



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104812313 B

(45)授权公告日 2017.05.24

(21)申请号 201380062004.6

(72)发明人 宍户裕哉 村下贤 前田俊德

(22)申请日 2013.11.27

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104812313 A

代理人 黄威 邓玉婷

(43)申请公布日 2015.07.29

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 8/00(2006.01)

2012-258309 2012.11.27 JP

G06T 3/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.05.27

(56)对比文件

US 5390674 A, 1995.02.21,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/081963 2013.11.27

JP 特开2001-231781 A, 2001.08.28,

WO 01/27655 A2, 2001.04.19,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/084278 JA 2014.06.05

US 2012/0121150 A1, 2012.05.17,

审查员 谢春苓

(73)专利权人 株式会社日立制作所
地址 日本东京都

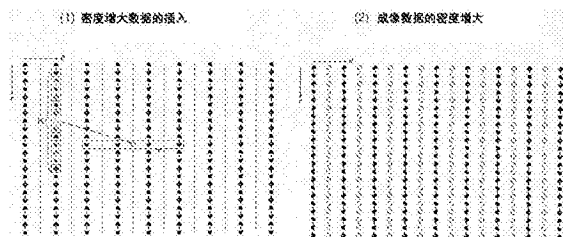
权利要求书2页 说明书16页 附图21页

(54)发明名称

超声波诊断仪

(57)摘要

密度增大处理单元(20)增加由对应于通过利用超声波束(发射波束和接收波束)扫描所获得的多个超声波束的多条行数据组成的图像数据的密度。密度增大处理单元(20)通过基于在成像数据内沿超声波束深度方向以高密度布置的深度方向数据补偿沿超声波束扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度来增加图像数据的密度。



1. 一种超声波诊断仪,包括:

探头,其被配置为发射和接收超声波;

发射器/接收器单元,其被配置为控制所述探头扫描超声波束;

密度增大处理单元,其被配置为增大通过扫描所述超声波束所获得的成像数据的密度;以及

显示处理单元,其被配置为基于具有已增大的密度的所述成像数据形成显示图像,

所述密度增大处理单元基于在所述成像数据内沿所述超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据,增加沿所述超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度,从而增大所述成像数据的密度,

其中所述密度增大处理单元将对应于所述超声波束的所述扫描方向的模板放置在所述成像数据中,且移动对应于所述超声波束的所述深度方向的内核用来搜索匹配于所述模板的内核,由此通过利用属于已经找到的所述内核的所述深度方向数据来增加属于所述模板的所述扫描方向数据的密度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断仪,其中,

所述密度增大处理单元通过在属于所述模板的所述扫描方向数据和属于所述内核的所述深度方向数据之间进行模式匹配来搜索匹配于所述模板的内核。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元基于所述模板内的所述扫描方向数据和将从所述内核中以所述扫描方向数据的数据间隔选择出的所述深度方向数据之间的相似程度,通过模式匹配来搜索匹配于所述模板的内核。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元将基于匹配于所述模板的所述内核中的所述深度方向数据所获得的密度增大数据插入所述模板内所述扫描方向数据的间隙中,由此增大所述成像数据的密度。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元基于为搜索匹配于所述模板的所述内核所获得的相似程度的空间分布来假定在所述模板内的所述扫描方向数据的所述间隙中所述相似程度为最佳的位置,并将所述密度增大数据插入所假定的所述位置。

6. 根据权利要求2至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元通过模式匹配搜索匹配于所述模板的多个候选内核,并基于每一个所述候选内核和所述模板之间的距离,从所述多个候选内核中选择出匹配于所述模板的内核。

7. 根据权利要求2至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元选择出匹配于所述模板的多个内核,并基于从所述多个内核中所获得的所述深度方向数据,获得将插入所述模板内的所述扫描方向数据的间隙中的密度增大数据。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断仪,其中

所述密度增大处理单元基于从匹配于所述模板的所述多个内核中所获得的所述深度方向数据和和每一个所述内核与所述模板之间的距离,获得所述密度增大数据。

9. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中
所述密度增大处理单元设定所述模板和所述内核以便于在实空间中具有相同的大小。
10. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中
为了增大通过径向地或以扇形扫描所述超声波束所获得的所述成像数据的密度,所述密度增大处理单元随着将所述模板放置在所述成像数据中的位置越深而越增大所述模板在实空间中的大小。
11. 根据权利要求10所述的超声波诊断仪,其中
为了基于所述模板内的所述扫描方向数据与将从所述内核中以所述扫描方向数据的数据间隔选择出的所述深度方向数据之间的相似程度、通过模式匹配搜索匹配于所述模板的内核,所述密度增大处理单元随着所述模板的位置越深而越增大将从所述内核中选择出的所述深度方向数据的数据间隔。
12. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中
所述密度增大处理单元放置模板在所述成像数据内的多个不同位置处并搜索匹配于每一个所述位置处的所述模板的内核,由此增大属于所述多个位置处的所述模板的所述扫描方向数据的密度。
13. 根据权利要求12所述的超声波诊断仪,其中
所述密度增大处理单元在所述成像数据内的所述多个位置中的每一个位置处设定属于所述模板的所述扫描方向数据的数量为固定值。
14. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断仪,其中
为了放置模板在所述成像数据内的多个不同的位置处并搜索匹配于在每一个所述位置处的所述模板的内核,由此增大属于在所述多个位置处的所述模板的所述扫描方向数据的密度,所述密度增大处理单元在所述成像数据内的所述多个位置处中的每一个位置处设定所述模板在实空间中的大小为固定大小。

超声波诊断仪

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断仪,且更具体地,本发明涉及增大超声波图像的密度的技术。

背景技术

[0002] 使用超声波诊断仪能够实时捕获运动中组织的活动图像,例如,以供诊断。近年来,超声波诊断仪是非常重要的医疗设备,尤其是在心脏和其他器官的诊断和治疗中更是如此。

[0003] 期望的是不但为了诊断心脏,而且为了其他用途,由超声波诊断仪所获得的超声波图像都具有杰出的图像质量。目前正提出的是作为用来提高超声波图像质量的具体对策的增大超声波图像的密度的技术。

[0004] 例如,专利文献1描述了在上一帧和当前帧之间,对在上一帧上的每一个关注像素实行模式匹配处理,并且基于形成当前帧的原始像素组和所限定的附加像素组,对于每一个关注像素,通过模式匹配处理,增大当前帧的密度的技术。

[0005] 专利文献2描述了限定了帧中的第一像素阵列、第二像素阵列,和第三像素阵列,在第一像素阵列和第二像素阵列之间,对第一像素阵列上的每一个关注像素执行模式匹配处理以计算出对于关注像素在第二像素阵列上的映射地址,进一步地,在第三像素阵列和第二像素阵列之间,对第三像素阵列上的每一个关注像素执行模式匹配处理以计算出对于关注像素在第二像素阵列上的映射地址,且利用像素值和多个关注像素的映射地址,增大第二像素阵列的密度的技术。

[0006] 能够利用在专利文献1和专利文献2中所描述的技术增大以高帧速获得的低密度图像的密度。

[0007] 在扇形扫描和凸状扫描的扫描超声波束的方法中,围绕位于探头侧上的中心径向地或以扇形扫描超声波束。于是,超声波束的间距在远离探头的深部比在接近探头的浅部更大。因此,期望的是即使超声波束的间距如上所述那样宽,也能够增大密度从而填充间距。

[0008] 引用列表

[0009] 专利文献

[0010] [专利文献1] JP-2012-105750 A

[0011] [专利文献2] JP-2012-105751 A

发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 考虑到上述背景技术,本发明的发明者曾重复关于增大超声波图像的密度的改进技术的研究和开发。特别地,本发明者已经基于不同于在专利文献1和专利文献2中所描述的划时代技术的原理的原理提出一种增大超声波图像的密度的技术。

[0014] 本发明在上述研究和开发过程中已被构想出且旨在通过利用在超声波束的扫描方向和深度方向之间的基于密度的关系来提供增大超声波图像的密度的改进技术。

[0015] 为了达到上述目的,依照更可取方案的超声波诊断仪包括:探头,其被配置为发射和接收超声波;发射器/接收器单元,其被配置为控制探头扫描超声波束;密度增大处理单元,其被配置为增大通过扫描超声波束所获得的成像数据的密度;以及显示处理单元,其被配置为基于具有已增大的密度的成像数据形成显示图像;并且所述密度增大处理单元基于在成像数据内沿超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据,增加沿超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度,从而增大成像数据的密度。

[0016] 在上述结构中,可以根据诊断使用的类型来使用发射和接收超声波的,包括例如凸状扫描仪类型、扇形扫描仪类型,以及线性扫描仪类型的各种类型的探头。通过上述结构来实施的密度增大特别优选地由凸状扫描仪和扇形扫描仪的组合来实现。另外,可以使用用于二维层析图像的探头或者用于三维图像的探头。尽管二维层析图像(B模式图像)是要进行密度增大的优选示例图像,但还可以采用三维图像、多普勒图像或弹性图像。成像数据指的是用于形成图像的数据,且该数据例如为沿被扫描的超声波束所获得的行数据。

[0017] 沿超声波束的深度方向,由于能够顺序地获得从浅部(在接近于探头的一侧)穿过深部(在远离探头的一侧)所接收到的超声波信号,因此可以获得以相对高密度布置的深度方向数据。例如,能够沿单一超声波束获得几千个行数据单元,且这几千个行数据单元可以就这样使用或也可以使用通过重新采样(抽取)这几千个行数据单元所获得的几百个行数据单元。通过扫描超声波束,同时,例如,沿扫描方向逐步移动超声波束的位置(角度),顺序地形成多个超声波束。在一般的二维B模式图像的情况下,例如,用于获得一幅图像(一个帧)的超声波束的数量大约为100。为了增大帧速,例如,有必要进一步减少超声波束的数量。于是,以相对低密度沿超声波束的扫描方向来布置扫描方向数据。如上所述,在超声波束的扫描方向和深度方向所获得数据的密度不同。

[0018] 上述仪器通过利用超声波束扫描方向和深度方向之间基于密度的关系能够实现超声波图像的密度增大。更具体地,通过基于沿超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据来增加沿超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度,成像数据的密度增大。

[0019] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元将对应于超声波束的扫描方向的模板放置在成像数据中,且移动对应于超声波束的深度方向的内核用来搜索匹配于模板的内核,由此通过利用属于已经找到的内核的深度方向数据来增加属于模板的扫描方向数据的密度。

[0020] 在上述结构中,优选地设定模板以便于例如围住扫描方向数据,且可以具有一维形状或二维形状。如果成像数据是三维数据,可以使用具有三维形状的模板。优选地设定内核以便于例如围住深度方向数据,且可以具有一维形状或二维形状。如果成像数据是三维数据,可以使用具有三维形状的内核。优选地模板和内核具有完全相同的形状。

[0021] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元通过在属于模板的扫描方向数据和属于内核的深度方向数据之间进行模式匹配来搜索匹配于模板的内核。

[0022] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元基于模板内的扫描方向数据和将从内核中以扫描方向数据的数据间隔选择出的深度方向数据之间的相似程度,通过模式匹配来搜

索匹配于模板的内核。

[0023] 在上述结构中,相似程度指的是用来评价相似水平的指标,且可以是当相似度越高(越相似)而表示为越小的值,或者当相似度越高而表示为越大的值。尽管作为用于评价相似水平的指标,例如,关于彼此将进行比较的数据项之间的差的平方和与关于彼此将进行比较的数据项之间的差的绝对值和是优选的,但还可以使用各种其他已知的运算方法。

[0024] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元将基于匹配于模板的内核中的深度方向数据所获得的密度增大数据插入模板内扫描方向数据的间隙中,由此增大成像数据的密度。

