



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104768470 B

(45)授权公告日 2017.08.04

(21)申请号 201380057152.9

(22)申请日 2013.10.31

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104768470 A

(43)申请公布日 2015.07.08

(30)优先权数据
2012-239765 2012.10.31 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.04.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/079509 2013.10.31

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/069558 JA 2014.05.08

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

(72)发明人 前田俊德 村下贤 宍户裕哉

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 董领逊

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)
G06T 3/00(2006.01)

(56)对比文件
CN 102462509 A,2012.05.23,
CN 102525552 A,2012.07.04,
CN 102682412 A,2012.09.19,
JP 2003-339696 A,2003.12.02,
JP 特开2008-67110 A,2008.03.21,
审查员 郑亮

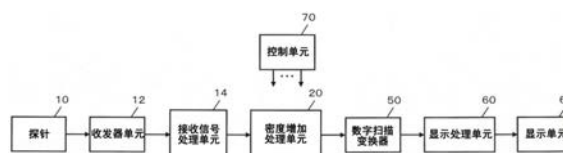
权利要求书3页 说明书15页 附图17页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

通过在低密度下扫描超声波束所得到的低密度图像的图像用数据在密度增加处理单元(20)中被高密度化。通过使用以涉及通过以高密度扫描超声波束所得的高密度图像的学习的方式而从高密度图像获得的作为学习结果的多个高密度化数据单元来补偿所述低密度图像的图像用数据的密度,密度增加处理单元(20)使低密度图像的图像用数据高密度化。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

探针,其配置为发送和接收超声波;

收发器单元,其配置为控制探针以扫描超声波束;

密度增加处理单元,其配置为增加通过在低密度下扫描超声波束所获得的低密度图像的成像数据的密度;以及

显示处理单元,其配置为基于具有增加后密度的成像数据而形成显示图像,

其中所述密度增加处理单元利用作为关于高密度图像的学习结果的从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来填充低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度,其中高密度图像通过在高密度下扫描超声波束而形成,

其中,所述密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为存储作为关于高密度图像的学习结果的从高密度图像的成像数据获得的多个密度增加数据单元,并且

所述密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应低密度图像的成像数据的间隔的多个密度增加数据单元,并且利用所选择的多个密度增加数据单元来填充低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述密度增加处理单元在低密度图像内的不同地点设定多个关注区域,并且对于各关注区域,从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中,选择对应关注区域的密度增加数据单元。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述存储器将关于设定在高密度图像中的多个关注区域的多个密度增加数据单元存储在其中,密度增加数据单元与属于相应的关注区域的高密度图像的成像数据的特征信息对应,并且

所述密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中,选择对应属于关注区域的成像数据的特征信息的密度增加数据单元,作为对应低密度图像的各关注区域的密度增加数据单元。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

所述存储器将与属于高密度图像的各关注区域的成像数据的排列样式对应的多个密度增加数据单元存储在其中,并且

所述密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的成像数据的排列样式的密度增加数据单元,作为对应低密度图像的各关注区域的密度增加数据单元。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

所述密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为存储从在由超声波诊断装置执行的诊断之前就已经形成的高密度图像获得的多个密度增加数据单元,并且

所述密度增加处理单元通过使用存储在存储器中的多个密度增加数据单元来增加低密度图像的成像数据的密度,所述低密度图像是通过由超声波诊断装置执行的诊断而获得的。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,

关于在由超声波诊断装置执行的诊断之前就已经形成的高密度图像中设定的多个关

注区域,存储器将从相应的关注区域获得的多个密度增加数据单元存储在其中,所述多个密度增加数据单元与属于相应关注区域的成像数据的特征信息相关,用于管理,并且,

所述密度增加处理单元在通过超声波诊断装置执行的诊断而获得的低密度图像内的不同地点设定多个关注区域,并且对于低密度图像的各关注区域,所述密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的成像数据的特征信息的密度增加数据单元,并且通过使用所选择的关于多个关注区域的多个密度增加数据单元来增加低密度图像的成像数据的密度。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,

所述密度增加处理单元通过使用从在由超声波诊断装置执行的诊断之前就已经形成的高密度图像中获得的多个密度增加数据单元,来增加通过由超声波诊断装置执行的诊断而获得的低密度图像的成像数据的密度。

8. 一种超声波诊断装置,包括:

探针,其配置为发送和接收超声波;

收发器单元,其配置为控制探针以扫描超声波束;

密度增加处理单元,其配置为增加通过在低密度下扫描超声波束所获得的低密度图像的成像数据的密度;以及

显示处理单元,其配置为基于具有增加后密度的成像数据而形成显示图像,

其中所述密度增加处理单元利用作为关于高密度图像的学习结果的从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来填充低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度,其中高密度图像通过在高密度下扫描超声波束而形成,

其中,收发器单元在学习模式下以高密度扫描超声波束,而在诊断模式下以低密度扫描超声波束,并且,

所述密度增加处理单元使用从在学习模式下获得的高密度图像的多个密度增加数据单元,来增加在诊断模式下获得的低密度图像的成像数据的密度。

9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中,

所述密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为:关于在学习模式下获得的高密度图像中设定的多个关注区域,存储与属于相应的关注区域的成像数据的特征信息对应的多个密度增加数据单元,并且,

当增加在诊断模式下获得的低密度图像的成像数据的密度时,对于设定在低密度图像中的各关注区域,所述密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的成像数据的特征信息的密度增加数据单元。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,进一步包括:

学习结果判定单元,其配置为比较在学习模式下获得的高密度图像和在诊断模式下获得的低密度图像,并且基于比较结果,判定关于在学习模式下获得的高密度图像的学习结果是否适宜;以及

控制单元,其配置控制所述超声波诊断装置,

其中,当所述学习结果判定单元判定学习结果不适宜时,所述控制单元将所述超声波诊断装置切换到学习模式以获得新的学习结果。

11. 一种超声波诊断装置,包括:

探针,其配置为发送和接收超声波;

收发器单元,其配置为控制探针以扫描超声波束;

密度增加处理单元,其配置为增加通过在低密度下扫描超声波束所获得的低密度图像的成像数据的密度;以及

显示处理单元,其配置为基于具有增加后密度的成像数据而形成显示图像,

其中所述密度增加处理单元利用作为关于高密度图像的学习结果的从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来填充低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度,其中高密度图像通过在高密度下扫描超声波束而形成,

其中,所述密度增加处理单元从多个密度增加数据单元中选择对应低密度图像的成像数据的间隔的多个密度增加数据单元,并且利用所选择的多个密度增加数据单元来填充低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其中,

所述密度增加处理单元在低密度图像内的不同地点设定多个关注区域,并且对于各关注区域,从多个密度增加数据单元中选择对应关注区域的密度增加数据单元。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置,其中,

所述密度增加处理单元从对应关于成像数据的多个排列样式的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的成像数据的排列样式的密度增加数据单元,作为对应低密度图像的各关注区域的密度增加数据单元。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,并且更具体地涉及增加超声波图像的密度的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置的使用使得例如能够实时捕捉运动中的组织的动图像,用于诊断。在近些年,超声波诊断装置是极其重要的医疗仪器,尤其是在对心脏以及其他器官的诊断和治疗中。

[0003] 为了通过超声波诊断装置实时获得超声波的动图像,在帧频和图像密度(图像的分辨率)之间有个权衡。为了增加例如由多个断层图像形成的动图像的帧频,有必要在低密度下扫描超声波束以捕捉各断层图像,从而导致了各断层图像的低图像密度。另一方面,为了增加各断层图像的图像密度,有必要在高密度下扫描超声波束以捕捉各断层图像,从而导致由多个断层图像形成的动图像的降低了的帧频。

[0004] 为了追求理想的动图像,期望的是,帧频很高(高帧频),并且图像密度也很高(高密度图像)。为了追求这样的理想,提出了一种使在高帧频下获得的低密度图像的密度增加的技术。

[0005] 例如,专利文件1描述了如下技术:对于前一帧上的每个关注像素,在前一帧和当前帧之间进行样式匹配处理(pattern matching processing);并且,基于形成当前帧的原始像素群和对于每一关注像素都由样式匹配处理所限定的附加像素群,增加当前帧的密度。

[0006] 专利文件2描述了如下的技术:在帧内限定第1像素阵列、第2像素阵列、以及第3像素阵列;对第1像素阵列上的各关注像素,在第1像素阵列和第2像素阵列之间执行样式匹配处理,从而为关注像素计算第2像素阵列上的变换地址;对第3像素阵列上的各关注像素,在第3像素阵列和第2像素阵列之间进一步执行样式匹配处理,从而为关注像素计算第2像素阵列上的变换地址;以及,通过使用多个关注像素的像素值和变换地址,增加第2像素阵列的密度。

[0007] 能够使用在专利文件1和专利文件2中描述的技术来增加在高帧频下获得的低密度图像的密度。

[0008] 在增加通过数码相机等捕捉的图像的密度的一般的图像处理中,通过使用关于高密度图像的学习结果来增加低密度图像的密度的技术是已知的。例如,非专利文件1描述了通过将输入图像分割成小块(小区域)并且使用从为成对的低分辨率小块和对应的高分辨率小块所创建的数据库中获得的对应的高分辨率小块来替换低分辨率小块,来增加输入图像的密度的技术。

[0009] 引用列表

[0010] 专利文献

[0011] 专利文件1:JP 2012-105750A

[0012] 专利文件2:JP 2012-105751A

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文件1:小川祐樹以及其他两人,“与输入图像和强调的高频率结合的基于学习的超分辨率(Learning Based Super-Resolution Combined with Input Image and Emphasized High Frequency)”,图像识别和理解会议(MIRU 2010),IS 2-35:1004-1010

发明内容

[0015] 技术问题

[0016] 鉴于上述的背景技术,本发明的发明者反复研究和发展关于增加超声波图像的密度的改良技术。特别地,使用关于高密度图像的学习的结果,本发明者注意到一种基于与专利文件1和专利文件2中描述的划时代的原理不同的原理来增加超声波图像的密度的技术。

[0017] 在关于例如非专利文件1中描述的使用高密度图像的学习结果的一般的图像处理的技术中,用高分辨率小块替换低分辨率小块,从而增加图像的密度。然而,在超声波诊断装置中,由于低密度图像是通过实际诊断获得的重要图像,所以期望的是尽可能地重视低密度图像。因此不希望采用上述的单纯用高密度图像来替换低密度图像的一般图像处理。

[0018] 在上述的研究和发展过程中想到了本发明,并且本发明的目的是提供一种通过使用关于高密度超声波图像的学习结果,来增加低密度超声波图像的密度的改良技术。

[0019] 问题的解决方案

[0020] 为了实现上述目标,根据优选方案,超声波(超声)诊断装置包括:探针,其配置为发送和接收超声波;收发器单元,其配置为控制探针以扫描超声波束;密度增加处理单元,其配置为增加通过在低密度下扫描超声波束所获得的低密度图像的成像数据的密度;以及显示处理单元,其配置为基于具有增加后密度的成像数据而形成显示图像。所述密度增加处理单元利用作为关于高密度图像的学习结果从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来增大(增补)低密度图像的成像数据的密度,从而增加低密度图像的成像数据的密度。高密度图像通过以高密度扫描超声波束而形成。

[0021] 在上述结构中,依照诊断用途的类型,可以使用发送和接收超声波的各种类型的探针,包括例如:凸面扫描型、扇形扫描型、以及线性扫描型。此外,可以使用用于二维断层图像的探针或用于三维图像的探针。尽管二维断层图像(B模式图像)是要进行密度增加的图像的优选示例,也可以采用三维图像或多普勒图像或弹性成像的图像。成像数据指的是用于形成图像的数据,并且具体包括例如信号处理(例如检测和其他处理)前后的信号数据以及扫描变换器前后的图像数据。

[0022] 根据上述装置,通过使用关于高密度图像的学习结果,来增加低密度超声波图像的密度。特别地,与单纯替换成像数据的情况相比,由于利用从高密度图像获得的多个密度增加数据单元来增大低密度图像的成像数据的密度从而因此增加低密度图像的成像数据的密度,更加重视低密度图像的成像数据,从而可以提供具有增加后密度的图像,维持了诊断信息的高可靠性。还能够增加在高帧频下获得的低密度图像的密度,从而实现既具有高帧频又具有高密度的动图像。

[0023] 在优选的具体例中,所述密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为存储作为关于高密度图像的学习结果的从高密度图像的成像数据获得的多个密度增加数据单元的存储器,并且密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对

应低密度图像的成像数据的间隔的多个密度增加数据单元,并且利用所选择的多个密度增加数据单元来填充(增补)低密度图像的成像数据的间隔,从而增加低密度图像的成像数据的密度。

[0024] 在优选的具体例中,所述密度增加处理单元在低密度图像内的不同地点设定多个关注区域,并且对于各关注区域,从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中,选择对应关注区域的密度增加数据单元。

[0025] 在优选的具体例中,存储器将关于设定在高密度图像中的多个关注区域的多个密度增加数据单元存储在其中。多个密度增加数据单元与属于相应关注区域的高密度图像的成像数据的特征信息对应。密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中,选择对应属于关注区域的(低密度图像的)成像数据的特征信息的密度增加数据单元,作为对应低密度图像的各关注区域的密度增加数据单元。

[0026] 在优选的具体例中,所述存储器将与属于高密度图像的各关注区域的成像数据的排列样式对应的多个密度增加数据单元存储在其中,并且密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的(低密度图像的)成像数据的排列样式的密度增加数据单元,作为对应低密度图像的各关注区域的密度增加数据单元。

[0027] 在优选的具体例中,密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为存储从在由超声波诊断装置执行的诊断之前就已经形成的高密度图像获得的多个密度增加数据单元,并且密度增加处理单元通过使用存储在存储器中的多个密度增加数据单元来增加低密度图像的成像数据的密度。低密度图像是通过由超声波诊断装置执行的诊断而获得的。

[0028] 在优选的具体例中,关于在由超声波诊断装置执行的诊断之前就已经形成的高密度图像中设定的多个关注区域,存储器将从相应的关注区域获得的多个密度增加数据单元存储在其中。多个密度增加数据单元与属于相应区域的成像数据的特征信息相关,用于管理。密度增加处理单元在通过超声波诊断装置执行的诊断而获得的低密度图像内的不同地点设定多个关注区域,并且对于低密度图像内的各关注区域,从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中,选择对应属于关注区域的成像数据的特征信息的密度增加数据单元,并且通过使用所选择的关于多个关注区域的多个密度增加数据单元来增加低密度图像的成像数据的密度。

