



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610106100.8

[43] 公开日 2007年2月21日

[11] 公开号 CN 1915178A

[22] 申请日 2006.3.31
 [21] 申请号 200610106100.8
 [30] 优先权
 [32] 2005. 3. 31 [33] JP [31] 2005 - 104523
 [71] 申请人 株式会社东芝
 地址 日本东京都
 共同申请人 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
 代理人 王以平

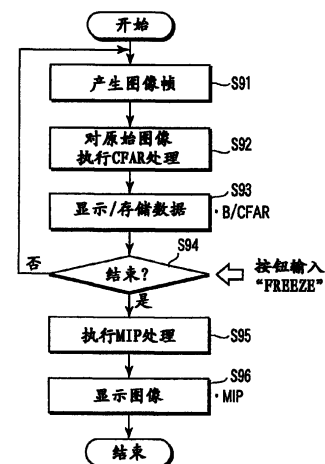
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 14 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置和超声波图像处理方法

[57] 摘要

在例如乳房的超声波诊断中，在执行从 B 模式图像(组织图像)除去斑纹图案的 CFAR 处理的同时执行 MIP 处理，生成积极地抽出微小结构物后的微小结构物抽出图像。生成的微小结构物抽出图像与例如 CFAR 处理前的 B 模式图像及 CFAR 处理后的 B 模式图像一起被 Dual 显示或者 Triplex 显示。



1. 一种对被检查体进行超声波扫描而获取超声波图像的超声波诊断装置, 具有:

超声波探头, 对上述被检查体发送超声波, 从该超声波接收与多帧相关的回波信号;

图像生成单元, 通过执行减轻与接收到的上述多帧相关的各个回波信号中包含的斑纹图案成分的信号处理, 生成与上述多帧相关的第一图像, 通过利用与上述多帧相关的第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算, 生成第二图像;

显示单元, 显示所生成的上述第二图像。

2. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 减轻斑纹图案成分的上述信号处理是 CFAR (Contrast False Alarm Rate) 处理。

3. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 减轻斑纹图案成分的上述信号处理是利用空间高通滤波器的处理。

4. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 在基于与上述接收到的上述多帧相关的回波信号生成的第三图像、上述第一图像、上述第二图像中, 上述显示单元至少同时显示 2 个。

5. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 上述显示单元将基于与上述接收到的上述多帧相关的回波信号生成的第三图像和上述第一图像重叠后的重叠图像与上述第二图像同时显示。

6. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 还具有: 用于在减轻斑纹图案成分的上述信号处理中利用滤波器的情况下, 改变该滤波器形式的变更单元。

7. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 还具有:

检测上述超声波探头的移动范围的检测单元, 和

基于检测出的上述超声波探头的移动范围, 计算该被检查体的超声波扫描区域的计算单元, 其中

上述显示单元以规定的形态显示所计算出的上述超声波扫描区域。

8. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 上述显示单元显示利用身体标记计算出的上述超声波扫描区域。

9. 权利要求 1 记载的超声波诊断装置, 上述图像生成单元通过利用至少上述第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算, 生成上述第二图像。

10. 一种用超声波对被检查体进行扫描而获取超声波图像的超声波诊断装置, 具有:

超声波探头, 向上述被检查体发送超声波, 从该超声波接收与多帧相关的回波信号;

图像生成单元, 通过利用与接收到的上述多帧相关的回波信号执行最大值投影运算或者最大值保持运算, 生成第一图像, 通过执行减轻上述第一图像中包含的斑纹图案成分的信号处理, 生成第二图像; 和

显示单元, 显示所生成的上述第二图像。

11. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 减轻上述斑纹图案成分的上述信号处理是 CFAR (Contrast False Alarm Rate) 处理。

12. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 减轻斑纹图案成分的上述信号处理是利用空间高通滤波器的处理。

13. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 在基于与上述接收到的上述多帧相关的回波信号生成的第三图像、上述第一图像、上述第二图像中, 上述显示单元至少同时显示 2 个。

14. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 上述显示单元将基于与上述接收到的上述多帧相关的回波信号生成的第三图像和上述第一图像重叠后的重叠图像与上述第二图像同时显示。

15. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 还具有: 用于在减轻斑纹图案成分的上述信号处理中利用滤波器的情况下, 改变该滤波器形式的变更单元。

16. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 还具有:

检测单元, 检测上述超声波探头的移动范围, 和

计算单元, 基于检测出的上述超声波探头的移动范围, 计算该被检查体的超声波扫描区域, 其中

上述显示单元以规定的形态显示所计算出的上述超声波扫描区域。

17. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 上述显示单元显示利用身体标记计算出的上述超声波扫描区域。

18. 权利要求 10 记载的超声波诊断装置, 上述图像生成单元通过利用至

少上述第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算,生成上述第二图像。

19. 一种用超声波扫描被检查体而得到的超声波图像的处理方法,具备下述步骤:

利用图像生成单元,通过执行减轻与超声波诊断装置取得的多帧相关的各个回波信号中包含的斑纹图案成分的信号处理,生成与上述多帧相关的第一图像,通过利用与上述多帧相关的第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算,生成第二图像,

由显示单元显示所生成的上述第二图像。

20. 一种用超声波扫描被检查体而得到的超声波图像的处理方法,具备下述步骤:

利用图像生成单元,通过执行减轻与超声波诊断装置取得的多帧相关的回波信号的各个信号中包含的斑纹图案成分的信号处理,生成与上述多帧相关的第一图像,通过执行减轻上述第一图像中包含的斑纹图案成分的信号处理,生成第二图像,

由显示单元显示所生成的上述第二图像。

超声波诊断装置和超声波图像处理方法

技术领域

本发明涉及从组织的超声波的回波信号积极地抽取并显示生物体器官等中的微小构造物的超声波诊断装置及超声波图像处理程序。

背景技术

超声波诊断利用仅仅从体表碰撞超声波探头的简单操作，通过实时显示得到心脏跳动和胎儿动作的状态，而且在因为安全性高所以能够反复进行检查之外，系统的规模比 X 射线、CT、MRI 等其它诊断仪器小，向头部侧移动的检查也容易进行，因而是简便的。另外，超声波诊断装置根据其具备的功能种类而各不相同，开发了能用手移动这样的小型超声波诊断装置，超声波诊断没有象 X 射线那样的照射影响，在产科和在家医疗等中也能够使用。

乳腺癌的早期诊断是这样的超声波诊断的一种。乳房组织中，作为乳腺癌的症状，已知多为产生微小石灰化的情况。微小石灰化病变是 1 个或者数个在局部分散开来。因为石灰比生物组织硬，为了很好地反射超声波，希望图像为高亮度，但即使为数百微米左右，可以说从图像中通过目视抽出仍然是困难的。

但是，在超声波图像上，存在下述情形，即产生由超声波的随机干涉引起的被称为斑纹图案的干涉条纹。该斑纹图案被用于肝硬化的诊断等，另一方面，在上述乳腺癌检查时其酷似没有注意到的微小石灰化等微小结构物，此时成为混淆的图像信息。因此，在不需要斑纹图案的上述乳腺癌诊断等中，通过例如特昭 61-189476 号公报、特开 2001-238884 号公报、特开 2003-61964 号公报、特开 2004-321582 号公报等中公开的空间合成、CFAR (Contrast False Alarm Rate: 一定误警报率) 处理、类似度过滤器及其它的斑纹缩小处理、MIP (Maximun Intensity Projection) 处理、图像条件调整等将其除去。另外，尽管不是超声波领域，但例如专利第 3596792 号公报中公开的那样，存在尝试自动识别微小石灰化主要作为 X 射线诊断图像的应用的各种报告。

但是，在用于除去斑纹图案、良好地观察微小结构物的上述现有各种方法

中，存在例如下述问题。

在利用 CFAR 处理的斑纹缩小中，即使能够相对地提高微小结构物的对比率，在 3 维地扫描生物、探索微小结构物的情况下，依然会产生疏忽。例如即使在某个帧中显示微小的结构物，与到发现（识别）为止所需要的时间相比，一般扫描截面的移动时间要短些。

而且，在 MIP 处理中，适合观察器官的外形，但如果斑纹图案和微小结构物混合并重叠，则相反微小结构物的对比率降低。因此，在 MIP 处理的图像中，不能说微小结构物的观察是充分的。

而且，在画质条件的调整中，如果操作者手动调整则能够得到某种程度合适的图像，但如果设定错误，则会引起微小结构物没有显示的情况和斑纹依然残存的情况。而且，因为最佳设定值根据被检查者的状态（由于皮下脂肪而衰减）而不同，所以记录最佳值没有意义。另外，利用上述那样的设定值的图像大多不能看到以前的器官外形等，在该单幅图像中存在截面的特定化等变得困难的情况。

发明内容

鉴于上述情况而提出本发明，目的在于，提供在例如乳腺癌诊断中适合观察往往被疏忽的微小石灰化等微小结构物的超声波诊断装置和超声波图像处理方法。

根据本发明的一个方面，提供一种用超声波扫描被检查体、获取超声波图像的超声波诊断装置，具有：对上述被检查体发送超声波，从该超声波接收与多个帧相关的回波信号的超声波探头；通过执行减轻与接收到的上述多帧相关的回波信号的各个信号中包含的斑纹图案的信号处理，生成与上述多帧相关的第一图像，通过利用与上述多帧相关的第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算，生成第二图像的图像生成单元；显示生成的上述第二图像的显示单元。

根据本发明的另一方面，提供一种用超声波扫描被检查体、获取超声波图像的超声波诊断装置，具有：对上述被检查体发送超声波，从该超声波接收与多个帧相关的回波信号的超声波探头；通过利用与接收到的上述多帧相关的回波信号执行最大值投影运算或者最大值保持运算，生成第一图像，通过执行减

轻上述第一图像中包含的斑纹图案成分的信号处理，生成第二图像的图像生成单元；显示生成的上述第二图像的显示单元。

根据本发明的又一方面，提供一种用超声波扫描被检查体所得到的超声波图像的处理方法，具备：由图像生成单元通过执行减轻与超声波诊断装置取得的多帧相关的回波信号的各个信号中包含的斑纹图案成分的信号处理，生成与上述多帧相关的第一图像，通过利用与上述多帧相关的第一图像执行最大值投影运算或者最大值保持运算，生成第二图像，由显示单元显示生成的上述第二图像。

根据本发明的又一方面，提供一种用超声波扫描被检查体所得到的超声波图像的处理方法，具备：由图像生成单元通过执行减轻与超声波诊断装置取得的多帧相关的回波信号的各个信号中包含的斑纹图案成分的信号处理，生成与上述多帧相关的第一图像，通过执行减轻与上述第一图像中包含的斑纹图案成分的信号处理，生成第二图像，由显示单元显示生成的上述第二图像。