[0025] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元基于为搜索匹配于模板的内核所获得的相似程度的空间分布来假定在模板内的扫描方向数据的间隙中相似程度为最佳的位置,并将密度增大数据插入所假定的位置。

[0026] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元通过模式匹配搜索匹配于模板的多个候选内核,并基于每一个候选内核和模板之间的距离,从多个候选内核中选择出匹配于模板的内核。

[0027] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元选择出匹配于模板的多个内核,并基于从多个内核中所获得的深度方向数据,获得将插入模板内的扫描方向数据的间隙中的密度增大数据。

[0028] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元基于从匹配于模板的多个内核中所获得的深度方向数据和每一个内核与模板之间的距离,获得密度增大数据。

[0029] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元设定模板和内核以便于在实空间中具有相同的大小。

[0030] 在优选的具体示例中,为了增大通过径向地或以扇形扫描超声波束所获得的成像数据的密度,密度增大处理单元随着将模板放置在成像数据中的位置越深而越增大模板在实空间中的大小。

[0031] 在优选的具体示例中,为了基于模板内的扫描方向数据与将从内核中以扫描方向数据的数据间隔选择出的深度方向数据之间的相似程度、通过模式匹配搜索匹配于模板的内核,密度增大处理单元随着模板的位置越深而越增大将从内核中选择出的深度方向数据的数据间隔。

[0032] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元放置模板在成像数据内的多个不同位置处并搜索匹配于每一个位置处的模板的内核,由此增大属于多个位置处的模板的扫描方向数据的密度。

[0033] 在优选的具体示例中,密度增大处理单元在成像数据内的多个位置中的每一个位置处设定属于模板的扫描方向数据的数量为固定值。

[0034] 在优选的具体示例中,为了放置模板在成像数据内的多个不同的位置处并搜索匹配于在每一个位置处的模板的内核,由此增大属于在多个位置处的模板的扫描方向数据的密度,密度增大处理单元在成像数据内的多个位置处中的每一个位置处设定模板在实空间中的大小为固定大小。

[0035] 发明的有益效果

[0036] 本发明通过利用超声波束的扫描方向和深度方向之间的基于密度的案关系能够

实现超声波图像的密度增大。根据本发明的优选实施例,例如,基于沿超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据,增加沿超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度,由此增大成像数据的密度。

附图说明

- [0037] 图1是示出根据本发明的优选实施例的超声波诊断仪的整体结构的结构图。
- [0038] 图2是示出通过扫描超声波束所获得的具体示例成像数据的视图。
- [0039] 图3是示出使用模板和内核的具体示例搜索的视图。
- [0040] 图4是用于说明实空间内的数据间隔的视图。
- [0041] 图5是示出通过利用密度增大数据的具体示例密度增大的视图。
- [0042] 图6是示出具体示例密度增大的成像数据的视图。
- [0043] 图7是示出考虑到距离的密度增大数据的示例插入的视图。
- [0044] 图8是示出使用多个内核K的密度增大数据的示例插入的视图。
- [0045] 图9是示出关于密度增大数据的插入位置的假定的具体示例的视图。
- [0046] 图10是示出密度增大数据的示例插入相应的点位置的视图。
- [0047] 图11是示出通过利用相应的点位置的具体示例密度增大的视图。
- [0048] 图12是示出已经通过利用相应的点位置进行密度增大的成像数据的视图。
- [0049] 图13是示出在数字扫描变换器中实行的具体示例插值处理的视图。
- [0050] 图14是示出由图1中示出的超声波诊断仪实行的处理的汇总流程图。
- [0051] 图15是示出具体示例低密度图像的视图。
- [0052] 图16是示出高密度图像的具体示例1的视图。
- [0053] 图17是示出高密度图像的具体示例2的视图。
- [0054] 图18是示出高密度图像的具体示例3的视图。
- [0055] 图19是示出高密度图像的具体示例4的视图。
- [0056] 图20是用于说明应用于行数据的各种处理的视图。
- [0057] 图21是用于说明沿深度方向应用于密度增大成像数据的滤波处理的视图。
- [0058] 图22是示出模式匹配的具体示例的视图。
- [0059] 图23是用于说明由密度增大处理单元实行的改进示例处理的视图。
- [0060] 图24是用于说明具有放大的搜索区域的改进示例的视图。

具体实施方式

[0061] 图1是示出根据本发明的优选实施例的超声波诊断仪的整体结构的结构图。探头10是发射和接收超声波的超声波探头。根据不同类型的诊断,可以使用各种不同类型的探头10,包括凸状扫描类型、扇形扫描仪类型、线性扫描仪类型、用于二维图像(层析图像)的探头、用于三维图像的探头,以及其他类型。

[0062] 发射器/接收器单元12控制关于包括在探头10中的多个换能器元件的发射以形成发射波束,并在诊断区域内扫描发射波束。发射器/接收器单元12还对从多个换能器元件所获得的多个接收到的信号应用相位校准和累加处理以及其他的处理以形成接收波束,并从诊断区域内的整个区域收集接收波束信号。换言之,发射器/接收器单元12具有波束形成器

的功能。所收集的接收波束信号(RF信号)受到包括检测处理的接收信号处理。因此,对于每一个接收波束,沿接收波束所获得的行数据被发送给密度增大处理单元20。

[0063] 密度增大处理单元20增大由对应于通过扫描超声波束(发射波束和接收波束)所获得的多个超声波束的多个行数据构成的成像数据的密度。密度增大处理单元20通过基于在成像数据中沿超声波束的深度方向以高密度布置的深度数据增加沿超声波束的扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度,来专门增大成像数据的密度。下面将详细地描述由密度增大处理单元20实行的具体处理。

[0064] 数字扫描变换器(DSC)30将坐标变换处理、帧速调整处理,以及其他处理应用于在密度增大处理单元20中增大了密度的成像数据;也就是,多个密度增大的行数据单元。数字扫描变换器30通过利用坐标变换处理、插值处理,以及其他处理,从对应于超声波束的扫描的扫描坐标系统中所获得的多个行数据单元获得对应于显示坐标系统的图像数据。数字扫描变换器30还将以扫描坐标系统的帧速获得的多个行数据单元转换成以显示坐标系统的帧速获得的图像数据。

[0065] 显示处理单元40将由数字扫描变换器30获得的图像数据与图形数据合成以形成显示图像,其显示在由例如液晶显示器实施的显示单元42上。最终,控制单元50控制图1中示出的整个超声波诊断仪。

[0066] 在图1中示出的元件(各个功能块)中,发射器/接收器单元12、密度增大处理单元20、DSC30,以及显示处理单元40可以由诸如处理器和电路等硬件来实施,且根据需要可以将诸如存储器的设备用于实施方案。控制单元50可以由例如包括CPU、处理器,以及存储器的硬件,和用于调整CPU和处理器的运行的软件(程序)的合作来实施。

[0067] 图1的超声波诊断仪的整体结构已经如上所述。现在将描述在超声波诊断仪中的密度增大处理。在以下的描述中,当描述图1中示出的元件(块)时,将使用图1中的附图标记。

[0068] 图2是示出通过扫描超声波束所获得的具体示例成像数据的视图。图2示出由对应于通过扫描超声波束所获得的多个超声波束的多个行数据单元构成的成像数据。图2进一步示出超声波束的深度方向“r”和方位方向“ θ ”,其为超声波束的扫描方向。一行沿深度方向r布置的多个黑圈(实心黑圈)对应于行数据。

[0069] 沿超声波束的深度方向“r”收集行数据单元。沿深度方向“r”,由于可以顺序地获得从浅部(在接近于探头10的一侧)穿过深部(在远离探头10的一侧)所接收到的超声波信号,因此能够获得以相对高密度布置的行数据单元。例如,能够沿单一超声波束获得几千个行数据单元。这几千个行数据单元可以就这样使用,或也可以使用通过重新采样(抽取)这几千个行数据单元所获得的几百个行数据单元。

[0070] 在凸状扫描或扇形扫描的情况下,例如,在逐步移动超声波束的角度的同时,沿方位方向 θ 扫描超声波束,使得顺序地形成多个超声波束。为了获得一幅(一帧)二维B模式图像,例如,形成大约几十至一百个超声波束,且沿深度方向“r”为每一个超声波束收集行数据单元。

[0071] 如上所述,尽管沿深度方向“r”以相对高密度收集行数据单元,但是行数据单元通过沿方位方向 θ 的超声波束的扫描间隔来彼此相互分离。这使得由多个行数据单元构成的成像数据的密度沿方位方向 θ 相对低。因此,密度增大处理单元20基于下面将详述的处理将

密度增大数据插入在相邻的超声波束之间；也就是，在由图2中的虚线所示的直线上，由此增大成像数据的密度。

[0072] 密度增大处理单元20将对应于方位方向 θ （超声波束的扫描方向）的模板放置在成像数据内，并移动对应于超声波束的深度方向“r”的内核(kernel)以搜索匹配于模板的内核，由此通过利用属于已经找到的内核的深度方向数据来增加属于模板的扫描方向数据的密度。

[0073] 图3是示出使用模板和内核的具体示例搜索的视图。图3示出图2的成像数据。更具体地，图3示出超声波束的深度方向“r”和作为超声波束的扫描方向的方位方向 θ ，并示出一行沿深度方向“r”布置的多个黑圈(实心黑圈)作为行数据。在图3中，沿方位方向 θ 获得的多个行数据单元被彼此相互平行布置。

[0074] 图3(1)示出了模板T和内核K的具体示例。在该具体示例中，模板T具有沿方位方向 θ 延伸的一维形状。假如沿方位方向 θ 布置的成像数据的数据单元是方位方向数据，则模板T包括由四个数据单元组成的方位方向数据。只要模板T具有对应于方位方向 θ 的形状，则模板T不需要平行于方位方向 θ ，并且例如可以被设定为相对于方位方向 θ 倾斜。另外，模板T的形状并不限于一维形状，且可以为二维形状(矩形或其他多边形，或环形)。如果成像数据是三维数据，则可以使用具有三维形状的模板T。

[0075] 在图3(1)中示出的具体示例中，内核K具有沿深度方向“r”延伸的一维形状。假如沿深度方向“r”布置的成像数据的数据单元是深度方向数据，则内核K包括由十三个数据单元组成的深度方向数据。只要内核K具有对应于深度方向“r”的形状，则内核K不需要平行于深度方向“r”，并且例如可以被设定为相对于深度方向“r”倾斜。另外，内核K的形状并不限于一维形状，且可以为二维形状(矩形或其他多边形，或环形)。如果成像数据是三维数据，则可以使用具有三维形状的内核K。期望内核K和模板T具有完全相同的形状。

[0076] 密度增大处理单元20在成像数据内移动内核K以搜索匹配于模板的内核K。密度增大处理单元20在成像数据内设定搜索区域SA，并在设定的搜索区域SA内移动内核K。在图3(1)的具体示例中，搜索区域SA被设定为围住模板T的矩形，其中模板T在中心处。然而，搜索区域SA的形状可以是其他多边形或环形。如果成像数据是三维数据，可以采用具有三维形状搜索区域SA。此外，搜索区域SA的位置并不限于其中模板T位于中心处的示例，且可以根据成像数据的状态和其他条件适当地调整模板T和搜索区域SA之间的位置关系。搜索区域SA的大小可以是固定的或可以根据成像数据的状态和其他条件被适当地调整。例如，可以将整个成像数据区域设定为搜索区域SA。