[0029] 在优选的具体例中,收发器单元在学习模式下以高密度扫描超声波束,而在诊断模式下以低密度扫描超声波束,并且,密度增加处理单元使用从在学习模式下获得的高密度图像的多个密度增加数据单元,来增加在诊断模式下获得的低密度图像的成像数据的密度。

[0030] 在优选的具体例中,密度增加处理单元包括存储器,所述存储器配置为关于在学习模式下获得的高密度图像中设定的多个关注区域,存储与属于相应关注区域的成像数据的特征信息对应的多个密度增加数据单元,并且,当增加在诊断模式下获得的低密度图像的成像数据的密度时,对于设定在低密度图像中的各关注区域,密度增加处理单元从存储在存储器中的多个密度增加数据单元中选择对应属于关注区域的成像数据的特征信息的密度增加数据单元。

[0031] 在优选的具体例中,超声波诊断装置进一步包括:学习结果判定单元,其配置为比较在学习模式下获得的高密度图像和在诊断模式下获得的低密度图像,并且基于比较结

果,判定关于在学习模式下获得的高密度图像的学习结果是否适宜;控制单元,其配置控制超声波诊断装置。当学习结果判定单元判定学习结果不适宜时,控制单元将超声波诊断装置切换到学习模式以获得新的学习结果。

[0032] 本发明的优势

[0033] 本发明提供了一种通过使用关于高密度超声波图像的学习结果来增加低密度超声波图像的密度的改良技术。

[0034] 例如,与单纯替换成像数据时相比,根据本发明的优选实施例,由于使用从高密度图像获得的多个密度增加数据单元来增大低密度图像的成像数据的密度,从而增加低密度图像的成像数据的密度时,更重视低密度图像的成像数据,从而使得可以提供具有增加后的密度的图像,且维持了诊断信息的高可靠性。

附图说明

[0035] [图1] 方块图示出了根据本发明的优选实施例的超声波诊断装置的整体结构。

[0036] [图2] 方块图示出了密度增加处理单元的内部结构。

[0037] [图3] 简图示出了涉及亮度样式 (brightness pattern) 和密度增加数据的提取的具体例。

[0038] [图4] 简图示出了涉及亮度样式和密度增加数据的相关的具体例。

[0039] [图5] 简图示出了涉及关于高密度图像的学习结果的存储处理的具体例。

[0040] [图6] 简图示出了对于每个图像区域,亮度样式和密度增加数据都彼此相关的变型例。

[0041] [图7] 简图示出了涉及亮度样式和密度增加数据的提取的其他具体例。

[0042] [图8] 简图示出了涉及亮度样式和密度增加数据之间的相关的另一个具体例。

[0043] [图9] 简图示出了涉及高密度图像的学习结果的存储处理的其他的具体例。

[0044] [图10] 示出由图像学习单元执行的处理的流程图。

[0045] [图11] 简图示出了涉及密度增加数据的选择的具体例。

[0046] [图12] 简图示出了涉及密度增加数据的选择的其他的具体例。

[0047] [图13] 简图示出了涉及低密度图像和密度增加数据的合成的具体例。

[0048] [图14] 示出了由密度增加处理单元执行的处理的流程图。

[0049] [图15] 方块图示出了根据本发明的另外的优选实施例的超声波诊断装置的整体结构。

[0050] [图16] 方块图示出了学习结果判定单元的内部结构。

[0051] [图17] 简图示出了涉及学习模式和诊断模式之间的切换的具体例。

具体实施方式

[0052] 将参照附图描述本发明的优选实施例。

[0053] 图1是示出依照本发明的优选实施例的超声波诊断装置的整体结构的方块图。探针10是发送超声波并接收超声波的超声波探针。依照不同的诊断类型,可以使用各种类型的探针10,包括扇形扫描型、线性扫描型、用于二维图像(断层图像)的探针、用于三维图像的探针、以及其他类型的探针。

[0054] 收发器单元12控制关于被包括在探针中的多个换能器元件的发送以形成发送束,并且扫描诊断区域内的发送束。收发器单元12还对从多个换能器元件获得的多个接收信号执行整相加算处理(phase alignment and summation processing)以及其他处理以形成接收束,并且从诊断区域内的整个区域收集接收束信号。如此收集在收发器单元12中的接收束信号(射频(RF)信号)被发送到接收信号处理单元14。

[0055] 接收信号处理单元14对接收束信号(RF信号)执行接收信号处理,包括检测处理、对数变换处理等,并且将通过对各接收束进行这些处理而获得的行式数据输出到密度增加处理单元20。

[0056] 密度增加处理单元20增加通过以低密度扫描超声波束(发送束和接收束)而获得的低密度图像的成像数据的密度。具体地,密度增加处理单元20基于关于通过以高密度扫描超声波束而获得的高密度图像的学习,利用作为学习结果的从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来增大低密度图像的成像数据的密度,从而增加低密度图像的成像数据的密度。在图1中,通过密度增加处理单元20来增加从接收信号处理单元14提供的行式数据的密度。将在下文中详细描述密度增加处理单元20的内部结构和在密度增加处理单元20实施的具体处理。

[0057] 数字扫描变换器(DSC)50对在密度增加处理单元20中使得密度增加了的行式数据应用坐标变换处理,帧频调整处理以及其他处理。通过使用坐标变换处理、插值处理以及其他处理,数字扫描变换器50从在对应超声波束的扫描的扫描坐标系中获得的行式数据,获得对应显示坐标系的图像数据。数字扫描变换器50还将在扫描坐标系的帧频下获得的行式数据转换成在显示坐标系的帧频下的图像数据。

[0058] 显示处理单元60将图形数据与通过数字扫描变换器50获得的图像数据合成,从而形成显示图像,所述显示图像呈现在显示单元62上,显示单元例如为液晶显示器。最终,控制单元70控制图1的整个超声波诊断装置。

[0059] 在上文中描述了图1的超声波诊断装置的整体结构。现在将描述超声波诊断装置中的密度增加处理。在以下的说明中,当描述图1中示出的元素(方块)时,将使用图1中的附图标记。

[0060] 图2是示出密度增加处理单元20的内部结构的简图。密度增加处理单元20增加低密度图像的成像数据的密度,即,在图1的具体示例中,增加从接收信号处理单元14获得的行式数据的密度,并且将具有增加后密度的图像的成像数据输出到下游侧;即,在图1的具体示例中,输出到数字扫描变换器50。密度增加处理单元20包括关注区域设定单元22、特征量提取单元24、学习结果存储器26以及数据合成单元28,并且使用存储在学习结果存储器26中的关于高密度图像的学习结果,用于密度增加处理。

[0061] 关于高密度图像的学习结果从图像学习单元30获得。基于在由图1的超声波诊断装置实施的诊断之前就预先形成的高密度图像,图像学习单元30获得高密度图像的学习结果。图像学习单元30可以设置在图1的超声波诊断装置内,或可以在超声波诊断装置外实现,例如在计算机内。

[0062] 图像学习单元30获得基于通过在高密度下扫描超声波所获得的高密度图像的成像数据的学习结果。尽管期望的是,通过图1的超声波诊断装置获得高密度图像的成像数据,但是也可以从其他的超声波诊断装置获得所述成像数据。图像学习单元30包括关注区

域设定单元32、特征量提取单元34、数据提取单元36以及相关处理单元38,并且所述图像学习单元通过将在下文中参照例如图3至图10描述的处理而获得学习结果。此处将描述由图像学习单元30执行的处理。在下文的说明中,图2中示出的附图标记将用于描述图2中的元素(方块)。

[0063] 图3是示出了涉及亮度样式和密度增加数据的提取的具体例的简图。图3示出了将要在图像学习单元30中处理的高密度图像300的具体例。

[0064] 高密度图像300是通过在高密度下扫描超声波形成的高密度图像的成像数据。在图3中示出的示例中,高密度图像300由以二维样式排列的多个数据单元301构成。对于各接收束BM,多个数据单元301沿深度方向(r方向)排列,并且,关于多个接收束BM区域的多个数据单元301沿束扫描方向(θ 方向)排列。通过各数据单元301获得的数据的具体例是对于各接收束获得的行式数据,并且是例如16位的亮度值。

[0065] 图像学习单元30通过网络从例如管理图像的服务器或硬盘获得高密度图像300。期望的是,使用标准相关医疗仪器(例如DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)),用于服务器等中的管理以及经由网络的通信。替选地,高密度图像300可以在图像学习单元30自身所包含的硬盘中或其他设备中进行存储和管理,而无需使用外部服务器或硬盘。

[0066] 一旦获得高密度图像300,图像学习单元30的关注区域设定单元32相对于高密度图像300设定关注区域306。在图3中示出的示例中,一维关注区域306设定在高密度图像300内。

[0067] 在设定了关注区域306之后,特征量提取单元34从属于关注区域306的数据中提取特征信息。特征量提取单元34首先提取属于关注区域306的四个数据单元302至305。以低密度图像的数据间隔提取4个数据单元302至305,这将在下文中说明。然后,特征量提取单元34提取例如4个数据单元302至305的排列样式,作为属于关注区域306的数据的特征信息。更具体地,如果4个数据单元302至305中的每个数据单元都是16位的亮度值,则提取作为4个亮度值的样式的亮度样式307。

[0068] 当设定了关注区域306时,数据提取单元36提取对应关注区域306的密度增加数据308。数据提取单元36从形成高密度图像300的多个数据单元301中提取例如位于关注区域306的中心的的数据单元301,作为密度增加数据308。

[0069] 通过这种方式,提取了关注区域306的亮度样式307以及对应关注区域306的密度增加数据308。期望地是,在图像的整个区域内移动关注区域306的同时,关注区域设定单元32相对于一个高密度图像300设定关注区域306。在移动的同时设定的关注区域306的各位置处,提取亮度样式307和密度增加数据308。此外,可以从多个高密度图像300提取亮度样式307和密度增加数据308。

[0070] 尽管已经参照图3描述了亮度样式307作为从属于关注区域306的数据获得的特征信息的优选具体例,还可以基于由通过在关注区域306内进行光栅扫描获得的一维阵列亮度值形成的矢量数据、或关注区域306内的数据的平均值、方差值或主成分分析而获得所述特征信息。

[0071] 图4是示出了涉及亮度样式和密度增加数据的之间的相关的具体示例的简图。图4示出了由图像学习单元30的特征量提取单元34和数据提取单元36提取的亮度样式307和密

度增加数据308(参照图3)。

[0072] 在提取亮度样式307和密度增加数据308时,图像学习单元30的相关处理单元38生成相关表309,在所述相关表中,亮度样式307和密度增加数据308彼此相关。能够在相关表309中,使密度增加数据308与全部对应的亮度样式307相关。相关处理单元38使得从在移动的同时设定的关注区域306(参照图3)的各位置获得的亮度样式307和密度增加数据308彼此相关,并且按序地将所述相关记录在相关表309中。

[0073] 当关于相同的亮度样式307而获得了彼此不同的多个密度增加数据单元308时,例如,具有最高频率的密度增加数据单元308可以与亮度样式307相关,或者多个密度增加数据单元308的平均值、中值等可以与亮度样式307相关。尽管期望将对应亮度样式307的全部样式的密度增加数据308都记录在相关表309中,但是,例如,关于不能从确定为足够用于学习的高密度图像300(参照图3)的数量获得的亮度样式307,没有数据(NULL)可被记录。

[0074] 依照图像的类型,例如B模式图像或多普勒图像、探针的类型、将要诊断的组织类型、将诊断的是健康组织还是非健康组织,等等,可以生成相关表309。并且,还可以为每种情况生成相关表309,其中所述情况包括多个判定参数的组合,判定参数包括图像的类型、探针的类型等等。

[0075] 图5是涉及关于高密度图像的学习结果的存储处理的具体例的简图。图5示出了由图像学习单元30的相关处理单元38生成的关联表309(参照图4)、以及包括在密度增加处理单元20中的学习结果存储器26(参照图2)。相关处理单元38将对应记录在相关表309中的多个亮度样式中的每个亮度样式的密度增加数据存储在学习结果存储器26中。

[0076] 如果在相关表309中没有记录对应亮度样式的密度增加数据(NULL),则在学习结果存储器26中,亮度样式内的数据的平均值、中值等被存储为对应亮度样式的密度增加数据。进一步地,如果没有记录对应亮度样式的密度增加数据,则可以将相邻样式的密度增加数据单元的平均值或中值等存储为该亮度样式的密度增加数据。在图5中示出的具体例中,在学习结果存储器26中,作为样式2的相邻样式的样式1和样式3的密度增加数据的平均值或中值可以被存储为样式2的密度增加数据。

[0077] 通过这种方式,作为关于高密度图像的学习结果,从高密度图像的数据获得的多个密度增加数据单元被存储在学习结果存储器26中。替选地,作为关于高密度图像的学习结果,相关表309可以被存储在学习结果存储器26中。

[0078] 图6是示出对于每个图像区域,亮度样式和密度增加数据都彼此相关的变型例的简图。图6图示出了由图像学习单元30的特征量提取单元34和数据提取单元36提取的亮度样式307和密度增加数据308(参照图3)。

[0079] 与图4中示出的具体例相同,在图6中示出的变型例中,图像学习单元30的相关处理单元38生成相关表309,在所述相关表中,亮度样式307和密度增加数据308彼此相关。在相关表309中,能够使密度增加数据308与例如亮度样式307的全部样式相关。相关处理单元38将从在移动的同时设定的关注区域306(参照图3)的各位置获得的亮度样式307和密度增加数据308彼此相关,并且将彼此相关的亮度样式307和密度增加数据308按顺序地记录在相关表309中。

[0080] 与图4中示出的具体例不同,在图6中示出的变型例中,高密度图像300被划分成多个图像区域,并且对于每个图像区域,亮度样式307和密度增加数据308彼此相关。

[0081] 图6示出了高密度图像300被划分成4个图像区域(区域1至区域4)的具体例。具体地,依照关注区域306(参照图3)的位置(例如,关注区域306的中心位置;即,密度增加数据308的位置)属于高密度图像300内的区域1至区域4中的哪个区域,使对于各图像区域,亮度样式307和密度增加数据308彼此相关。结果,例如,如图6所示,对于单个样式L,对应图像区域(区域1至区域4)中的每个图像区域的密度增加数据308都与样式L相关。

