



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101919707 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 07

(21) 申请号 201010201281. 9

(22) 申请日 2010. 06. 09

(30) 优先权数据

2009-138569 2009. 06. 09 JP

(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 神山直久

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101357067 A, 2009. 02. 04, 全文.

CN 1134808 A, 1996. 11. 06, 全文.

CN 1194134 A, 1998. 09. 30, 全文.

EP 1832233 A1, 2007. 09. 12, 全文.

WO 01/80185 A1, 2001. 10. 25, 全文.

US 2004/0252870 A1, 2004. 12. 16, 全文.

审查员 李玉菲

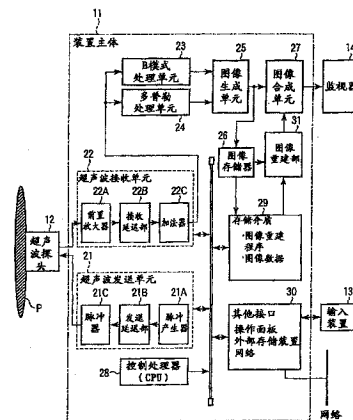
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理装置。该超声波诊断装置具备：超声波探头；经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波，产生与多个扫描面有关的回波信号的超声波发送接收部；根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的图像的图像数据产生部；从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线的轮廓线提取处理部；产生与上述提取出的多个轮廓线分别对应的多个曲线的轮廓线处理部；根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列，通过按照分别对应的扫描面的位置排列，产生以亮度变化表现上述特定部位的表面凹凸的表面图像的表面图像产生部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:  
超声波探头;  
超声波发送接收部,经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波,从而产生与多个扫描面有关的回波信号;  
图像数据产生部,根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据;  
轮廓线提取处理部,从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线;  
轮廓线处理部,产生对上述提取出的多个轮廓线分别进行平滑处理后的多个曲线;  
表面图像产生部,根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列,通过按照分别对应的扫描面的位置进行排列,产生以亮度变化来表现上述特定部位的表面凹凸的表面图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
轮廓线处理部通过对上述轮廓线的深度变化进行平滑处理而产生曲线。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述曲线在上述轮廓线的深度极大点的列与深度极小点的列之间通过。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述曲线与上述轮廓线反复交叉。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:  
显示部,能够将上述表面图像与上述断层图像一起显示。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述超声波探头为机械地或电子地摇动扫描面的一维阵列型或二维矩阵阵列型探头。
7. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:  
超声波探头;  
超声波发送接收部,经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波,产生与多个扫描面有关的回波信号;  
图像数据产生部,根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据;  
图像产生部,根据对从上述多个断层图像提取出的多个轮廓线分别进行平滑处理后的多个曲线上的亮度列产生图像。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
上述曲线与上述被检体的特定部位的轮廓线相关联。
9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:  
由上述图像产生部产生的上述图像为以亮度变化来表现上述被检体的特定部位的表面凹凸的图像。
10. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:  
显示部,能够将由上述图像产生部产生的上述图像与上述断层图像一起显示。
11. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:  
存储部,存储与和被检体有关的多个断面分别对应的多个断层图像的数据;  
轮廓线提取处理部,从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线;

轮廓线处理部,产生对上述提取出的多个轮廓线分别进行平滑处理后的多个曲线;  
表面图像产生部,根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列,通过按照分别对应的扫描面的位置进行排列,产生以亮度变化来表现上述特定部位的表面凹凸的表面图像。

12. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:  
轮廓线处理部通过对上述轮廓线的深度变化进行平滑处理而产生曲线。

13. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:  
上述曲线在上述轮廓线的深度极大点的列与深度极小点的列之间通过。

14. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:  
上述曲线与上述轮廓线反复交叉。

15. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于,还包括:  
显示部,能够将上述表面图像与上述断层图像一起显示。

16. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:  
存储部,存储与和被检体有关的多个断面分别对应的多个断层图像的数据;  
图像产生部,根据对从上述多个断层图像提取出的多个轮廓线分别进行平滑处理后的多个曲线上的亮度列产生图像。

17. 根据权利要求 16 所述的医用图像处理装置,其特征在于:  
上述曲线与上述被检体的特定部位的轮廓线相关联。

18. 一种图像处理方法,其特征在于:  
通过图像处理提取与和多个超声波图像分别对应的特定部位有关的多个轮廓线,  
对上述提取的多个轮廓线分别执行平滑化处理,  
显示基于上述平滑化后的多个平滑曲线上的亮度值的图像。

## 超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 6 月 9 日提交的在前的日本专利申请 No. 2009-138569 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法。

### 背景技术

[0004] 超声波诊断装置为显示生物体内信息的图像的装置,与 X 射线诊断装置或 X 射线计算机断层摄影装置等其他图像诊断装置相比,廉价且无辐射,作为用于非侵害性地实时观测的有效装置而被利用。超声波诊断装置的应用范围广,被应用于心脏等循环器官、肝脏、肾脏等腹部、末梢血管、妇产科、乳癌的诊断等中。

