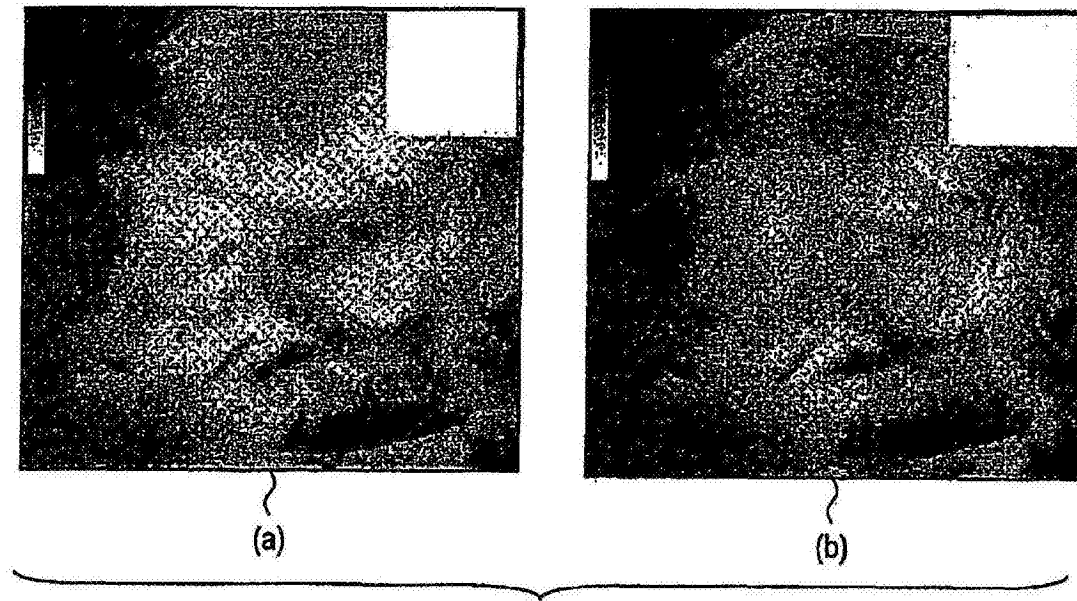


图18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN102958446B	公开(公告)日	2016-06-15
申请号	CN201280000866.1	申请日	2012-06-28
[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	志岐荣一 阿部仁人		
发明人	志岐荣一 阿部仁人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52033 A61B8/483 G01S7/52077 G01S15/8993 G06T7/11 G06T7/136 G06T2207/10136 G06T2207/30101		
代理人(译)	张丽		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2011144602 2011-06-29 JP		
其他公开文献	CN102958446A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置以及医用图像处理装置，其特征在于，具备：超声波探头；发送接收部，产生与被扫描区域对应的接收信号；B模式数据产生部，根据接收信号产生三维B模式数据；增益调整部，针对被扫描区域内的各扫描线上的深度、被扫描区域中的方位方向、被扫描区域中的仰角方向的每一个确定的增益调整值，对三维B模式数据执行增益调整；阈值确定部，使用执行了增益调整的三维B模式数据，确定用于分割被扫描区域中的管腔与非管腔的阈值；阈值处理部，使用所确定的阈值，执行用于从执行了增益调整的三维B模式数据中区别出与非管腔相关的数据的阈值处理；以及图像产生部，根据执行了阈值处理的三维B模式数据，产生与管腔相关的超声波图像。