附图说明

图1是第一实施方式的超声波诊断装置1的方块结构图。

图2是用于说明CFAR处理的概念的图形。

图3是用于说明CFAR处理的概念的图形。

图4A是常见的B模式图像，图4B是对B模式图像实施CFAR处理得到的图像，图4C是对B模式图像实施MIP处理得到的图像，图4D是对B模式图像实施CFAR处理和MIP处理所生成的各个微小结构物抽出图像的示意图。图4E常见的B模式图像，图4F是对B模式图像实施CFAR处理得到的图像，图4G是对B模式图像实施MIP处理得到的图像，图4H是示出对B模式图像执行CFAR处理和MIP处理所生成的微小结构物抽出图像的像片。

图5是表示上述B模式图像帧的特定处理的流程的流程图。

图6是表示由本超声波诊断装置1实现的超声波图像显示的一种形态的图。

图7是表示由本超声波诊断装置1实现的超声波图像显示的其它形态的图。

图8是表示由本超声波诊断装置1实现的超声波图像显示的其它形态的图。

图9是表示在实施例1的显示模式中执行的处理流程的流程图。

图10是表示在实施例2的显示模式中执行的处理流程的流程图。

图 11 是表示在实施例 3 的显示模式中执行的处理流程的流程图。

图 12 是表示本实施方式的超声波诊断装置的微小结构物抽出图像生成的处理流程的流程图。

图 13 是第三实施方式的超声波诊断装置 1 的模块结构图。

图 14 是第 4 实施方式的超声波诊断装置 1 的模块结构图。

图 15A、B、C 是第 5 实施方式的超声波诊断装置执行的 CFAR 处理中使用的核心的例子。

图 16 是表示使第一实施方式的超声波诊断装置 1 具有主扫描范围判断功能时的模块结构的图。

图 17A、B 是用于说明超声波诊断中使用的身体标记的图。

图 18A、B 是表示利用身体标记的被扫描区域为颜色区别表示的一个例子的图。

图 19A、B 是表示利用身体标记的被扫描区域为颜色区别表示的其它例子的图。

具体实施方式

以下,根据附图对本发明的第一实施方式至第 6 实施方式进行说明。另外,在以下的说明中,对于具有基本相同的功能和结构的结构部件,采用同一符号,仅仅在需要的场合进行重复说明。而且,在各实施方式中,为了具体说明,将乳房作为诊断对象。但是,并不局限于此,本发明的技术方法对乳房之外的肝脏、胰腺等规定的其它器官也有效。

(第一实施方式)

图 1 是本实施方式的超声波诊断装置 1 的模块结构图。如该图所示,本超声波诊断装置 10 具有超声波探头 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、电影存储器 (cine memory) 26、图像合成部 27、控制处理器 (CPU) 28、内部存储部 29、接口部 30、图像处理部 31。以下,对各个构成部件的功能进行说明。

超声波探头 12 具有:基于来自超声波发送接收单元 21 的驱动信号产生超声波,将来自被检查体的反射波转换成电信号的多个压电振子;设置在该压电

振子上的整合层；防止超声波从该压电振子向后方传播的衬板等。如果超声波从该超声波探头 12 发送到被检查体 P，则该发送的超声波在体内组织的声阻抗不连续面接连不断地被反射，作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅取决于反射的不连续面的声阻抗的差。而且，被发送的超声波脉冲被移动的血流和心脏壁等的表面反射时的回波由于多普勒效应而依存于移动体的超声波发送方向的速度成分，受到频率偏移。

输入装置 13 与装置本体 11 连接，具有用于将来自操作员的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种图像质量设定指示等输入装置本体 11 的各种开关、按钮、跟踪球 13s、鼠标 13c、键盘 13d 等。例如，操作者一旦对输入装置 13 的结束按钮和 FREEZE 按钮进行了操作，则超声波的发送接收就结束，该超声波诊断装置成为暂停状态。

监视器 14 基于来自扫描转换器 25 的视频信号，作为图像显示生物体内的形态学信息和血流信息。

超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路和脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中，以规定的速度频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒) 反复产生用于形成发送超声波的速度脉冲。而且，在延迟电路中，向各速度脉冲赋予在每个频道使超声波会聚为波束状而且确定信号发送方向性所需要的延迟时间。触发发生电路在基于该速度脉冲的定时下，将驱动脉冲施加给探头 12。

而且，为了根据控制处理器 28 的指示执行规定的扫描时序，超声波发送单元 21 具有可以瞬时改变发送频率、发送驱动电压等的功能。特别是对于发送驱动电压的改变，由可以瞬间切换其值的线性放大器型发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

超声波接收单元 22 具有未图示的放大器电路、A/D 变换器、加法器等。在放大器电路中，在每个频道放大经由探头 12 取入的回波信号。在 A/D 变换器中，对于放大的回波信号赋予确定接收方向性所需的延迟时间，之后在加法器中执行加法处理。利用该加法，强调来自与回波信号的接收方向性对应的方向的反射成分，根据接收方向性和发送方向性形成超声波发送接收的综合波束。

B 模式处理单元 23 从发送接收单元 21 接收回波信号，执行对数放大、包络线检波处理等，生成由亮度的明亮表示信号强度的数据。该数据被发送给扫描转换器 25，作为用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像显示在监视器 14 上。

多普勒处理单元 24 根据从发送接收单元 21 接收到的回波信号对速度信息进行频率分析, 利用多普勒效应抽取血流、组织、造影剂回波成分, 对多点求出平均速度、分散、功率等血流信息。得到的血流信息被发送给扫描转换器 25, 作为平均速度图像、分散图像、功率图像、这些的组合图像在监视器 14 上彩色显示出来。

扫描转换器 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换成以视频等为代表的一般的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 载置了存储图像数据的存储器, 例如在诊断之后可以调出操作者在检查中记录的图像。而且, 将进入扫描转换器 25 之前的数据称为“原始数据”。

电影存储器 26 是保存与例如暂停之前的多个帧对应的超声波图像的存储器。也可以通过连续显示(电影显示)存储在电影存储器 26 中的图像, 来显示超声波运动图像。

图像合成部 27 将从扫描转换器 25 或者图像处理部 31 接收到的图像和各种参数的文字信息与标度等一起合成, 作为视频信号输出到监视器 14 中。特别是图像合成部 27 合成从扫描转换器 25 接收的斑纹缩小之前的 B 模式图像、从图像处理部 31 接收的斑纹缩小之前的 B 模式图像、和 MIP 处理之后的图像, 生成合成图像。

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本体的动作的控制装置。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。

内部存储部 29 保存用于执行后述的扫描时序、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)、诊断方案、发送接收条件、CFAR 处理控制程序、身体标记生成程序及其它的数据组。而且, 根据需要也用于图像存储器 26 中的图像保存等。内部存储部 29 的数据也可以经由接口电路 30 向外围装置转送。

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数据和分析结果等可由接口部 30 经由网络向其它的装置转送。

图像处理部 31 基于来自控制处理器 28 的控制, 对从扫描转换器 25 或者内

部存储部 29 接收到的 B 模式图像等执行 CFAR 处理等频谱缩小处理、利用多帧图像的 MIP 处理等各种图像处理。

(微小结构物抽出功能)

接下来,对本超声波诊断装置 1 具有的微小结构物抽出功能进行说明。该功能是,在例如乳房、肝脏、胰腺等的诊断中,通过在从 B 模式图像(组织像)除去斑纹图案的同时执行 MIP 处理,生成积极地抽出微小结构物后的生成图像(微小结构物抽出图像)。

在本实施方式中,为了具体进行说明,采用 CFAR 处理,作为从 B 模式图像除去斑纹图案的方法。但是,并不局限于此,例如能够采用:重叠来自不同方向的发送接收信号,使斑纹图案平滑化后,降低显示亮度的空间合成法;利用统计性质除去斑纹图案的类似度过滤器法等各种方法。这里,以前的空间合成法的几种采用的是仅仅使斑纹平滑化,来保持整体的亮度的显示形态,但从本实施方式的宗旨来看,理想的是空间合成在斑纹平滑化的同时降低斑纹部分的亮度。

而且,CFAR 处理这样的用语用在雷达领域,在本实施方式中为了利用其关联性进行具体说明,出于方便,采用“CFAR”这样的语句。但是,并不局限于严格使用雷达领域中使用的方法或者统计量。

图 2、图 3 是用于说明 CFAR 处理的概念的图。在图 2A 中,白色的矩形表示构成超声波图像的一般像素,黑色的矩形表示构成超声波图像的像素中关心的注目像素 P_i ,白色和黑色的中间色的矩阵表示位于注目像素 P_i 附近、后述(1)的平均处理中使用的像素(邻近像素)。

CFAR 处理按照例如下面的(1)~(3)的顺序进行。

(1) 首先,对于每个注目像素 P_i ,求出该像素 P_i 附近的像素的亮度平均值。此时,为了使自身的亮度不影响平均值,注目像素 P_i 自身也可以不包含在邻近像素的亮度平均计算中。

(2) 接下来,将从注目像素 P_i 的像素值减去了得到的平均值的值定义为对于该注目像素 P_i 的位置的计算结果 K_i ,存储在内部存储部 29 中。对全部的注目像素 P_i 执行该运算处理。

(3) 下面,如果将预先确定的阈值记为 T ,在 $K \geq T$ 时,利用原来的亮度显示该注目像素 P_i (微小结构物的抽出)。另一方面,在 $K_i < T$ 时,该注目像

素 P_i 的亮度值为 0，不进行显示（除去）。通过对全部的注目像素 P_i 执行这些处理，能够执行与该图像有关的 CFAR 处理。

而且，在上述（3）的判断中，也可以在 $K_i \geq T$ 时，设亮度为 K_i ，显示该注目像素 P_i ；在 $K_i < T$ 时，该注目像素 P_i 的亮度值为 0，不进行显示。

而且，在图 2A 所示的例子中，为了缩短运算处理时间，将邻近像素设为十字形。但是，邻近像素的排列并不局限于此，在例如运算处理需要的时间不成问题时，也可如图 2B 所示利用在更广范围内排列的邻近像素求出平均值。

该 CFAR 处理对具有从斑纹变动偏离的亮度的信号的抽出是有效的。作为具有类似效果的演算方法，存在高通滤波器（仅仅抽出高频成分的信号处理）。也可代替本 CFAR 处理，利用高通滤波器，但在斑纹图案缩小时，存在 CFAR 处理要好些的场合。

接下来，对 MIP 处理进行说明。设帧 F_i ($i=1, 2, 3, \dots, N$) 中的位置 (x,y) 的亮度值为 $K_i(x,y)$ 。对 N 个帧 F_1, F_2, \dots, F_N 计算 MIP 图像就是对坐标 (x,y) 得到全部的帧的亮度最大值。其能象下面那样公式化。

$$M_i(x,y) = \max[K_i(x,y), (i=1, 2, 3, \dots, N)]$$

这里， $\max[]$ 表示选择[]内的最大值的计算。利用该计算结果 $M_i(x,y)$ 生成新的图像帧后的图像成为 MIP 图像。上述计算是 N 张图像帧全部收集之后执行 MIP 处理的例子。与此相对，即使作为对象的 N 张没有全部被收集，也可以比较新收集的 1 张图像和在其之前收集的 1 张图像之间对应的像素的大小，始终跟踪多的一方的像素值，执行 MIP 处理（峰值跟踪处理或者最大值保持运算）。即最初保持不变地向 M_1 输入第一帧的亮度 K_1 。接下来，将第二帧的亮度值 K_2 和 M_1 比较，将高的一方代入 M_2 。反复执行这一运算，第 N 次的 M_N 成为全部的 N 张帧的 MIP。以上的处理能够象下面那样公式化。

$$M_1 = K_1(x,y)$$

$$M_i(x,y) = \max[K_i(x,y), M_{i-1}(x,y)]$$

其中，($i=1, 2, 3, \dots, N$)