[0005] 超声波诊断装置通常根据从探头发送的一次脉冲来得到一维生物体信息。通过改变发送方向反复该发送接收,能够重建二维断层图像。这表示被检体内部的脏器等的形态,被称为 B 模式图像或简单地被称为断层图像,成为超声波诊断的最基本的影像模式。

[0006] 同样,如果在三维方向上反复进行发送接收,可以得到生物体脏器的三维信息。现在,利用通过机械地摇动探头、或者电控制二维排列的多个振子的延迟从而三维地改变发送接收方向的技术,基于超声波的三维信息的影像化已经在临床中被利用。

[0007] 如果使用三维信息,可以重建在以往 B 模式那样的简单的断层图像中所不能的图像,因此诊断效率提高,从而可以提供新的诊断信息。例如,在胎儿的观察中,在通常的 B 模式中胎儿的断层的观察为主流,与此相对,如果使用三维信息,则能够像使用摄影机摄影一样重建胎儿的脸部的表面。

[0008] 如在上述胎儿的例子中所示那样的三维图像并不是说在所有情况下都能够实现。胎儿情况下,在胎儿表面与探头之间有羊水介入。由于羊水不存在普通超声波的回波,因此可以比较简单地使关心物的表面图像化。在心脏或血管、胆管等内壁也一样,由于心腔等的血液部分无回波,因此容易使表面视觉化。

[0009] 然而,在除此以外的情况下,使用超声波观察表面并不容易。例如在想要将肝脏内肿瘤的表面的情况图像化时,由于肿瘤的外侧也存在充实的回波信号,因此为了观测肿瘤的表面,必须严密地消除肿瘤外侧的信号。

[0010] 但是,所关注的是肝脏表面的观察。肝炎发病后,存在直到肝硬变为止肝脏的组织性状弥漫地变化的情况,但是在肝脏表面上也呈现其特征,在表面上可以看见凹凸。现在,这种情况使用腹腔内窥镜进行光学地观察。这是一种对麻醉下的患者在腹部上开小孔,从此插入内窥镜(摄影机)观察表面的技术,由于在肝脏与腹膜之间设有普通空气的间隙,因此可以进行这种光学上的观察。

[0011] 然而,即使在超声波诊断装置中打算实现如上所述那样的肝脏表面的图像,由于肝表面与腹膜接触,因此与上述肿瘤表面一样,在通常的三维超声波中很难图像化。

## 发明内容

[0012] 本发明的目的在于：简易且明确地使对象部位的表面构造图像化。

[0013] 根据本发明的实施方式提供一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：超声波探头；超声波发送接收部，经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波，从而产生与多个扫描面有关的回波信号；图像数据产生部，根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据；轮廓线提取处理部，从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线；轮廓线处理部，产生与上述提取出的多个轮廓线分别对应的多个曲线；表面图像产生部，根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列，通过按照分别对应的扫描面的位置进行排列，产生以亮度变化来表现上述特定部位的表面凹凸的表面图像。

[0014] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点，部分内容可以从说明书的描述中变得明显，或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

## 附图说明

[0015] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式，并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0016] 图 1 为表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0017] 图 2 为表示本实施方式的表面图像的生成步骤的流程图。

[0018] 图 3 为图 2 的工序 52 的补充图。

[0019] 图 4 为图 2 的工序 52、53 的补充图。

[0020] 图 5 为图 2 的工序 55 的补充图。

[0021] 图 6 为图 2 的工序 58 的补充图。

[0022] 图 7 为图 2 的工序 53 的补充图。

[0023] 图 8 为图 2 的工序 54 的补充图。

[0024] 图 9 为表示图 2 的工序 55 的表面图像的一个例子的图。

[0025] 图 10 为表示本实施方式的实验例中所使用的对象的图。

[0026] 图 11 为表示与图 10 的对象有关的实际断层图像的图。

[0027] 图 12 为表示与图 10 的对象有关的实际表面图像的图。

## 具体实施方式

[0028] 根据本发明的实施方式提供一种超声波诊断装置，其特征在于，具备：超声波探头；超声波发送接收部，经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波，从而产生与多个扫描面有关的回波信号；图像数据产生部，根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据；轮廓线提取处理部，从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线；轮廓线处理部，产生与上述提取出的多个轮廓线分别对应的多个曲线；表面图像产生部，根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列，通过按照分别对应的扫描面的位置进行排列，产生以亮度变化来表现上述特定部位的表面凹凸的

表面图像。

[0029] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构。该超声波诊断装置具有超声波诊断装置主体 11、超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14。超声波探头 12 具有接受来自装置主体 11 的超声波发送单元 21 的驱动信号,产生超声波,并将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子;设置在该压电振子中的匹配层;防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。当从该超声波探头 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依次被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅依赖于反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲在正移动的血流或心脏壁等表面被反射时的回波由于多普勒效应依赖移动体的超声波发送方向的速度分量,受到频率偏移。

[0030] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入到装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、以及鼠标、键盘等。监视器 14 根据来自图像生成电路 25 的视频信号,将生物体内的形态学信息或血流信息作为图像显示出来。

