

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101606853 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 23

(21) 申请号 200910150517. 8

CN 1972634 A, 2007. 05. 30, 全文.

(22) 申请日 2009. 06. 18

WO 00/20887 A1, 2000. 04. 13, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 杨德智

2008-159560 2008. 06. 18 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 冈村阳子 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 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2007/114375 A1, 2007. 10. 11, 说明书第 [0013]-[0119] 段, 附图 1, 12-18.

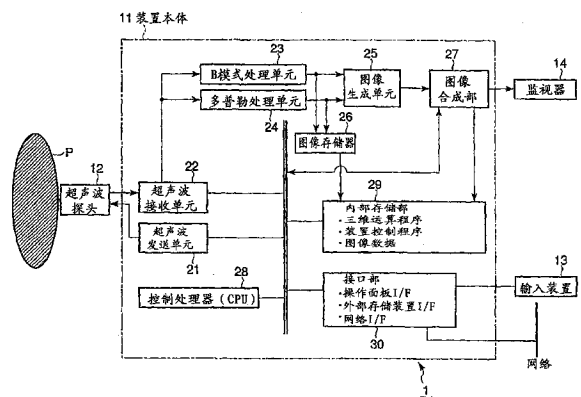
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 8 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及超声波图像取得方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及超声波图像取得方法, 该超声波诊断装置具备: 对被检体发送超声波并接收回波信号的超声波探头; 根据上述回波信号针对上述被检体生成多个断层像的图像生成单元; 存储生成的上述断层像的图像存储器; 以及控制处理器。其中, 上述控制处理器进行如下的控制: 执行利用上述图像存储器中存储的断层像和与现在时刻的上述超声波探头的位置对应的断层像之间的相关性来提取微小构造物的图像处理。该微小构造物提取图像以预定的方式显示在显示部件上。



1. 一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号;

检测部件,对上述超声波探头的位置信息进行检测;

图像生成部件,根据由上述超声波探头接收的回波信号,针对上述被检体生成多个断层像;

存储部件,存储由上述图像生成部件生成的上述断层像;

图像处理部件,利用上述存储部件中存储的断层像和与现在时刻的上述超声波探头的位置相对应的断层像之间的相关性,执行提取微小构造物的图像处理,生成微小构造物提取图像;以及

显示部件,以预定的方式显示由上述图像处理部件生成的上述微小构造物提取图像,

上述图像处理部件根据由上述检测部件检测出的上述超声波探头的位置信息,决定上述存储部件中存储的断层像之中的用于上述图像处理的断层像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述存储部件与上述检测部件检测出的上述位置信息对应地存储由上述图像生成部件生成的上述断层像,

上述图像处理部件对于构成对象断层像的像素即对象像素,在参照断层像上设定参照区域,并且,决定表示上述参照区域的特征的像素值即参照区域代表像素值,并通过从构成上述对象像素的各像素的像素值中减去上述参照区域代表像素值,来生成上述微小构造物提取图像,上述对象断层像是上述超声波探头正下方的断层像,上述参照断层像是从上述对象断层像离开规定帧的位置处的断层像且是存储在上述存储部件中的断层像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述参照区域代表像素值是构成上述参照区域的各像素的像素值的最大值、平均值以及中央值之中的任意一值。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像处理部件通过从上述对象像素的像素值中减去上述参照区域代表像素值来生成差分图像,根据构成该差分图像的各像素之间的像素值中的信号强度的变化,提取上述微小构造物。

5. 一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号;

图像生成部件,根据由上述超声波探头接收的回波信号,针对上述被检体生成多个断层像;

位置信息检测部件,检测上述超声波探头的位置信息;

存储部件,与由上述位置信息检测部件检测出的上述位置信息对应地存储由上述图像生成部件生成的上述断层像;

图像处理部件,利用对象断层像与参照断层像之间的相关性,执行提取微小构造物的图像处理,生成微小构造物提取图像,上述对象断层像是上述超声波探头正下方的断层像,上述参照断层像是从该对象断层像离开规定帧的位置处的断层像且是存储在上述存储部

件中的断层像；以及

显示部件，以预定的方式显示由上述图像处理部件生成的上述微小构造物提取图像，

上述图像处理部件对于构成上述对象断层像的像素即对象像素，在参照断层像上设定参照区域，并且，决定表示上述参照区域的特征的像素值即参照区域代表像素值，并通过从构成上述对象像素的各像素的像素值中减去上述参照区域代表像素值，来生成上述微小构造物提取图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述参照区域代表像素值是构成上述参照区域各像素的像素值的最大值、平均值以及中央值之中的任意一值。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述图像处理部件通过从上述对象像素的像素值中减去上述参照区域代表像素值来生成差分图像，根据构成该差分图像的各像素之间的像素值中的信号强度的变化，提取上述微小构造物。

8. 一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波图像取得方法，其特征在于，

利用超声波探头对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号；

检测上述超声波探头的位置信息；

根据由上述超声波探头接收到的回波信号，针对上述被检体生成多个断层像；

存储所生成的断层像；

根据所检测出的上述超声波探头的位置信息，决定所存储的断层像之中的规定的断层像，利用该断层像和与现在时刻的上述超声波探头的位置相对应的断层像之间的相关性，执行提取微小构造物的图像处理，生成微小构造物提取图像，

显示所生成的微小构造物提取图像。

9. 一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波图像取得方法，其特征在于，

利用超声波探头对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号；

检测上述超声波探头的位置信息；

根据由上述超声波探头接收到的回波信号，针对上述被检体生成多个断层像；

与所检测出的上述位置信息对应地存储所生成的断层像；

对于构成对象断层像的像素即对象像素，在参照断层像上设定参照区域，上述对象断层像是上述超声波探头正下方的断层像；

决定表示上述参照区域的特征的像素值即参照区域代表像素值；

通过从上述对象像素的像素值中减去上述参照区域代表像素值，来生成微小构造物提取图像。

超声波诊断装置及超声波图像取得方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于并要求 2008 年 6 月 18 日提交的在先的日本专利申请 No. 2008-159560 的优先权,该申请的全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及一种从组织的回波信号中提取出生物体脏器中的微小构造物并显示出来的超声波诊断装置及超声波图像取得方法。

背景技术

[0004] 利用超声波诊断,通过将超声波探头接触体表这样简单的操作,就能够以实时显示的方式得到心脏跳动或胎儿活动的样态。另外,因为超声波诊断的安全性高,所以能够反复进行基于超声波诊断的检查。并且,超声波诊断装置的规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断装置小。因此,可以很容易地把超声波诊断装置移动到床边进行检查等,可以说超声波诊断是一种简便的诊断方法。

[0005] 超声波诊断装置根据其所具备的功能的种类而各有不同。作为小型的超声波诊断装置,一种只需单手便可以提走的大小的超声波诊断装置正在开发中。另外,超声波诊断不像 X 射线那样存在辐射影响,所以也可以应用在产科或家庭治疗等中。

[0006] 具有上述种种长处的超声波诊断之一,包括对乳腺癌的早期诊断。已知在乳房组织中,作为乳腺癌的症状,经常产生微小钙化。微小钙化病变一个或多个地分散在局部。因为石灰的硬度比生物体组织高,所以能够更强地反射超声波。因此人们期望微小钙化病变在图像上呈现高亮度。但是,实际用肉眼观察图像时,即使是数百微米的程度,也很难发现微小钙化病变。

[0007] 而且,在超声波图像上,有时产生由于超声波的随机干扰引起的、被称作斑纹图样的干涉条纹。这种斑纹图样在肝硬化的诊断等中利用。

[0008] 另一方面,这种斑纹图样与例如在上述乳腺癌检查的情况下容易遗漏的微小钙化等微小构造物十分相似,有时会成为对于诊断而言不易分辨的图像信息。因此,在乳腺癌诊断中存在除去斑纹的需求。

[0009] 鉴于上述情况,提出了例如空间复合、CFAR(Constant FalseAlarm Rate:恒定虚假报警率)处理、相似度过滤等技术。这里,空间复合,是指将来自不同方向的发送接收信号重叠而对斑纹进行平滑的处理。CFAR 处理,是指把对象像素用周围的亮度平均值进行减法运算,并用其提取高亮度部分的处理。相似度过滤,是指利用其统计学性质,除去斑纹的处理。除了这些斑纹图样除去的方法之外,虽然不属于超声波诊断的领域,但主要作为 X 射线诊断图像的应用,报告了各种自动识别微小钙化的尝试。