[0077] 图3(2)示出了具体示例搜索匹配于模板T的内核K。密度增大处理单元20基于属于模板T的方位方向数据与属于内核K的深度方向数据之间的模式匹配而搜索匹配于模板T的内核K。具体地，密度增大处理单元20基于在模板T内的扫描方向数据与从内核K中以扫描方向数据的数据间隔选择出的深度方向数据之间的相似程度，利用模式匹配，搜索匹配于模板T的内核K。更具体地，在图3(2)中，在模板T和内核K之间实行模式匹配，其中内核K相对于模板T旋转 90° 。在这种情况下，内核K可以或者顺时针旋转 90° 或者逆时针旋转 90° ，或可以利用既沿顺时针方向又沿逆时针方向旋转 90° 的内核K来实行模式匹配。在模式匹配中，采用由数学公式1中示出的亮度的差的平方和(SSD)或由数学公式2中示出的亮度的差的绝对值和(SAD)所表示的相似程度的计算。

[0078] [数学公式1]

$$R_{\text{msd}} = \sum_{p=0}^{M-1} \sum_{q=0}^{N-1} (I(k+q, l+d \cdot p) - T(i+p, j+q))^2$$

$$\begin{cases} I(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ T(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

[0081] [数学公式2]

$$R_{\text{msd}} = \sum_{p=0}^{M-1} \sum_{q=0}^{N-1} |I(k+q, l+d \cdot p) - T(i+p, j+q)|$$

$$\begin{cases} I(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ T(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

[0084] 图3(2)中示出的附图标记对应于数学公式1和数学公式2中的变量。M和N指代模板T的大小。具体地，M指代沿方位方向 θ 的模板T的大小；即，方位方向数据的数据单元的数量，而N指代沿深度方向“r”的模板T的大小；即，方位方向数据的行数。在图3(2)的具体示例中，M=4且N=1。T(i, j)指代在模板T内每一个数据单元(每一个像素)的值(像素值)，其中，“i”是沿方位方向 θ 的坐标，而“j”是沿深度方向“r”的坐标。

[0085] I(k, l)指代内核K中每一个数据单元(每一个像素)的值(像素值)，其中“k”是沿方位方向 θ 的坐标且“l”是沿深度方向“r”的坐标。在内核K中，以模板T内方位方向数据的数据间隔选择深度方向数据的每一个数据单元。“d”指代在该选择中的数据间隔，且在图3(2)的具体示例中，d=4，使得沿深度方向“r”在内核K中选择每第四个数据项。

[0086] 期望模板T和内核K在实空间内具有相同的大小和相同的形状。还期望在模板T内的方位方向数据的数据间隔与内核K中所选择的深度方向数据的数据间隔在实空间中彼此相等。

[0087] 图4是用于说明实空间内的数据间隔的视图。图4示出通过扇形扫描所获得的具体示例行数据。在扇形扫描和凸状扫描中，以探头侧为中心径向地或以扇形扫描超声波束，导致超声波束在远离探头的深部的间隔要大于在接近探头的浅部的间隔。

[0088] 在图4中，超声波束的长度(最大深度)是R(毫米)，而超声波束的扫描范围(角度范围)是 θ (度)。沿单一超声波束可以获得的行数据单元的数量(样本数量)是S，而超声波束的数量(行总数)是Ln。

[0089] 此外，沿深度方向的采样率(行数据间隔)是 ΔR 。沿方位方向的采样率(波束间隔)取决于深度，且在深度Ra处的采样率是 Δa 。因此，为了使在模板T内沿方位方向的数据间隔和从对应于深度方向内核K中选择出的数据的间隔在实空间中彼此相等，使用在以下公式中所示出的沿方位方向的采样率 Δa 与沿深度方向的采样率 ΔR 的比值。

[0090] [数学公式3]

$$\frac{\Delta a}{\Delta R} = \frac{2SR_s \sin \frac{\theta}{2}}{R}$$

[0092] 例如，假定图3(2)中示出的模板T的深度是Ra，则根据数学公式3计算出采样率的比值，且在图3(2)、数学公式1，和数学公式2中最接近于计算结果的整数被设定为“d”(所选择的深度方向数据的间隔)。更具体地，模板T越深，沿方位方向的采样率 Δa 越大(越宽)，则

相应地所选择的在内核K中在深度方向数据中的间隔“d”越大。因而,能够使模板T内在方位方向数据中的数据间隔和从内核K中所选择的深度方向数据的数据间隔在实空间中彼此相等。

[0093] 回头参照图3(2),在利用数学公式1中示出的亮度的差的平方和(SSD)的模式匹配中,其中,内核K沿深度方向“r”逐步移动;例如,内核K顺序移动相当于沿深度方向“r”以高密度布置的一个数据单元的量,在内核K和模板T之间的每一个位置处计算数学公式1中的SSD。此外,内核K沿方位方向 θ 移动相当于单一超声波束的量,然后再沿深度方向“r”移动,在每一个位置处计算数学公式1中的SSD。如此,在内核K移过搜索区域SA的整个区域的同时,计算数学公式1中的SSD。于是,在搜索区域SA内SSD为最小值的位置处的内核K被确定为匹配于模板T的内核K。这里,内核K可以沿深度方向“r”以几个数据的间隔和沿方位方向 θ 以几个波束的间隔逐步移动。

[0094] 在利用数学公式2中示出的亮度的差的绝对值和(SAD)的模式匹配中,类似于亮度的差的平方和(SSD)的情况,在将内核K移过搜索区域SA内的整个区域的同时,在每一个位置处计算数学公式2中的SAD。于是,在搜索区域SA内SAD为最小值的位置处的内核K被确定为匹配于模板T的内核K。

[0095] 形成图3(2)中的成像数据的行数据已经进行或还未进行抽选(重新采样)。如果行数据还未进行抽选(抽选前),大量的深度方向数据可以致使模式匹配的精度提高,而如果行数据已经进行了抽选(抽选后),减少的深度方向数据可以减轻模式匹配的运算负荷。

[0096] 一旦已经找到匹配于模板T的内核K,则使用从内核K的深度方向数据所获得的密度增大数据来增大模板T内方位方向数据的密度。

[0097] 图5是示出通过利用密度增大数据的具体示例密度增大的视图。图5示出图3中的成像数据。具体地,图5示出超声波束的深度方向“r”和超声波束的方位方向 θ ,且还示出行数据作为沿深度方向“r”布置的多个黑圈(实心黑圈)。

[0098] 图5(1)示出密度增大数据的示例插入。在图5(1)中,示出在成像数据内的模板T和匹配于模板T的内核K。密度增大处理单元20将可以从匹配于模板T的内核K中的深度方向数据中获得的密度增大数据插入模板T内方位方向数据的间隙中。在图5(1)的具体示例中,由位于内核K的中心处的白圈(未填充的圈)所示的深度方向数据单元被确定为密度增大单元且被插入位于模板T的中心处的间隙中(在由虚线所示的直线上)。

[0099] 匹配于模板T的内核K是这样的内核K:其亮度的差的平方和(数学公式1)或亮度的差的绝对值和(数学公式2)是搜索区域SA内的最小值(图3),且因此是最类似于模板T的图像部。模板T对应于方位方向 θ ,而内核K对应于深度方向“r”。模板T和匹配于模板T的内核K,尽管对应于不同的方向,但却是最相似的图像部且非常可能显示出极其相似的特性,包括超声波的声学性能和组织的本性。

[0100] 因此,正如在图5(1)中所示的具体示例中,将从匹配于模板T的内核K的深度方向数据中获得的白圈的密度增大数据单元插入模板T的方位方向数据的间隙中。期望的是在内核K中密度增大数据的位置对应于模板T中密度增大数据的插入位置。具体地,正如在图5(1)中所示的具体示例中,例如,期望的是将从内核K的中心获得的密度增大数据单元插入模板T的中心。这里,可以从内核K的深度方向数据单元中选择出密度增大数据,或可以根据基于内核K的深度方向数据的运算来计算出密度增大数据。

[0101] 密度增大处理单元20进一步放置模板T在成像数据内的多个不同位置处并搜索匹配于在每一个位置处的模板T的内核K,由此增加属于在多个位置处的模板T的方位方向数据的密度,以供增大成像数据的密度。

[0102] 图5(2)示出具体示例成像数据的密度增大。在图5(2)中,在成像数据的整个区域上将密度增大数据插在成像数据中。具体地,通过放置模板T在成像数据的整个区域上的多个位置处且搜索匹配于在每一个位置处的模板T的内核K以获得在模板T的每一个位置处白圈的密度增大数据,然后放置密度增大数据在每一个位置处可以获得图5(2)的具体示例。在图5(2)中,插入密度增大数据以便于填充邻近超声波束之间的间隙;即,由图5(1)中示出的虚线所表示的直线上的空间,由此增大成像数据的密度。

[0103] 图6是示出密度增大的成像数据的具体示例的视图。更具体地,图6示出具有通过将已经参照图3至图5描述的处理应用于图2中示出的成像数据所增大的密度的成像数据。当与图2的成像数据进行比较时,在图6的成像数据中,将密度增大数据插在相邻的超声波束之间;即,在由图2中的虚线所表示的直线上,由此增大成像数据的密度。已经在密度增大处理单元20中进行密度增大的成像数据进一步在数字扫描变换器30中进行坐标变换处理。

[0104] 数字扫描变换器30,例如,涉及图6中所示的密度增大成像数据,从由对应于超声波束的扫描的 $r\theta$ 扫描坐标系所获得的成像数据中获得对应于xy正交坐标系的显示坐标系的图像数据。在图6中以格形示出的xy正交坐标系内的多个坐标中,例如,对于每一个坐标,实行利用位于坐标附近的行数据(黑圈)和密度增大数据(白圈)的插值处理,从而计算出在xy正交坐标系的每一个坐标中的图像数据。

[0105] 显示处理单元40然后相对于由数字扫描变换器30因此获得的图像数据来合成图形数据和其他数据,从而形成显示图像,其显示在显示单元42上。

[0106] 尽管已经参照图5(1)描述了将从内核K的中心所获得的一个密度增大数据单元插入模板T的中心的具体示例,但可以根据下面将描述的改进示例插入密度增大数据。

[0107] 图7是示出考虑到距离的密度增大数据的示例插入的视图。图7示出待进行密度增大的成像数据。更具体地,图7示出超声波束的深度(深度方向)“r”的程度和超声波束的行方向(方位方向) θ ,且还示出沿深度方向“r”布置作为行数据单元的多个黑圈(实心黑圈)。

[0108] 在图7中,在成像数据中示出模板T和通过搜索对应于模板T的内核K所获得的多个内核 K_A 、 K_B 和 K_C 。图7还示出在模板T和每一个内核K之间的亮度的差的绝对值和SAD,以及在模板T和每一个内核K之间的距离Dist(例如,中心之间的距离)。具体地,内核 K_A 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_A 和 $Dist_A$;内核 K_B 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_B 和 $Dist_B$;且内核 K_C 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_C 和 $Dist_C$ 。

[0109] 在图7的插入示例中,除了考虑到表示相似程度的SAD以外,还考虑到距离Dist来确定将插入模板T的密度增大数据P。具体地,尽管应该最优先考虑的是作为最小值的SAD,但如果多个内核K具有最小值SAD,则选择具有最短距离Dist的内核K。下面将描述具体示例。

[0110] (1) 如果满足关系“ $SAD_A < SAD_B < SAD_C$ ”,则选择内核 K_A ,且位于内核 K_A 中心处的数据A被确定为将插入在模板T中的密度增大数据P。

[0111] (2) 如果既满足关系“ $SAD_A = SAD_B = SAD_C$ ”又满足关系“ $Dist_A < Dist_B < Dist_C$ ”,则选择内核 K_A ,且位于内核 K_A 的中心处的数据A被确定为将插入在模板T中的密度增大数据P。