下面，说明对 B 模式图像（组织像）执行上述 CFAR 处理和 MIP 处理所生成的微小结构物抽出图像。

图 4A 是通常的 B 模式图像，图 4B、图 4C 是对 B 模式图像执行 CFAR 处理得到的图像，图 4D 是对 B 模式图像执行 CFAR 处理和 MIP 处理所生成的微

小结构物抽出图像的示意图。图 4E 是通常的 B 模式图像, 图 4F 是对 B 模式图像执行 CFAR 处理得到的图像, 图 4G 是对 B 模式图像执行 MIP 处理得到的图像, 图 4H 是对 B 模式图像执行 CFAR 处理和 MIP 处理所生成的微小结构物抽出图像的照片。

如图 4A 或者图 4E 所示, 在扫描实际的生物体得到的 B 模式图像中, 斑纹图案 SP 被重叠显示, 难以瞬时识别同一图像上的微小结构物。而且, 在图 4B 或者图 4F 所示的实施 CFAR 处理后的图像中, 除去了图 4A 或者图 4E 所示的斑纹图案 SP, 仅仅残存微小结构物(图中箭头)和组织边缘, 提高了视认性。但是, 因为实际上对生物体进行三维扫描, 所以得到图 4B 或者图 4F 所示的图像是瞬时的。因此, 4B 或者图 4F 所示的图像上的微小结构物如 4C 或者图 4G 那样从图像上无法看到, 诊断时不能以足够的时间显示微小结构物。

另一方面, 利用微小结构物抽出图像, 如果通过 CFAR 处理除去了斑纹图案后的图像中的任何一个捕捉到微小结构物, 则如图 4D 或者图 4H 所示, 该微小结构物通过 MIP 处理一定会在微小结构物抽出图像中得到反映。而且, 该微小结构物抽出图像作为静止图像在诊断中能够以足够的时间显示。

而且, 利用微小结构物抽出功能, 能够确定获取微小结构物抽出图像上的微小结构物后的 B 模式图像的帧。

图 5 是表示上述 B 模式图像帧的确定处理的流程的流程图。图 6 是在该 B 模式图像帧的确定处理中使用的显示形态 (Dual 显示) 的一个例子。如图 5、图 6 所示, 这里, 微小结构物抽出图像 125 由第 i 个 B 模式图像到第 $i+N$ 个 B 模式图像构成。

首先, 显示第 i 幅 B 模式图像(步骤 S51), 获取 MIP 图像上的由光标 123B 指示的位置的亮度值 B_1 (步骤 S52)。

接下来, 在第 i 幅 B 模式图像中, 获取在空间上与由上述光标 123B 指示的位置对应的位置的亮度值 B_2 后(步骤 S53), 比较 B_1 和 B_2 (步骤 S54)。如果在该比较时 $B_2 < B_1$, 则判断结果是该 B 模式图像不是期望的图像, 显示下面的第 $i+1$ 幅 B 模式图像(步骤 S55), 反复执行步骤 S53 的处理。另一方面, 如果在步骤 S54 的比较中 $B_2 \geq B_1$, 则判断结果为是该 B 模式图像, 算法结束。

而且, 本例是按照特定处理依次显示 B 模式图像, 但也可以省略至查找结束的显示, 仅仅最后显示作为确定结果的 B 模式图像。

由本微小结构物抽出功能生成的图像在例如监视器 14 上以例如将该图像单独显示在监视器 14 的画面上的单独显示、Dual 显示、Triplex 显示这样的规定形态被显示。

这里，单独显示是指将该图像单独显示在监视器 14 的画面上。

另外，Dual 显示是指将监视器 14 的画面一分为二，同时显示不同种类的图像。一般来说，一边显示过去摄制的静止图像，另一边显示现在正在扫描的当前图像，但作为现有技术，也存在一边为 B 模式当前图像、另一边为多普勒图像这样的两幅当前图像的场所。在本实施方式中，能够利用该 Dual 显示，以任意的组合显示 CFAR 处理前的 B 模式图像、CFAR 处理后的 B 模式图像、微小结构物抽出图像。也可以例如如图 6 所示那样同时显示微小结构物抽出图像 125 和获取该微小结构物抽出图像上的微小结构物 123b (123a) 后的 B 模式图像 121。而且，也能够在生成微小结构物抽出图像之前，如图 7 所示，同时显示 CFAR 处理前的 B 模式图像 121 和 CFAR 处理后的 B 模式图像 122。另外，还可以显示使 CFAR 处理前的 B 模式图像 121 与 CFAR 处理后的 B 模式图像 122 重叠后的重叠图像，和微小结构物抽出图像。

另外，Triplex 显示是指，将监视器 14 的画面一分为三，同时显示不同种类的图像。利用该 Triplex 显示，如例如图 8 所示，可以同时显示微小结构物抽出图像 124、获取该微小结构物抽出图像上的微小结构物后的 B 模式图像 121、以及对该 B 模式图像执行 CFAR 处理后的图像 122。

(动作)

下面，对利用上述微小结构物抽出功能的图像处理/显示处理的动作进行说明。根据本实施方式，能够在生成微小结构物抽出图像之后，单独显示 CFAR 处理前的 B 模式图像、CFAR 处理后的 B 模式图像、微小结构物抽出图像中的任何一幅图像，而且，能够 Dual 显示或者 Triplex 显示任何组合。但是，根据图像处理的顺序，在能够实时提示的图像中会产生差异。以下，在基于该差异分类的每个实施例中，对利用本微小结构物抽出功能的图像处理/显示处理的动作进行说明。

[实施例 1]

实施例 1 是 Dual 显示 B 模式图像和利用该 B 模式图像进行 CFAR 处理后的图像，获取规定帧数的 B 模式图像后生成微小结构物抽出图像并显示的实施

例。

图9是表示在实施例1的显示模式下执行的处理流程的流程图。在该图中，一旦通过由操作者输入装置面板的按钮等，指示本实施例的显示模式，则通过按照规定的顺序执行超声波发送接收，生成图像帧（步骤S91）。而且，由该超声波发送接收收集的图像是指所谓的通常B模式图像收集。

接下来，图像处理部31将扫描转换后的B模式图像放到图像处理部31中，执行CFAR处理（步骤S92）。执行CFAR处理后的图像自动存储在内部存储部29中，同时发送给图像合成部27。图像合成部27生成由同一帧的CFAR处理后的图像和CFAR处理前的图像构成的合成图像，发送给监视器14。监视器14同时Dual显示CFAR处理前后的B模式图像（步骤S93）。

对收集的B模式图像反复执行上述步骤S91~S93的处理，CFAR处理前后的B模式图像以例如图7所示的形态实时动画显示（步骤S94）。

接下来，如果操作者通过结束按钮等的操作输入“FREEZE”指示，则超声波的发送接收结束。图像处理部31从内部存储部29再次调出执行CFAR处理后的图像组，对从开始到结束的CFAR图像执行MIP处理（步骤S95）。以规定的形态显示由该MIP处理得到的微小结构物抽出图像（步骤S96）。

而且，在步骤S95的MIP处理中，也可以采用在再启动电影存储器26中记录的数据的同时，指定MIP处理的开始帧和结束帧的方法。

[实施例2]

实施例2是对规定帧数的B模式图像执行CFAR处理后生成微小结构物抽出图像，实现该微小结构物抽出图像和CFAR处理前的B模式图像或者CFAR处理后的B模式图像的Dual显示，或者微小结构物抽出图像、CFAR处理前的B模式图像以及CFAR处理后的B模式图像的Triplex显示。

图10是表示在实施例2的显示模式下执行的处理流程的流程图。在该图中，一旦通过由操作者输入装置面板的按钮等，指示本实施例的显示模式，则通过按照规定的顺序执行超声波发送接收，生成图像帧（步骤S101）。

接下来，图像处理部31对收集的帧的B模式图像执行CFAR处理（步骤S102）。执行CFAR处理后的图像自动存储在内部存储部29中。图像处理部31从内部存储部29再次调出执行CFAR处理后的图像或者图像组，执行MIP处理（步骤S103）。由该MIP处理得到的微小结构物抽出图像根据需要与内部存

储部 29 内的 (CFAR 处理前的) B 模式图像、CFAR 处理后的 B 模式图像合成, 利用 Dual 显示或者 Triplex 显示进行显示 (步骤 S104)。而且, 根据需要反复执行步骤 S101 ~ S104 的处理 (步骤 S105)。

[实施例 3]

实施例 3 是生成 CFAR 处理前的 B 模式图像和 CFAR 处理后的 B 模式图像的重叠图像, 并显示该重叠图像和微小结构物抽出图像的实施例。

图 11 是显示在实施例 3 的显示模式下执行的处理流程的流程图。在该图中, 一旦通过由操作者输入装置面板的按钮等, 指示本实施例的显示模式, 则按照规定的时序执行超声波发送接收, 生成图像帧 (步骤 S111)。

接下来, 图像处理部 31 对收集的帧的 B 模式图像执行 CFAR 处理 (步骤 S112)。执行 CFAR 处理后的图像自动存储在内部存储部 29 中。图像处理部 31 从内部存储部 29 再次调出执行 CFAR 处理后的图像或者图像组, 执行 MIP 处理 (步骤 S113)。

图像合成部 27 生成将 CFAR 处理前的图像和 CFAR 处理后的图像重叠 (合成) 后的重叠图像 (步骤 S114)。适合的是, 该图像是改变 B 模式图像的色调和 CFAR 处理后的图像的色调中任何一个或者两个 (例如, 将 B 模式图像改为蓝色, CFAR 处理后的图像不变, 为灰色) 并重叠 (合成)。

以规定的形态显示该重叠图像和微小结构物抽出图像 (步骤 S115), 根据需要反复执行步骤 S111 ~ S115 的处理 (步骤 S116)。另外, 也可以通过从内部存储部 29 内读出并合成 CFAR 处理前的 B 模式图像等, 进行与重叠图像及微小结构物抽出图像的 Triplex 显示。

(效果)

利用上述结构, 能够得到以下效果。

利用本超声波诊断装置, 在例如乳房、肝脏、胰腺等的诊断中, 通过在从 B 模式图像除去斑纹图案的同时, 执行 MIP 处理, 能够生成微小结构物抽出图像。医生等通过观察该微小结构物抽出图像, 可以在短时间内发现用眼睛难以识别与斑纹图案的区别、而且仅仅在特定的截面图像中出现的微小结构物。另外, 即使在 3 维地扫描生物体的场合, 也能够减轻微小结构物的疏忽, 实现诊断方式的改善和诊断时间的缩短。