[0010] 然而,作为诊断对象的乳腺的乳管等的构造复杂,原本就不属于均质性的脏器。因此如果进行以往的过滤处理,则在检查出微小钙化的同时,乳腺构造也会作为构造物被提取出来,无法完全将这两者区分开来。

[0011] 但是,因为乳管等是明显比微小钙化大的构造物,所以有时即使在过滤处理后有残存,也能够用肉眼辨别出来。但是,发明人们在研究中也经常遇到这样的辨别很困难的情况。特别是仅残存一部分乳腺构造时,可以看到过滤处理后的图像呈点状,所以有时残存的乳腺构造成为与微小钙化相似的显现。

[0012] 而且,有时图像上的斑纹图样随机变动。这种情况下即使进行预定的斑纹抑制处理,斑纹仍会有残存,残存的斑纹与微小钙化部位难以区分。

[0013] 鉴于上述情况,例如在日本特开 2007-313114 号公报中提出了以下技术。即,在日本特开 2007-313114 号公报中,公开了一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:通过执行第 1 超声波图像以及基于该第 1 超声波图像的位置而决定的第 2 超声波图像来提取微小构造物的图像处理,即针对上述第 1 超声波图像上的各像素,对包含在上述第 2 图像中的空间上对应的像素的参照区域内的最大像素值进行差分的微小构造物提取处理,而生成微小构造物提取图像的图像处理部件;和将上述微小构造物提取图像以预定的方式显示出来的显示部件。

[0014] 该日本特开 2007-313114 号公报所公开的超声波诊断装置提供如下的超声波诊断装置:在提取微小构造物的信号处理中,并不是利用断层像一个方面,而是利用空间三维信息来进行信号处理,能够正确区分例如乳腺等连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,并提取出微小构造物。

[0015] 在日本特开 2007-313114 号公报所公开的技术中所使用的超声波探头,是可以对被检体的三维区域进行超声波扫描的装置。因此,日本特开 2007-313114 号公报所公开的技术中所使用的超声波探头,是使振动子沿着与其排列方向相垂直的方向机械地摇动,对三维区域进行超声波扫描的结构超声波探头(被称为机械式 4D 超声波探头);利用二维排列的二维振动元件,通过电控制对三维区域进行超声波扫描的结构超声波探头(被称作实时 3D 超声波探头)等。

[0016] 在上述机械式 4D 超声波探头中,被检体的三维扫描是通过上述摇动电路来进行的。因此,检查者只需将超声波探头本体与被检体接触,就可以自动取得多个二维断层像。另外,根据被控制的摇动速度可以检知剖面间的正确距离。而在上述实时 3D 超声波探头中,在原理上,能够在与以往取得二维断层像相同的时间内,对三维区域进行超声波扫描。

[0017] 但是,上述机械式 4D 超声波探头,因其大小和重量,而存在难以进行用于捕捉细微的构造物的扫描的问题,以及实时性上不够等问题。此外,对于上述实时 3D 超声波探头,预计开发还需要一定时间。

[0018] 因此,以现状来讲,强烈地期望使用现有的 1D 超声波探头(也包括 1.5D 超声波探头)作为超声波探头而得到临床上允许水平的诊断结果(能够进行微小构造物的提取)的技术。也就是说,期望可以使用最为普及的 1D 超声波探头作为超声波探头,以实时的方式得到期望的微小构造物提取图像的技术。

发明内容

[0019] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供一种能够使用现有的 1D 超声波探头作为超声波探头,正确地区分例如乳腺等连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,以实时的方式获得期望的微小构造物提取图像的超声波诊断装置及超声波图像诊断方

法。

[0020] 为了实现上述目的,根据本发明的第一方面,提供一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0021] 对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号的超声波探头;

[0022] 根据由上述超声波探头接收的回波信号,针对上述被检体生成多个断层像的图像生成部件;

[0023] 存储由上述图像生成部件生成的上述断层像的存储部件;

[0024] 利用上述存储部件中存储的断层像与现在时刻的上述超声波探头的位置所对应的断层像之间的相关性,执行提取微小构造物的图像处理,并且生成微小构造物提取图像的图像处理部件;以及

[0025] 以预定的方式显示由上述图像处理部件生成的上述微小构造物提取图像的显示部件。

[0026] 另外,提供一种用超声波对被检体进行扫描来取得超声波图像的超声波诊断装置,其特征在于,具备:

[0027] 对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号的超声波探头;

[0028] 根据由上述超声波探头接收的回波信号,针对上述被检体生成超声波图像的图像生成部件;

[0029] 存储由上述图像生成部件生成的上述超声波图像的存储部件;

[0030] 执行在上述图像生成部件生成的、基于现在接收的回波信号的超声波图像与在上述存储部件上存储的超声波图像之间提取微小构造物的图像处理,生成微小构造物提取图像的图像处理部件;以及

[0031] 以预定的方式显示由上述图像处理部件生成的上述微小构造物提取图像的显示部件。

[0032] 为了实现上述目的,根据本发明的第二方面,提供一种用超声波对被检体进行扫描来取得断层像的超声波图像取得方法,其特征在于,具有:

[0033] 利用超声波探头对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号的发送接收步骤;

[0034] 根据上述回波信号,针对上述被检体生成多个断层像的图像生成步骤;

[0035] 存储上述断层像的存储步骤;以及

[0036] 执行利用由上述存储步骤存储的断层像和与现在时刻的上述超声波探头的位置相对应的断层像之间的相关性、提取微小构造物的图像处理,生成微小构造物提取图像的图像处理步骤。

[0037] 另外,提供一种用超声波对被检体进行扫描来取得超声波图像的超声图像取得方法,其特征在于,具有:

[0038] 利用超声波探头对上述被检体发送超声波并接收来自该被检体的回波信号的发送接收步骤;

[0039] 根据上述超声波探头接收的回波信号,针对上述被检体生成超声波图像的图像生成步骤;

[0040] 存储在上述图像生成步骤中生成的上述超声波图像的存储步骤;以及

[0041] 执行在上述图像生成步骤生成的、基于现在接收的回波信号的超声波图像与在上述存储步骤中存储的超声波图像之间提取微小构造物的图像处理,生成微小构造物图像的图像处理步骤。

[0042] 利用本发明,能够提供一种使用现有的 1D 超声波探测头作为超声波探头,正确区分例如乳腺等连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,以实时的方式获得期望的微小构造物提取图像的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

[0043] 本发明的优点将在如下说明中阐述,部分地将从该说明得以明确,或者可以通过对本发明的实践而获知。通过这里特别指出的手段和组合可以实现和获得本发明的优点。

附图说明

[0044] 引入并作为说明书的一部分的附图,用来图解说明本发明的实施例,与上面给出的发明概述和下面给出的对实施例的详细描述一起用来解释本发明的原理。

[0045] 图 1 是表示本发明的第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

[0046] 图 2 是表示位置检测装置的一例的图。

[0047] 图 3 是用于说明微小构造物提取处理的图。

[0048] 图 4A 是对象图像的模式图。

[0049] 图 4B 是参照图像的模式图。

[0050] 图 5 是表示每个像素的信号强度(图像的亮度)的变化例的图。

[0051] 图 6 是表示微小构造物提取图像的显示方式的一例的图。

[0052] 图 7 是表示微小构造物提取图像的显示方式的另一例的图。

[0053] 图 8 是表示本发明的第 1 实施方式的微小构造物提取处理的流程的图。

[0054] 图 9A 是表示通常的 B 模式图像的图。

[0055] 图 9B 是表示微小构造物提取图像的图。

[0056] 图 10 是表示本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置的超声波探头的图。

具体实施方式

[0057] (第 1 实施方式)

[0058] 图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构框图。如该图所示,本超声波诊断装置 1 具备超声波探头 12、装置本体 11、输入装置 13、监视器 14。

[0059] 超声波探头 12,根据来自超声波发送单元 21 的驱动信号发生超声波,具备将来自被检体的反射波变换成电信号的多个压电振动子、设置在压电振动子上的匹配层、以及防止超声波压电振动子向后方传播的背衬材料。如果从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波,则该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上不断被反射,作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅,依赖于发生反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲,在移动着的血液或心脏壁等的表面被反射时的回波,由于多普勒效应而依赖于移动体的超声波发送方向的速度分量,发生频移。

[0060] 上述装置本体 11 具有超声波发送单元 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(CPU)28、内部存储部 29、接口部 30。以下,说明各个结构要素的功能功能。

[0061] 上述超声波发送单元 21 具备未图示的触发发生电路、延迟电路及脉冲发生电路等。在脉冲波发生电路中,以预定的额定频率 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) 反复发生用于形成发送超声波的额定脉冲。而在延迟电路中,将按每个频道将超声波会聚成束状并决定发送指向性而所需的延迟时间提供给各额定脉冲。触发发生电路在基于该比率脉冲的定时,向超声波探头 12 施加驱动脉冲。