[0082] 这使得不仅能够依照亮度样式307获得最佳密度增加数据308,还可以依照成像数据的位置(密度增加数据属于哪个图像区域)获得最佳密度增加数据308。高密度图像300可以被划分为更大数量(4个或4个以上)的图像区域,或者,还可以依照被包括在高密度图像300内的组织的结构等来确定各图像区域的形状以及所划分的图像区域的数量。

[0083] 图7是示出涉及亮度样式和密度增加数据的提取的其他具体例的简图。图7示出了待被图像学习单元30处理的高密度图像310的具体例。

[0084] 高密度图像310是在高密度下扫描超声波所获得的高密度图像的成像数据,并且,与图3中示出的高密度图像300相似,图7中的高密度图像310也是由以二维样式排列的多个数据单元构成。在图7所示的具体例中,图像学习单元30的关注区域设定单元32相对于高密度图像310设定二维关注区域316。

[0085] 一旦设定了关注区域316,特征量提取单元34就从属于关注区域316的数据中提取特征信息。特征量提取单元34首先提取属于关注区域316的四个数据序列312至315。以低密度图像的束间隔提取4个数据序列312至315,这将在下文中说明。然后,特征量提取单元34提取例如形成4个数据序列312至315的20个数据单元的亮度样式317,作为属于关注区域316的数据的特征信息。

[0086] 另一方面,一旦设定了关注区域316,数据提取单元34提取对应关注区域316的密度增加数据318。数据提取单元34从形成高密度图像310的多个数据单元中提取例如位于关注区域316的中心的的数据,作为密度增加数据318。

[0087] 如上所述,与图3中的具体例相似,在图7的具体例中,提取了关注区域316的亮度样式317和对应关注区域316的密度增加数据318。

[0088] 图8是示出涉及亮度样式和密度增加数据之间的相关的另一个具体例的简图。图8示出了由图像学习单元30的特征量提取单元34和数据提取单元36提取的亮度样式317和密度增加数据318(参照图7)。

[0089] 与图4中的具体例相似,在图8的具体例中,图像学习单元30的相关处理单元38生成相关表319,在所述相关表中,亮度样式317和密度增加数据318彼此相关。例如,能够在相关表319中,使密度增加数据318与亮度样式317的全部样式相关,其中,相关处理单元38使得对于在移动的同时获得的关注区域316(参照图7)的各位置获得的亮度样式317和密度增加数据318彼此相关,并且按序地将彼此相关的亮度样式317和密度增加数据318记录在相关表319中。

[0090] 当关于相同的亮度样式317而获得了彼此不同的多个密度增加数据单元318时,具有最高频率的密度增加数据318可以与亮度样式317相关,或者多个密度增加数据单元318的平均值、中值等可以与亮度样式317相关。尽管期望将对应亮度样式317的全部样式的密度增加数据单元318都记录在相关表319中,但是,例如,关于不能从确定为足够用于学习的高密度图像310(参照图3)的数量获得的亮度样式317,没有数据(NULL)可被记录。

[0091] 图9是示出涉及高密度图像的学习结果的存储处理的其他的具体例的简图。图9示出了由图像学习单元30的相关处理单元38生成的相关表319(参照图8)以及被包括在密度增加处理单元20中的学习结果存储器26(参照图2)。相关处理单元38将与记录在相关表319中的多个亮度样式中的每个亮度样式相关的密度增加数据存储在在学习结果存储器26中。

[0092] 如果在相关表319中没有记录对应亮度样式的密度增加数据(NULL),则亮度样式内的数据的平均值或中值作为对应亮度样式的密度增加数据被存储在在学习结果存储器26中。进一步地,如果没有记录对应亮度样式的密度增加数据,则可以将相邻样式的密度增加数据的平均值或中值存储为亮度样式的密度增加数据。在图9中示出的具体例中,作为样式2的相邻样式的样式1和样式3的密度增加数据的平均值或中值可以作为样式2的密度增加数据被存储在在学习结果存储器26中。

[0093] 图10是示出在图像学习单元30中执行的全部处理的流程图。首先,当图像学习单元30获得了高密度图像时(S901),关注区域设定单元32相对于高密度图像设定关注区域(S902;参照图3和图7)。

[0094] 一旦设定了关注区域,特征量提取单元34就从属于关注区域的数据中提取亮度样式,作为特征信息(S903;参照图3和图7),并且数据提取单元34提取对应关注区域的密度增加数据(S904;参照图3和图7)。此外,相关处理单元38生成亮度样式和密度增加数据彼此相关的相关表(S905;参照图4、图6以及图8)。

[0095] 在设定在图像内的关注区域的各位置处都执行从步骤S902到S905的处理,并且通过在图像内移动且设定关注区域,重复从步骤S902到S905的处理。

[0096] 例如,当在图像内的整个区域完成了处理时(S906),作为关于高密度图像的学习结果,从高密度图像的数据获得的多个密度增加数据单元存储在在学习结果存储器中(S907),从而完成本流程。当从多个高密度图像获得学习结果时,对各高密度图像执行图10中示出的流程图。

[0097] 通过上述处理,可以获得关于高密度图像的学习结果。例如,在由图1的超声波诊断装置所执行的诊断之前,对应多个亮度样式的多个密度增加数据单元被预先存储在在学习结果存储器26中。

[0098] 在由图1所示的超声波诊断装置所执行的诊断中,在低密度下扫描超声波束(发送束和接收束),以在比较高的帧频下获得低密度图像,从而形成例如心脏等的动图像。通过诊断获得的低密度图像的成像数据被发送到密度增加处理单元20。密度增加处理单元20增加通过在低密度下扫描超声波束获得的低密度图像的成像数据的密度。

[0099] 如图2所示,密度增加处理单元20包括关注区域设定单元22、特征量提取单元24、学习结果存储器26以及数据合成单元28,并且密度增加处理单元20用存储在在学习结果存储器26中的多个密度增加数据单元来填充低密度图像的成像数据的间隙,从而使低密度图像的成像数据的密度增加。将描述由密度增加处理单元20执行的处理。在下文的说明中,图2中的附图标记将用于解释图2中示出的元素(方块)。

[0100] 图11是示出涉及密度增加数据的选择的具体例的简图。图11示出了待由密度增加处理单元20处理的低密度图像200的具体例。

[0101] 低密度图像200是通过在低密度下扫描超声波形成的低密度图像的成像数据。在图11中示出的示例中,低密度图像200由以二维样式排列的多个数据单元201构成。对于各

接收束BM,多个数据单元201沿深度方向(r方向)排列,并且,关于多个接收束BM的多个数据单元201进一步沿束扫描方向(θ 方向)排列。各数据单元201的具体例是对于各接收束获得的行式数据,并且是例如16位的亮度值。

[0102] 例如,当与图3的高密度图像300比较时,图11的低密度图像200在深度方向(r方向)具有相同数量的数据单元,并且具有较小数量的排列在束扫描方向(θ 方向)上的接收束BM。例如在图11中示出的低密度图像200中的接收束BM的数量是在图3中示出的高密度图像300中的一半。低密度图像200的接收束BM的数量可以是高密度图像300的1/3、2/3、1/4、3/4等。

[0103] 当获得了低密度图像200时,密度增加处理单元20的关注区域设定单元22相对于低密度图像200设定关注区域206。期望地是,关注区域206的形状和尺寸与用于高密度图像的学习的关注区域的形状和尺寸相同。例如,当图3中示出的一维关注区域306被用于获得高密度图像的学习结果时,如图11中的示例所示的,一维关注区域206设定在低密度图像200内。

[0104] 一旦设定了关注区域206,特征量提取单元24就从属于关注区域206的数据中提取特征信息。特征量提取单元24使用在高密度图像的学习中使用的特征信息。例如,当图3中所示的亮度样式307被用于获得高密度图像的学习结果时,如图11所示,特征量提取单元24提取例如4个数据单元202至205的亮度样式207,作为属于关注区域206的数据的特征信息。此外,如图6的变型例中的,在使用对于每个图像区域而亮度样式307和密度增加数据308都相关的相关表309的情况下,除了亮度样式207之外,特征量提取单元24还获得关注区域206的位置(例如,关注区域206的中心位置),作为属于图11中示出的关注区域206的数据的特征信息。

[0105] 当在图3的示例中,基于例如由通过在关注区域306内进行光栅扫描获得的一维阵列亮度值形成的矢量数据、或关注区域306内的数据的平均值或方差值而获得特征信息时,在图11的示例中,基于由通过在关注区域206内进行光栅扫描获得的一维阵列亮度值形成的矢量数据、或关注区域206内的数据的平均值或方差值,以相似方式获得特征信息。

[0106] 然后,特征量提取单元24从存储在学习结果存储器26中的多个密度增加数据单元中选择对应亮度样式207的密度增加数据308。具体地,特征量提取单元24选择与亮度样式207匹配的亮度样式307(图3)的密度增加数据308。在从图6的变型例获得密度增加数据308的情况下,依照图11中的关注区域206的位置,选择对应关注区域206所属的区域(图6的区域1至区域4中的一个区域)并且与亮度样式207匹配的亮度样式307(图6)的密度增加数据308。

[0107] 此外,从学习结果存储器26选择的密度增加数据308被判定为是对应关注区域206的密度增加数据308,并且被用于增大形成低密度图像200的多个数据单元201的密度。所选择的密度增加数据308相对于在低密度图像200内的关注区域206的位置放在插入位置。具体地,插入位置被确定为使得关注区域206和插入位置之间的相对位置关系与图3中的关注区域306和密度增加数据308之间的相对位置关系匹配。当如在图3中所示的示例中,位于关注区域306的中心的数据单元301被提取作为密度增加数据308时,在图11中示出的示例中,密度增加数据308被插入关注区域206的中心并且被放在数据单元203和数据单元204之间。

[0108] 如上所述,对应关注区域206的密度增加数据308被选择,并且,被放到例如多个数

据单元201的间隔中,从而增大关注区域206的多个数据单元201的密度。例如,对于各低密度图像200,在图像的整个区域内移动的同时设定关注区域206,并且在关注区域206的各位置选择密度增加数据308。随之,多个密度增加数据单元308被选择,以增大各低密度图像200的整个区域内的低密度。

[0109] 图12是示出涉及密度增加数据的选择的其他的具体例的简图。图12示出了待被密度增加处理单元20处理的低密度图像210的具体例。

[0110] 低密度图像210是通过在低密度下扫描超声波获得的低密度图像的成像数据,并且,与图11中的低密度图像200相似,图12中示出的低密度图像210也由以二维形式排列的多个数据单元构成。

[0111] 在图12中示出的具体例中,通过密度增加处理单元20的关注区域设定单元22而相对于低密度图像210设定二维关注区域216。期望地是,关注区域216的形状和尺寸与用于高密度图像的学习的关注区域的形状和尺寸相同。在使用例如图7中示出的二维关注区域316来获得高密度图像的学习结果的情况下,如在图12中示出的示例中的,二维关注区域216设定在低密度图像210内。

[0112] 一旦设定了关注区域216,特征量提取单元24就从属于关注区域216的数据中提取特征信息。特征量提取单元24使用用于高密度图像的学习的特征信息。在使用例如图3中所示的亮度样式317获得高密度图像的学习结果的情况下,如在例如图12中所示的,特征量提取单元24提取形成四个数据序列212至215的二十个数据单元的亮度样式217,作为属于关注区域216的数据的特征信息。

[0113] 然后,特征量提取单元24从存储在学习结果存储器26中的多个密度增加数据单元中选择对应亮度样式217的密度增加数据318。具体地,特征量提取单元24选择与亮度样式217匹配的亮度样式317(图7)的密度增加数据318。

[0114] 此外,从学习结果存储器26选择的密度增加数据318被判定为是对应关注区域216的密度增加数据318,并且被用于增大形成低密度图像210的多个数据单元的密度。密度增加数据318在低密度图像210内的插入位置被确定为例如使得关注区域216和插入位置之间的相对位置关系对应图7中的关注区域316和密度增加数据318之间的相对位置关系。当如在图7中所示的示例中,位于关注区域316的中心的数据被提取作为密度增加数据318时,在图12中示出的示例中,密度增加数据318被插入在关注区域216的中心。

[0115] 如上所述,与图11的具体例相似,例如,在图12的具体例中,对于各低密度图像210,在图像的整个区域内移动的同时设定关注区域216,对关注区域216的各位置选择密度增加数据318,从而使得选择多个密度增加数据单元318,以增大各低密度图像210的整个区域内的密度。

[0116] 图13是示出涉及低密度图像和密度增加数据的合成的具体例的简图。图13示出了待进行密度增加的低密度图像200(210),即,在图11或图12中示出的低密度图像200(210)。图13还示出了通过参照图11或图12描述的处理所选择的关于低密度图像200(210)的多个密度增加数据单元308(318)。

[0117] 低密度图像200(210)和多个密度增加数据单元308(318)被发送到密度增加处理单元20(图2)的数据合成单元28并且通过数据合成单元28来合成。数据合成单元28将多个密度增加数据单元308(318)放在低密度图像200(210)内的相应的插入位置,从而通过形成

低密度图像200 (210) 的多个数据单元和多个密度增加数据单元308 (318) 来形成密度增加图像400的成像数据。然后,如此形成的成像数据被输出到密度增加处理单元20的下游侧;即,在图1中所示出的具体例中,输出到数字扫描变换器50。然后,密度增加图像400呈现在显示单元62上。

[0118] 图14是示出由密度增加处理单元20执行的处理的流程图。当密度增加处理单元20获得低密度图像时(S1301),关注区域设定单元22相对于低密度图像设定关注区域(S1302;参照图11和图12)。

[0119] 一旦设定了关注区域,特征量提取单元24就从属于关注区域的数据中提取亮度样式,作为特征信息(S1303;参照图11和图12),并且特征量提取单元24从学习结果存储器26中选择对应亮度样式的密度增加数据(S1304;参照图11和图12)。

[0120] 在设定在低密度图像内的关注区域的各位置执行从S1302到S1304的处理步骤,并且通过在图像内移动和设定关注区域来重复从S1302到S1304的处理步骤。