[0031] 装置主体 11 具备超声波发送单元 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、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成部 27、控制处理器 28、存储介质 29、接口 (interface) 部 30、图像重建部 31。装置主体 11 的超声波发送单元 21 与接收单元 22 等也存在使用集成电路等硬件来构成的情况,但也存在使用软件性地模块 (module) 化的软件程序来构成的情况。以下,针对各构成要素的功能进行说明。

[0032] 超声波发送单元 21 具有脉冲发生器 21A、发送延迟部 21B 以及脉冲器 21C。脉冲产生器 21A 以规定的速率频率  $f_r$  Hz (周期:  $1/f_r$  秒) 反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。发送延迟部 21B 对各通道的速率脉冲给予对每个通道将超声波集聚成束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。脉冲产生器 21A 针对各通道的每一个按照基于速率脉冲的定时向探头 12 施加驱动脉冲。

[0033] 超声波接收单元 22 具有前置放大器 22A、A/D 变换器 (未图示)、接收延迟部 22B、加法器 22C 等。前置放大器 22A 对每个通道放大经由探头 12 所取入的回波信号。接收延迟部 22B 对放大后的回波信号给予决定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器 22C 中进行加法运算处理。通过该加法运算,强调来自与回波信号的接收指向性相应的方向的反射分量,通过接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0034] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 中接受回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,从而生成以亮度的明亮程度来表现信号强度的数据。图像生成单元 25 将来自 B 模式处理单元 23 的输出数据通过规定的查找表 (look up table) 变换为以亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像。B 模式图像被显示在监视器 14 上。

[0035] 多普勒处理单元 24 根据从接收单元 22 接受到的回波信号对速度信息进行频率解析,提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波分量,并在多点上求出平均速度、分散、功率等血流信息。所得到的血流信息被送至图像生成单元 25,被变换为平均速度图像、分散图像、功率图像、这些的组合图像,并在监视器 14 上彩色显示出来。

[0036] 图像生成单元 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视等所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。图像生成单元 25 搭载保存

图像数据的存储器,能够例如在诊断后操作者调出在检查中所记录的图像。另外,进入到该图像生成单元 25 之前的数据有时被称为“原始数据”。

[0037] 图像存储器 26 由保存从图像生成单元 25 所接收到的图像数据的存储器组成。该图像数据能够例如在诊断后由操作者调出,能够以静止图像的方式再现,或者使用多张以动画的方式再现。

[0038] 存储介质 29 保管用于执行后述扫描序列、图像生成、显示处理的控制程序或诊断信息(患者 ID、医师的诊断结果等)、诊断协议(protocol)、发送接收条件、其他数据群。另外,根据需要,也被使用于图像存储器 26 中的图像的保管等中。另外,在此也保存产生后述的本实施方式中固有的新的图像的图像处理程序。存储介质 29 的数据也能够经由接口部 30 传送至外部周边装置。

[0039] 控制处理器 28 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,是控制本超声波诊断装置主体的动作的控制部件。控制处理器 28 从存储介质 29 中读出用于执行后述图像生成、显示等的控制程序,从而执行与各种处理有关的运算、控制等。

[0040] 接口部 30 为与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。由该装置所得的超声波图像等的的数据或解析结果等能够通过接口部 30,经由网络传送至其他装置。

[0041] 图像重建部 31 为接受来自图像存储器 26 的图像或经由存储介质 29 从图像存储器 26 得到的图像数据,生成与本实施方式相关的新的图像的图像处理部。所生成的图像被送至图像合成部 27,与通常的诊断图像并列并显示在监视器 14 上。

[0042] 在本实施方式中,为了以简易处理且高再现性可靠性产生脏器等关心部位的表面的凹凸,通过以下那样的处理、功能生成新的图像。新的图像是以亮度来表现肝脏等关心部位的表面的凹凸的图像,以下称为“表面图像”。本实施方式的新的“表面图像”与根据体数据通过投影处理生成的现有的表面图像在工序上本质上不同。现有的表面图像根据多切片的多个图像通过插值处理以及坐标变换等生成体数据,并根据体数据通过投影处理以及绘制处理而产生。但是,本实施方式的新的“表面图像(以下简单地称为表面图像)”如以下所说明的那样,处理工时显著减少,进而能够通过简易的处理来生成。由此也能够与扫描并行相似地产生。

[0043] 扫描为三维扫描。三维扫描是在反复二维扫描的期间中,通过移动二维扫描面来实现。二维扫描面的移动通过在被检体的体表上手动移动超声波探头、电子地或机械地旋转二维扫描面或者电子地或机械地摇动(swing)二维扫描面来实现。通过三维扫描生成包括关心脏器的多个断层图像。

[0044] 关于表面图像的生成处理,第一具备根据断层图像的像素值(接收信号的振幅值)的不同(图像的浓淡变化或亮度变化),通过阈值处理等对每个图像提取关心脏器的轮廓(轮廓线、参照图 8 的参照符号 62)的功能。由此推定关心脏器的表面的位置。轮廓线根据关心脏器的表面的凹凸反复弯曲。