[0062] 上述超声波发送单元 21,为了依照控制处理器 28 的指示来执行预定的扫描序列,具有能瞬时改变发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是,关于发送驱动电压的改变,是通过能够瞬间切换其值的线性放大型发信电路、或电切换多个电源单元的机构来实现的。

[0063] 上述超声波接收单元 22 具备未图示的放大电路、A/D 变换器及加法器等。在放大电路中将通过超声波探头 12 取入的回波信号按每个频道放大。在 A/D 变换器中,对被放大的回波信号提供决定接收指向性所需的延迟时间,然后在加法器中进行加法处理。通过该加法,强调来自与回波信号的接收指向性相符的方向的反射分量增强,利用接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0064] 上述 B 模式处理单元 23 从超声波接收单元 22 接收到回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,生成以亮度的明暗来表现信号强度的数据。该数据被发送到图像生成单元 25,作为通过亮度表示反射波强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。

[0065] 上述多普勒处理单元 24 根据从超声波接收单元 22 收到回波信号,对速度信息进行频率解析,提取多普勒效应带来的血液、组织、造影剂回波分量,并对多点求出平均速度、分散、能量等血流信息。

[0066] 上述图像生成单元 25 一般来讲,将超声波扫描的扫描线信号列变换成以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列(扫描转换),生成作为显示图像的超声波诊断图像。

[0067] 另外,图像生成单元 25 还执行扫描转换之外的各种图像处理。即,图像生成单元 25 在后述的微小构造物提取处理之外,还执行例如再次生成应用了扫描转换后的多个图像帧的亮度最大值图像的方法(平滑处理),应用图像间的差分的方法等(差分运算)等。另外,进入该图像生成单元 25 以前的数据,也被称作原始数据。

[0068] 上述图像存储器(电影存储器)26,例如是保存与冻结之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。通过对该图像存储器 26 中存储着的超声波图像进行连续显示(电影显示),可以显示出超声波动画图像。

[0069] 上述图像合成部 27 将从图像生成单元 25 取得的超声波图像与各种参数的文字信息或刻度等一起进行合成,作为视频信号输出至监视器 14。

[0070] 上述控制处理器 28 拥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本体的动作。控制处理器 28 从内部存储部 29 读出用于实现微小构造物提取功能的专用程序、用于执行预定的图像生成/显示等的控制程序,并在自身具有的存储器上展开,执行与各种处理有关的运算/控制等。

[0071] 上述内部存储部 29 存储着:预定的扫描序列、用于实现各实施方式的微小构造物提取功能的专用程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息(患者 ID、医生意见等)、诊断草案、发送接收条件、CFAR 处理控制程序、体表标记生成程序、以及其它数据组。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。内部存储器 29 的数据

可以经由接口部 30 传输至外部周边装置。

[0072] 上述接口部 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。由该装置获得的超声波图像等的的数据、分析结果等，可由接口部 30 通过网络传输至其它装置。

[0073] 上述输入装置 13 与装置本体 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、将各种画质条件设定指示等取入装置本体 11 的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。例如，操作者如果操作输入装置 13 的终止按钮或 FREEZE 按钮，则超声波的发送接收就会终止，该超声波诊断装置处于暂停状态。

[0074] 上述监视器 14 根据来自图像生成单元 25 的视频信号，把生物体内形态学信息 (B 模式图像)、血流信息 (平均速度图像、分散图像、能量图像等)、及其组合作为图像显示出来。

[0075] 而且，根据需要，可以在超声波诊断装置 1 上设置位置检测装置 15。该装置用来检测出与超声波探头 12 相对于拍摄对象 (即诊断部位) 的位置有关的信息。在这里，与超声波探头 12 的位置有关的信息是指，超声波探头 12 的绝对位置信息，相对位置信息，超声波探头 12 可动前的位置信息及可动速度和时间，用于确定其它扫描时的超声波探头 12 的位置的信息。

[0076] 图 2 是表示位置检测装置 15 的一例的图。如该图所示，位置检测装置 15 具有可动台 150 和驱动部 151。经由专用适配器能够将超声波探头 12 设置在可动台 150 上。驱动部 151 根据来自控制处理器 28 的控制，使设置的超声波探头 12 沿着可动台 150 进行移动。另外，驱动部 151 在内部具有旋转编码器等，检测可动台 150 上的超声波探头 12 的位置，并将该检测结果依次发送给控制处理器 28。

[0077] 在取得超声波图像时，作为诊断对象的乳房，以浸入在水槽 17 的水中的状态配置在预定的位置上，在检查中不可动地被固定。超声波探头 12 以及位置检测装置 15 配置在水槽 17 的底面侧。控制处理器 28 一边控制驱动部 151 以使超声波探头 12 以预定的速度移动一边执行超声波发送接收处理，从而执行自行式超声波扫描。来自超声波探头 12 的图像被送至装置本体 11。另外，由驱动部 151 取得的位置信息以实时的方式被应用在后述的与超声波探头位置有关的信息的生成中，并且作为各帧的图像信息的附带信息，附加至图像信息中来进行管理。

[0078] 以下，详细说明作为本第 1 实施方式的超声波诊断装置及超声波诊断方法的主要特征之一的微小构造物的提取处理。

[0079] 在超声波断层像 (B 模式图像) 中观察到认为是微小构造物的、明亮闪光的部分 (以下称亮点) 时，难以判别出它实际上真的是微小钙化那样的构造物，还是像乳腺那样的组织结构的一部分。特别是，只通过 1 张静止图像，即使是专家也很难判别究竟是像微小钙化那样的构造物还是像乳腺那样的组织构造的一部分。

[0080] 但是像微小钙化那样的构造物与像乳腺那样的组织构造中，例如存在着如下的不同点。

[0081] (不同点 1) 微小石灰的组成比生物体组织硬，从原理上来讲，来自微小钙化的构造物的超声波反射信号，要比来自通常的生物体组织的超声波反射信号强。根据发明者的研究结果也已判明，与微小钙化的构造物相对应的亮点的信号电平，比周围的斑纹图样的

信号电平的最大值还要大一些。但是,作为亮度显示在监视器上,很难用肉眼判定与微小钙化的构造物相对应的信号电平和与通常生物体组织相对应的信号电平之差。

[0082] (不同点 2) 微小钙化的构造物,是只存在于有限的地方的微小构造物。而乳腺等生物体组织是具有在一定范围内三维地连续的构造的连续构造物。因此,微小钙化的构造物与乳腺等的生物体组织,在构造的空间分布的形式上,本质上有很大不同。所以如果还考虑纵深方向上的三维的连续性,则能够判别微小钙化的构造物与乳腺等生物体组织的差异。

[0083] 在本第 1 实施方式中,着眼于这些不同点,在例如乳房、肝脏、胰脏的诊断中,正确区分连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,生成主动地提取出期望的微小构造物的图像(微小构造物提取图像)。例如正确区分乳腺等连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,实时地获得期望的微小构造物提取图像。

[0084] 并且,本第 1 实施方式中的微小构造物提取处理,是基于图像组数据来执行微小构造物的提取处理。在这里,图像组数据是指,拥有多个二维图像的体数据,或是由不同的多个二维图像组成的数据(不一定构成完整的体数据)。

[0085] 在本第 1 实施方式中,为了更具体地说明,下面对使用作为体数据的图像组数据的微小构造物提取处理进行说明。上述图像组数据,可通过使用如图 2 所示的可以进行自行式扫描的设备进行的拍摄,或使用一维排列了超声波振动元件的超声波探头(根据需要设置了位置传感器)来手动取得多个断层的拍摄等来取得。

[0086] 图 3 是用于说明微小构造物提取处理的图。如该图所示,从图像组数据所包含的多个二维图像中选择对象图像 31 和参照图像 32。在这里,上述对象图像 31 是作为微小构造物提取处理的对象的图像之一,是上述超声波探头 12 正下方的断层像(也包括经 Time smooth(时间平滑)等处理的断层像)。上述参照图像 32 是与上述对象图像 31 在空间上处于不同(例如,与对象图像相距 k 帧)位置的另一个断层像,是被利用在本微小构造物提取处理中的图像。具体来讲,上述参照图像 32,是上述对象图像 31 前一帧的图像,是记录在上述图像存储器 26 中的图像。优选地,这些图像与 B 模式诊断相同,是超声波探头本体的垂直方向的剖面。