[0121] 当在图像内的整个区域内完成处理时(S1305),低密度图像和多个密度增加数据单元合成以形成密度增加图像(S1306;参照图13),本流程终止。如果多个低密度图像将进行密度增加处理,则对各低密度图像执行图14中的流程。

[0122] 通过上述处理,例如,在通过图1中所示的超声波诊断装置实施的诊断期间,能够使在高帧频下按顺序获得的多个低密度图像的密度增加,从而获得具有高帧频和高密度的动图像。

[0123] 图15是示出根据本发明的实施例的另一个优选超声波诊断装置的整个结构的方块图。图15中示出的超声波诊断装置是图1中示出的超声波诊断装置的部分变型例。图15中的与图1中的方块具有相同功能的方块由相同附图标记指代,因此,将省略其描述。

[0124] 如在图1示出的超声波诊断装置中,在图15示出的超声波诊断装置中,收发器单元12控制关于探针10的发送以从诊断区域内收集接收束信号,并且接收信号处理单元14对接收束信号(RF信号)应用接收信号处,包括检测处理、对数变换处理,从而使得获得的对于各接收束的行式数据作为成像数据被输出到接收信号处理单元14的下游侧。

[0125] 密度增加处理单元20,基于关于在高密度下扫描超声波束所获得的高密度图像的学习,利用作为学习结果的从高密度图像获得的多个密度增加数据单元,来增大低密度图像的成像数据的密度,从而增加低密度图像的图像数据的密度。密度增加处理单元20的内部结构如图2所示,并且通过参照图11至图14描述由密度增加处理单元20执行的具体处理。

[0126] 图像学习单元30基于通过在高密度下扫描超声波束所获得的高密度图像的成像数据来获得学习结果。图像学习单元30的内部结构如图2所示,并且通过参照图3至图10描述由图像学习单元30执行的具体处理。

[0127] 此外,数字扫描变换器(对从密度增加处理单元20输出的行式数据应用坐标变换处理,帧频调整处理以及其他处理。显示处理单元60将从数字扫描变换器50获得的图像数据与图形数据和其他数据合成以形成将呈现在显示单元62上的显示图像。控制单元70整体地控制图15的超声波诊断装置。

[0128] 图15的超声波诊断装置与图1的超声波诊断装置的不同在于:图15的超声波诊断装置区分学习模式和诊断模式,并且包括学习结果判定单元40。收发器单元12在学习模式下以高密度扫描超声波束,而在诊断模式下以低密度扫描超声波束。图像学习单元30从在

学习模式下获得的高密度图像获得学习结果。密度增加处理单元20使用关于学习模式下的高密度图像的学习结果,来增加在诊断模式下获得的低密度图像的成像数据的密度。

[0129] 然后,学习结果判定单元40比较在学习模式下获得的高密度图像和在诊断模式下获得的低密度图像,并且基于比较结果,判定关于在学习模式下获得的高密度图像的学习结果是否适宜。

[0130] 图16是示出学习结果判定单元40的内部结构的方块图。学习结果判定单元40包括特征量提取单元42和44、特征量比较单元46、以及比较结果判定单元48。

[0131] 特征量提取单元42提取关于在学习模式下获得的并被图像学习单元30(图15)利用来获得学习结果的高密度图像的特征量。例如,当对高密度图像进行密度减小时,特征量提取单元42提取整个图像的特征量。

[0132] 密度减小指的是将高密度图像的密度减小到低密度图像的密度的处理。例如,通过除去高密度图像300中的多个接收束BM中每隔一个的接收束BM,将图3中示出的高密度图像300的密度降低到图11中示出的低密度图像200的密度。当然也可以采用除了除去间隔接收束这种样式之外的任何样式。例如,特征量指的是由通过光栅扫描密度减小后的图像获得的一维阵列的亮度值形成的矢量数据,或通过主成分分析和其他处理获得的图像的特征。

[0133] 另一方面,特征量提取单元44提取在诊断模式中获得的关于低密度图像的特征量。期望由特征量提取单元44提取的低密度图像的特征量与由特征量提取单元42提取的高密度图像的特征量相同,并且是例如由通过光栅扫描密度减小的图像获得的一维阵列的亮度值形成的矢量数据,或通过主成分分析和其他处理获得的图像的特征。

[0134] 特征量比较单元46比较从特征量提取单元42获得的高密度图像的特征量和从特征量提取单元44获得的低密度图像的特征量。此处使用的术语“比较”指的是例如计算两个特征量之间的差异。

[0135] 基于从特征量比较单元46获得的比较结果和判定阈值,比较结果判定单元48判定关于高密度图像的学习结果是否对增加低密度图像的密度有效。期望的是,例如,如果从获得高密度图像的诊断情况到获得低密度图像的诊断情况有大的变化,这种变化可以被比较结果判定单元48的判定而检测到。

[0136] 因此,期望的是,例如,比较结果判定单元48中的判定阈值设定成使得:如果心脏的观察部位从心脏的短轴像变化到心脏的长轴像,可以检测到观察部位的大的变化。例如,可以由用户(检查者)恰当地调整判定阈值。

[0137] 例如,当从特征量比较单元46获得的比较结果超过判定阈值时,比较结果判定单元48判定诊断情况已经大大变化并且判定学习结果不是有效的。另一方面,当从特征量比较单元46获得的比较结果不超过判定阈值时,比较结果判定单元48判定诊断情况没有大的变化并且判定学习结果是有效的。

[0138] 当判定学习结果不是有效的时,比较结果判定单元48向控制单元70输出学习开始控制信号。当接收学习开始控制信号时,控制单元70将图5中示出的超声波诊断装置设定到学习模式,使得形成新的高密度图像,并且也获得新的学习结果。

[0139] 在输出学习开始控制信号之后,当学习阶段完成,比较结果判定单元48还将学习开始控制信号输出到控制单元70。用户可以调整学习阶段,学习阶段例如为大约1秒。当接

收了学习终止控制信号时,控制单元70将图15中示出的超声波诊断装置的模式从学习模式切换到诊断模式。替选地,在确定了在学习模式中生成的相关表309或319(参见图4或图8)被充分地填充时,具体地,例如,当所有样式中,获得阈值或超过阈值的比例的样式时,学习模式可以终止,并且超声波诊断装置可以切换到诊断模式。

[0140] 图17是示出涉及学习模式和诊断模式之间的切换的具体例的简图,并且是示出在由图15的超声波诊断装置执行的诊断期间的模式切换的具体例。将参照图15中示出的附图标记描述图17中示出的具体例。

[0141] 例如,在诊断开始时,为了获得适于诊断的学习结果,图15的超声波诊断装置设定成学习模式,并且在学习阶段,形成高密度图像,并且从高密度图像获得学习结果。在低帧频(例如30Hz)下按顺序形成高密度图像,从在学习阶段内形成的多帧的高密度图像获得学习结果。期望地是,在学习模式下获得的高密度图像呈现在显示单元62上。

[0142] 然后,依照在学习阶段终止时输出的学习终止控制信号,图15中示出的超声波诊断装置从学习模式切换到诊断模式。在诊断模式期间,按顺序地形成低密度图像,并且对于每帧,相对于低密度图像,执行密度增加处理。在高帧频下按顺序形成的密度增加的图像呈现在显示单元62上。

[0143] 在诊断模式期间,学习结果判定单元40比较对于各帧按顺序形成的低密度图像和在紧接诊断模式之前的学习模式中获得的低密度图像,并且判定在紧接诊断模式之前的学习模式中获得的低密度图像是否有效。例如,学习结果判定单元40对低密度图像的各帧作出判定,或者,可以以几帧的间隔作出判定。

[0144] 如果判定出学习结果在诊断模式下不是有效的,则从学习结果判定单元40输出学习开始控制信号,并且图15的超声波诊断装置切换到学习模式,使得,在学习阶段,形成新的高密度图像并获得新的学习结果。当学习阶段终止时,超声波诊断装置切换回诊断模式。

[0145] 在例如从心脏的短轴像开始的诊断的情况下,使用图15中示出的超声波诊断装置能够在学习模式下获得那颗心脏的短轴像的高密度图像的学习结果,并且能够在诊断模式下对通过增加心脏的短轴像的帧频和密度而获得的图像进行诊断。由于从待诊断的心脏的短轴像得到的学习结果被用于增加短轴像的低密度图像的密度,所以学习结果和密度增加处理良好一致,从而使得能够提供具有更高可靠性的图像。

[0146] 如果在利用心脏的短轴像进行诊断之后利用心脏的长轴像进行诊断,例如,在从短轴像变化到长轴像时,基于学习结果判定单元40的判断,图15的超声波诊断装置从诊断模式切换到学习模式。然后,在例如一秒左右的学习阶段期间的长轴像的高密度图像的学习后,可以在诊断模式下获得关于长轴像的具有增加了帧频且增加了密度的图像。由于关于长轴像的诊断,从长轴像得到的学习结果被用于增加长轴像的低密度图像的密度,所以学习结果和密度增加处理之间良好的一致性再次被维持。

[0147] 如上所述,即使在诊断情况有变化的情况下,例如从心脏的短轴像变化到长轴像的情况下,通过图15中示出的超声波诊断装置,高密度图像的学习结果也能更新,以追随诊断情况的变化,使得能够继续提供具有高可靠性的图像。

[0148] 尽管在上文的描述中,描述了基于学习结果是否有效的判定,诊断模式切换到学习模式的具体例子,加上所述判定或者不依赖于所述判定,在诊断模式期间,可以每隔例如几秒间歇性地运行学习模式。另外,在具有对应多个诊断类型的多个诊断模式的情况下,当

从一个诊断模式切换到另一个诊断模式时,可以在两个诊断模式之间运行学习模式。替选地,还能够在探针上设置位置传感器等。例如,当探针的位置从用于心脏的短轴像的诊断的位置移动到用于长轴像的诊断的位置时,可以通过位置传感器等来计算物理性的指标值(例如,加速度),以检测探针的移动,从而使得根据基于指标值和基准值之间的比较的判定,诊断模式可以切换到学习模式。

[0149] 在图1或图15中示出的超声波诊断装置中,密度增加处理单元20可以设置在收发器单元12和接收信号处理单元14之间。在这种情况下,将要由密度增加处理单元20处理的成像数据将是收发器单元12输出的接收束信号(RF信号)。密度增加处理单元20还可以设置在数字扫描变换器50和显示处理单元60之间。在这种情况下,将要由密度增加处理单元20处理的成像数据可以是数字扫描变换器50输出的对应显示坐标系的图像数据。此外,尽管将要进行密度增加的图像的优选示例是二维断层图像(B模式图像),但是也可以采用例如三维图像、多普勒图像、或弹性成像的图像。

[0150] 尽管上文描述了本发明的优选实施例,但是在各个方面,上文描述的实施例都仅是示例并且不限制本发明的范围,而本发明的范围包括不脱离主旨的各种变型例。

[0151] 附图标记列表

[0152] 10 探针、12 收发器单元、14 接收信号处理单元、20 密度增加处理单元、30 图像学习单元、40 学习结果判定单元、50 数字扫描变换器、60 显示处理单元、62 显示单元、70 控制单元。