[0112] (3) 如果既满足关系“ $SAD_A > SAD_B = SAD_C$ ”又满足关系“ $Dist_A < Dist_B < Dist_C$ ”,则选择内核 K_B ,且位于内核 K_B 的中心处的数据 B 被确定为将插入在模板 T 中的密度增大数据 P 。

[0113] 此外,通过平滑来自所选择的内核 K 的多个数据单元而获得的数据可以被用作将插入在模板 T 中的密度增大数据 P 。如果选择了内核 K_A ,例如,由位于内核 K_A 的中心处的数据单元 A 和在数据单元 A 上方和下方的数据单元(在其的浅侧和深侧)组成的多个数据单元的平均值被用作密度增大数据 P 。即使数据单元 A 是噪声,该结构仍可以降低或消除由于平滑造成的噪声影响,由此抑制不自然的图像的生成。

[0114] 可以根据内核 K 的大小来确定用于平滑的数据单元的数量(抽取数)。例如,可以采用关系“抽取数 = (内核大小 - 1) / 3 + 1”。还期望的是在实空间中内核 K 的大小(在内核中沿深度方向的数据单元的总数)与模板 T 的大小相匹配。如果随模板 T 的深度增大,在实空间中模板 T 的大小也增大,例如,内核 K 的大小也相应地增大。作为具体示例,当模板 T 在相对浅的区域中时,内核的大小被设定为7,且在这种情况下的抽取数是3;当模板 T 在中间区域中时,内核的大小被设定为19,且抽取数是7;且当模板 T 在相对深的区域中时,内核的大小被设定为37,且在这种情况下的抽取数是13。

[0115] 图8是示出使用多个内核 K 的密度增大数据的示例插入的视图。类似于图7,图8示出将进行密度增大处理的成像数据。图8的成像数据包括模板 T 和匹配在搜索内核 K 中获得的模板 T 的多个内核 K_A 、 K_B 、 K_C 和 K_D 。

[0116] 图8示出在模板 T 和每一个内核 K 之间的亮度的差的绝对值和 SAD 以及在模板 T 和每一个内核 K 之间的距离 $Dist$ (例如,中心至中心的距离)。具体地,内核 K_A 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_A 和 $Dist_A$;内核 K_B 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_B 和 $Dist_B$;内核 K_C 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_C 和 $Dist_C$;且内核 K_D 的亮度的差的绝对值和与距离分别为 SAD_D 和 $Dist_D$ 。

[0117] 在图8中示出示例插入中,考虑到距离 $Dist$ 而顺序地从具有作为相似程度的较小 SAD 的内核中选择出多个内核 K 。在顺序地选择出具有较小 SAD 的三个内核 K 的情况下,例如,如果多个内核 K 具有相同的 SAD 值,则选择具有最小距离 $Dist$ 的内核。下面将描述具体示例。

[0118] 如果“ $SAD_A < SAD_B < SAD_C < SAD_D$ ”,则选择内核 K_A 、 K_B 和 K_C ,且基于位于各个内核 K_A 、 K_B 和 K_C 中心处的数据单元 A 、 B 和 C ,获得将插入在模板 T 中的密度增大数据 P 。例如,数据单元 A 、 B 和 C 的平均值被用作密度增大数据 P 。还可以根据每一个所选择的内核 K_A 、 K_B 和 K_C 的距离通过加权和“ $P = 0.5A + 0.25B + 0.25C$ ”来获得密度增大数据 P 。

[0119] (2) 如果“ $SAD_A = SAD_B = SAD_C = SAD_D$ ”且“ $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$ ”,则选择内核 K_A 、 K_B 和 K_C ,且基于位于各个内核 K_A 、 K_B 和 K_C 中心处的数据单元 A 、 B 和 C ,获得将插入在模板 T 中的密度增大数据 P 。例如,数据单元 A 、 B 和 C 的平均值被用作密度增大数据 P 。还可以根据距离通过加权和“ $P = 0.5A + 0.25B + 0.25C$ ”来获得密度增大数据 P 。

[0120] (3) 如果“ $SAD_A > SAD_B = SAD_C = SAD_D$ ”且“ $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$ ”,则选择内核 K_B 、 K_C 和 K_D ,且基于位于各个内核 K_B 、 K_C 和 K_D 中心处的数据单元 B 、 C 和 D ,获得将插入在模板 T 中的密度增大数据 P 。例如,数据单元 B 、 C 和 D 的平均值被用作密度增大数据 P 。还可以根据距离通过加权和“ $P = 0.5B + 0.25C + 0.25D$ ”来获得密度增大数据 P 。

[0121] 尽管已经描述了将密度增大数据插入模板 T 的中心的具体示例,但正如下面将描述得那样,可以将密度增大数据插入假定的插入位置。

[0122] 图9是示出关于密度增大数据的插入位置的假定的具体示例的视图。在假定插入位置之前,例如,密度增大处理单元20根据上面已经参照图3描述的具体示例,搜索匹配于模板T的内核K。在图9所示的假定的具体示例中,假定将插入密度增大数据的最佳位置在模板T内的扫描方向数据的间隙中。密度增大处理单元20基于在搜索匹配于模板T的内核K的过程中所获得的相似程度的空间分布来假定具有最佳相似程度的最佳位置,并将密度增大数据插入假定的最佳位置。

[0123] 图9(1)示出采用等角线性拟合的假定示例,且图9(2)示出采用抛物线拟合的假定示例。在图9(1)和图9(2)的每一个图中,例如,水平轴线表示内核K的位置,而垂直轴线表示在每一个位置处相似程度的值,所述值为亮度的差的平方和的值(数学公式1)或亮度的差的绝对值和的值(数学公式2)。每一个黑圈(黑色实心圈)是在每一个位置处计算出的相似程度的具体示例。

[0124] 正如参照图3所描述得那样,在搜索匹配于模板T的内核K的过程中,在亮度的差的平方和(SSD)或亮度的差的绝对值和(SAD)为最小值的位置处的内核K被确定为匹配于模板T的内核K。

[0125] 在图9(1)和(2)中,在水平轴线上的位置0(零)是内核K的搜索位置。更具体地,在计算出相似程度的多个位置之中,在位置0处计算出的相似程度为最小值。此外,在水平轴线上的位置1和位置-1是在作为搜索位置的位置0附近的内核K的移动位置。当在移动内核K相当于沿深度方向“r”一个数据单元的量的同时获得相似程度时,例如,从位置0移动相当于一个数据单元的量的移动位置是位置1和位置-1。

[0126] 密度增大处理单元20基于在搜索位置附近的相似程度的空间分布来假定相似程度最佳的相应的点位置(最佳位置)。正如在图9(1)中所示的示例中,例如,等角拟合用来假定相应的点位置。更具体地,示出相似程度从负方向侧向正方向侧减小的下降直线DL和示出相似程度从负方向侧向正方向侧增大的上升直线1L被设定使得,因为下降直线DL的倾角 θ 和上升直线1L的倾角 θ 相同(等角的),下降直线DL和上升直线1L通过位置-1、0和1处的三个点(黑圈),且因此设定的下降直线DL和上升直线1L的相交的位置被确定为相应的点位置(子像素位置)。

[0127] 例如,正如在图9(2)中示出的示例那样还可以使用抛物线拟合。更具体地,例如,设定通过位置-1、0和1处的三个点(黑圈)的抛物线,且在所在处抛物线为相对最小值的位置被确定为相应的点位置(子像素位置)。

[0128] 如上所述,假定具有比作为搜索位置的位置0的相似程度更优选的相似程度(较小的SSD或SAD)的相应的点位置。一旦假定了相应的点位置,密度增大处理单元20就将从搜索位置的内核K获得的密度增大数据插入模板T内相应的点位置下。例如,将从内核K的中心获得的密度增大数据插入从模板T的中心移动对应于相应的点位置的一段距离的位置。

[0129] 图10是示出密度增大数据的插入相应的点位置的示例视图。图10示出了将进行密度增大的成像数据。具体地,图10示出了超声波束的深度方向“r”和作为超声波束的扫描方向的方位方向 θ ,以及沿深度方向“r”布置的作为行数据单元的多个黑圈(实心黑圈)。

[0130] 图10中示出的成像数据包括两个模板T1和T2以及匹配于这些模板的内核K。在模板T1中,将从两个内核K中获得的两个密度增大数据单元(白圈)插入方位方向数据的间隙中(在扫描行之间)。此外,在模板T2中,将从三个内核K中获得的三个密度增大数据单元插

入方位方向数据的间隙中。基于已经参照图9描述的处理来假定每一个密度增大数据单元的插入位置。正如图10中所示,可以将多个密度增大数据单元插入单一模板T中的数据单元之间。

[0131] 图11是示出利用相应的点位置的具体示例密度增大的视图。在图11中,将密度增大数据单元插在成像数据的整个区域中。换言之,通过放置模板T在成像数据的整个区域上的多个位置处,搜索匹配于在每一个位置处的模板T的内核K以从内核K中获得白圈的密度增大数据单元,以及放置密度增大数据单元在相应的点位置下可以获得图11的具体示例。在图11中,将多个密度增大数据单元插在相邻的超声波束之间;也就是,在由图11中的黑圈所表示的行数据单元之间,由此增大成像数据的密度。

[0132] 密度增大数据单元可以以统一的密度插入在成像数据内或根据深度以不同的密度插入在成像数据内。在通过扇形扫描或凸状扫描获得的成像数据中,例如,由于在较深部超声波束的间隔增大,所以密度增大数据单元的数量在深部可能会增加,而在浅部密度增大处理被忽略。

[0133] 图12是示出已经利用相应的点位置进行密度增大的成像数据的视图。更具体地,图12示出通过将参照图9至图11所描述的处理应用于图2中示出的成像数据来获得的密度增大成像数据。当与图2的成像数据进行比较时,在图12中,多个密度增大数据单元插入在相邻的超声波束之间;也就是,在由黑圈示出的行数据单元之间,从而由此将成像数据的密度增加几倍。已经通过密度增大处理单元20进行密度增大的成像数据进一步在数字扫描变换器30中进行坐标变换处理。

[0134] 数字扫描变换器30,涉及图12中示出的密度增大成像数据,例如,从利用对应于超声波束的 $r\theta$ 扫描坐标系所获得的成像数据来获得对应于 xy 正交坐标系的显示坐标系的成像数据。在图12中以格形示出的 xy 正交坐标系里的多个坐标中,例如,对于每一个坐标,实行采用在那个坐标附近的行数据(黑圈)和密度增大数据(白圈)而进行的插值处理从而计算出在 xy 正交坐标系的每一个坐标处的成像数据。

[0135] 图13是示出在数字扫描变换器(DSC)30中实行的具体示例插值处理的视图。图13示出图12中区域A的放大视图。为了获得形成 xy 正交坐标系的成像数据的像素数据P,数字扫描变换器30使用位于像素数据P附近的行数据(黑圈)和密度增大数据(白圈)中的至少其中一个数据。

[0136] 在图13中示出的具体示例中,使用被选为最接近于像素数据P的四个数据单元的四个密度增大数据单元。例如,已经根据参照图9所描述的处理假定了每一个密度增大数据单元(相应的点位置)的位置并将位置存储在存储器中。例如,基于根据从像素数据P的位置到每一个密度增大数据单元的距离的加权和,数字扫描变换器30从存储器中读取了四个密度增大数据单元的相应的点位置(θ_1 、 θ_2 、 θ_3 、 θ_4),并从四个密度增大数据单元获得了像素数据P。尽管在图13的具体示例中,使用四个密度增大数据单元来获得像素数据P,但可以根据像素数据P的位置、在用于插值处理的四个数据单元中包括行数据。