[0087] 图 4A 是对象图像的模式图。图 4B 是参照图像的模式图。本微小构造物提取处理,通过从对象图像减去参照图像,生成差分图像。在该处理中,对于对象图像上的各像素 (x_i, y_i) (以下称对象像素),决定参照图像上被设定的参照区域 R_i 内存在的像素的代表值,从对象像素 (x_i, y_i) 的值中减去该代表值。

[0088] 在这里,上述参照区域是指,以包含参照图像上的坐标与对象像素相同的像素(对应像素)的方式,以任意的尺寸在参照图像上设定的区域。另外,参照区域 R_i 的代表值可以使用能够代表参照区域 R_i 的特征的任意值。作为具体例,可以举出最大值、平均值、中央值等。在本第 1 实施方式中,采用最大值作为代表值。该差分图像的生成可用下式 (1) 表示。

$$[0089] \quad Q_i(x_i, y_i) = P_i(x_i, y_i) - \text{MAX}[P_{i-k}(x_i+m, y_i+n)] \quad (1)$$

[0090] 在这里, $Q_i(x_i, y_i)$ 表示差分图像的各像素的值, $P_i(x_i, y_i)$ 表示对象图像上的对象像素的值, $P_{i-k}(x_i, y_i)$ 表示参照图像上的与 $P_i(x_i, y_i)$ 在空间上相对应的位置上的各像素的值, $P_{i-k}(x_i+m, y_i+n)$ 表示参照区域 R_i 内的各像素的值, m, n 表示指定参照区域的大小

的任意值,MAX[]表示从[]内选择最大值的运算。因此,图4B例示了由在x轴方向及y轴方向上各±2个像素,共计25个像素构成的参照区域R_i。另外,在该减法运算处理中,优选地,结果为负数时全部归零(亮度值=黑)。

[0091] 通过本第1实施方式的微小构造物提取处理而生成的图像,除去了连续构造物和随机的斑纹图样,将微小构造物适当地影像化。其理由如下。

[0092] 即,如上所述,在构成图像组数据的二维超声波图像上残存的连续构造物,比微小钙化引起的微小构造物大,并且具有纵深方向的连续性。从这一观点出发,在关注超声波断层像的某一点时,可以预计连续构造物会例如像图5所示那样,信号强度(图像的亮度)(a)的图像帧的变化很平缓。就是说,预计跨多个图像帧而在图像中都包含信号。

[0093] 另一方面,可以预计如图5所示的信号强度(b)那样,微小构造物仅包含于特定的图像帧的图像中。就是说,与连续构造物不同,信号并不是跨多个图像帧中而包含在图像之中。因此,若根据连续或相接近的帧图像生成差分图像(例如,从图像F_i(对象图像)减去图像F_{i-f}(参照图像)),便可以利用该差分图像,仅提取在特定的图像帧中、即不连续地存在的微小构造物(例如微小钙化部分)的信号。

[0094] 下面,对通过微小构造物提取处理得到的微小构造物提取图像的显示方式进行说明。而且,下面叙述的各个实施例的显示方式,都可单独或多个组合地使用。

[0095] (显示方式例1)

[0096] 在显示方式例1中,把作为微小构造物提取图像的差分图像和表示该差分图像的生成所使用的对象图像取得时的超声波探头位置的信息一起显示出来。对于表示超声波探头位置的信息,若能实现其目的则可以是什么信息。例如作为典型例,能够举出如图6所示的设定在体表标记上的超声波探头12的模式图。

[0097] 这样的表示超声波探头位置的信息,例如可基于由图2所示的位置检测装置15检测出的信息来生成。在图6所示的体表标记的情况下,图像合成部27依照控制处理器28的控制,生成表示超声波探头位置的体表标记,并与差分图像合成后传输至监视器14。由此,差分图像便可以与表示超声波探头位置的信息一起以图6所示的方式显示出来。并且,根据需要还可以基于构成图像组数据的二维图像所的所有超声波探头位置信息,把超声波探头12的扫描范围或已经显示完成的区域作为轨迹,在体表标记上分色显示。

[0098] (显示方式例2)

[0099] 在本显示方式例2中,对各图像帧间的微小构造物的信息进行MIP处理,从而作为微小构造物提取图像显示出来。

[0100] 首先,进行前述的微小构造物提取处理。即,如图7所示,通过针对各图像帧中的每一帧,从现在拍摄的各图像帧的对象图像F_i(相当于上述对象图像31)中减去已存储的过去取得的各图像帧的参照图像F_{i-f}(相当于上述参照图像32)的处理(例如上式(1)的处理),从而生成多个图像帧中的每一帧的差分图像(例如对应于图像组数据的差分图像)。对这样生成的多个图像帧的差分图像,执行基于MIP法的处理,将其结果得到的MIP图像作为微小构造物提取图像显示出来。由此,能够把多个差分图像中包含的微小构造物的信息凝缩在一张MIP图像中。通过将该MIP图像作为电子病例等的附件数据而利用,能实现管理数据大小的缩减。其中,MIP法是Maximum Intensity Projection的缩写,被称作最大值投影法。原理上,它是对三维构建起来的数据在任意的视点方向进行投影处理,把投影路径

中的最大值表示在投影面上的方法。

[0101] (显示方式例 3)

[0102] 在显示方式例 3 中,首先,用定量的解析从图像组数据中提取具有一定可靠性的差分图像。然后,对该提取的差分图像,与上述(显示方式例 2)同样地执行基于 MIP 法的处理。

[0103] 就是说,针对图像组数据相对应的差分图像的各像素,生成亮度曲线,并用其计算出某一期间(例如帧间隔)内的时间变化量及标准偏差。与得到的结果中的、表示显著不同的值的标准偏差(例如具有预定的阈值以上的标准偏差)相对应的像素,是与微小构造物对应的像素的可能性很高。因此,提取具有这样的与表示显著不同的值的标准偏差对应的像素的差分图像,对这些作为具有与表示显著不同的值的标准偏差对应的像素的差分图像而提取的多个图像,进行基于 MIP 法的处理。通过执行这样的处理步骤,能够进一步提高微小构造物的提取精度。

[0104] (显示方式例 4)

[0105] 在显示方式例 4 中,把微小构造物提取处理前的 B 模式图像、微小构造物提取图像、使用差分图像进行 MIP 处理后得到的 MIP 图像,按照重叠显示、Dual(双重)显示、Triplex(三重)显示中的任意一种方式显示出来。在重叠显示时,通过把除去斑纹图样前的 B 模式图像和除去后的新图像分别改变基本色地相重叠,能够进行两者的辨别。另外,在像 Dual 显示那样的并列显示,在不同种类的图像同时被显示出来的各显示方式中,在各图像中对应于同一位置地配置光标。因此,医生等观察者能够根据自目的以期望的显示方式、期望的定时使微小构造物提取图像显示出来,同时能够利用多种图像迅速并简单地确定微小构造物并进行观察。

[0106] 以下,对基于本第 1 实施方式的超声波诊断装置及超声波诊断方法的微小构造物提取处理,参照图 8 所示的流程图进行说明。另外,为了具体说明,在图 8 所示的例子中,采用了上述显示方式例 1 中说明的显示方式。如图 8 所示,首先,随着体扫描开始,接收到转移到微小构造物提取处理的指令,读入需要的参数组(步骤 S1、S2)。在这里,微小构造物提取处理所需要的参数组,是指参照图像的数量、与对象图像的距离、平滑处理(最大值运算)的区域等。

[0107] 接着,通过使用预定方法的体扫描取得与乳房有关的图像组数据,并保存至存储器中(步骤 S3)。然后,图像生成单元 25 计算出每个参照图像的参照区域的代表值(步骤 S4),利用其来执行已述的微小构造物提取处理,从而生成对应于图像组数据的多个差分图像(步骤 S5)。经这样的处理步骤得到的差分图像与例如具有超声波探头位置信息的体表标记一起显示在监视器 14 上,并自动地保存(步骤 S6)。

[0108] 之后,诊断装置反复执行微小构造物提取处理,直到进行了冻结图像或终止本发明的影像模式的指令。

[0109] 并且,上述本第 1 实施方式的超声波诊断装置所进行的一系列处理,通过程序化,或将程序化后的该程序读入存储介质,可以容易地作为与该医用图像诊断装置相独立的软件产品单体的销售、分发,而且本第 1 实施方式的相关技术也可被应用在其它硬件上。

[0110] 如上说明,利用本第 1 实施方式,能够提供可使用已经广泛普及的 1D 超声波探头作为超声波探头,正确区分例如乳腺等连续构造物与微小钙化部分等微小构造物,并以实