而且, 利用本超声波诊断装置, 能够读出存储部中存储的斑纹图案除去之

前的 B 模式图像、斑纹图案除去之后的 B 模式图像、微小结构物抽出图像中的期望的图像，以例如 Dual 显示、Triplex 显示等规定的形态进行显示。另外，在不同种类同时显示的各显示形态中，在各图像中以与同一位置对应的方式配置光标。因此，医生等观察者能够根据目的以规定的显示形态在规定的定时下显示微小结构物抽出图像的同时，利用多种图像迅速且简单地指示并观察微小结构物。

而且，利用本超声波诊断装置，能够自动确定获取微小结构物抽出图像上的微小结构物后的 B 模式图像的帧。因此，医生等观察者能够利用微小结构物抽出图像确定微小结构物，利用取得该微小结构物后的 B 模式图像观察更详细的组织图像，能够有助于医疗行为的质的提高。

而且，在本超声波诊断装置中，用于除去斑纹图案的信号处理能够利用每一帧的图像来执行，而且，MIP 处理能够利用至少两张图像执行。因此，为了实现本实施方式的微小结构物抽出处理，不一定需要三维图像处理系统。其结果是，能够实现较便宜的、可以实现本微小结构物抽出处理的超声波诊断装置。

(第二实施方式)

下面，对第二实施方式的超声波诊断装置 1 进行说明。第一实施方式的超声波诊断装置 1 是利用多帧 CFAR 处理后的 B 模式图像执行 MIP 处理，来生成微小结构物抽出图像。与此相对的是，本实施方式的超声波诊断装置 1 利用多帧 (CFAR 处理前的) B 模式图像执行 MIP 处理，之后执行 CFAR 处理，来生成微小结构物抽出图像。

图 12 是表示本实施方式的超声波诊断装置的微小结构物抽出图像生成处理的流程的流程图。在该图中，一旦通过由操作者输入装置面板的按钮等，指示规定的显示模式，则按照规定的时序执行超声波发送接收，生成图像帧 (步骤 S121)。

接下来，图像处理部 31 利用从扫描转换器 25 依次输入的 B 模式图像执行峰值跟踪处理，从而执行 MIP 处理 (步骤 S122)。进行了 MIP 处理的图像与 B 模式图像一起在监视器 14 上 Dual 显示 (步骤 S123)。而且，步骤 S121 ~ S123 的处理一直进行到执行了希望范围的超声波扫描为止 (步骤 S124)。

然后，通过对在步骤 S122 中得到的 MIP 图像执行 CFAR 处理，图像处理部 31 生成微小结构物抽出图像 (步骤 S125)。图像合成部 27 生成用于单独或

者根据需要与其它图像等一起显示该微小结构物抽出图像的合成图像数据，将其发送给监视器 14。监视器 14 显示微小结构物抽出图像（或者包含它的合成图像）（步骤 S126）。

利用上述结构，也能够生成并显示微小结构物抽出图像。而且，根据本发明者的研究，将本实施方式的方法和第一实施方式的方法进行比较，认为第一实施方式的方法（即在 CFAR 处理后执行 MIP 处理的方法）能够得到更有效的效果的情况要多些。

（第三实施方式）

下面，对本发明的第三实施方式进行说明。本实施方式对实现与第一和第二实施方式相同的作用效果的超声波诊断装置 1 的其它结构例进行说明。

图 13 示出了第三实施方式的超声波诊断装置 1 的模块结构图。对该图和图 1 进行比较，电影存储器 26、内部存储部 29、图像处理部 31 之间的数据流动不同。在本实施方式的超声波装置中，电影存储器 26 中记录的图像数据向图像处理部 31 发送，执行 CFAR 处理、MIP 处理。因为该图像数据是扫描变换前的原始数据，所以图像处理部 31 必须构成为也可以执行扫描变换处理。

采用上述结构也可以实现与第一及第二实施方式相同的作用效果。

（第 4 实施方式）

下面，对本发明的第 4 实施方式进行说明。本实施方式对实现与第一和第二实施方式相同的作用效果的超声波诊断装置 1 的其它结构例进行说明。

图 14 示出了第 4 实施方式的超声波诊断装置 1 的模块结构图。对该图和图 1 进行比较，在具有取代 B 模式处理单元 23 的 B 模式处理、图像处理部 40 这一点上和没有图像处理部 31 这一点上存在差别。

B 模式处理·图像处理部 40 在 B 模式处理·图像处理部 23 的功能之外，还具有图像处理部 31 的功能。换言之，B 模式处理·图像处理部 23 在生成 B 模式图像的同时，还生成执行了 CFAR（或者空间的高通过滤器处理）的其它图像（CFAR 处理后的图像），并向扫描转换器 25 转送。扫描变换之后，上述 2 种图像由图像合成部以并列显示的方式合成，显示在监视器上。

采用上述结构也可以实现与第一及第二实施方式相同的作用效果。

（第 5 实施方式）

下面，对本发明的第 5 实施方式进行说明。本实施方式中，对应于诊断对

象和由其产生的斑纹图案、运算时间的缩短等各种目的，任意改变用于减轻斑纹图案成分的过滤器类型。而且，本实施方式的结构对于第一至第4实施方式中任何一个的超声波诊断装置也可以适用。

图15A、B、C示出了本实施方式的超声波诊断装置执行的CFAR处理中使用的内核的例子。中央的黑色像素是对象像素，使用从周围的黑色和白色的中间色像素得到的亮度值的平均值，执行上述CFAR处理。这里，内核的大小是 $21 \times 21 = 441$ 个像素，但为了缩短运算时间，能够如图所示精选适当的像素使用。

一旦操作者输入了输入装置13的内核设定按钮，则读出内部存储部29中存储的CFAR处理控制程序，在控制处理器28的存储区域中展开，同时显示例如如图15A所示的窗口。如果操作者通过该窗口点击例如非选择状态（白色）的像素，则成为选择状态（黑色和白色的中间色），相反如果点击选择状态的像素，则成为非选择状态，从而能够自由改变运算中使用的像素位置和数量。

而且，操作者也可以设定图15B、C所示那样的任意的内核图案。即，与图15A所示的比较等方向地配置的图案相比，为了减轻规则配置的干涉，能够设定图15B所示的比较随机地配置的内核图案。而且，图15C所示的内核图案是用于更多地获取横向像素的配置例，对于从例如肌肉组织横向显著这样的图像中删除这样的肌肉组织的图案而言是有效的。而且，也可以构成为预先准备多个内核图案，操作者通过选择画面从其中选择期望的图案。

而且，在上述说明中，将操作者自身设定希望的内核图案的场合作为例子，但并不局限于此，也可以构成为例如禁止用户侧的变更，在工厂出库时和维护时仅仅在制造者侧可以设定、改变内核图案。

利用上述结构，能够迅速和简便地实现符合诊断对象和由其产生的斑纹图案、计算时间的缩短等各种目的、状况的CFAR处理。其结果是，可以生成、提供更合适的微小结构物抽出图像。

（第6实施方式）

下面，对本发明的第6实施方式进行说明。本实施方式具有自动判断是否对诊断对象的整个区域进行超声波扫描并将其结果提示给操作者的功能（扫描范围判断功能）。而且，对于第一至第5实施方式中任何一个的超声波诊断装置，也可以具有本扫描范围判断功能。

图16是表示使第一实施方式的超声波诊断装置1具有本扫描范围判断功能时的模块结构的图。将该图与图1进行比较,不同点在于还具有:位置传感器31、磁发生器32、位置检测单元33。

磁发生器32在包含诊断对象及超声波探头12的空间中产生磁场的同时,将与该产生的磁场有关的数据发送给位置检测单元33。

位置传感器31通过在上述磁场中移动来检测磁场的变化。

位置检测单元33基于从磁发生器32接收到的数据和由位置传感器检测到的磁场变化,检测超声波探头12的3维的移动量。

但是,在第一至第5实施方式中执行的MIP处理是利用对空间进行3维扫描得到的多幅图像进行的。此时,理想的当然是对作为诊断对象的器官等的整个区域进行扫描。控制处理器28基于由位置检测单元33检测出的超声波探头12的3维移动量,利用图17A、B所示的身体标记,生成可以判断是否扫描诊断对象的整个区域的信息(即诊断对象的被扫描区域)。

身体标记是指用于指示超声波扫描部位和方向的模式图,与文字信息相同,可以在图像合成部27中与超声波图像一起显示在监视器14上。而且,一般也使用图17A的探头标记52,为了指示探头相对于乳房的接触方向,操作者对身体标记进行添加。

在本扫描范围判断功能中,首先,响应于来自输入装置13的规定指示,启动内部存储器29中存储的身体标记生成程序,在控制处理器28的存储器上展开。控制处理器28基于该身体标记生成程序和来自位置检测单元33的超声波探头12的3维移动量,生成例如图18A、B所示那样的用不同颜色表示被扫描区域的新的身体标记。生成的该身体标记在图像合成部27中与超声波图像合成,显示在监视器14上。医生等操作者通过观察该身体标记,能够判断是否扫描诊断对象的整个区域,掌握未扫描区域等。

而且,根据需要,存在对同一诊断对象执行多次超声波扫描的场合。在该场合,可以在每次作为一次MIP处理的对象的超声波扫描中,生成图18A、B所示的身体标记并显示,也可以对同一身体标记根据超声波扫描次数分配颜色并显示。

图19A、B是示出利用身体标记的被扫描区域用不同颜色表示的其它例子的图。在该图中,通过1次3维扫描而生成1张MIP图像,用斜线54表示该

区域。在再次通过其它3维扫描生成第二张MIP图像的情况下，用不同的斜线55表示该区域。利用这样的显示方式，不仅能够确认扫描区域的遗漏，在MIP图像中观察到异常的发现时，还能够很容易地判断它是哪一个局部区域。而且，可以在图像上存储被扫描区域而作为身体标记，能够提高检查效率。

利用上述结构，能够自动判断是否对诊断对象的整个区域进行超声波扫描，将其结果提示给操作者。因此，操作者能够容易地识别已经进行了超声波扫描的诊断对象区域和还没有进行超声波扫描的诊断对象区域，同时对检查的遗忘等有帮助。而且，操作者能够掌握由微小结构物抽出图像等指示的微小结构物存在于实际诊断对象的哪一个区域。其结果有助于医疗行为的质的提高。

本发明不局限于上述实施方式，在实施阶段，能够在不脱离其要点的范围内改变构成部件并实施。作为具体的变形例，例如，各实施方式的各功能也能够通过在工作站等的计算机上安装执行该处理的程序，将其在存储器上展开来实现。此时，能够使计算机执行该方法的程序也可以存储在磁盘（软（注册商标）盘、硬盘等）、光盘（CD-ROM、DVD等）、半导体存储器等记录介质上而发行。

而且，利用上述实施方式中公开的多个构成部件的适当组合，能够形成各种发明。例如，也可以从实施方式中示出的全部构成要素中去掉几个构成要素。还可以适当组合不同的实施方式中的构成要素。