[0045] 第二,特定通过在反复弯曲的轮廓线上的深度极大点(depth local maximum points)的列(train)与深度极小点(depth local minimum points)的列(train)之间的特征性的且新的曲线(粗略轮廓线)。另外,深度是从探头到对象的直线距离。深度极大点称在轮廓线上在局部范围内深度最深的点。深度极小点称在轮廓线上在局部范围内深度最

浅的点。

[0046] 粗略轮廓线的最典型的例子是平滑处理轮廓线的深度变化所得到的平滑曲线（参照图 8 的参照符号 63）。由此，可以取得一边与根据关心脏器的表面的凹凸反复弯曲的轮廓线交叉一边通过凹凸的大致中央附近的平滑曲线。

[0047] 第三，使用平滑曲线上的像素值 (pixel value) 或亮度值 (brightnessvalue) 的列 (train) 产生新的图像。提取出的轮廓线上的亮度表示其周围的大致最大亮度。另一方面，偏离轮廓线的位置的亮度某种程度上依赖于其距离而下降。因此，平滑曲线上的亮度值变化反映关心脏器的表面的凹凸。

[0048] 根据本实施方式的方法，由一张 B 模式断层图像所得的“新的图像（表面图像）”只是一维亮度值列的信息。但是，根据多个连续的 B 模式图像、即三维的超声波数据，聚集多个亮度值列，通过按照扫描位置进行排列，可以产生作为新的二维图像的表面图像。该表面图像在结果上能够作为以亮度的浓淡来表现关心脏器表面的凹凸的图像提示给检查者。

[0049] 这样，操作者只需慢慢地三维扫描例如肝脏即可使肝表面的情况影像化，从而能够容易地诊断肝表面的凹凸的情况。

[0050] 以下，针对通过本实施方式所得的新的表面图像的生成步骤进行详细说明。图 2 中示出了该处理的步骤。首先，通过操作者输入在输入装置 13 中所具备的按钮等，开始本实施方式的表面图像生成方法 (51)。如图 3 所示，通过探头 12 在例如与肝脏对应的体表面上慢慢移动，扫描包含肝脏的三维区域。另外，用 XY 轴规定二维扫描面，用 Z 轴规定其二维扫描面的移动方向。三维扫描是任意的。既可以是与反复二维超声波扫描并行地由操作者移动探头 12，也可以是机械地或电子地进行其移动。通过三维扫描，产生与多个扫描面有关的回波信号，如图 4 所示，根据回波信号在图像生成单元 25 中产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据。

[0051] 来自图像生成单元 25 的二维断层图像的数据被送至图像重建部 31 (52)。其次，在图像重建部 31 中，从上述所送的断层图像中提取脏器表面或肿瘤性病变等的轮廓 (53)。此时，由于在断层图像中有可能包含操作者所不希望多个脏器表面，因此如图 6 所示在断层图像上，可以设定用于局部限定提取轮廓的区域的关心区域 (ROI) 61。操作者可以在输入装置 13 中任意改变上述 ROI 61 的大小、位置 (58)。作为其他例子，也可以是通过指定在检查前指定诊断区域的预先设定，自动预测应提取轮廓的区域的手段。例如选择“肝表面”作为预先设定时，对正如图 6 的 ROI 61 所示那样的近距离区域进行解析。

[0052] 另外，作为轮廓提取的方法，当前提出各种方法，但是超声波诊断图像以亮度的浓淡来表现脏器轮廓，在使用了亮度值（接收信号的强度）的轮廓提取的方法中可以使用任意的适当手段。图 7 中示出一例。在本例中，从设定的 ROI 61 的下端到上部，搜索 ROI 内的最大亮度点，提取在结果上横方向延伸的边缘曲线。另外，上述算法也可以采用将“最大亮度点”置换为“到达某阈值的点”的方法。

[0053] 轮廓提取后，如图 8 所示，以该轮廓线 62 为基础，生成用于最终图像化的“平滑曲线 63” (54)。该平滑曲线 63 为平滑地近似追踪上述提取出的轮廓线 62 的曲线，例如为通过移动平均处理使上述轮廓线的坐标（深度）平滑化（平均化）等而得到的曲线。

[0054] 求出平滑曲线 63 的理由如下（图 8）。即，上述被提取出的轮廓线 62 由于是提取了最大亮度的轮廓线，因此该曲线上的亮度具有大致一样的高亮度。另一方面，如图 8 所

示,平滑曲线 63 由于通过几次交叉轮廓线 62 的位置,因此平滑曲线 63 上的亮度交替出现明暗。另外,对于更为平滑轮廓,轮廓线 62 与平滑曲线 63 成为大致一样的形状,交替出现明暗的情况较少。

[0055] 这样,使用本实施方式的算法得到的平滑曲线上的亮度值列具有能够以亮度变化来表现轮廓的凹凸的情况的信息。

[0056] 其次,上述平滑曲线上的亮度值作为新的表面图像来显示 (55)。但是,只在上述一次处理中,由于结果图像是一维直线,因此对于继续得到的超声波断层图像,再次进行 52 至 55 的处理,追加其他直线。通过反复进行这个,能够重建如图 5、图 9 所示的二维地表现表面凹凸的表面图像。