时的方式获得期望的微小构造物提取图像的超声波诊断装置及超声波诊断方法。

[0111] 也就是说,通过本第 1 实施方式的超声波诊断装置及超声波诊断方法,使用 1D 超声波探头,利用连续构造物与微小构造物的空间扩展(空间(3D)信息)上的不同,能够实时地进行微小构造物的提取。换言之,不丧失实时性且使用广泛普及的 1D 超声波探头,能够大幅降低仅通过断层图像内的信号处理无法完全削减的疑似阳性。

[0112] 具体来讲,利用本第 1 实施方式的超声波诊断装置,使用现有的 1D 超声波探头(也包括 1.5D 超声波探头)作为超声波探头,在对例如乳房、肝脏、胰脏等的诊断中,还利用与图像实质上垂直的方向(纵深方向)有关的信息,实时提取出不连续性存在的微小构造物。另外,通过微小构造物提取处理中的最大值平滑化,还可以有效地除去斑纹图样的变动及构造物在剖面方向上的位置偏移造成的残留。而且,仅通过对对象图像与参照图像的差分处理,无法完全除去斑纹图样的变动及构造物在剖面方向上的位置偏移造成的残留。

[0113] 图 9A 是表示通常的 B 模式图像的图,图 9B 是表示微小构造物提取图像的图。

[0114] 如果对比图 9A 与图 9B 两者,则在图 9A 所示的通常的 B 模式图像中,除了微小钙化部位之外,生物体组织的一部分也会存在于图像中,点状的高亮度部位大量散布。因此,很难用肉眼识别哪些点对应着微小钙化部位。

[0115] 另一方面,在图 9B 所示的微小构造物提取图像中,只有微小钙化部分被提取出来并作为点状的高亮度部位影像化。因此,可以区分三维连续分布的连续构造物和只存在于有限地方的微小构造物,实时地生成并显示仅提取出微小构造物的微小构造物提取图像。医生等通过观察提取出该微小构造物并显示的图像,在短时间内就可以发现用肉眼很难和斑纹图样区分并且仅出现在某些特定的剖面图像中的微小构造物。

[0116] 而且,本第 1 实施方式的超声波诊断装置,可以任意选择作为微小构造物提取处理中的参照图像而使用的帧和参照区域的尺寸。因此,能够对应于检查目的或个体差异,通过设定作为参照图像使用的帧和参照区域的尺寸,来实现对应于各种状况的微小构造物的适当的影像化。

[0117] 另外,在本第 1 实施方式的超声波诊断装置中,可以采用以下各种显示方式。也就是说,可以采用以下显示方式:将微小构造物提取图像和取得对象图像时的超声波探头位置及被设定了扫描范围的体表标记一起显示;或是把利用在微小构造物提取处理中取得的差分图像而生成的 MIP 图像以预定的方式显示出来;或是把微小构造物提取前后的图像以预定的方式显示出来等。

[0118] 因此,医生等通过以期望的显示方式观察微小构造物提取图像,或者比较各种显示方式下的微小构造物提取图像,就可以实时发现用肉眼很难和斑纹图样区分并且仅出现在某些特定的剖面图像中的微小构造物。

[0119] 总之,因为只从存储器中存储的过去图像和现在图像得到提取出期望的微小构造物的图像,所以医生等观察者可以一边进行超声波拍摄一边实时地观察提取出微小构造物的图像,一边做出恰当的诊断。

[0120] (第 2 实施方式)

[0121] 以下,对本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置及超声波诊断方法进行说明。另外,为了避免与上述第 1 实施方式重复的说明,仅对与第 1 实施方式的不同点进行说明。

[0122] 本第 2 实施方式的超声波诊断装置,如图 10 所示,在上述超声波探头 12 上安装或

内置有微型位置传感器 101。该微型位置传感器 101 检测上述超声波探头 12 的位置的移动量,基于帧速率等,计算出对于提取作为目标的微小构造物 201 而言适合的断层像帧间隔。然后基于这样计算出的断层像帧间隔,进行第 1 实施方式中已说明的微小构造物的提取处理。

[0123] 但是,本第 2 实施方式中,在利用上述微型位置传感器 101 检测出上述超声波探头 12 停止移动时,进行以下处理。

[0124] (超声波探头停止时的处理例 1)

[0125] 由上述微型位置传感器 101 检测出上述超声波探头 12 停止移动时,切换到只使用该时刻的上述超声波探头 12 正下方的断层像的处理(不使用多张超声波探头 12 在同一位置取得的断层像)。

[0126] (超声波探头停止时的处理例 2)

[0127] 由上述微型位置传感器 101 检测出上述超声波探头 12 停止移动时,删除该停止期间中取得的断层像(或者不使用),在上述超声波探头 12 重新开始移动时,利用紧接该停止期间之前的断层像来进行上述处理。

[0128] 如上说明,根据本第 2 实施方式,能够提供不仅实现与上述第 1 实施方式的超声波诊断装置或超声波诊断方法相同的效果,而且还可以进行更高精度的微小构造物提取处理的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

[0129] (第 3 实施方式)

[0130] 以下,对本发明的第 3 实施方式的超声波诊断装置及超声波诊断方法进行说明。另外,为了避免与上述第 1 实施方式重复的说明,下面只对与上述第 1 实施方式的不同点进行说明。

[0131] 在本第 3 实施方式的超声波诊断装置中,基于断层像间的相关信息,计算出上述超声波探头 12 的位置的移动量或该断层像之间的相似性,根据该计算结果,计算出对提取作为目标的微小构造物而言合适的断层像帧间隔。然后基于这样计算出的断层像帧间隔,进行第 1 实施方式中已说明的微小构造物提取的处理。

[0132] (计算超声波探头的移动量的情况)

[0133] 基于计算出的超声波探头 12 的帧速率,计算对提取作为目标的微小构造物而言合适的断层像帧间隔。另外,检测出上述超声波探头 12 停止移动时,进行与上述第 2 实施方式的超声波诊断装置的超声波探头 12 停止移动时的处理相同的处理。

[0134] (计算断层像间的相似性的情况)

[0135] 基于计算出的断层像间的相似性,在现在帧和其相似性的变化变大的帧之间,进行在第 1 实施方式中已说明的微小构造物提取的处理。另外,对于在上述图像存储器 26 中保存的断层像,相似性始终很高的断层像在预先指定的预定的张数以上时,判断为超声波探头 12 停止移动,进行与上述第 2 实施方式的超声波诊断装置中的超声波探头 12 停止移动时的处理相同的处理。

[0136] 如上说明,根据本第 3 实施方式,能够提供不仅实现与上述第 1 实施方式的超声波诊断装置和超声波诊断方法相同的效果,而且还可以进行更高精度的微小构造物提取处理的超声波诊断装置或超声波诊断方法。

[0137] 以上,基于第 1 实施方式至第 3 实施方式对本发明进行了说明,但是本发明并不限

于上述实施方式,在本发明的主旨的范围内,当然可以进行各种各样的改变及应用。

[0138] 而且,在上述实施方式中包含了各种阶段的发明,通过把公开的多个构成要件进行适当的组合,可以提取出各种发明。例如,即使从实施方式所示的所有构成要件中删除几个构成要件,仍能解决本发明要解决的课题、得到本发明的效果的情况下,那么被删除了该构成要件的构成也可以作为发明被提取出来。

[0139] 对于本领域技术人员而言,其它的优点和变更是显而易见的。因此,本发明在其较宽的方面不限于这里示出和描述的具体细节和代表性实施例。因此,在不脱离所附的权利要求及其等同方案所定义的总的发明构思的精神或范围的情况下,可进行各种变更。