[0137] 图14是示出由图1的超声波诊断仪实行的处理的汇总流程图。当获得由对应于多个超声波束的多个行数据单元构成的成像数据时(S1401),密度增大处理单元20放置模板T在成像数据内(S1402,图3),且设定搜索区域SA(S1403,图3)。密度增大处理单元20还根据模板T的位置(深度)设定将在内核K中选择出的深度方向数据的数据间隔(S1404,图4)。

[0138] 密度增大处理单元20在搜索区域SA内移动内核K(S1405,图3),且在移动内核的同时,在内核K的每一个位置处进行内核K与模板T之间的模式匹配(S1406,图3)。当在搜索区域SA的整个区域上完成模式匹配且找到匹配于模板T的内核K时(S1407),将从匹配内核K的深度方向数据中获得的密度增大数据插入模板T内方位方向数据里的间隙中(S1408,图5,和图7至图11)。

[0139] 密度增大处理单元20放置模板T在成像数据内的多个位置处,且在每一个位置处执行步骤S1402至S1408中的处理。重复执行步骤S1402至S1408中的处理直到在成像数据的整个区域内完成对所有模板的处理(S1409)。

[0140] 当密度增大数据通过密度增大处理单元20被如此插在成像数据内的整个区域中时,密度增大成像数据通过数字扫描变换器30变换成显示坐标系(S1410,图6、图12和图13),且密度增大图像显示在显示单元42上(S1411)。

[0141] 图1中示出的超声波诊断仪基于沿超声波束的深度方向以高密度布置的深度方向数据,增加了沿超声波束的扫描方向(方位方向)以低密度布置的扫描方向数据(方位方向数据)的密度,由此增大了成像数据的密度。因此能够提供具有相对高分辨率的超声波图像。能够增大以高帧速和低密度获得的活动图像的密度,例如,从而由此提供具有高帧速和高密度的活动图像。此外,除了在通过扇形扫描或凸状扫描获得的图像的深部处密度增大以外,还可以增大通过线性扫描等获得的图像的密度。

[0142] 可以由计算机根据与关于图3至图14所描述的一部分或全部处理相对应的程序来实施图1中示出的密度增大处理单元20至显示处理单元40的一部分功能或全部功能,从而由此导致计算机起超声波图像处理仪的作用。上述程序存储在计算机可读存储介质,例如诸如磁盘或存储器中,且通过存储介质被提供给计算机。当然,可以通过诸如互联网的电通信线路来提供这样的程序给计算机。

[0143] 已经详细地描述了作为本发明的优选实施例的图1中示出的超声波诊断仪。下面将描述通过图1的超声波诊断仪所获得的超声波图像的具体示例。

[0144] 图15是示出具体示例低密度图像的视图。图15的低密度图像是通过扇形扫描获得的B模式图像,其行数(波束数)是61。图16至图19中示出了通过增大图15的低密度图像的密度所获得的具体示例高密度图像。

[0145] 图16是示出高密度图像的具体示例1的视图。根据参照图7所描述的密度增大数据的示例插入,图16的高密度图像是通过将从具有最小SAD值的单一内核K获得的单一密度增大数据单元顺序地插入图15的低密度图像中所获得的行数为121的高密度图像。

[0146] 图17是示出高密度图像的具体示例2的视图。根据参照图7所描述的密度增大数据的示例插入,图17的高密度图像是通过将由平滑来自具有最小SAD值的单一内核K的数据获得的密度增大数据单元顺序地插入图15的低密度图像中所获得的高密度图像。

[0147] 图18是示出高密度图像的具体示例3的视图。根据参照图8所描述的密度增大数据的示例插入,图18的高密度图像是通过将从来自三个具有小的SAD值的内核K的数据单元的平均值获得的密度增大数据单元顺序地插入图15的低密度图像中所获得的高密度图像。

[0148] 图19是示出高密度图像的具体示例4的视图。根据参照图8所描述的密度增大数据的示例插入,图19的高密度图像是通过根据距来自三个具有小的SAD值的内核K的数据单元的距离来应用加权和获得的密度增大数据单元顺序地插入图15的低密度图像中所获得的

高密度图像。

[0149] 图16至图19中示出的全部高密度图像具有比图15的低密度图像更高的分辨率且更清楚。

[0150] 上面已经描述了可以从图1的超声波诊断仪获得的超声波图像的具体示例。图1中示出的超声波诊断仪(本超声波诊断仪)进一步具有另外的或改进的功能,其将在下面描述。

[0151] 沿深度方向的滤波处理

[0152] 图20是用于说明关于行数据的各种处理的视图。例如,通过发射器/接收器单元12或密度增大处理单元20执行图20中示出的各种处理。

[0153] 图20(A)示出通过发射器/接收器单元12获得的原始行数据。图20(A)中示出的原始行数据是对应于一个超声波束(接收到的波束)的数据,且由大约几百个至几千个采样数据单元组成。

[0154] 本超声波诊断仪将沿深度方向“r”的滤波处理应用于原始行数据。例如,对沿深度方向“r”布置的一些采样数据单元应用FIR滤波处理。图20(A)示出作为具体示例滤波处理的对于n(n为自然数)个采样数据单元的n-Tap(抽取)FIR滤波器。例如,通过沿深度方向“r”将n-Tap FIR滤波器(n个数据单元的范围)的窗口移动一个数据单元可以获得如图20(B)中示出那样已经滤波的行数据,从而由此顺序地获得滤波后的数据。

[0155] 本超声波诊断仪将重新采样处理应用于图20(B)中示出的滤波后的行数据,从而获得图20(C)中示出的重新采样后的行数据。例如,从沿深度方向“r”布置的滤波后的行数据中以几个数据单元的间隔来提取采样数据单元。

[0156] 通过将n-Tap FIR滤波器移动几个数据单元以获得滤波后的数据,可以从图20(A)中示出的原始行数据中直接获得图20(C)中示出的重新采样的行数据。

[0157] 本超声波诊断仪使用图20(C)中示出的重新采样的行数据;也就是,图20(C')中示出的行数据,以实行对成像数据的密度增大处理。例如,获得通过参照图3至图13所述的处理而增大了密度的成像数据。此外,本超声波诊断仪将沿深度方向“r”的滤波处理应用于密度增大的成像数据。

[0158] 图21是用于说明对密度增大的成像数据沿深度方向进行滤波处理的视图。图21示出密度增大的成像数据。更具体地,图21示出超声波束的深度方向“r”和超声波束的方位方向 θ ,且沿深度方向“r”布置的多个黑圈(实心黑圈)是重新采样的数据单元(参见图20(C')),而沿深度方向“r”布置的多个白圈(未填充的圈)是通过密度增大处理插入的数据单元(密度增大数据单元)(例如,参见图3至图13)。

[0159] 在超声波诊断仪中,密度增大处理单元20,例如,将滤波处理应用于密度增大数据(白圈),其与应用于行数据(黑圈)的沿深度方向“r”的滤波处理大体相同。例如,本文所使用的术语“大体相同”指的是其中在实空间内的滤波长度(数据单元的数量)是相同的或大体相同的,且关于每一个数据单元的权重(滤波系数)是相同的或大体相同的情况。

[0160] 具体地,如果对行数据使用图20(A)中示出的n-Tap FIR滤波器,则如图21中所示那样,将适用于3个目标数据单元的3-Tap(抽取)FIR滤波器应用于密度增大数据。在图20(A)中示出的n-Tap FIR滤波器的滤波长度是n个数据单元,且在实空间内其的长度相当于图20(C)中的三个数据单元(例如,R1至R3)。因此,将具有与三个行数据单元(黑圈)相当的

长度的3-Tap FIR滤波器应用于图21中示出的密度增大数据单元(白圈)。

[0161] 此外,n-Tap FIR滤波器(图20)的头部数据的系数、居中数据的系数,以及尾部数据的系数都进行标准化处理,且用作3-Tap FIR滤波器(图21)的头部数据的系数和居中数据的系数。

[0162] 应该注意的是,上述的滤波长度或权重仅是一个具体示例,且滤波长度或权重并不限于那个具体示例。另外,用户可以调整滤波长度或权重。

[0163] 考虑到亮度偏差的模式匹配

[0164] 在如上所述参照图3的描述中,涉及搜索匹配于模板T的内核K,已经描述了利用由数学公式1所示的亮度的差的平方和(SSD)或由数学公式2所示的亮度的差的绝对值和(SAD)的模式匹配。

[0165] 本超声波诊断仪能够在仪器内基于根据深度(例如,STC)的增益调整或沿方位方向(例如,角度增益)的增益调整局部地调整超声波图像内的增益。因此,期望的是在模式匹配中使用对于亮度(明亮的程度)来说稳固的评估值。于是,本超声波诊断仪可以在以下公式中定义ZSAD(零均值绝对误差和),并且在模式匹配中在以下公式中使用ZSAD。

[0166] [数学公式4]

$$R_{SSD} = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} |T(i+p, j+q) - \bar{T}| - |I(k+q, l+d \cdot p) - \bar{I}|$$

$$\bar{T} = \frac{1}{NM} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} T(i+p, j+q)$$

$$\bar{I} = \frac{1}{NM} \sum_{k=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{N-1} I(k+q, l+d \cdot p)$$

$$[0170] \begin{cases} T(x, y) & 0 \leq x \leq W-1, \quad 0 \leq y \leq H-1 \\ I(x', y') & 0 \leq x' \leq W-1, \quad 0 \leq y' \leq H-1 \end{cases}$$

[0171] 图3(2)中示出的附图标记对应于数学公式4的变量。例如,M和N,代表模板T的大小。具体地,M代表模板T的沿方位方向 θ 的大小;也就是,方位方向数据单元的数量,而N代表模板T的沿深度方向“r”的大小;也就是,方位方向数据单元的行的数量。在图3(2)的具体示例中,M=4,且N=1。T(i, j)代表模板T内每一个数据单元(每一个像素)的值(像素值),其中“i”代表沿方位方向 θ 的坐标,且“j”代表沿深度方向“r”的坐标。

[0172] 此外,I(k, l)代表内核K的每一个数据单元(每一个像素)的值(像素值),其中“k”代表沿方位方向 θ 的坐标,而“l”代表沿深度方向“r”的坐标。在内核K中,以模板T中方位方向数据的数据间隔选择出深度方向数据的每一个数据单元。“d”代表用于这样的选择的数据间隔,且在图3(2)中示出的具体示例中,d=4,使得沿深度方向“r”在内核K中选择出每第四个数据项。

[0173] 图22是示出模式匹配的具体示例的视图。图22示出模板中亮度模式(像素值70、80、75、50)和内核K中亮度模式(像素值100、110、105、80)的具体示例。

[0174] 在图22示出的具体示例中利用数学公式2的SAD结果形成 $R_{SAD} = 120$ 。另一方面,在图22示出的具体示例中利用数学公式4的ZSAD结果形成 $R_{ZSAD} = 0$,其增大了图22中的内核K被选为匹配于图22中模板T的内核K的可能性。

[0175] 如果在图22示出的具体示例中将内核K中的像素D(像素值D)插入在模板T中的像

素之间且用作像素D' (像素值D), 则将基于以下公式来确定像素值。

[0176] [数学公式5]

$$[0177] \quad D' = D - \bar{I} + \bar{T}$$

$$[0178] \quad \bar{I} = \frac{1}{NM} \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{l=0}^{M-1} I(k+q, l+d) \quad \text{Formula 4}$$

$$[0179] \quad \bar{T} = \frac{1}{NW} \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{l=0}^{W-1} T(k+p, l+q) \quad \text{Formula 4}$$

[0180] 基于滤波后的数据的模式匹配

[0181] 图23是用于说明在密度增大处理单元20中实行的处理的改进示例的视图。在图23中示出的改进示例中, 密度增大处理单元20将为去除噪声或平滑设计的滤波处理应用于从图1中示出的发射器/接收器单元12获得的行数据(S21)。利用该处理, 去除对模式匹配产生不利影响的噪声。