[0057] 工序 52 至 56 的流程反复进行直到由操作者进行指示结束为止。重建后的直线数量比显示区域大时,返回到显示区域的上端进行再绘制,或者可以滚动 (Scroll) 显示地更新最新的图像。

[0058] 在此,图 10 至图 12 示出了基础实验的例子。作为实验样品,使宽约 4cm 的金属制刻印章 (medal) 71 浸水,使用在通常的诊断中所使用的 7MHz 频带的超声波探头手动地慢慢扫描表面。章表面的刻印的凹凸为 1mm 以下。当看见扫描中的断层图像 72 时,虽然章表面的边界未必形成为直线状,但是可知根据本实施方式的算法能够良好地得到平滑曲线。当看到重建该曲线后的图像 73 时,可知章的设计良好地被影像化。

[0059] < 机械式摇动探头的应用 >

[0060] 上述说明以操作者手动地三维扫描被检体为前提,但是该三维扫描也能够使用机械地摇动的机械三维探头或能够电子地控制延迟方向的二维矩阵阵列探头进行。

[0061] 此时,在操作者将探头本身保持在同一位置的状态下,得到上述重建图像。然而,图像处理等构成能够与上述一样来实现。

[0062] < 显示 >

[0063] 上述重建的本实施方式的图像与通常的 B 模式图像等并列,显示在显示部上。虽然本实施方式的图像也能够单独地显示,但是最好可以与扫描中的 B 模式图像并列显示。

[0064] 根据本实施方式,操作者只需慢慢地三维扫描例如肝脏即可使脏器表面的情况影像化,能够容易地诊断例如肝表面的凹凸的情况。由于这种诊断图像在以往方法中很难显示,因此能够提供新的诊断信息。

[0065] 另外,本方法不需要取得三维影像法中必需的体数据,诊断中所必需的数据量减轻,或者,不需要运算一般的三维影像法中所必需的体绘制等,CPU 的运算负荷减轻。

[0066] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0067] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