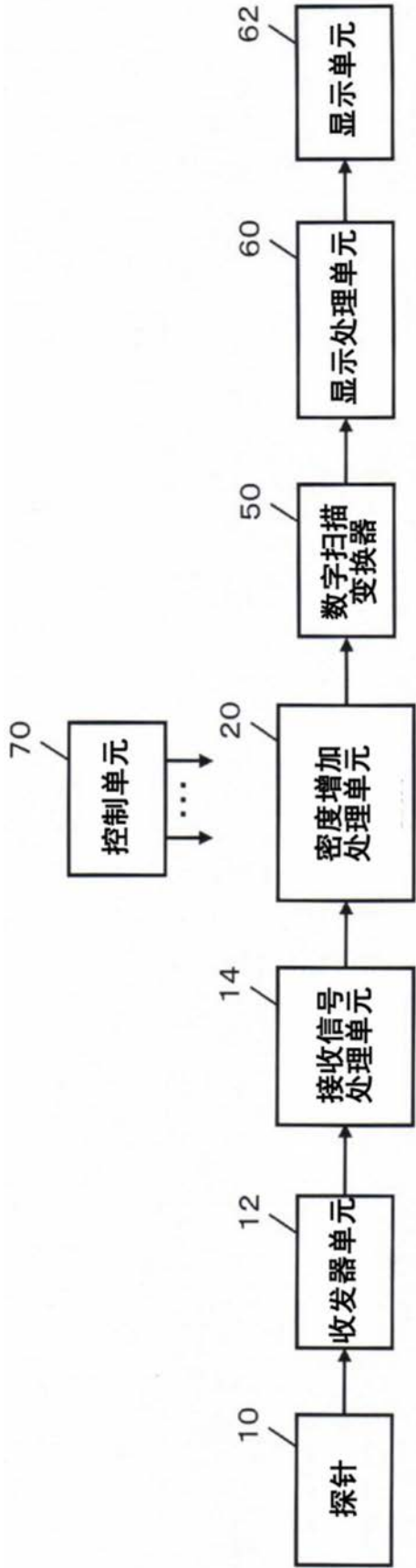


图1

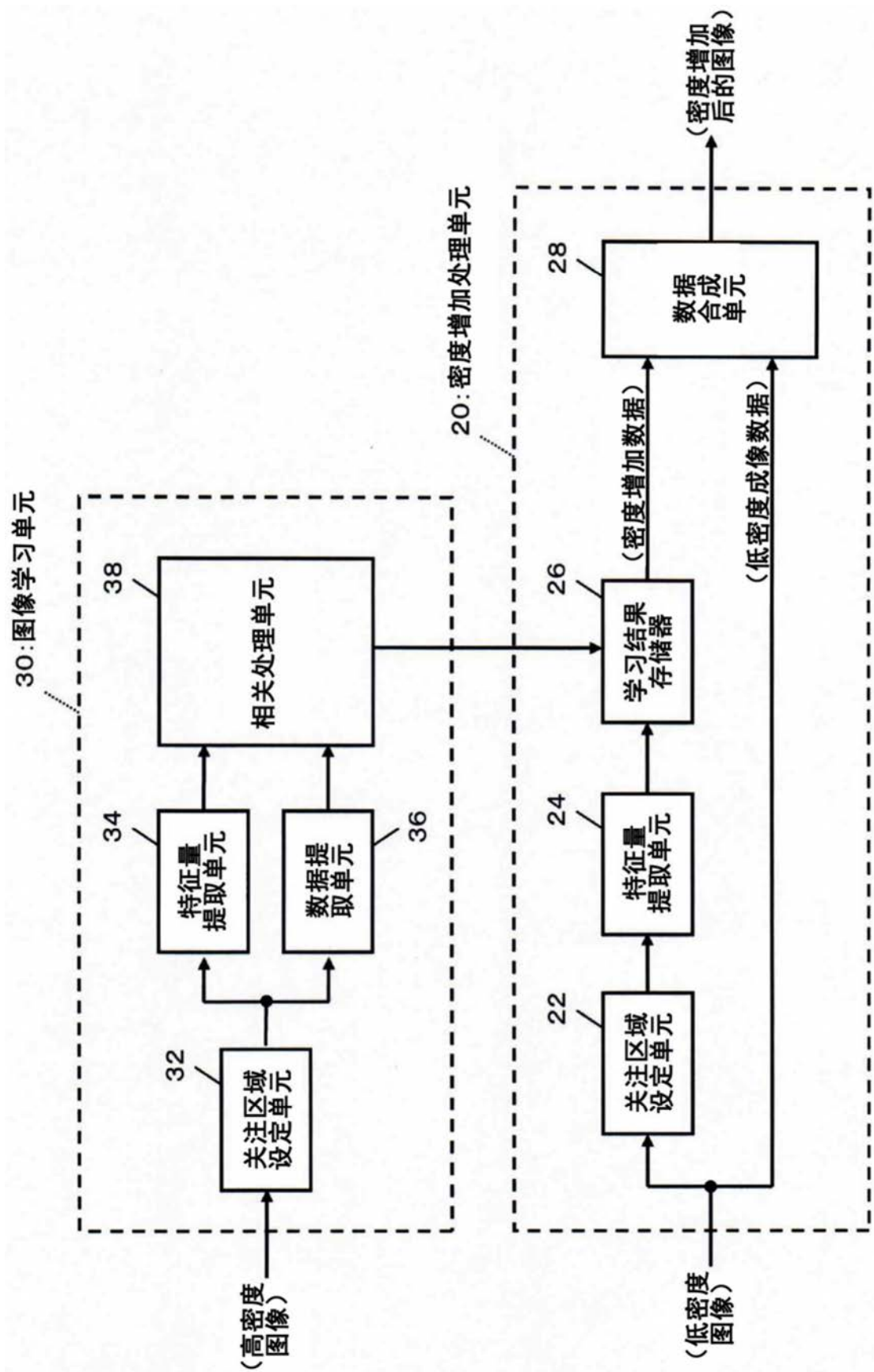


图2

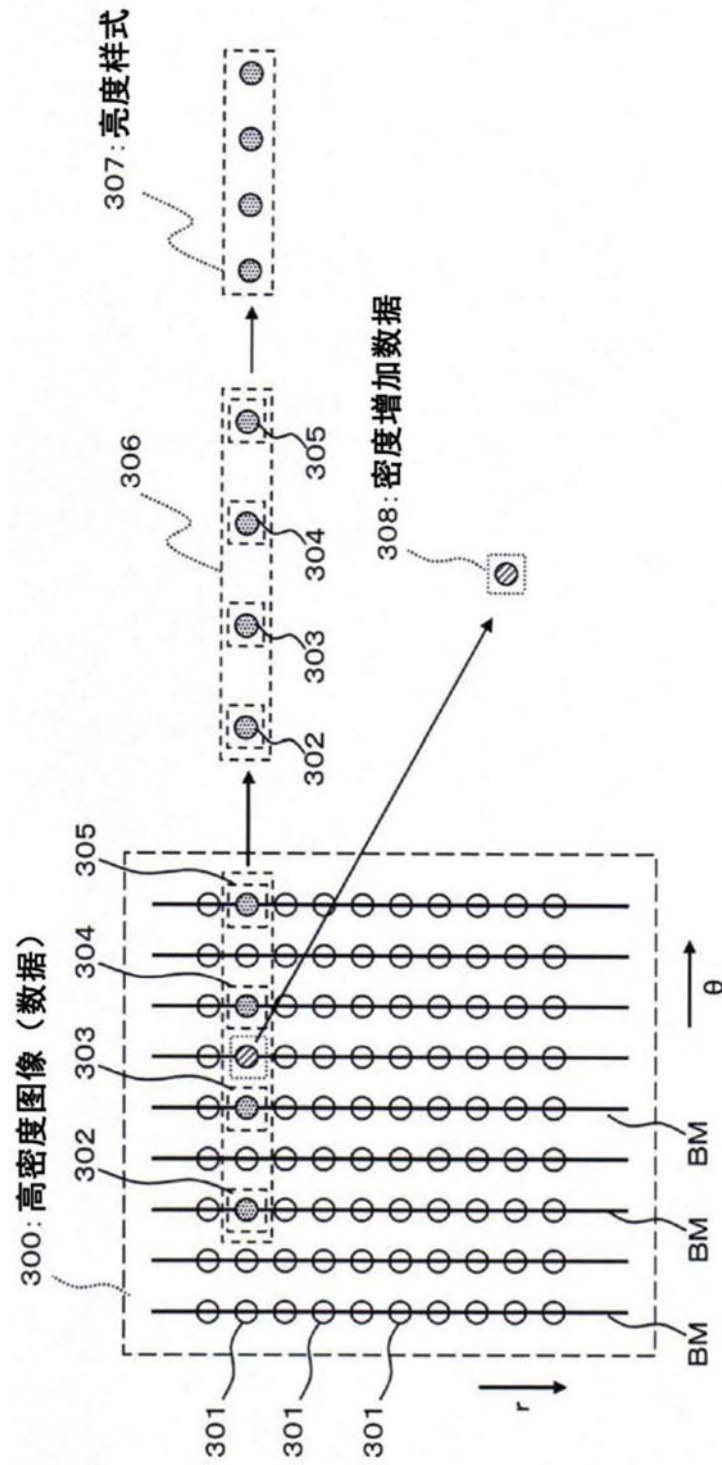


图3

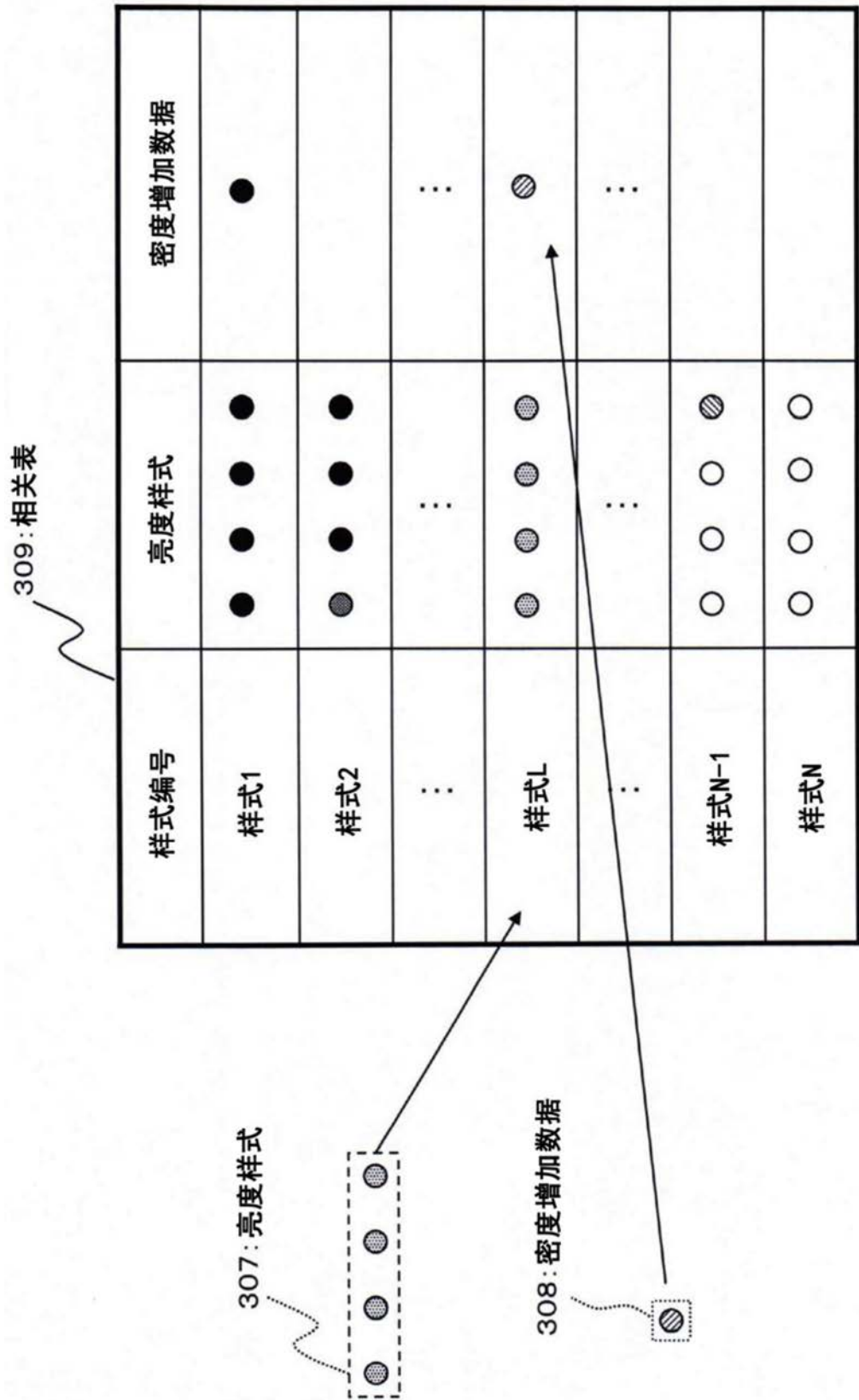


图4

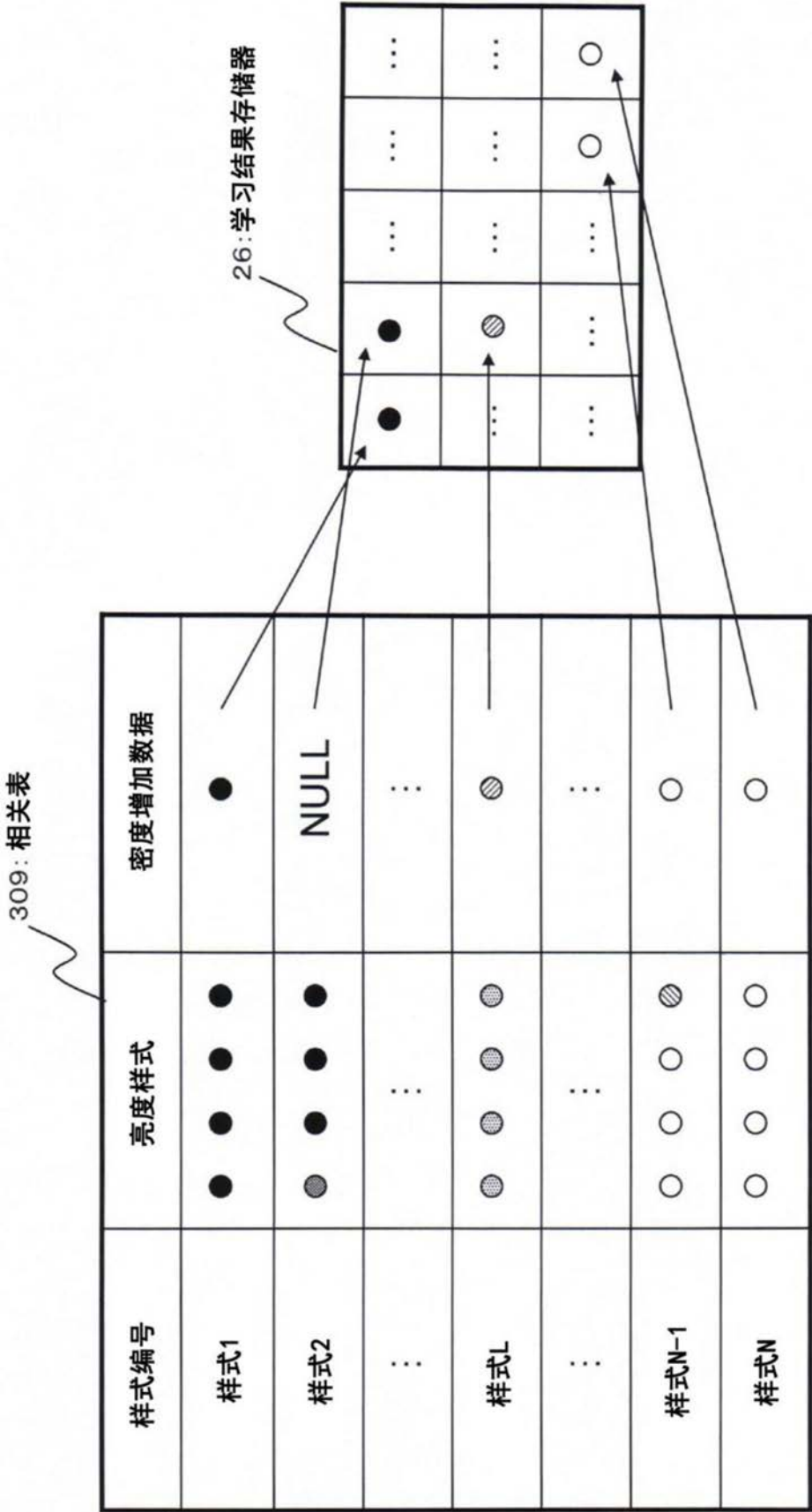


图5

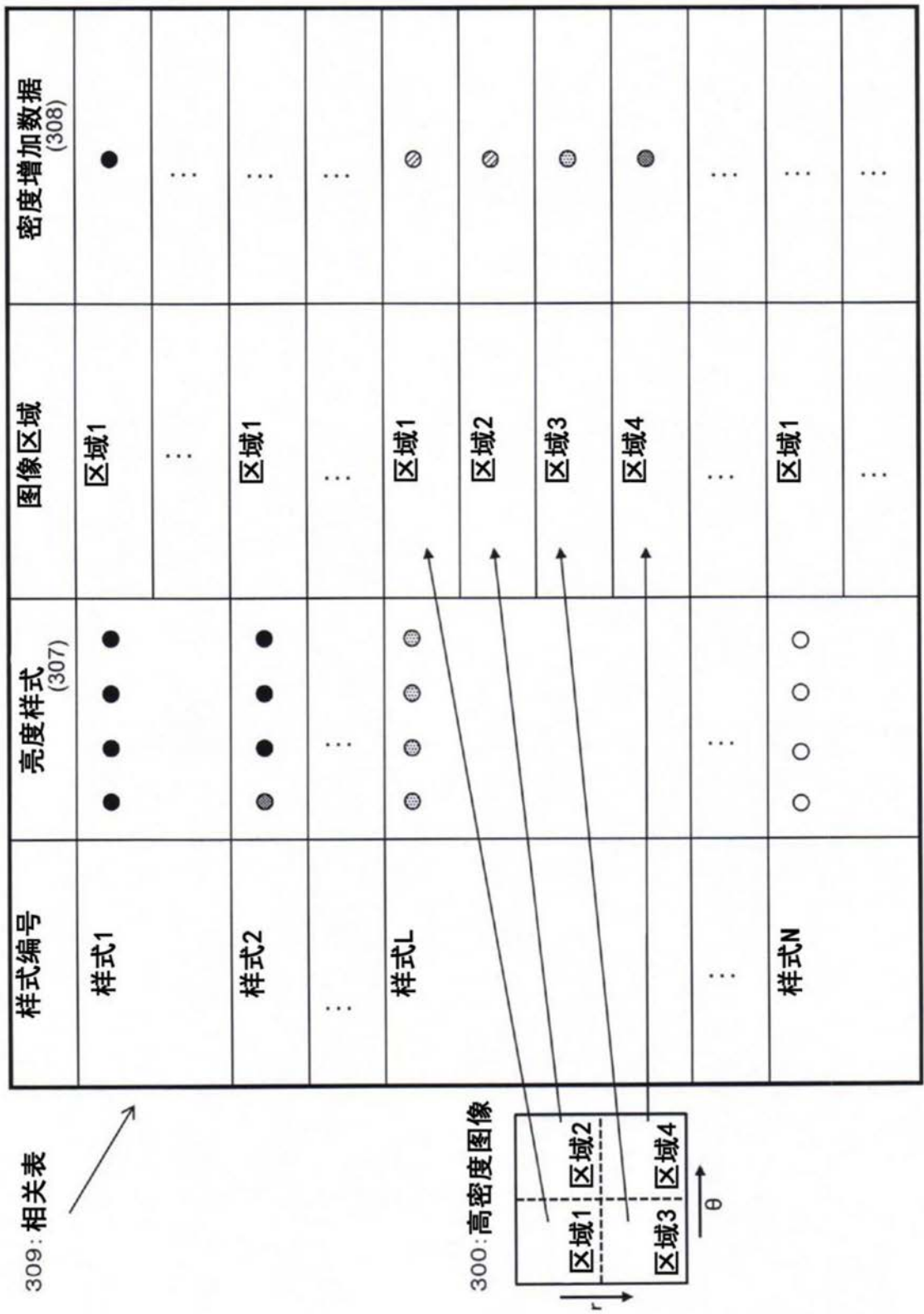


图6

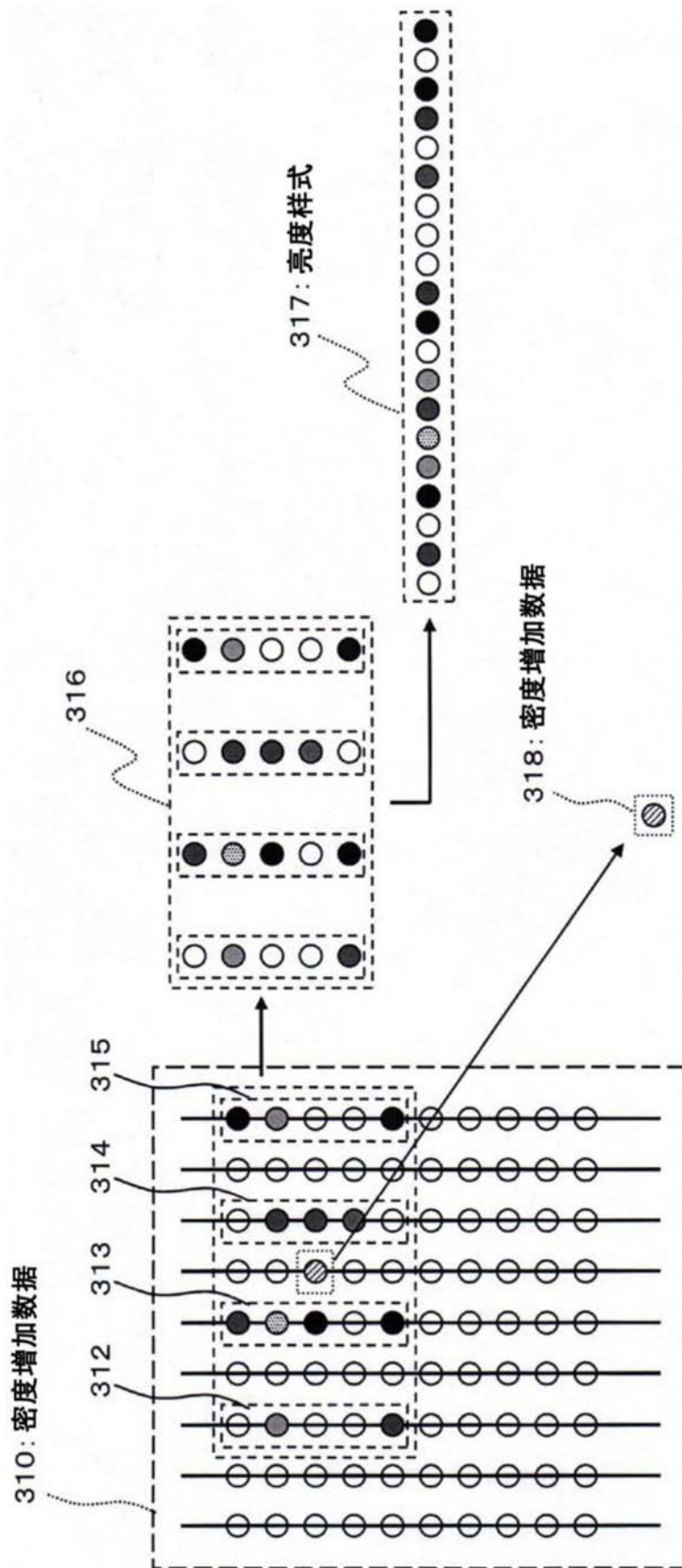


图7

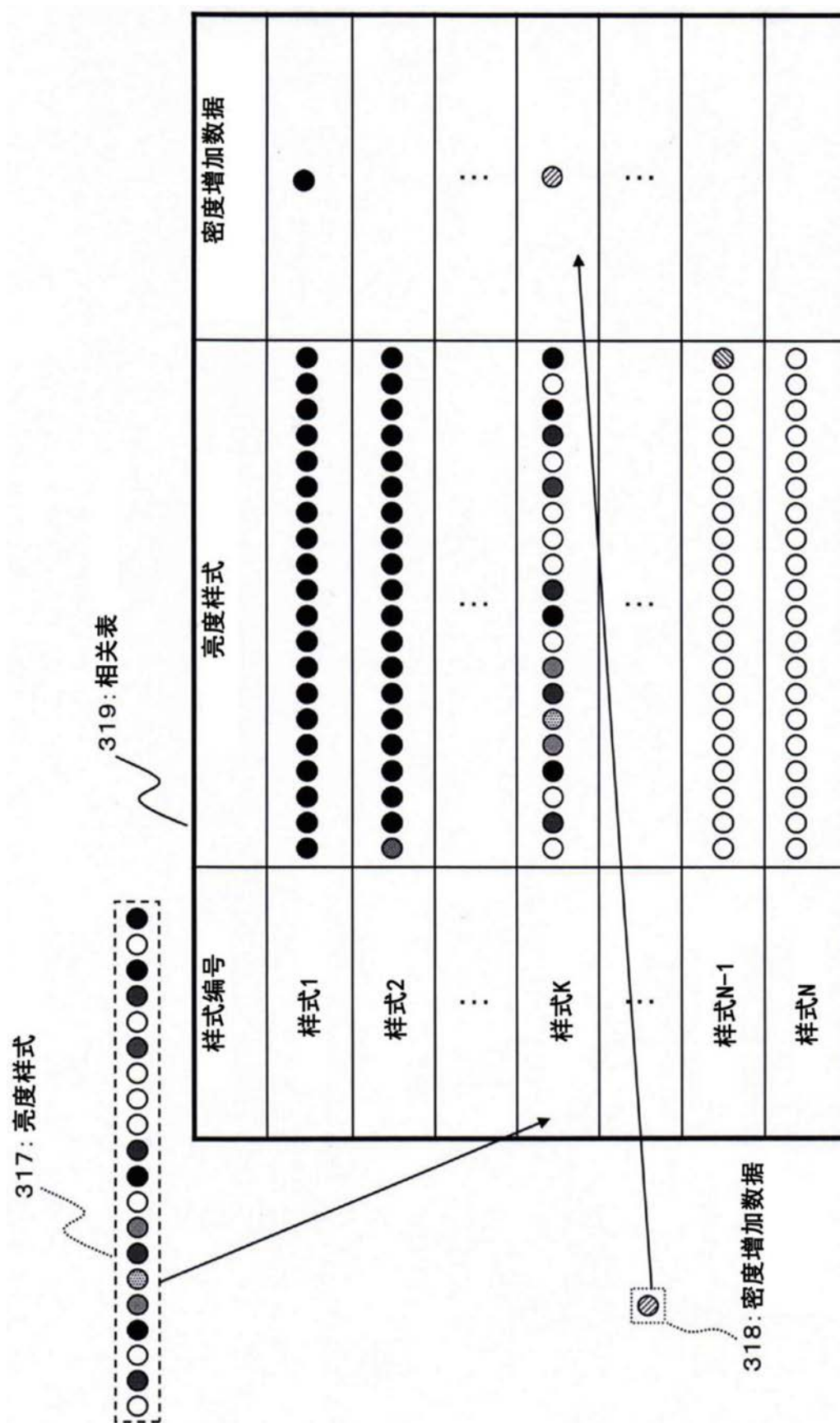