[0182] 密度增大处理单元20随后基于已经去除噪声的行数据来设定模板T和内核K并在成像数据内执行模式匹配处理(参见S22, 和图3)。结果, 选择出将插在行数据单元之间的密度增大数据单元。

[0183] 密度增大处理单元20然后基于从发射器/接收器单元12获得的行数据, 将来自对应于步骤S22中选择出的位置的发射器/接收器单元12的行数据插入成像数据中, 作为密度增大数据, 由此增大成像数据的密度(参见S23, 和图5)。密度增大成像数据然后输出至图1中示出的数字扫描变换器(DSC)30。

[0184] 在图23示出的改进示例中(在该示例中, 基于已经在S21中滤波后的行数据实行模式匹配), 则可以抑制由噪声所导致的模式匹配的精度的下降。

[0185] 搜索区域SA的扩大

[0186] 图24是用于说明其中扩大了搜索区域SA的改进示例的视图。图24示出基于在多个帧中的行数据所获得的成像数据。在图24中, 帧“f”是作为密度增大处理对象的关注帧, 且将模板设定在帧“f”的成像数据内。

[0187] 在图24中示出的改进示例中, 除了在帧“f”中搜索以外, 还在其他帧中搜索匹配于帧“f”的模板的内核。例如, 将搜索区域SA设定在帧“f”内, 且进一步将搜索区域SA设定在相邻于帧“f”的帧“f-1”和帧“f+1”内, 则在设定于帧“f”、帧“f-1”和帧“f+1”中的搜索区域SA内搜索匹配于帧“f”的模板的内核。

[0188] 当与仅在设定有模板的帧内搜索内核的结构相比较, 该结构增大了模式匹配的精度。这里, 例如, 用于搜索的帧并不限于与那些设定有模板的关注帧相邻的帧, 而是可以延伸至距离关注帧几个帧的范围。

[0189] 在相似程度的计算(数学公式1、2和4)中, 可以采用不同的方式来加权关注帧和其他帧。例如, 可以利用将最大的权重应用于关注帧而将较小的权重应用于较远离关注帧的帧, 来搜索匹配于模板的内核。