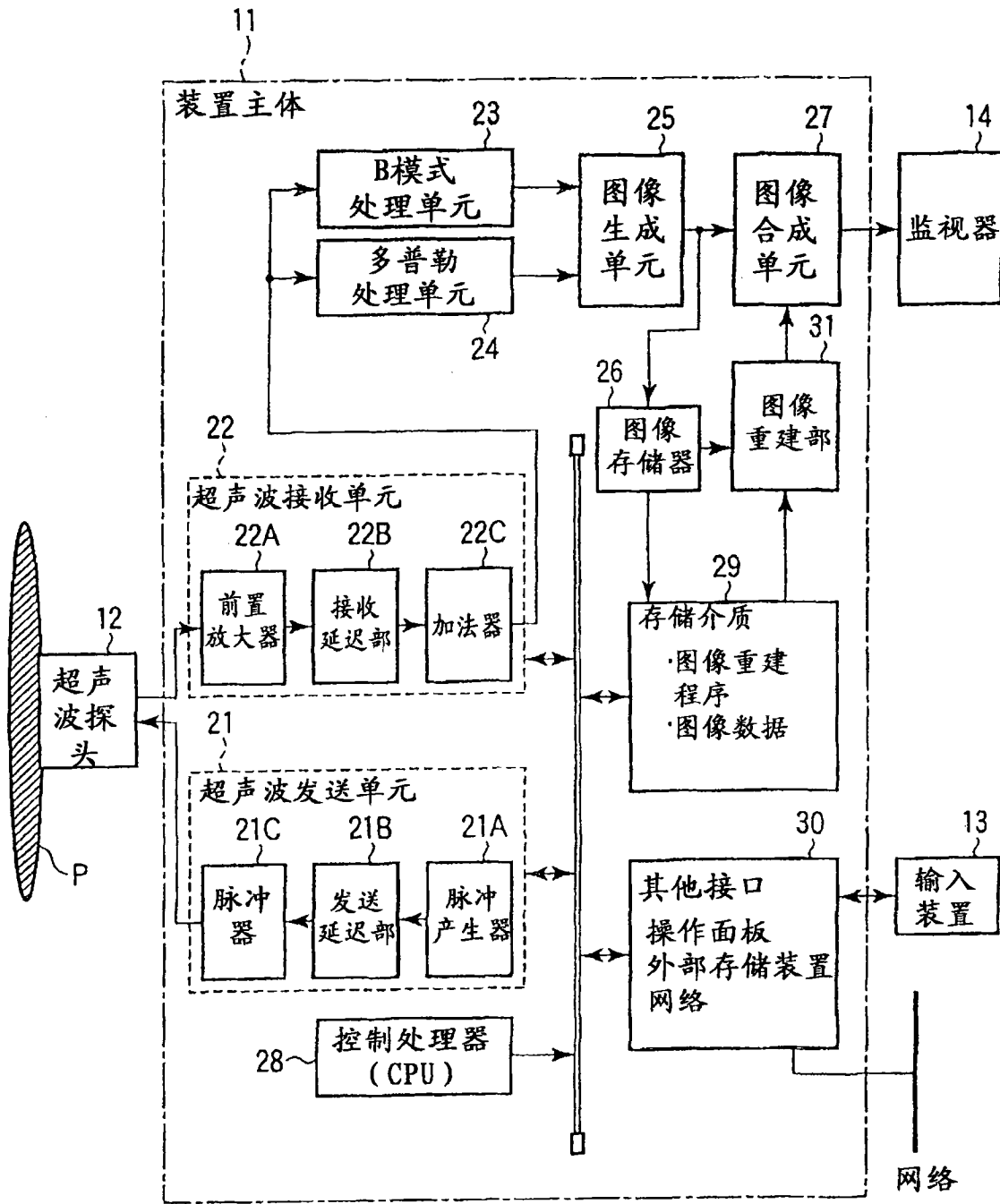


图 1

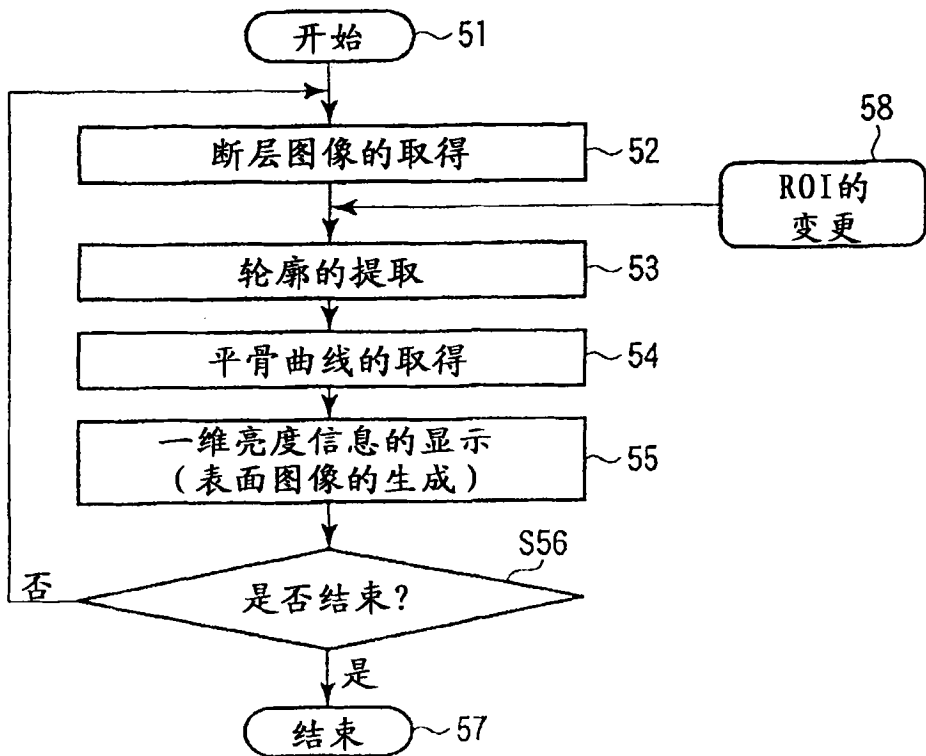


图 2

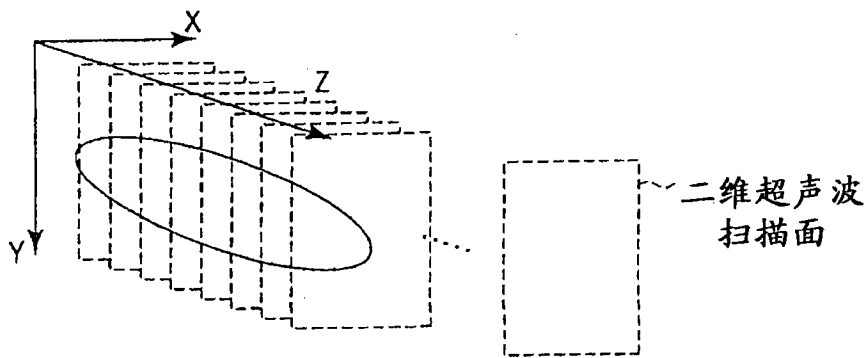


图 3

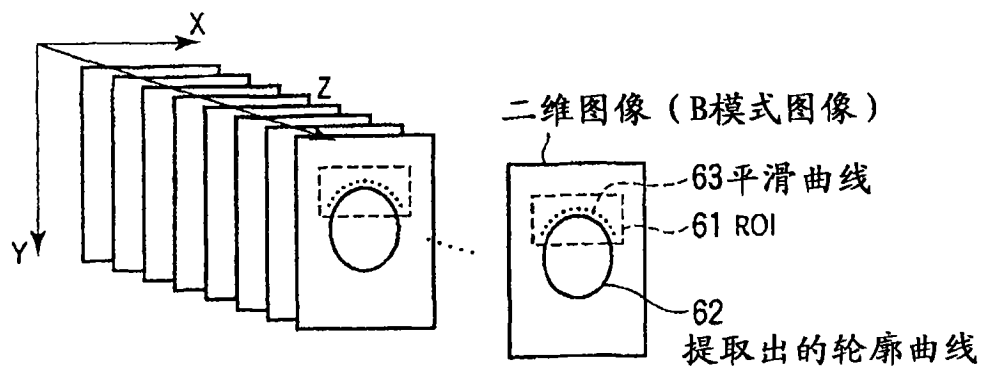


图 4

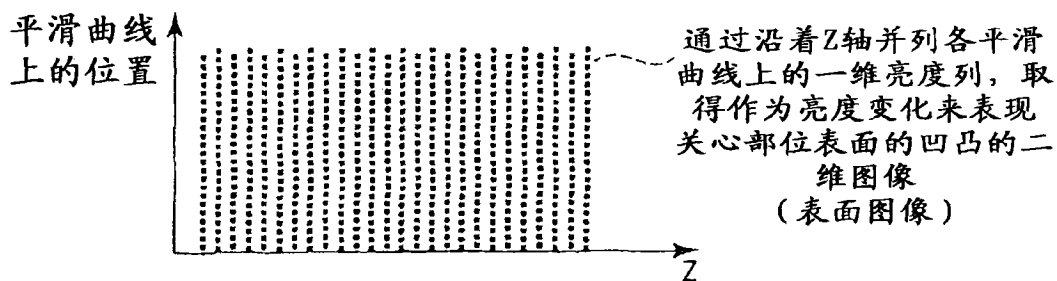


图 5

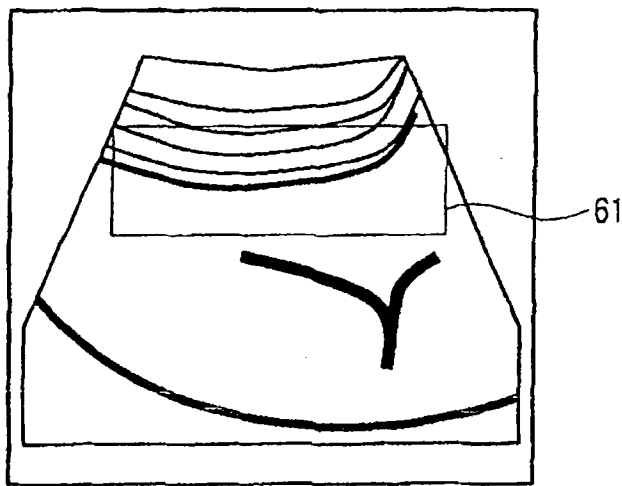


图 6

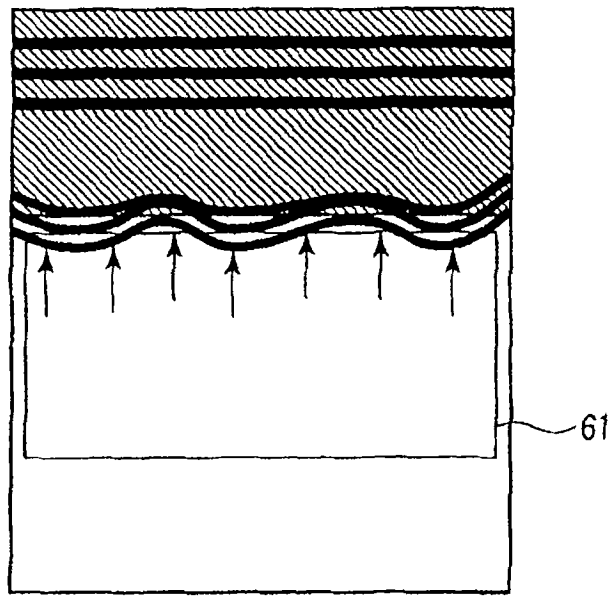


图 7

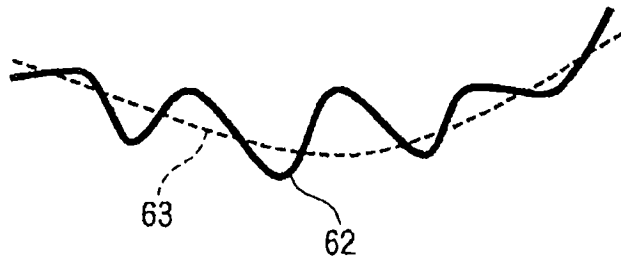


图 8

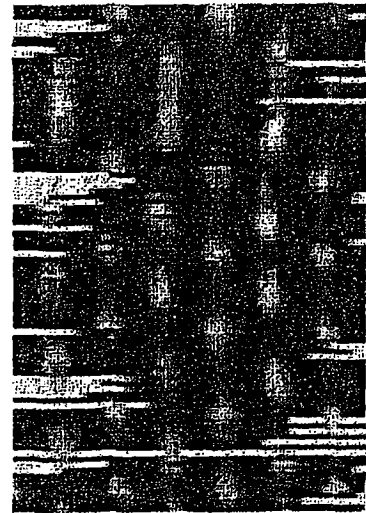


图 9