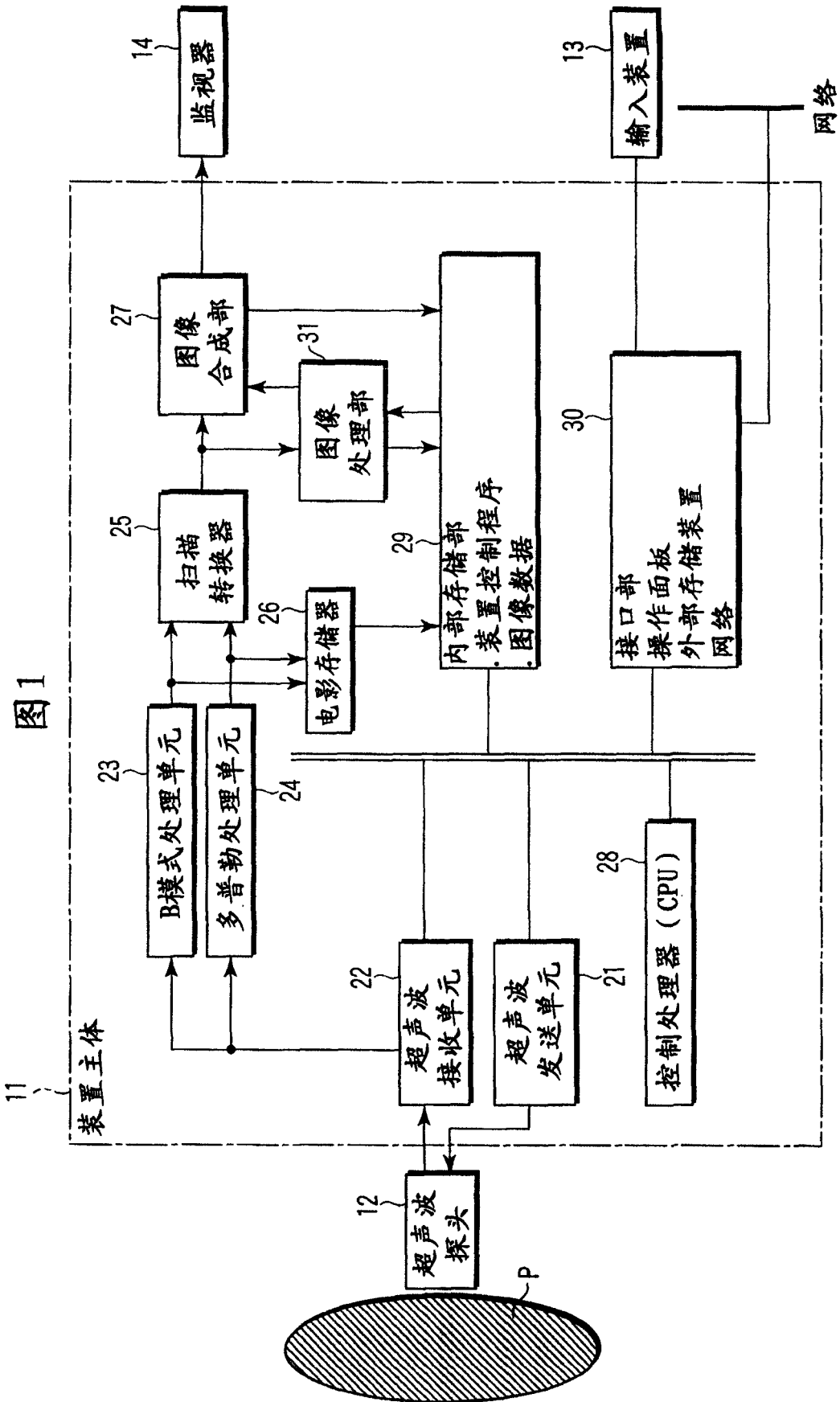


图1

图 2A

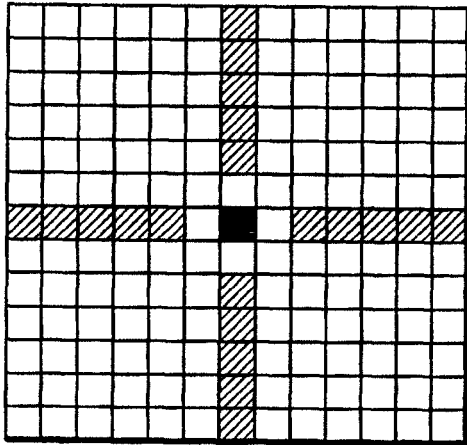


图 2B

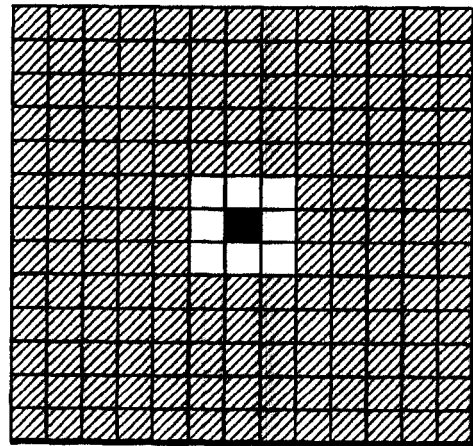


图 3

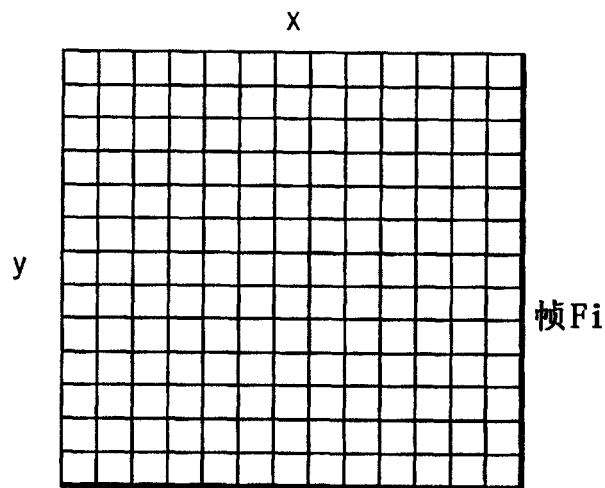


图 4A

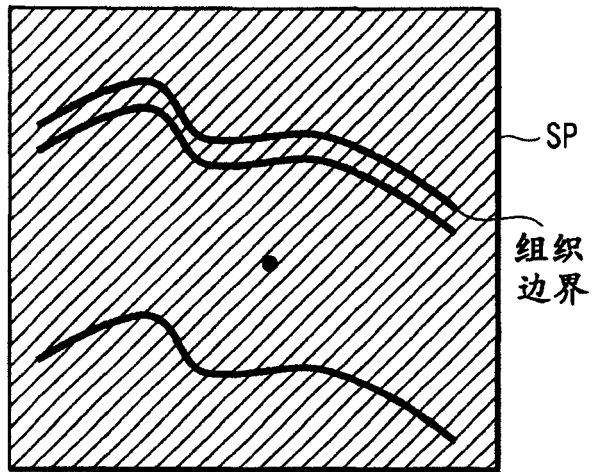


图 4B

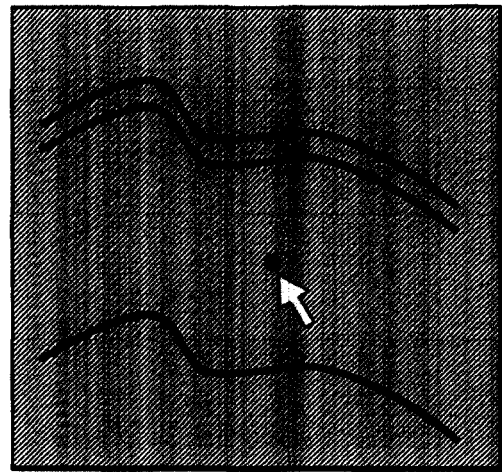


图 4C

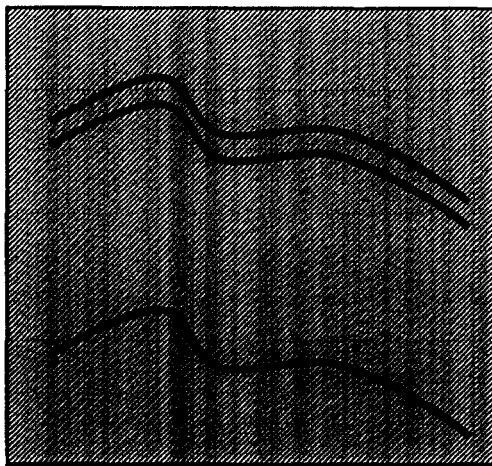


图 4D

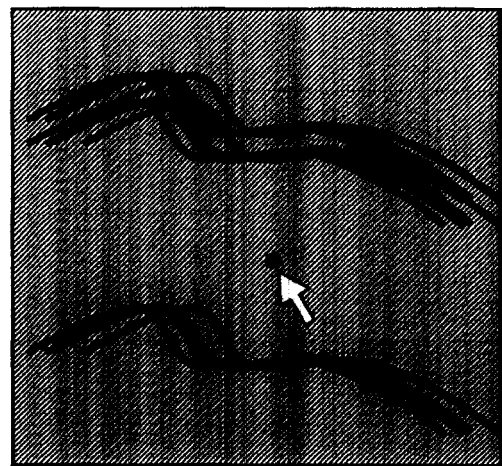


图 4E



图 4F



图 4G