[0190] 附图标记列表

[0191] 10探头, 12发射器/接收器单元, 20密度增大处理单元, 30数字扫描变换器(DSC), 40显示处理单元, 42显示单元, 50控制单元

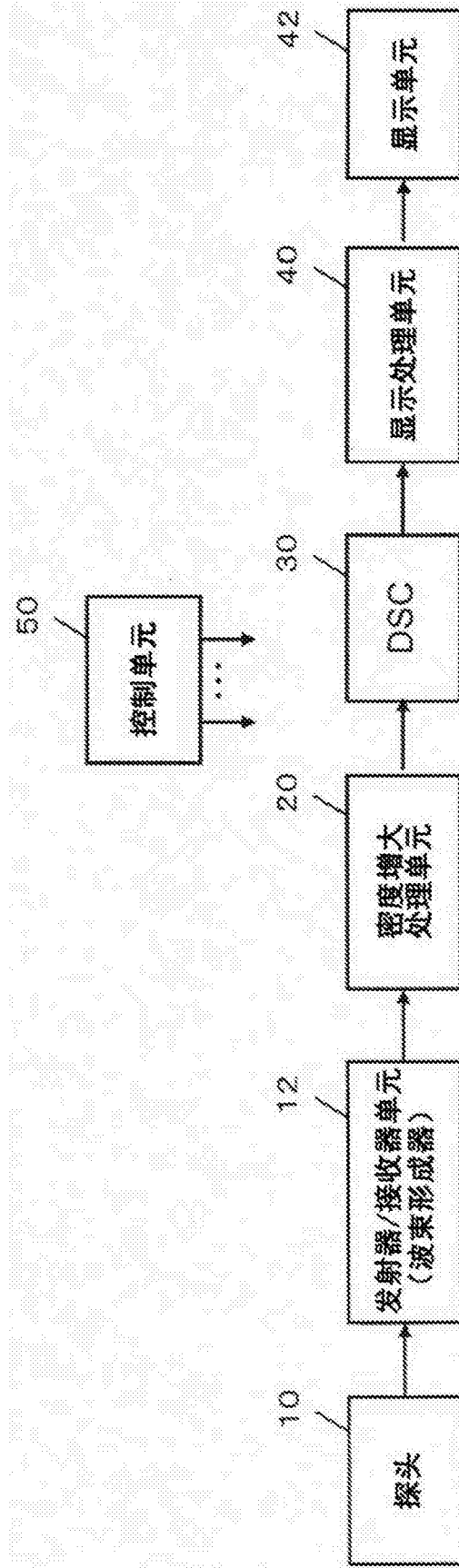


图1

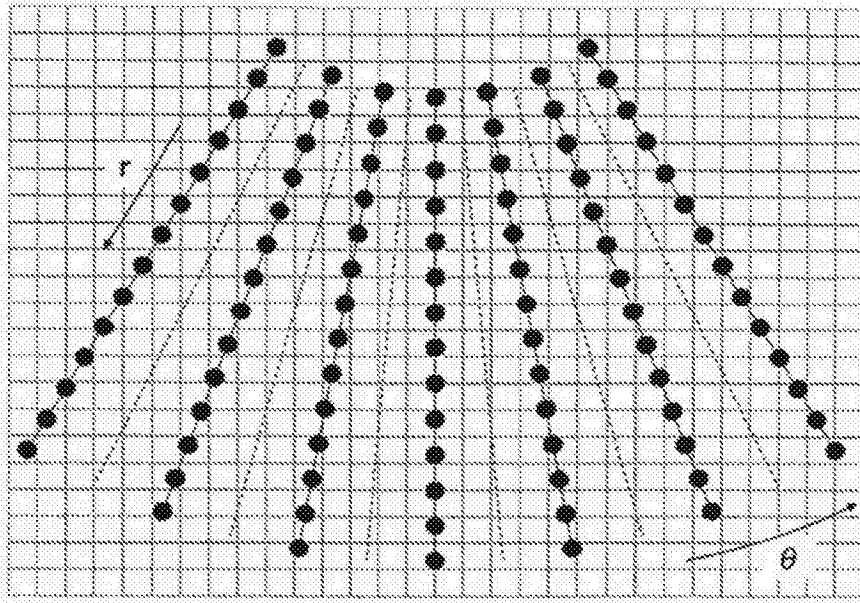


图2

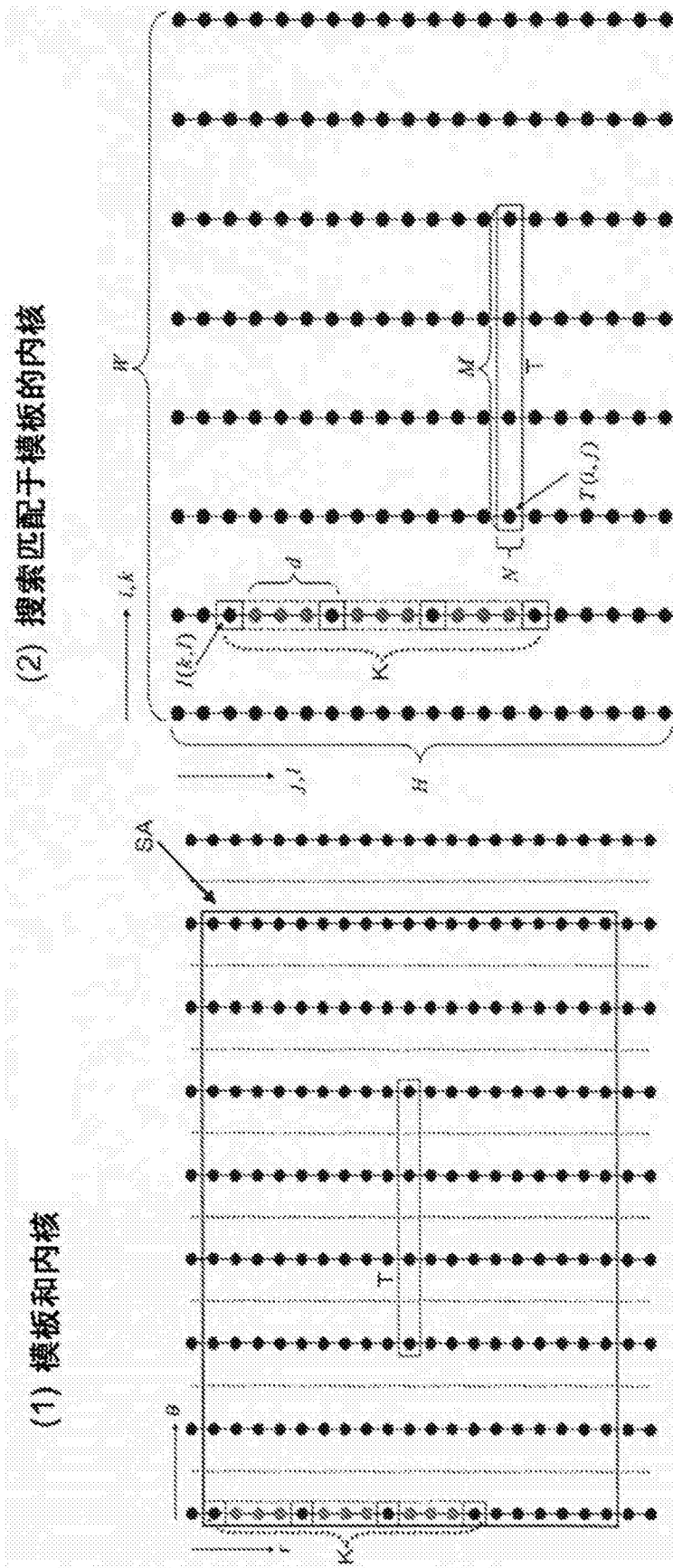


图3

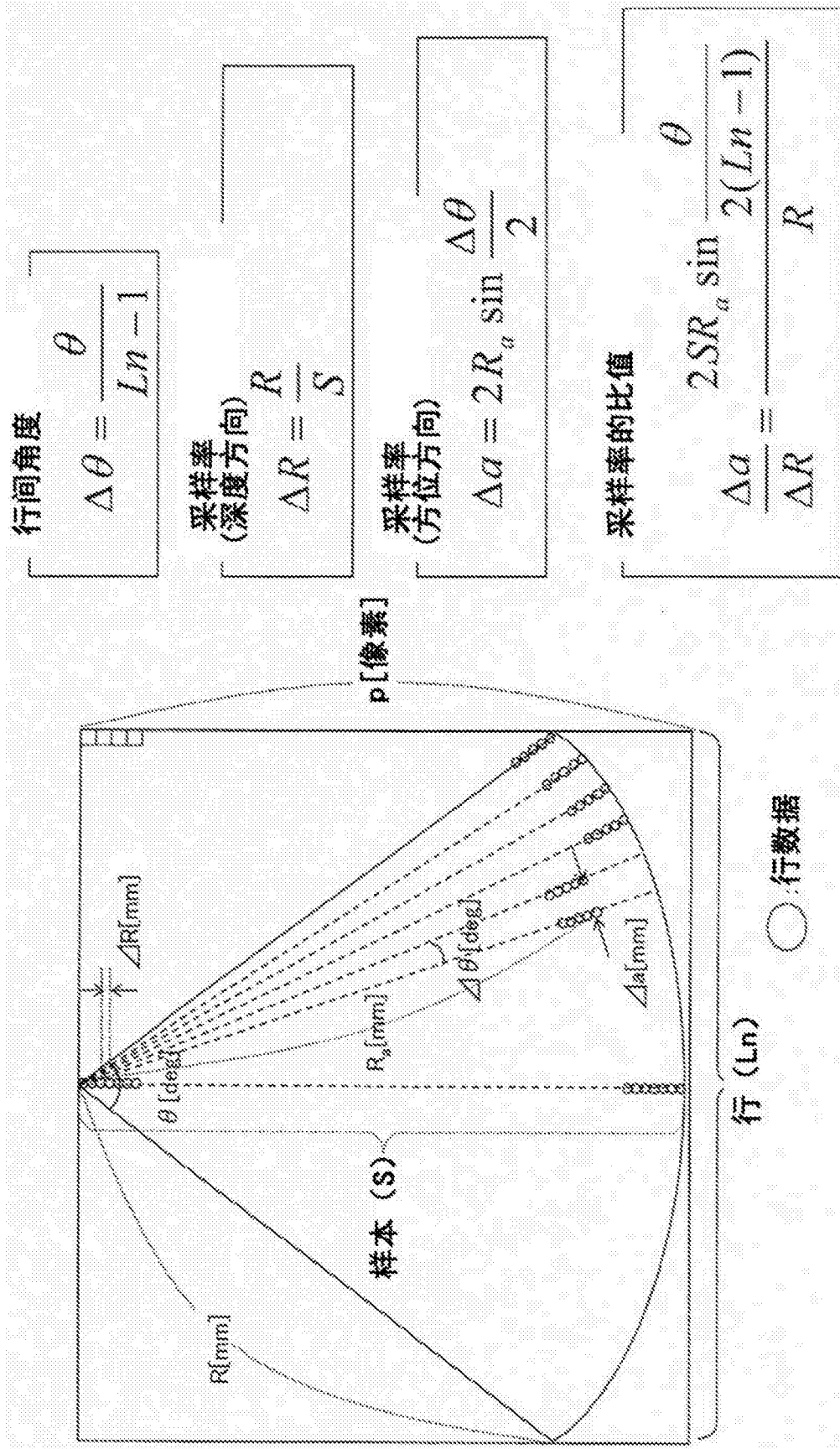


图4

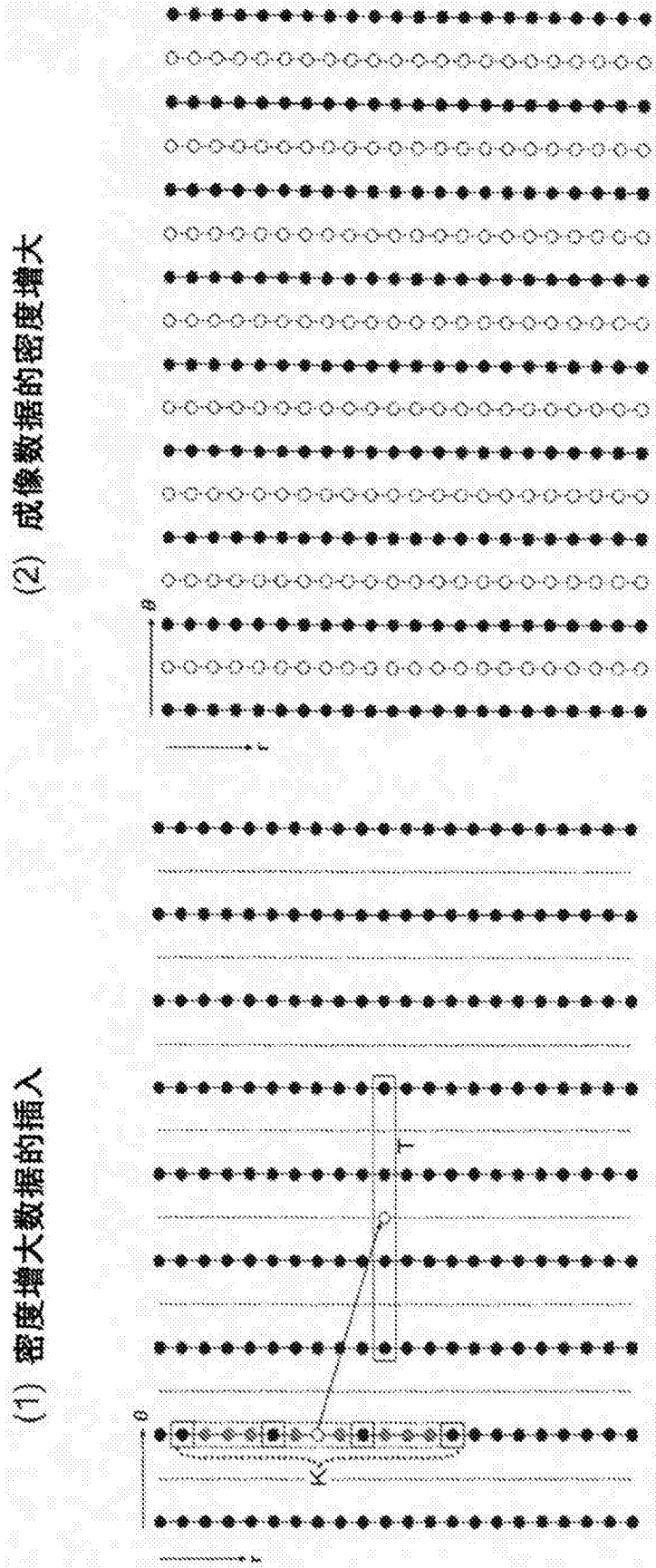


图5

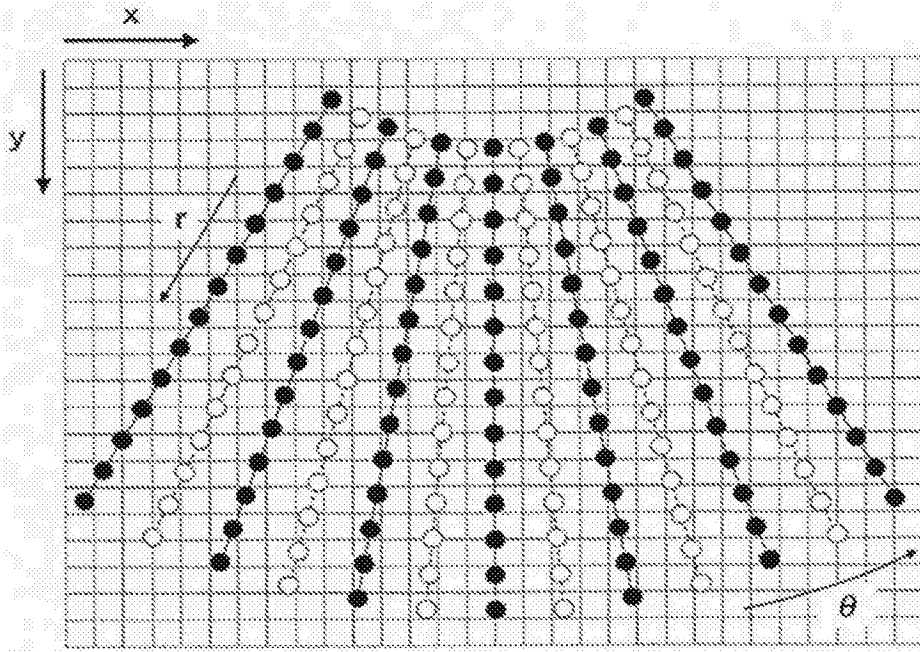


图6

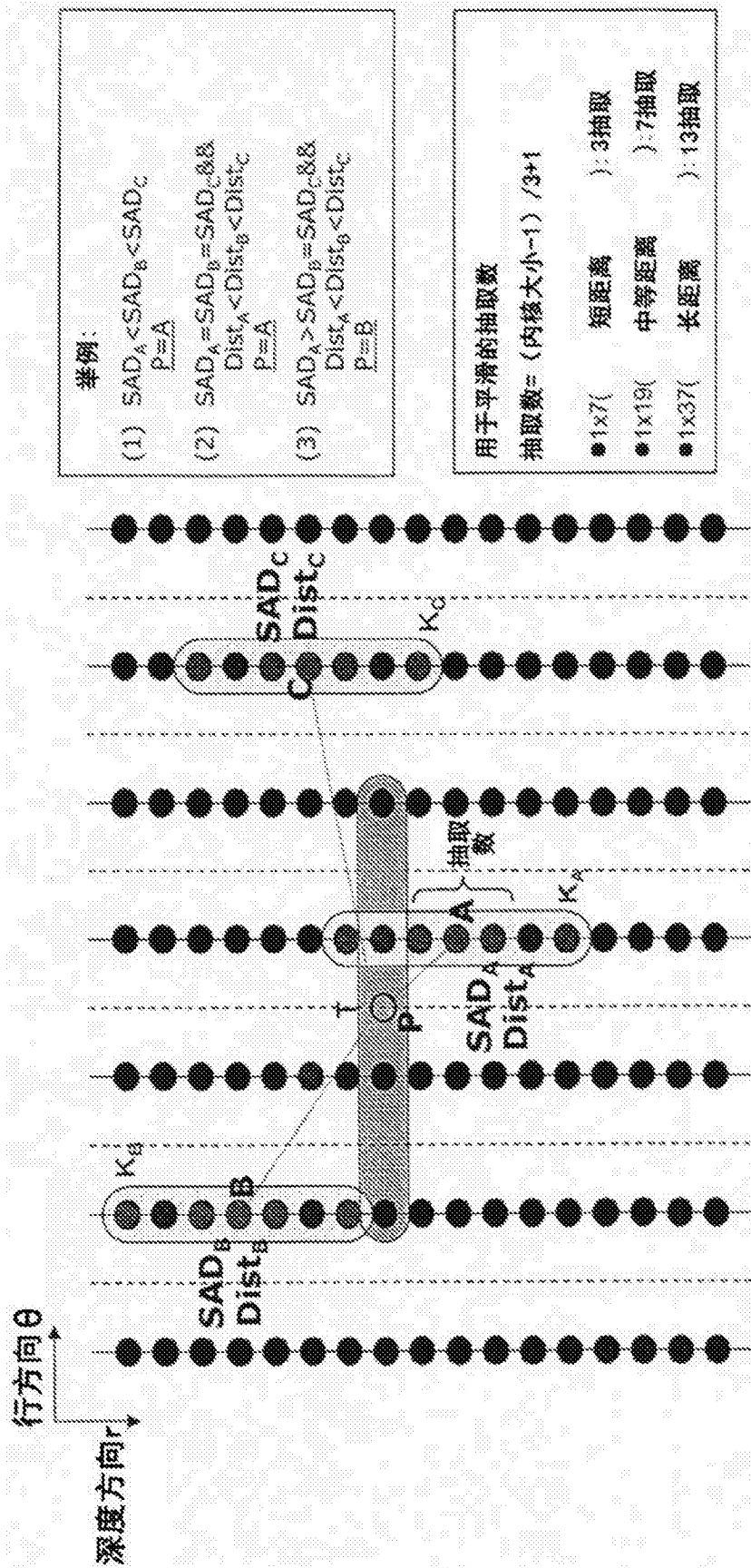
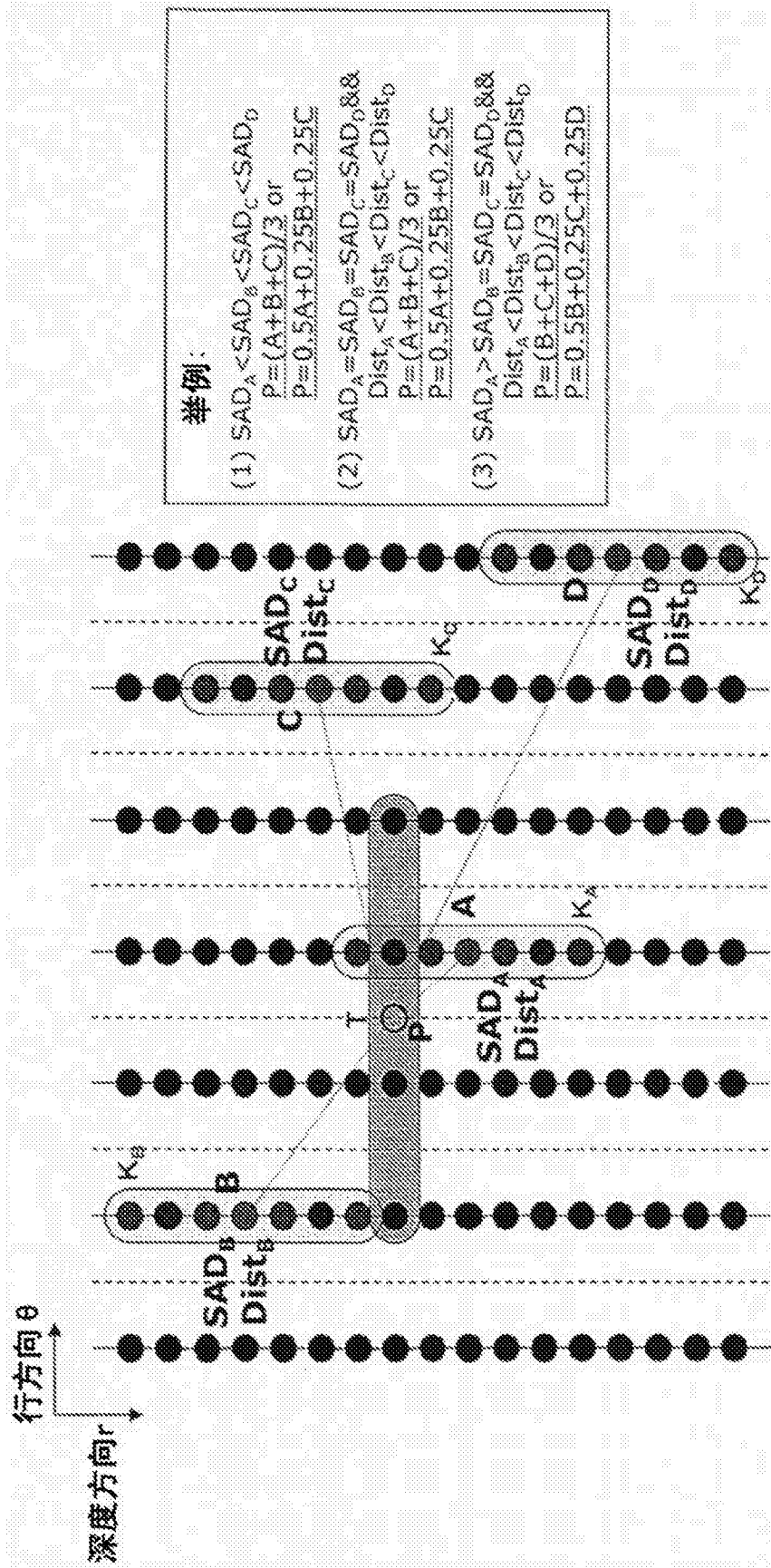