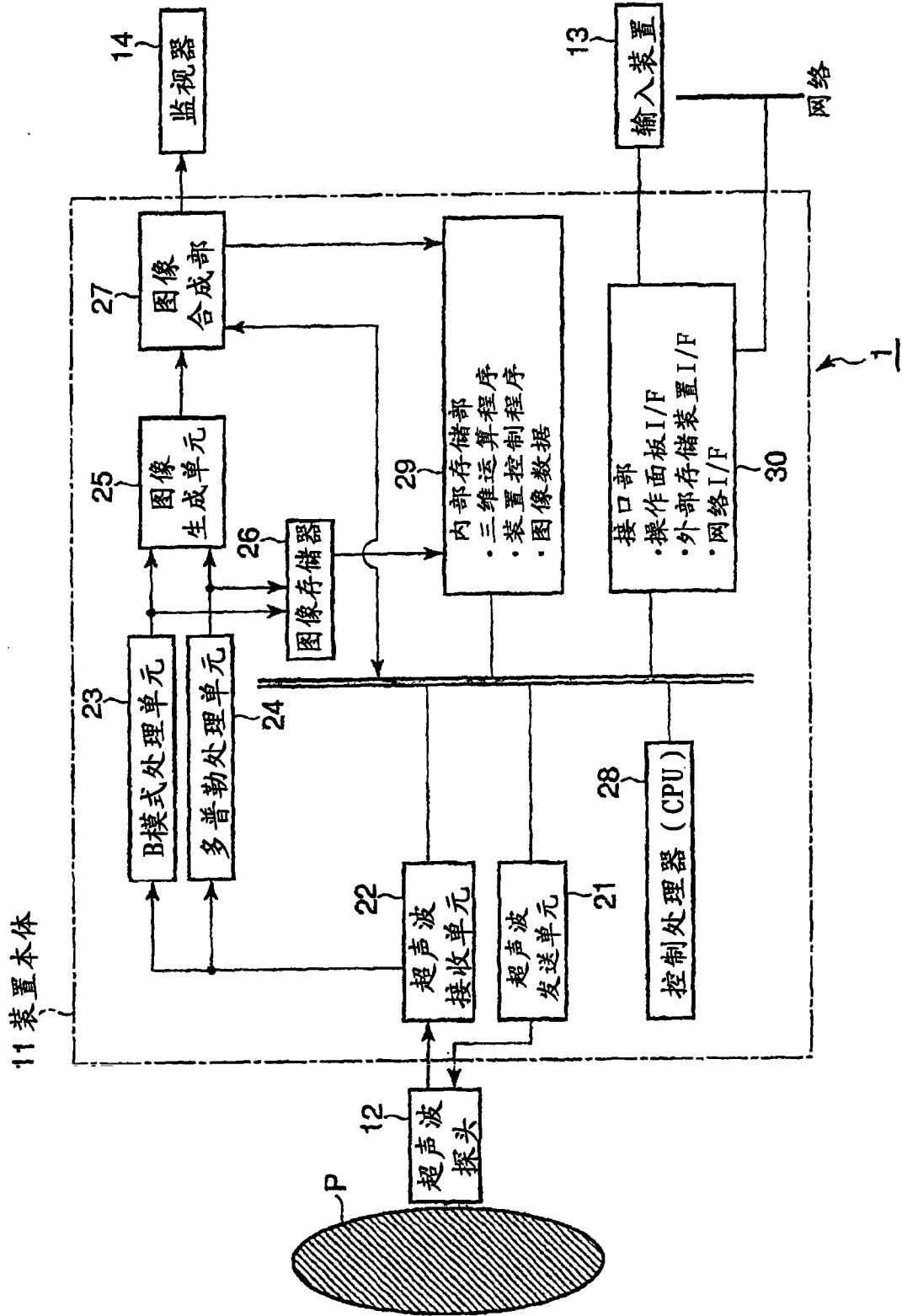


图 1

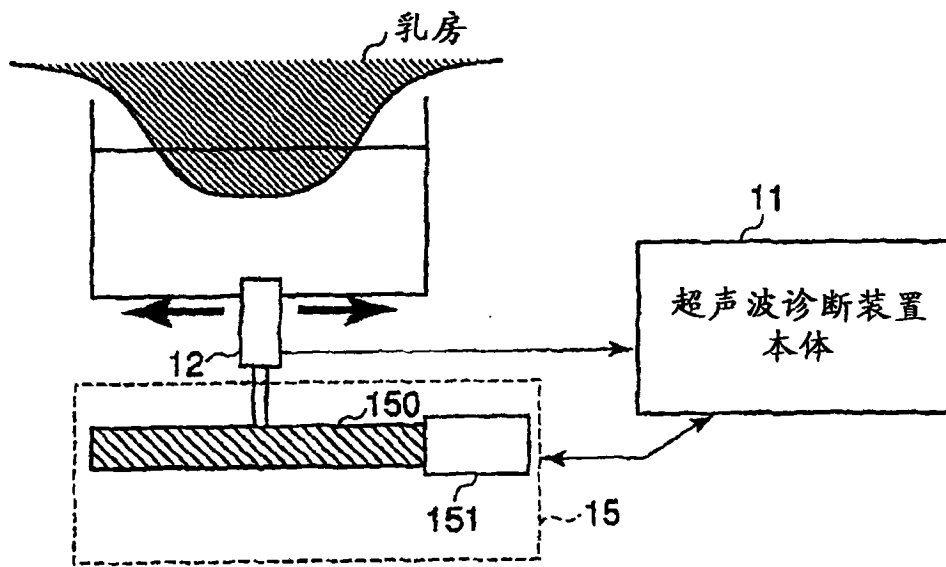


图 2

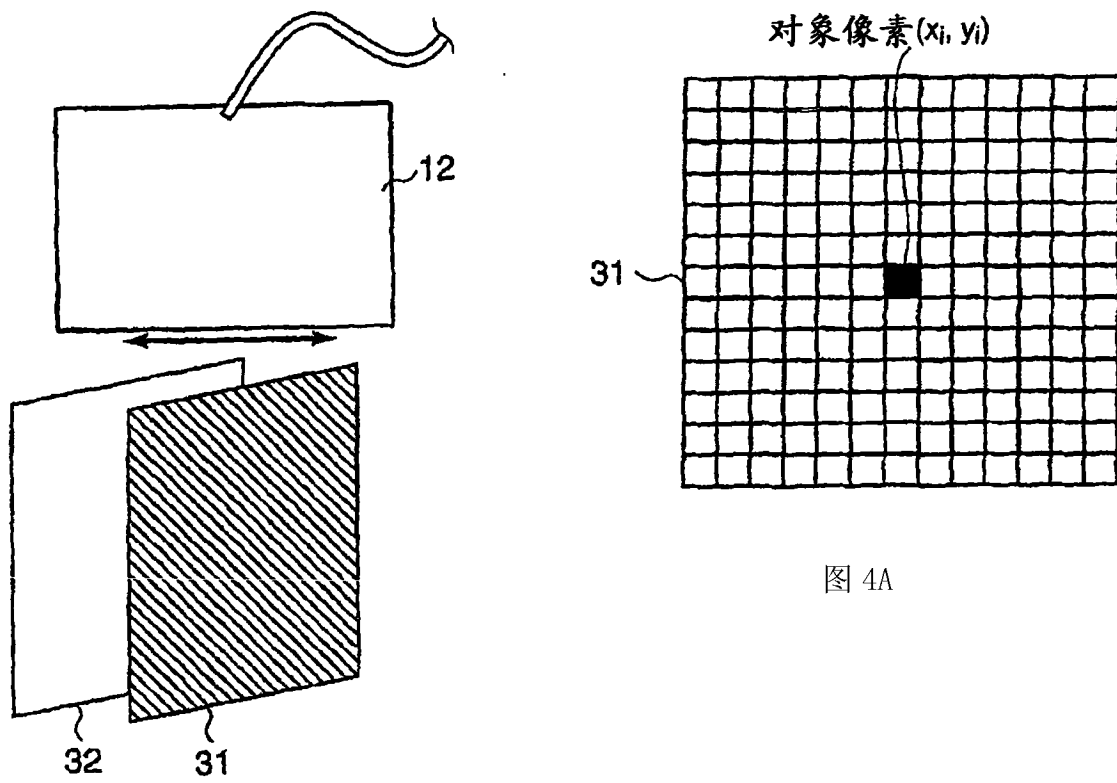


图 4A

图 3

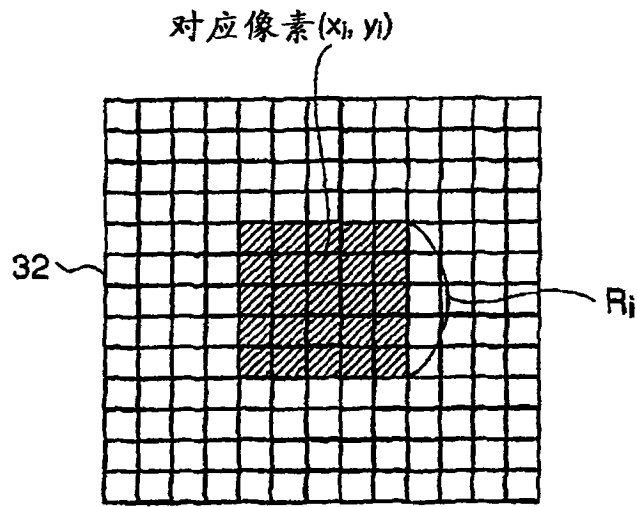


图 4B

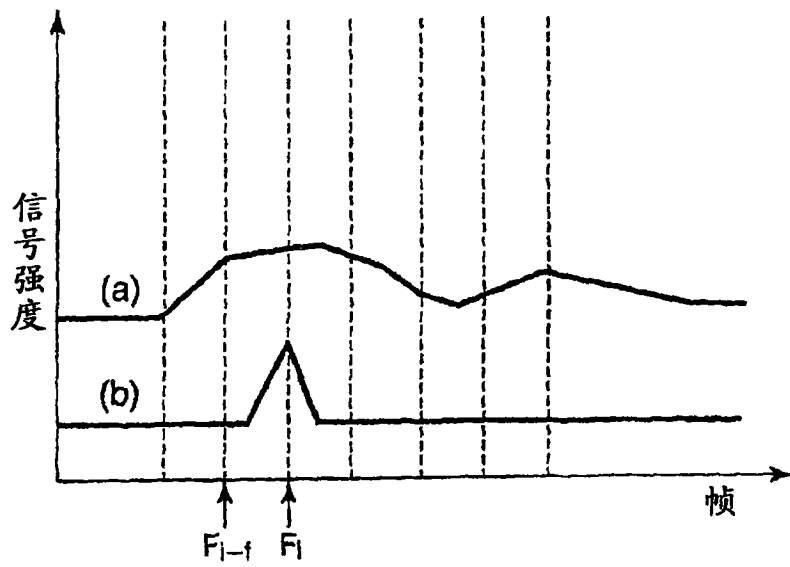


图 5

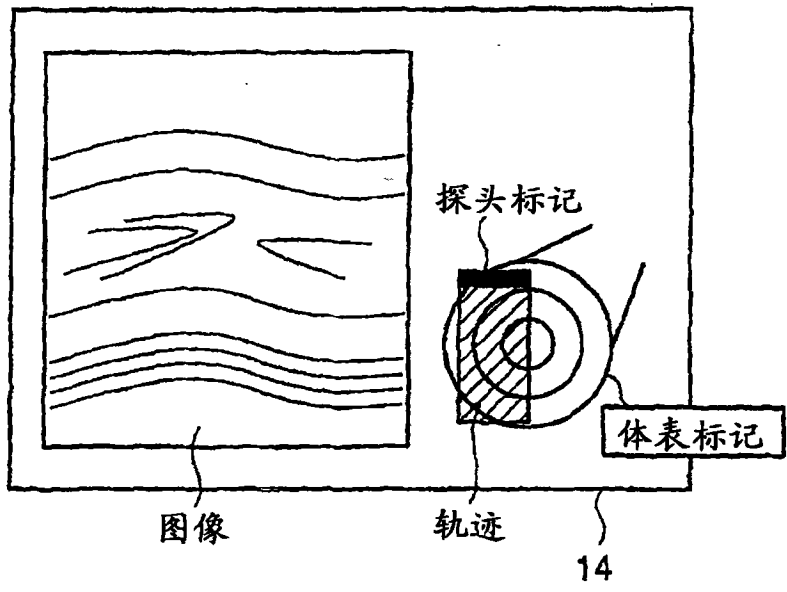


图 6

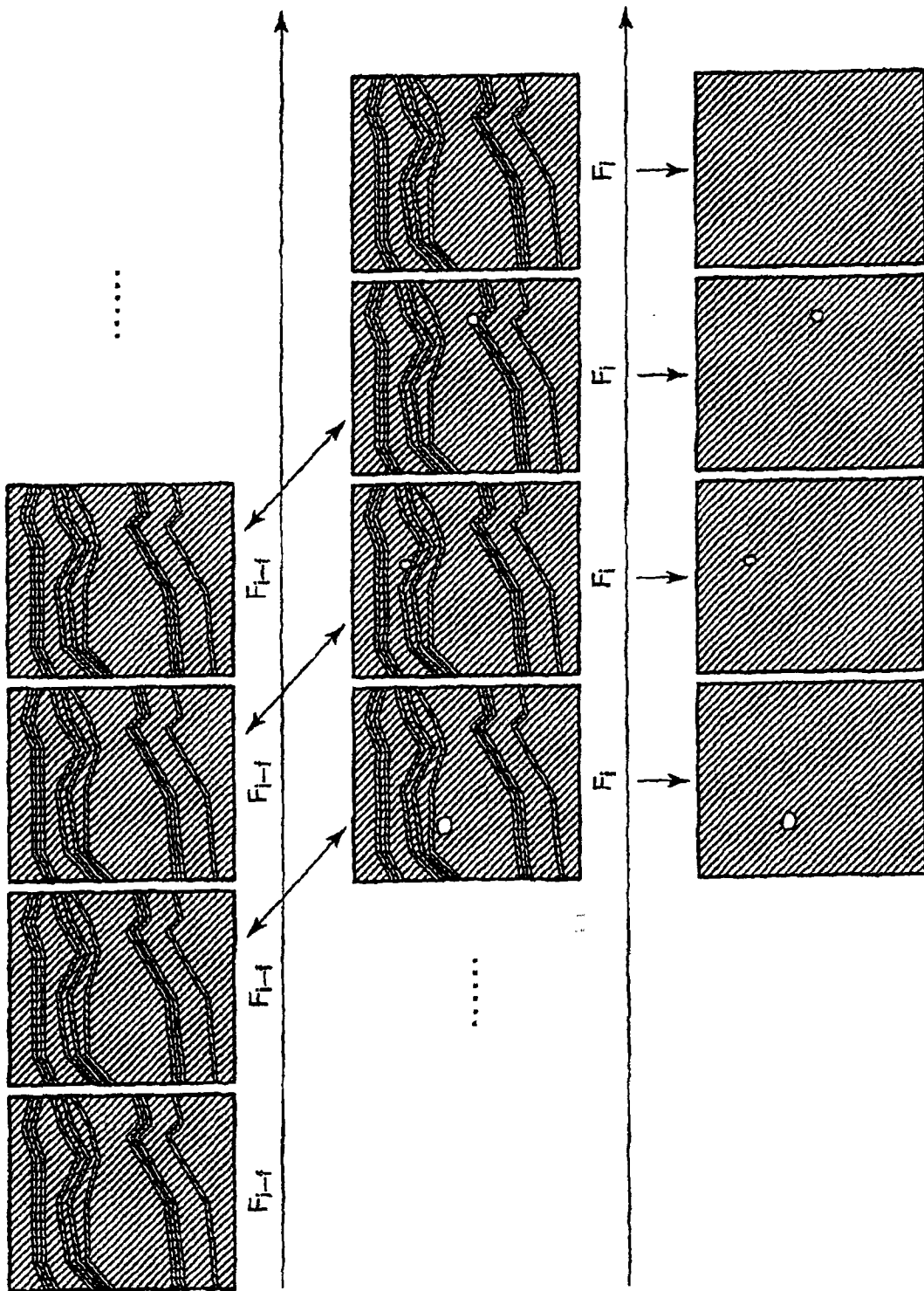


图 7

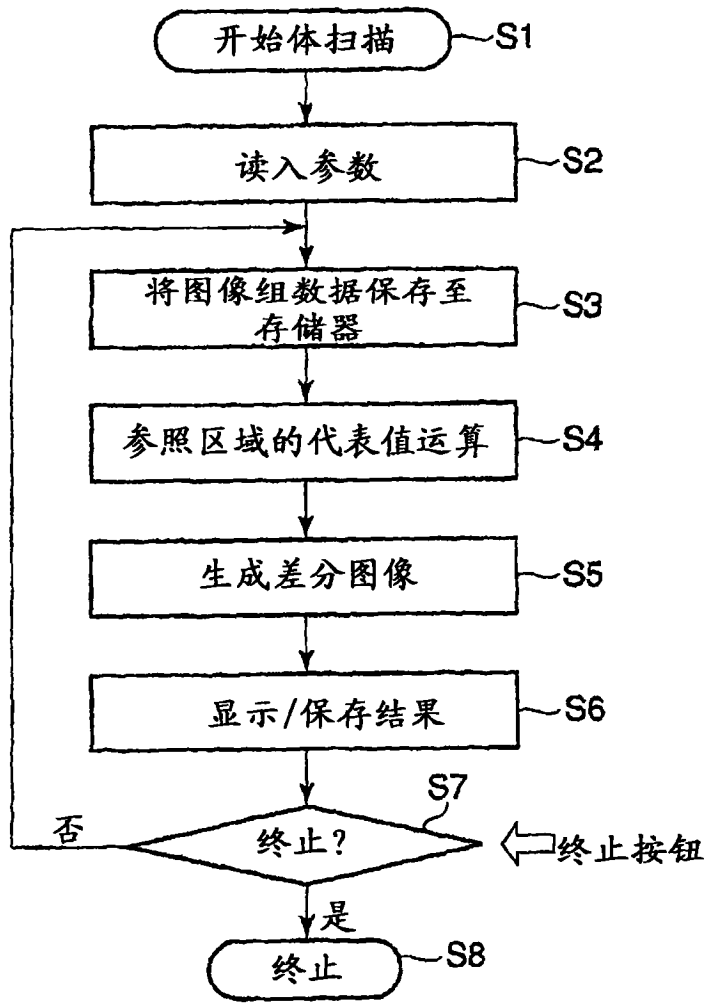


图 8

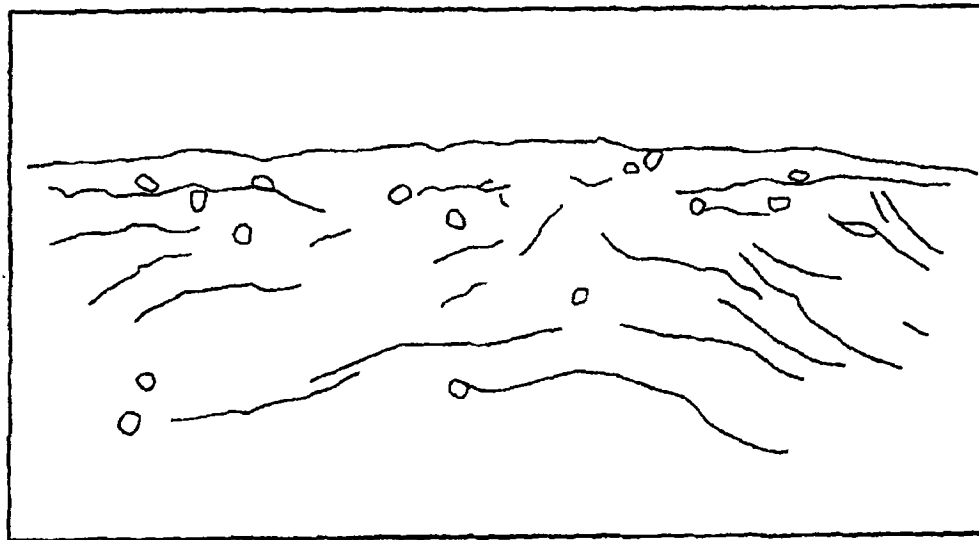