图 4H

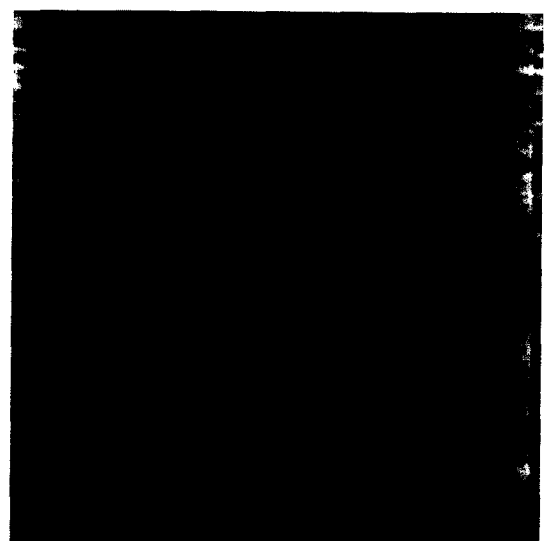


图 5

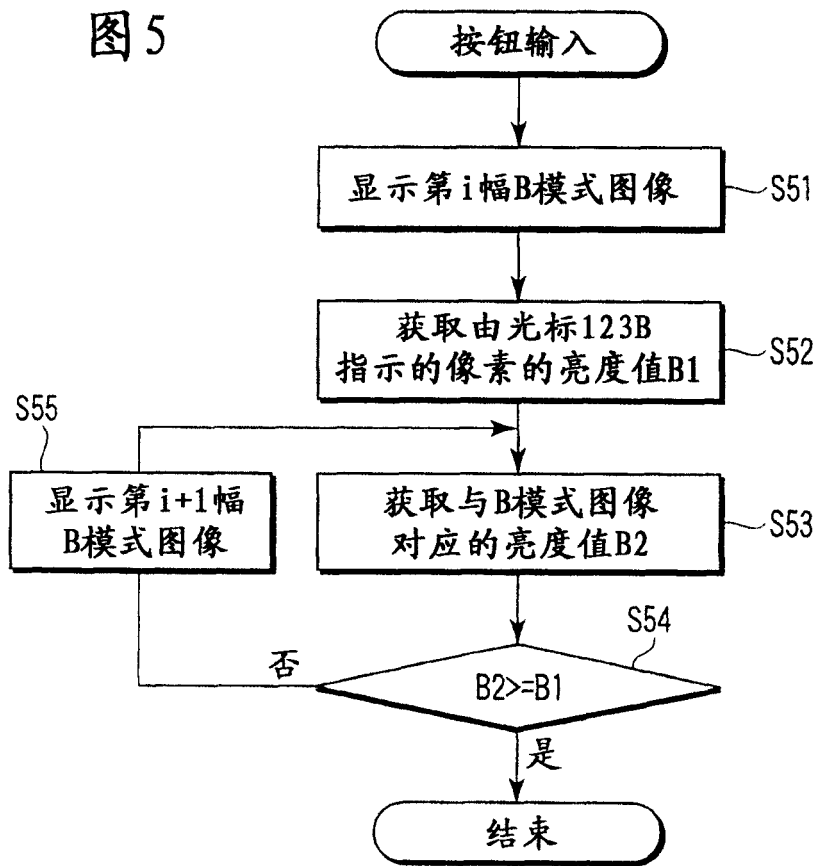


图 6

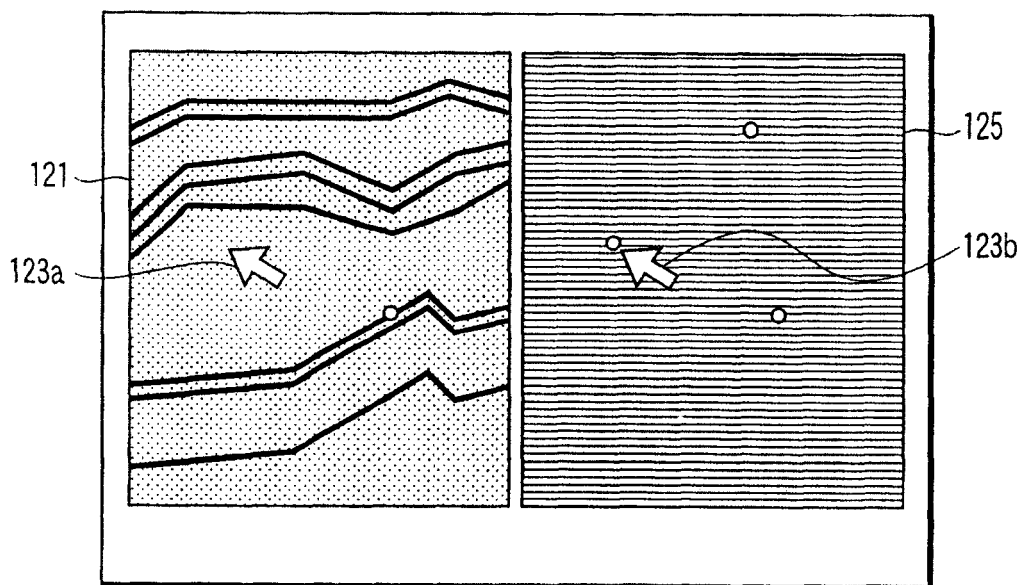


图7

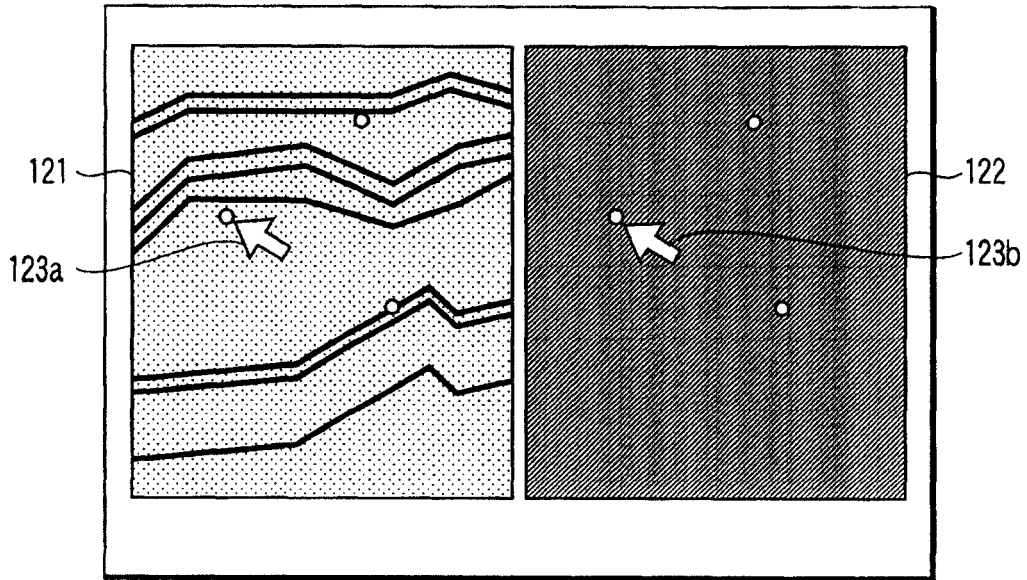


图8

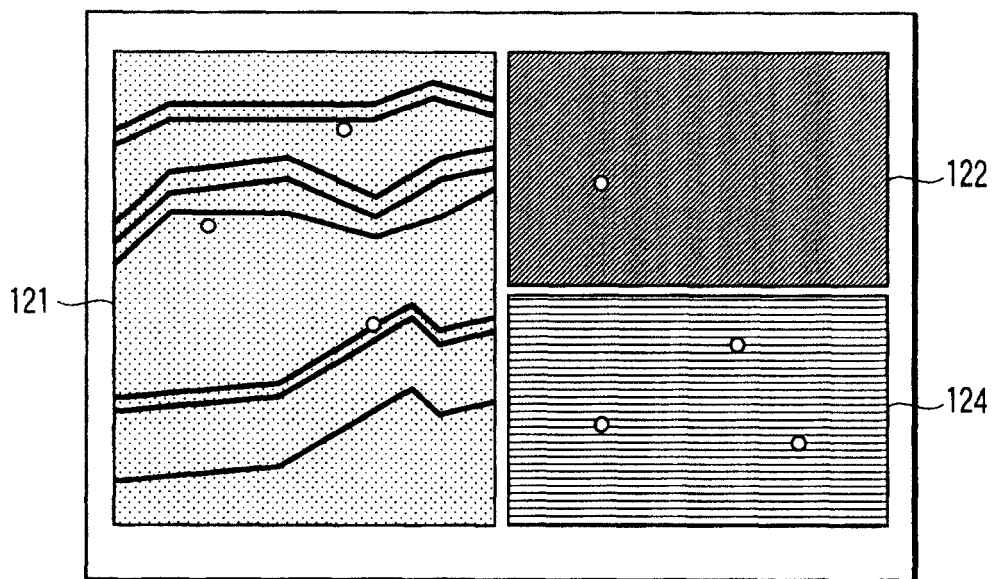


图9

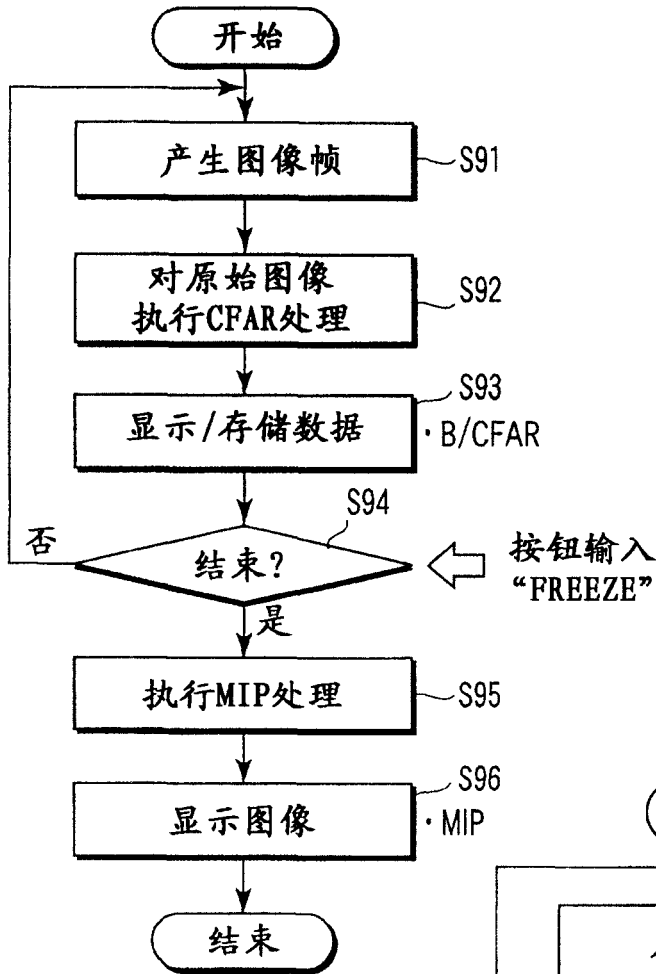
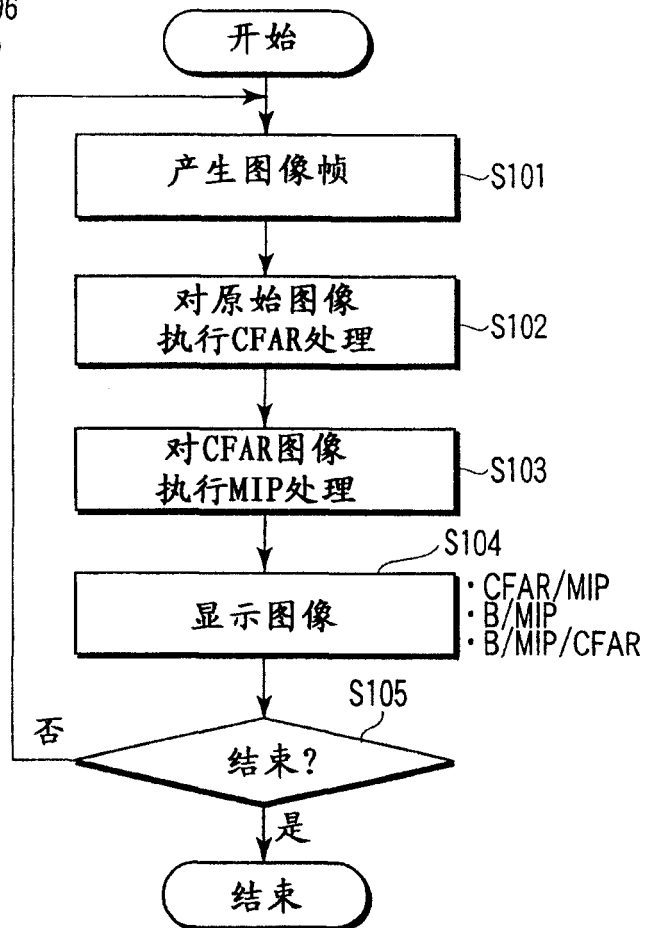
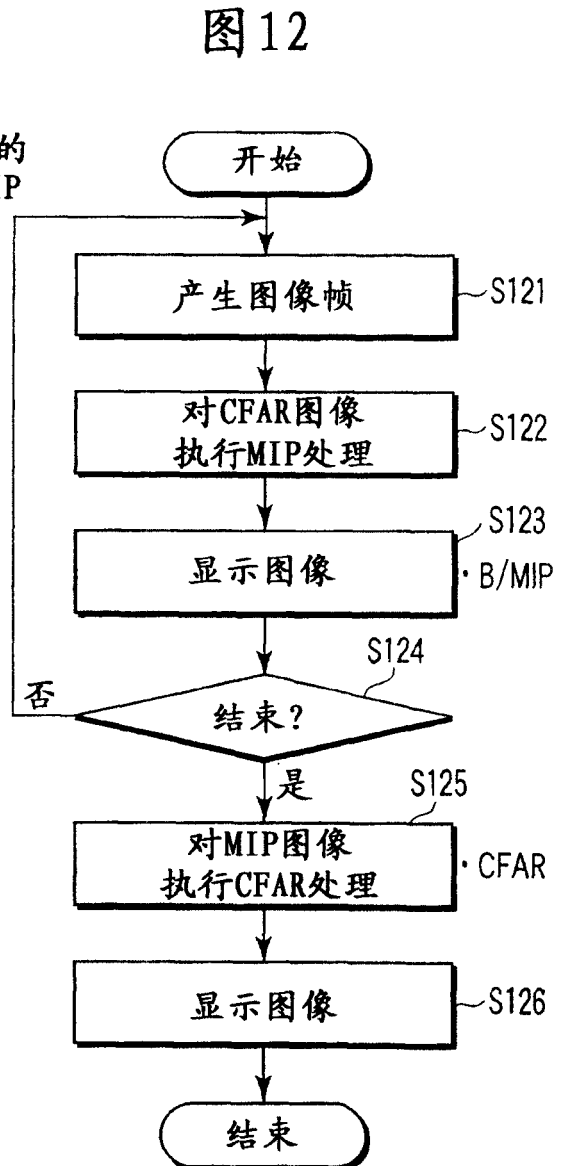
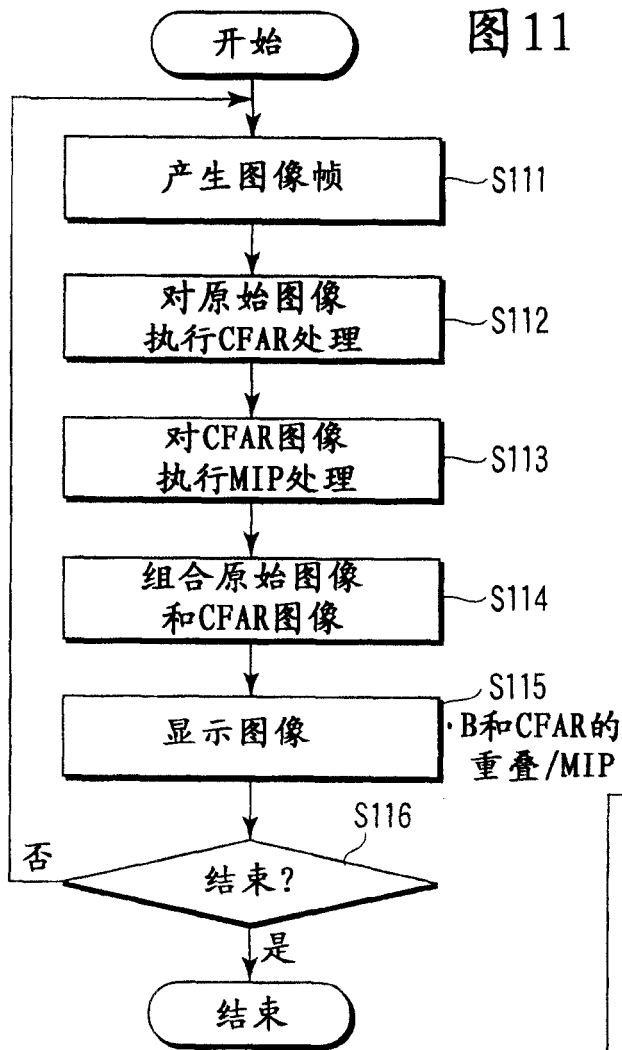