图8

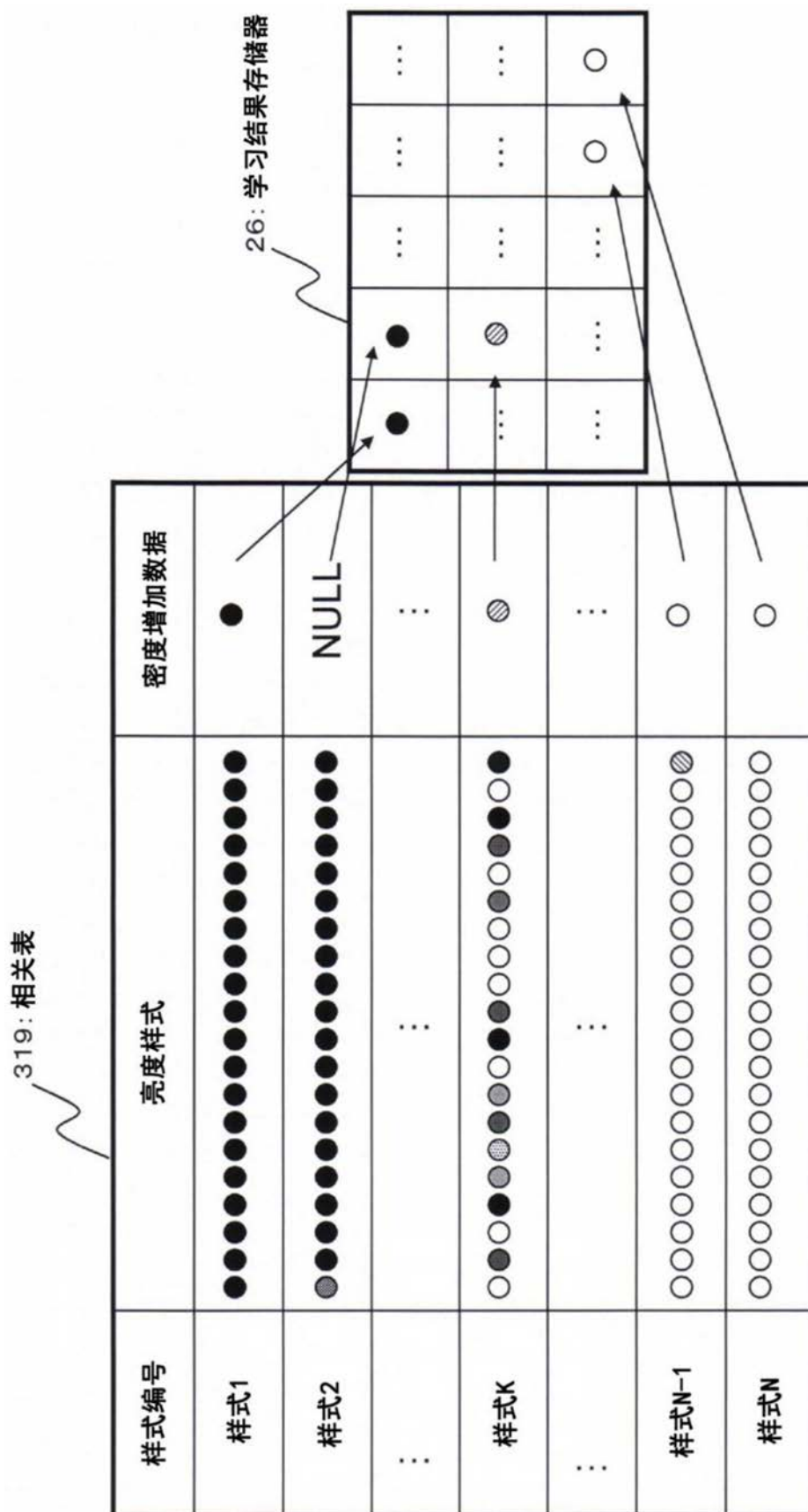


图9

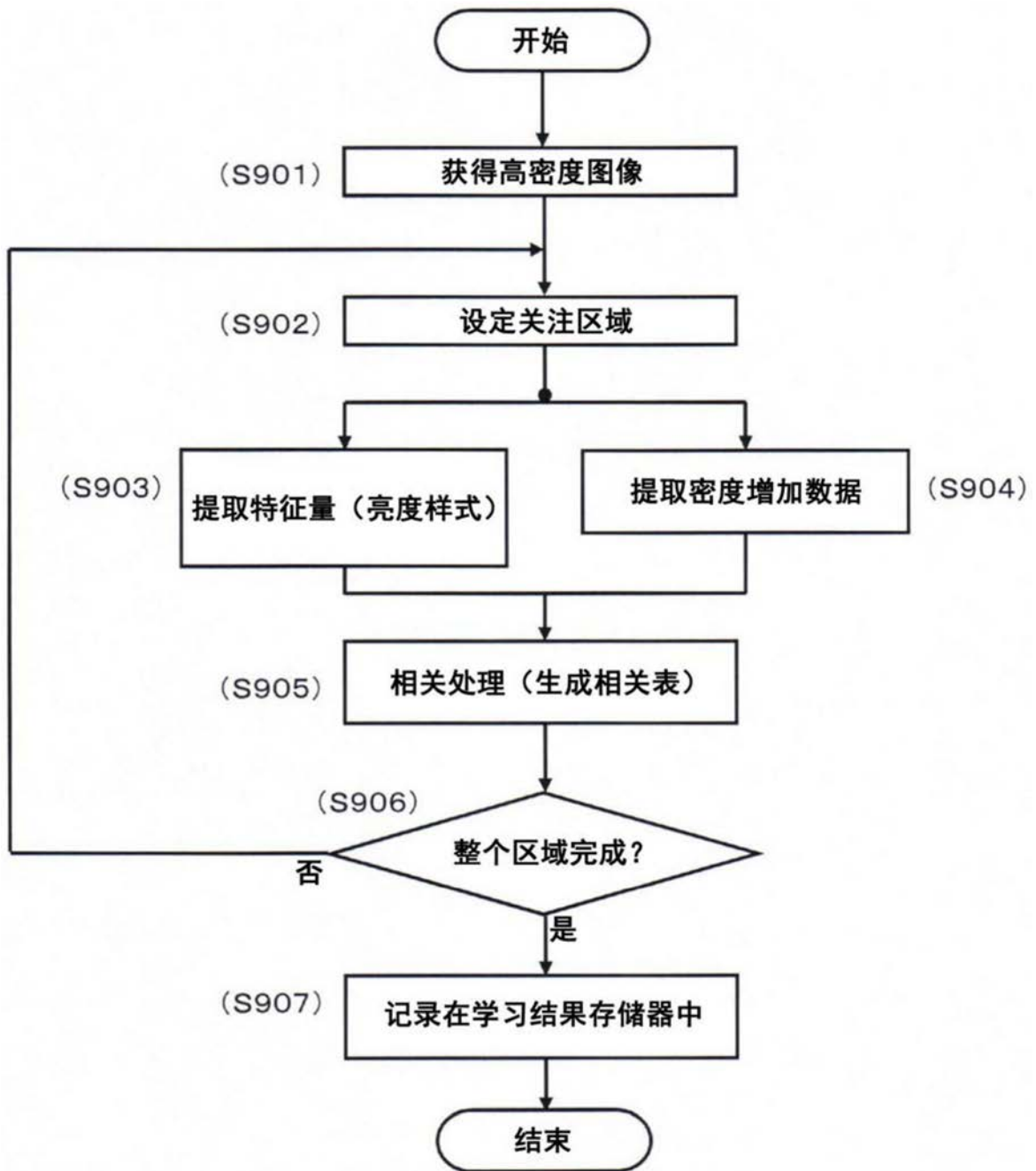


图10

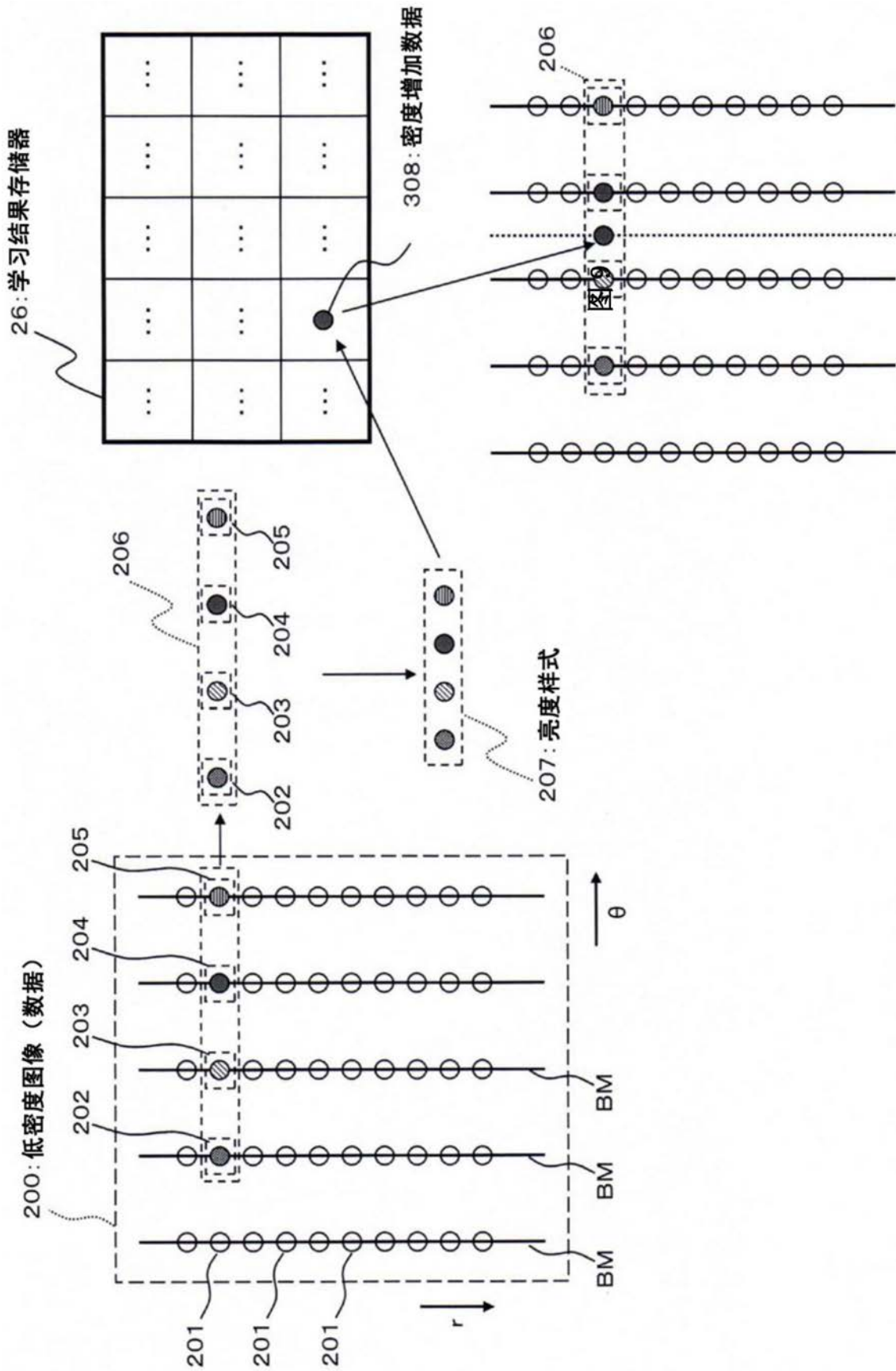


图11

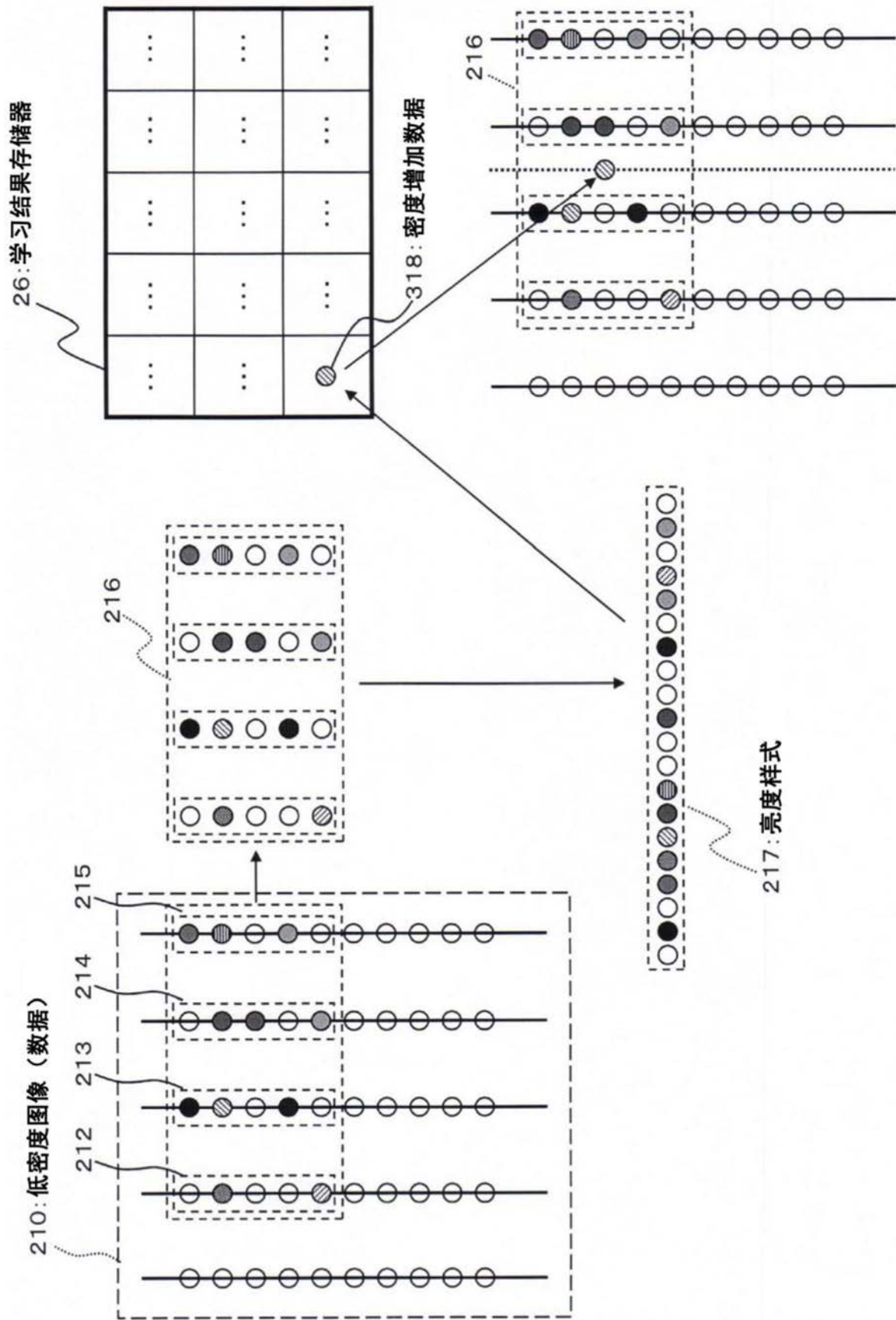


图12

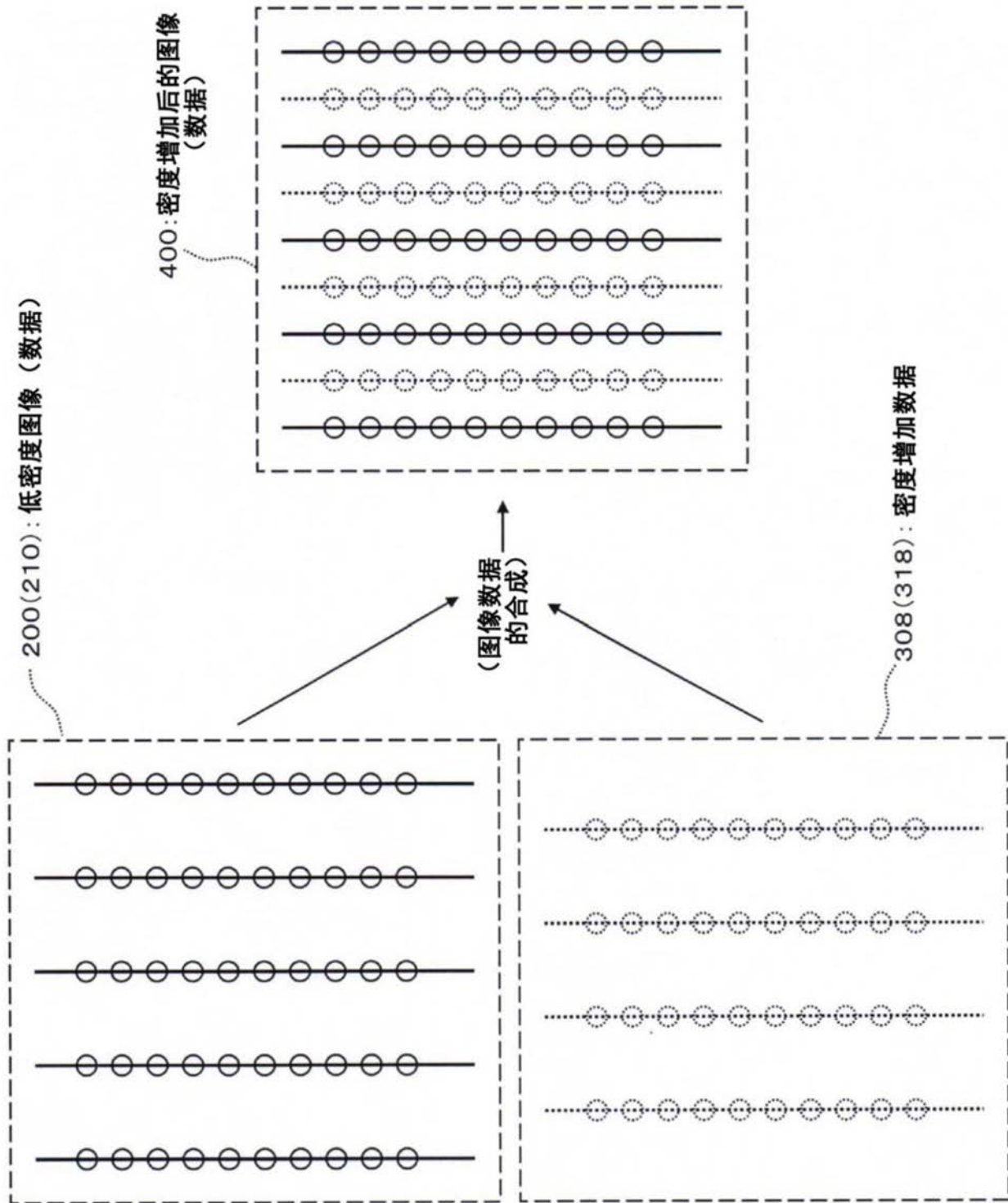


图13

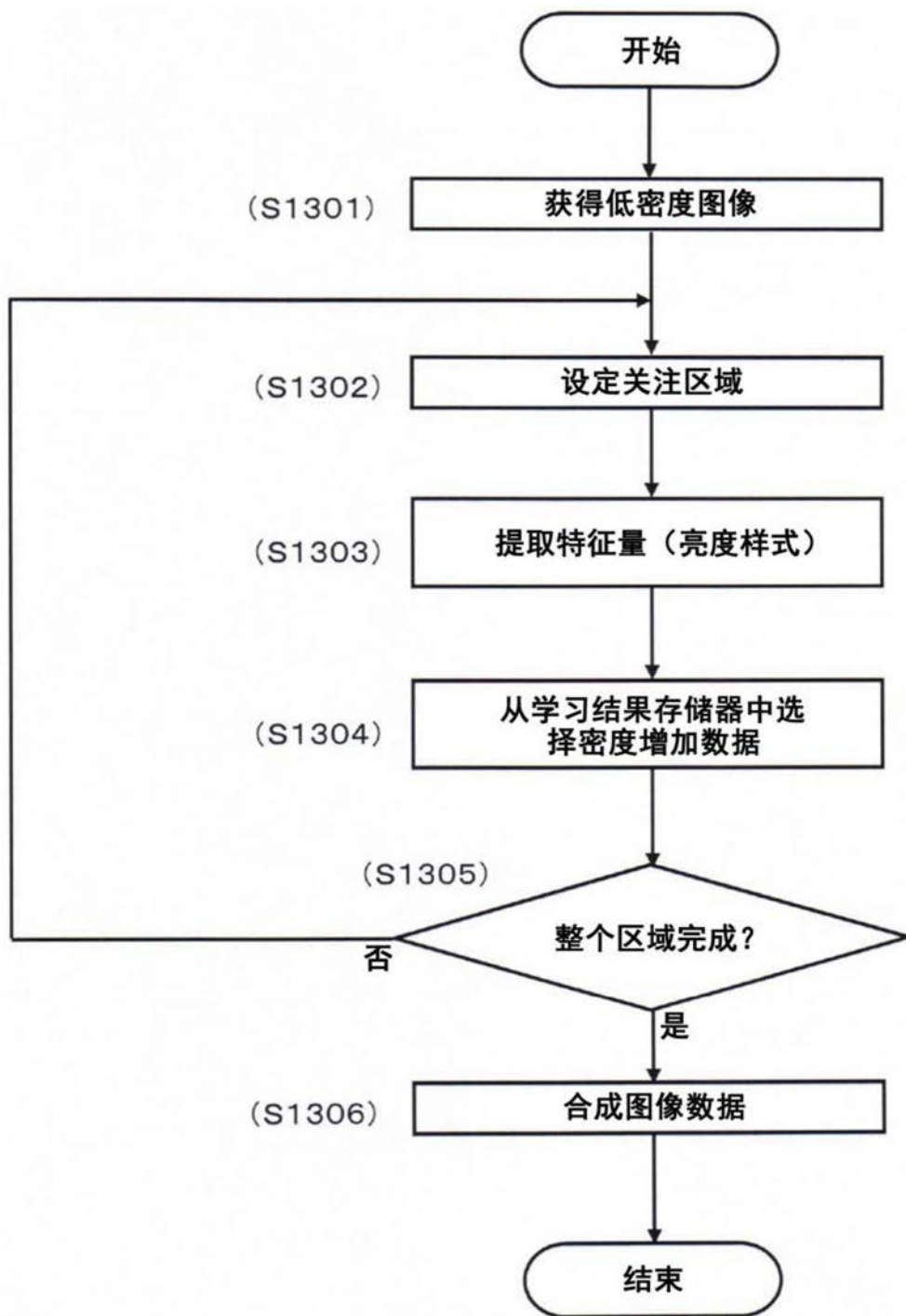


图14

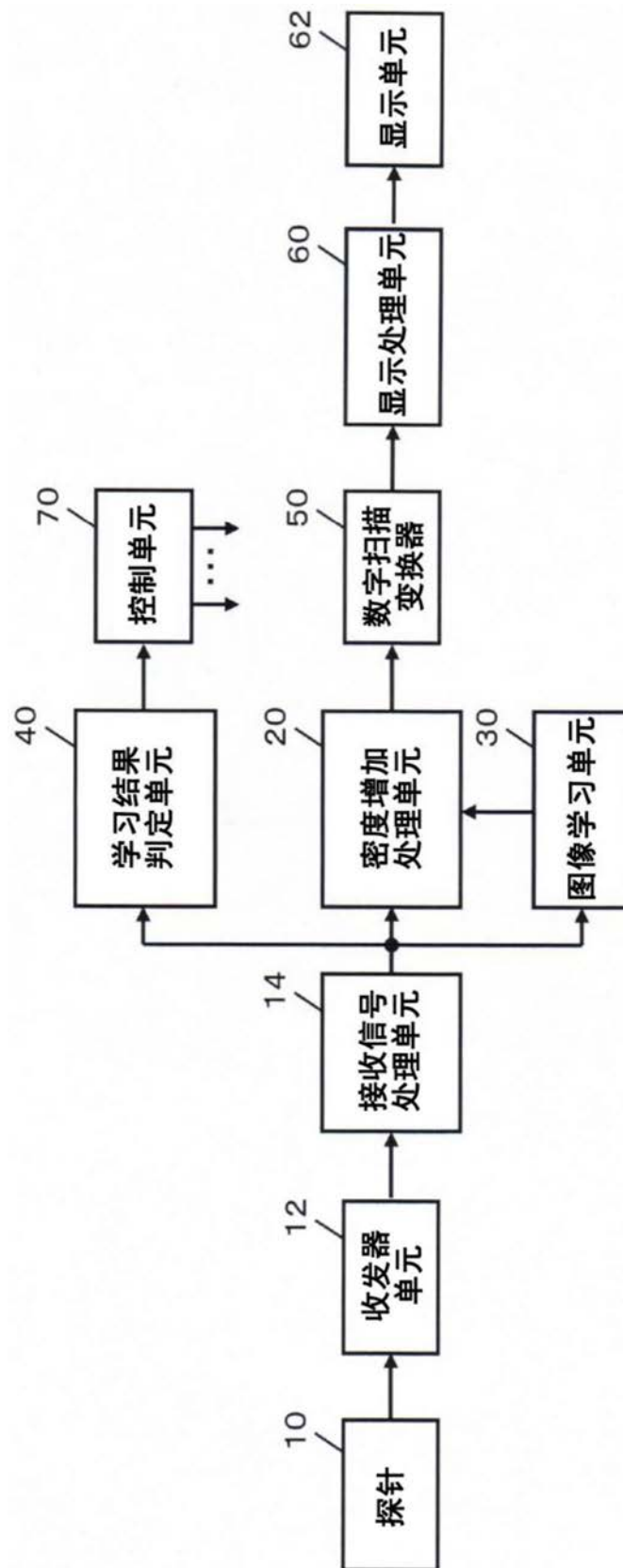


图15