图 9A

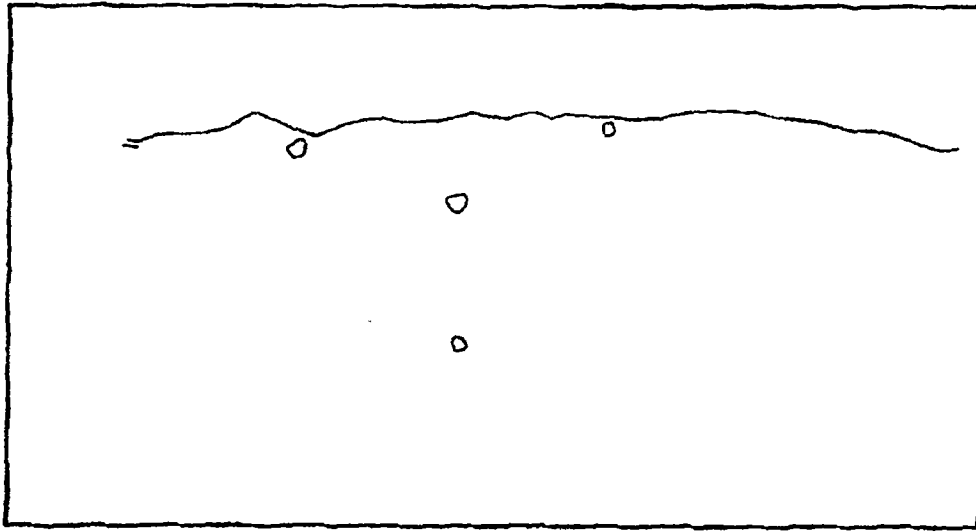


图 9B

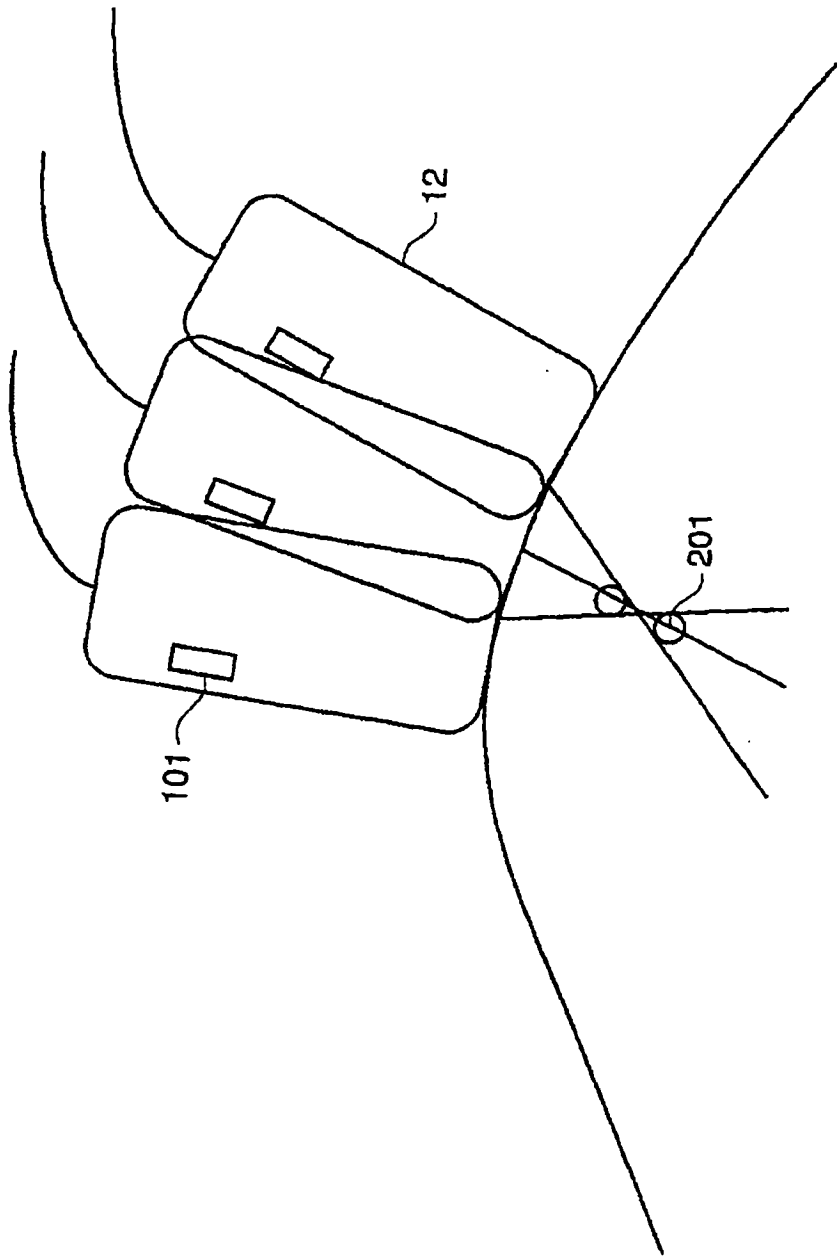


图 10

专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波图像取得方法		
公开(公告)号	CN101606853B	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN200910150517.8	申请日	2009-06-18
[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	冈村阳子 神山直久		
发明人	冈村阳子 神山直久		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/52073 G01S15/8915 G01S7/52077 A61B8/5238 G01S15/8918 A61B8/488 A61B8/463		
审查员(译)	杨德智		
优先权	2008159560 2008-06-18 JP		
其他公开文献	CN101606853A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及超声波图像取得方法，该超声波诊断装置具备：对被检体发送超声波并接收回波信号的超声波探头；根据上述回波信号针对上述被检体生成多个断层像的图像生成单元；存储生成的上述断层像的图像存储器；以及控制处理器。其中，上述控制处理器进行如下的控制：执行利用上述图像存储器中存储的断层像和与现在时刻的上述超声波探头的位置对应的断层像之间的相关性来提取微小构造物的图像处理。该微小构造物提取图像以预定的方式显示在显示部件上。