图10





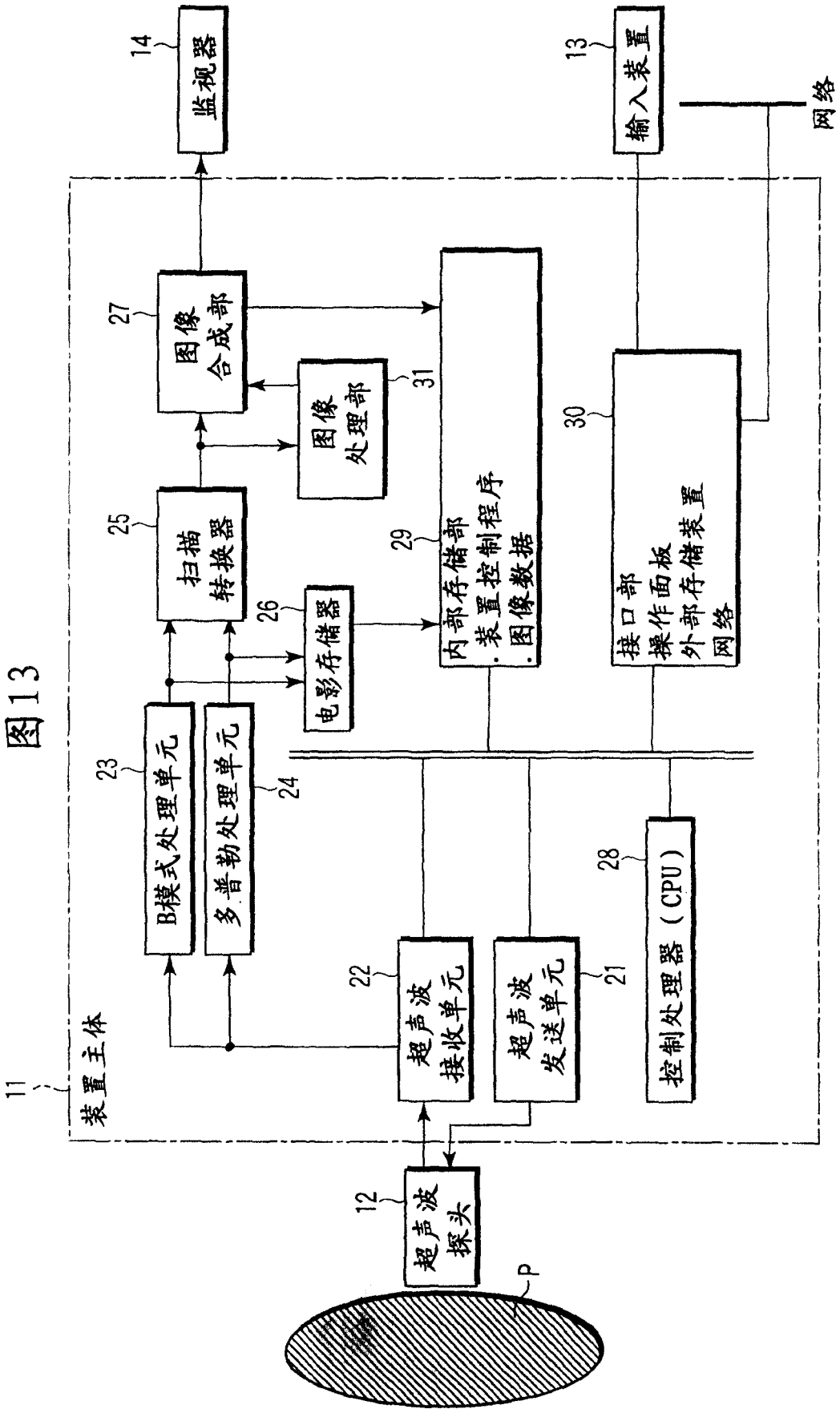


图13

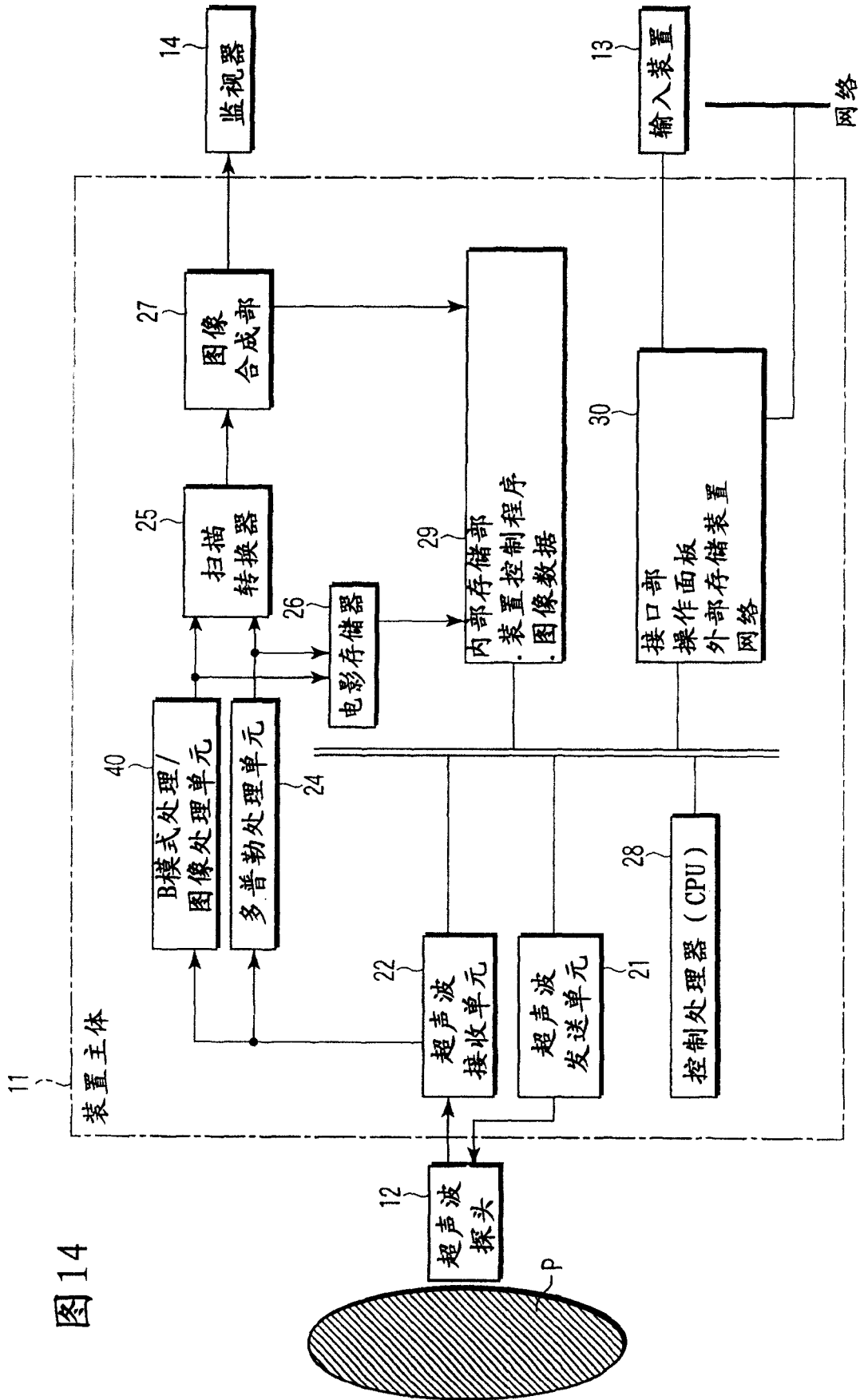


图14

图 15A

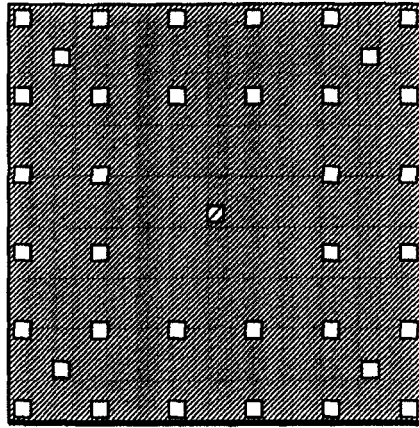


图 15B

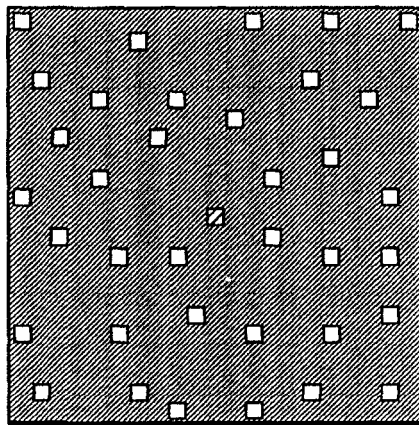
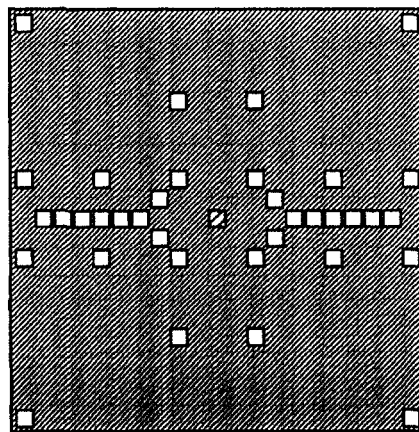


图 15C



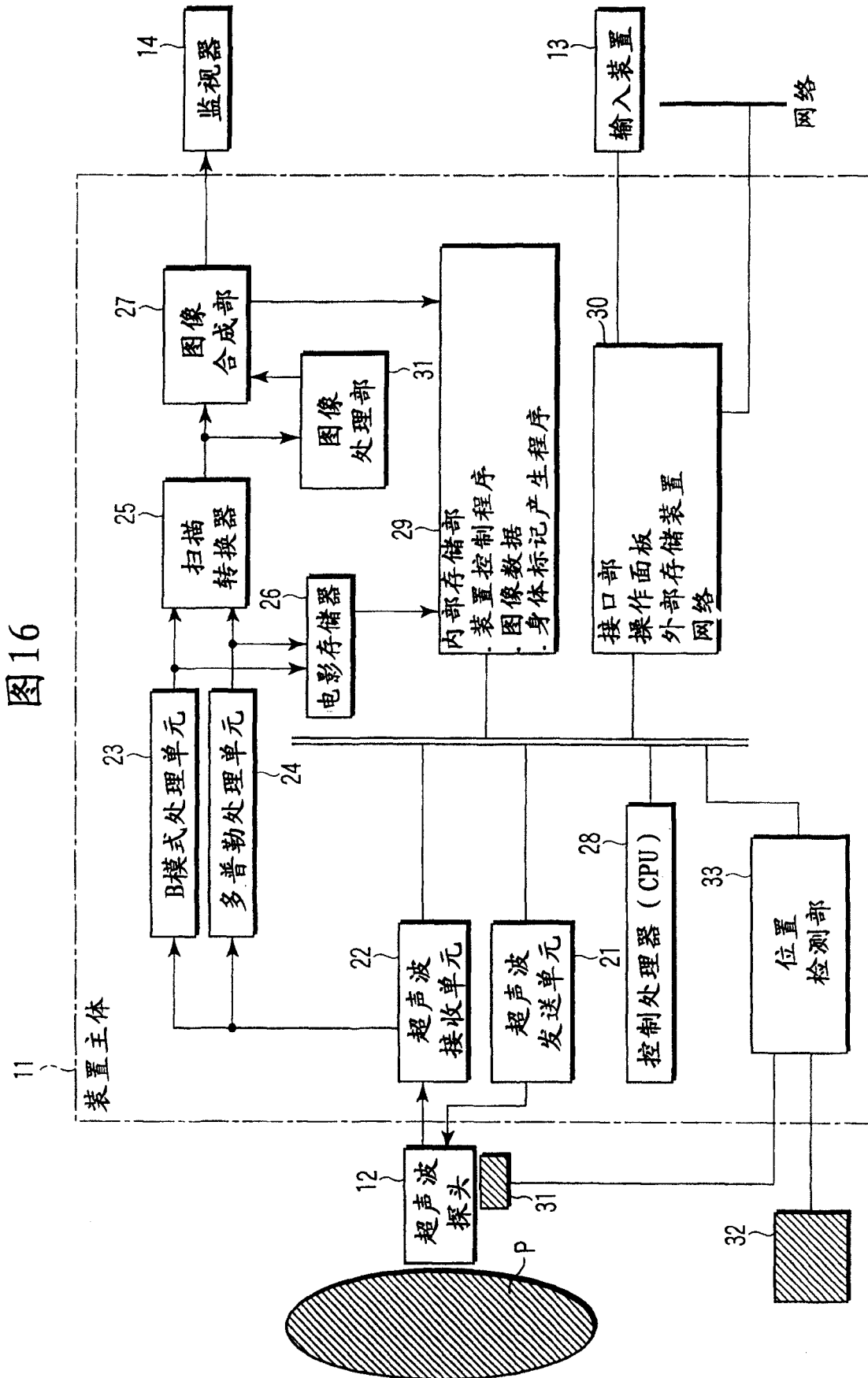


图16

图17A

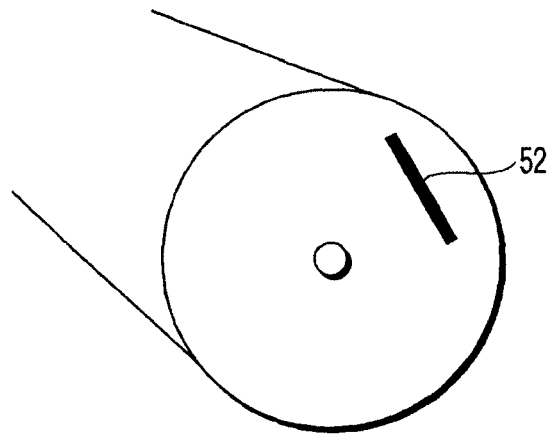


图17B

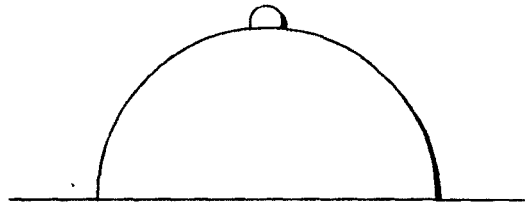


图18A

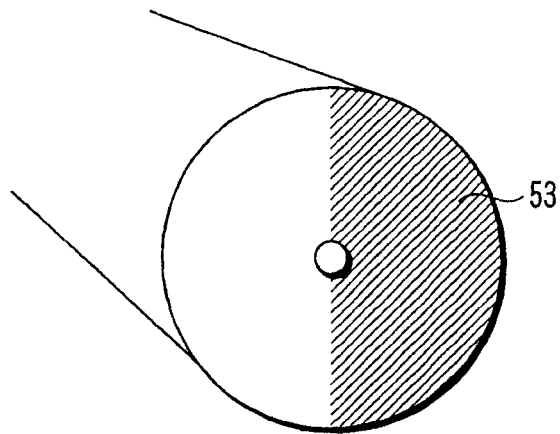


图18B

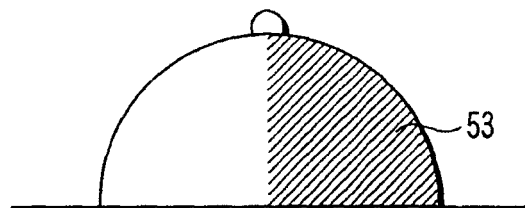


图 19A

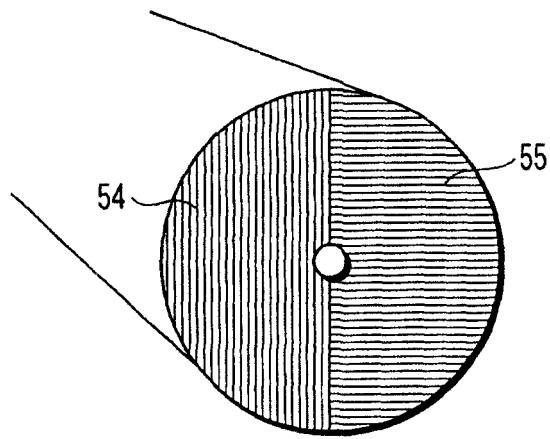
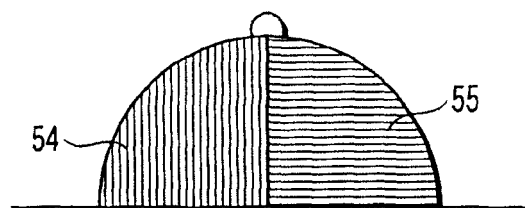


图 19B



专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	CN1915178A	公开(公告)日	2007-02-21
申请号	CN200610106100.8	申请日	2006-03-31
[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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/463 G01S7/52077 G01S7/52046 G01S7/52074		
优先权	2005104523 2005-03-31 JP		
其他公开文献	CN1915178B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在例如乳房的超声波诊断中，在执行从B模式图像(组织图像)除去斑纹图案的CFAR处理的同时执行MIP处理，生成积极地抽出微小结构物后的微小结构物抽出图像。生成的微小结构物抽出图像与例如CFAR处理前的B模式图像及CFAR处理后的B模式图像一起被Dual显示或者Triplex显示。