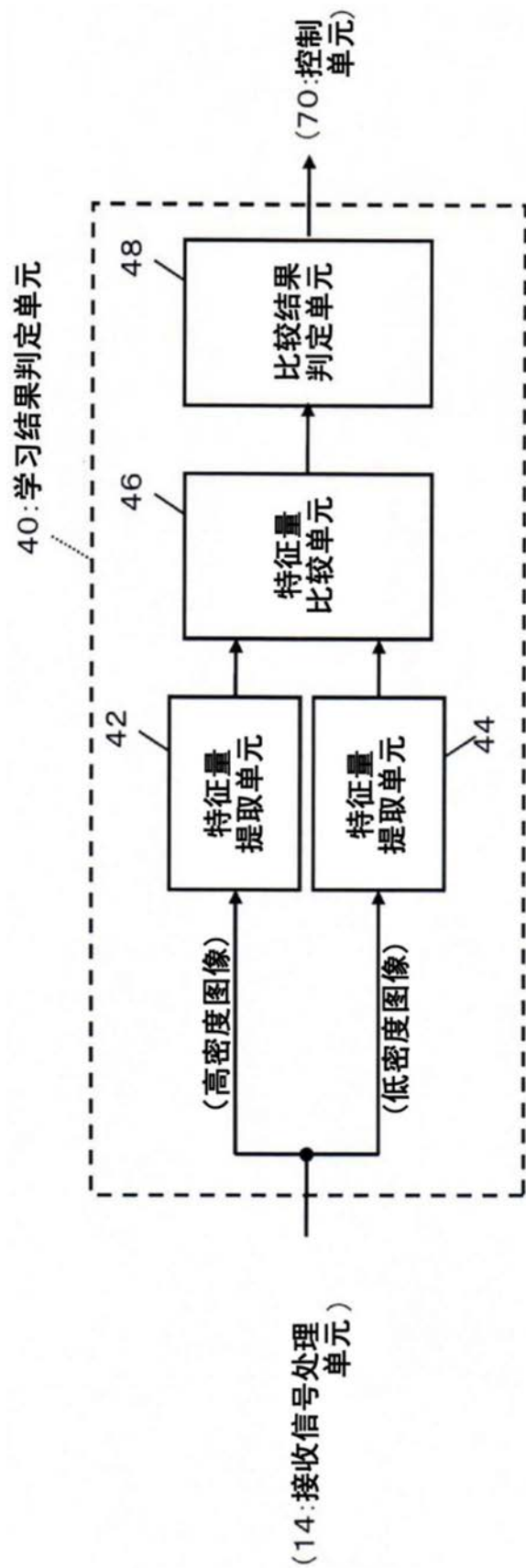


图16

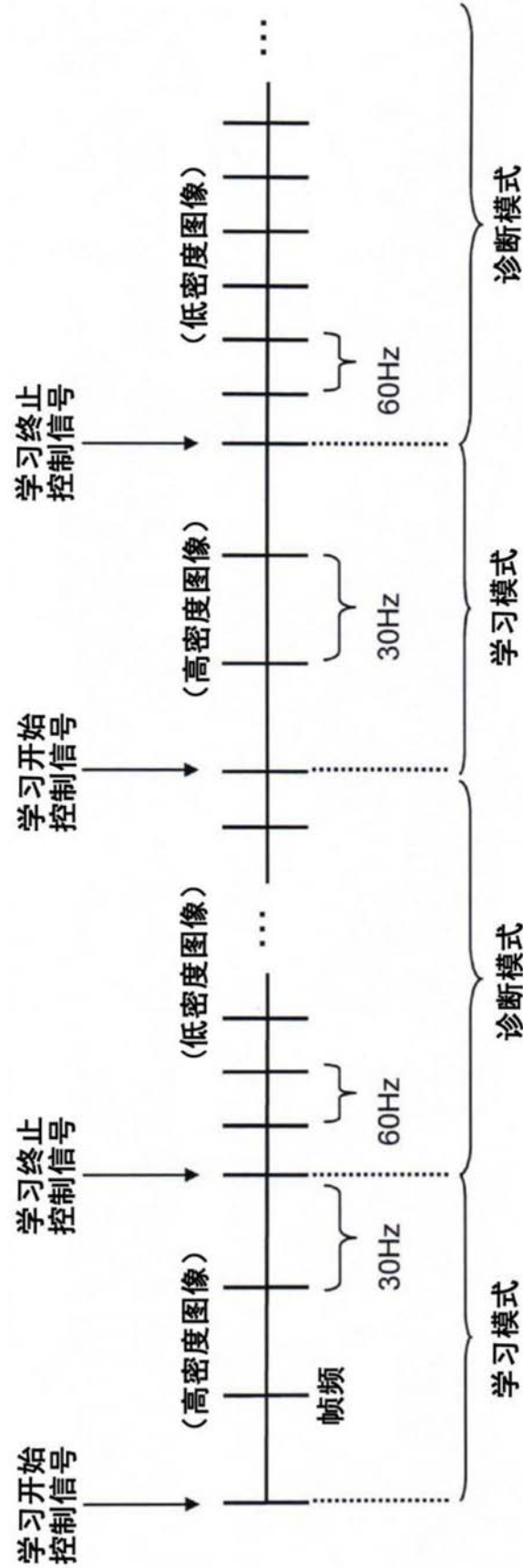


图17

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104768470B	公开(公告)日	2017-08-04
申请号	CN201380057152.9	申请日	2013-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	前田俊德 村下贤 穴户裕哉		
发明人	前田俊德 村下贤 穴户裕哉		
IPC分类号	A61B8/00 G06T3/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/0883 A61B8/5207 G01S15/8977 G06K9/46 G06K2009/4666 G06T3/4053		
代理人(译)	黄威		
审查员(译)	郑亮		
优先权	2012239765 2012-10-31 JP		
其他公开文献	CN104768470A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过在低密度下扫描超声波束所得到的低密度图像的图像用数据在密度增加处理单元(20)中被高密度化。通过使用以涉及通过以高密度扫描超声波束所得的高密度图像的学习的方式而从高密度图像获得的作为学习结果的多个高密度化数据单元来补偿所述低密度图像的图像用数据的密度，密度增加处理单元(20)使低密度图像的图像用数据高密度化。