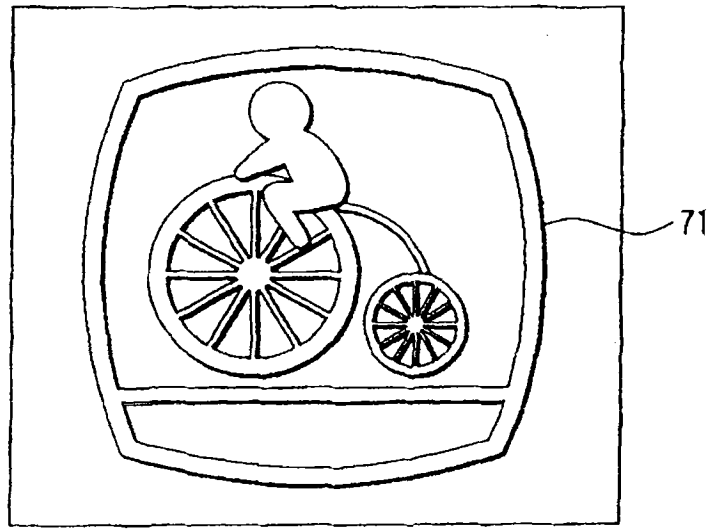


图 10

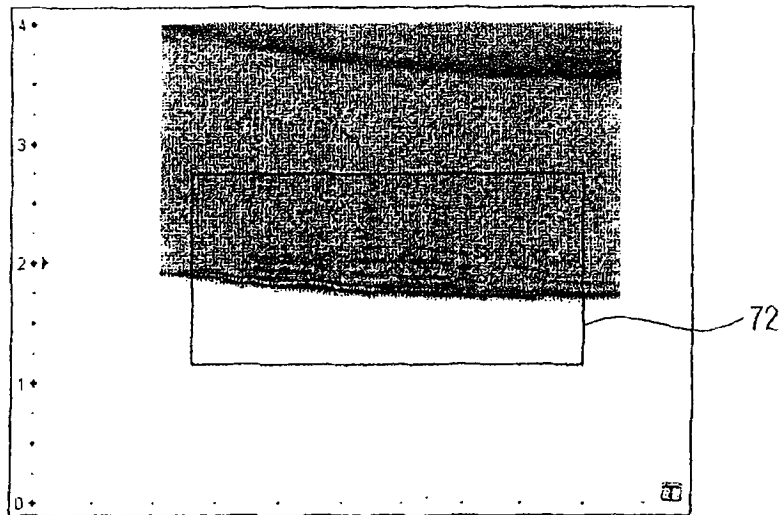


图 11

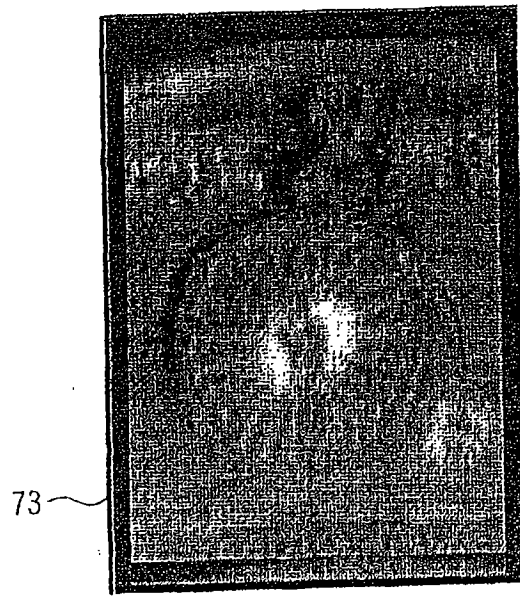


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101919707B</a>	公开(公告)日	2012-11-07
申请号	CN201010201281.9	申请日	2010-06-09
[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	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0083 A61B8/483 G06T7/0065 G06T2207/10136 G06T2207/30056 A61B8/14 G06T7/12 G06T7/55		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	李玉菲		
优先权	2009138569 2009-06-09 JP		
其他公开文献	CN101919707A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、医用图像处理装置以及图像处理方法。该超声波诊断装置具备：超声波探头；经由上述超声波探头对被检体发送接收超声波，产生与多个扫描面有关的回波信号的超声波发送接收部；根据上述回波信号产生与多个扫描面分别对应的多个断层图像的数据的图像数据产生部；从上述多个断层图像中分别提取与特定部位有关的多个轮廓线的轮廓线提取处理部；产生与上述提取出的多个轮廓线分别对应的多个曲线的轮廓线处理部；根据上述多个断层图像产生上述多个曲线上的多个一维亮度列，通过按照分别对应的扫描面的位置排列，产生以亮度变化表现上述特定部位的表面凹凸的表面图像的表面图像产生部。