图7



举例：

(1) $SAD_A < SAD_B < SAD_C < SAD_D$
 $P = \frac{(A+B+C)/3}{0.5A+0.25B+0.25C}$ or

(2) $SAD_A = SAD_B = SAD_C = SAD_D$ &&
 $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$
 $P = \frac{(A+B+C)/3}{0.5A+0.25B+0.25C}$

(3) $SAD_A > SAD_B = SAD_C = SAD_D$ &&
 $Dist_A < Dist_B < Dist_C < Dist_D$
 $P = \frac{(B+C+D)/3}{0.5B+0.25C+0.25D}$

图8

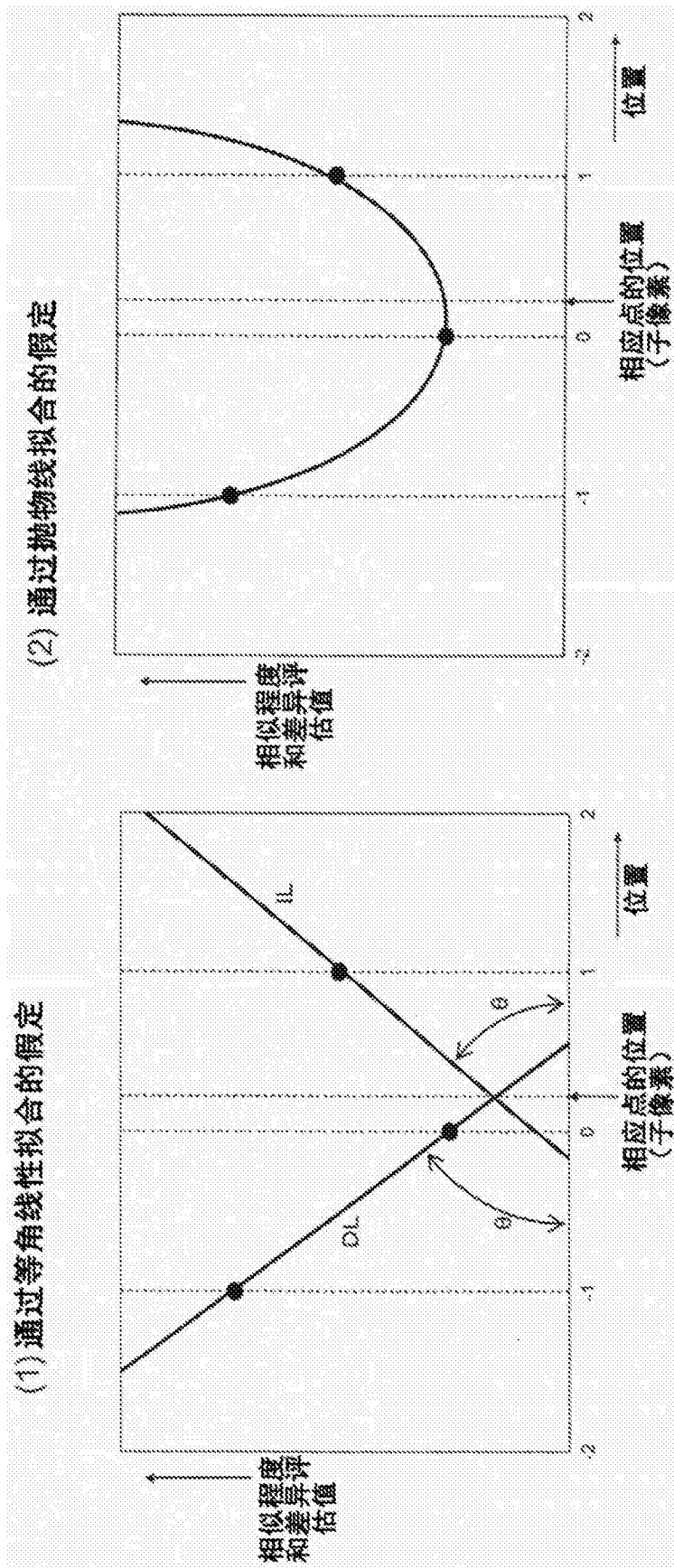


图9

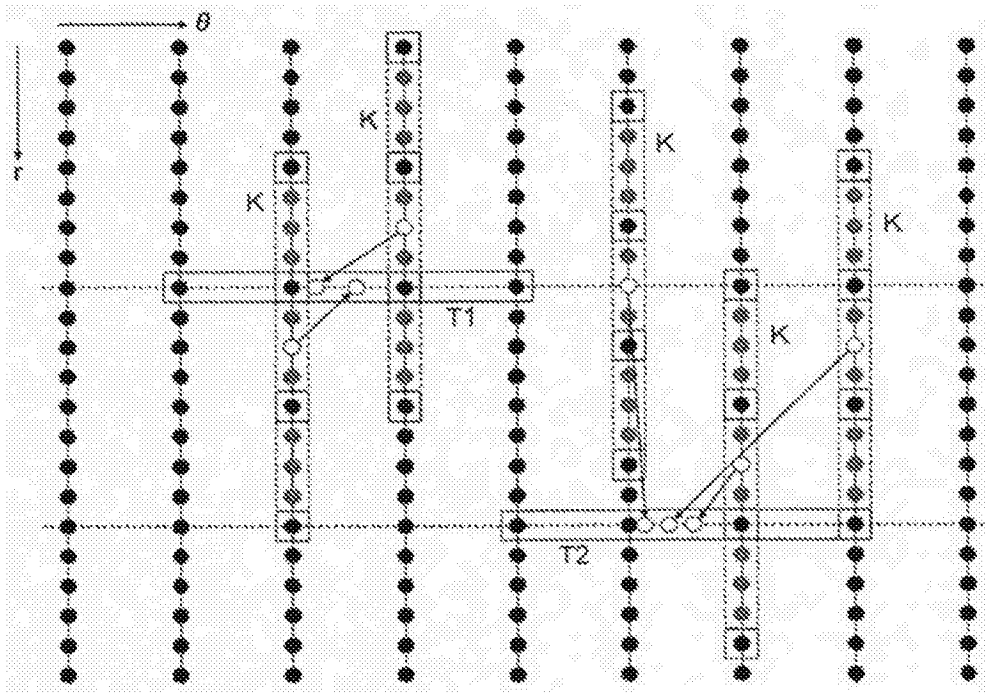


图10

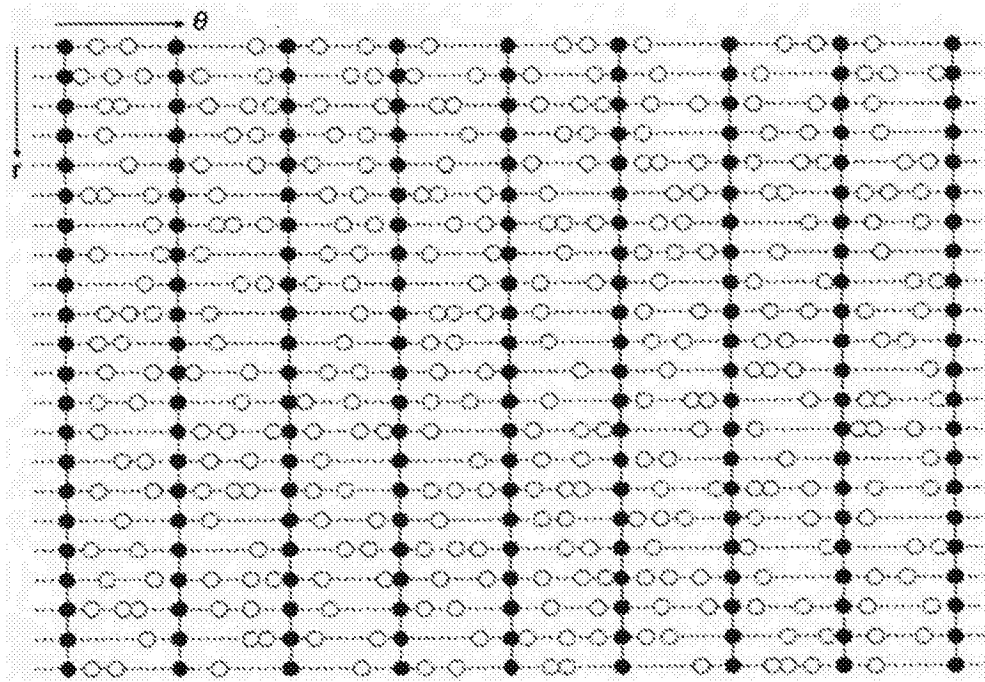


图11

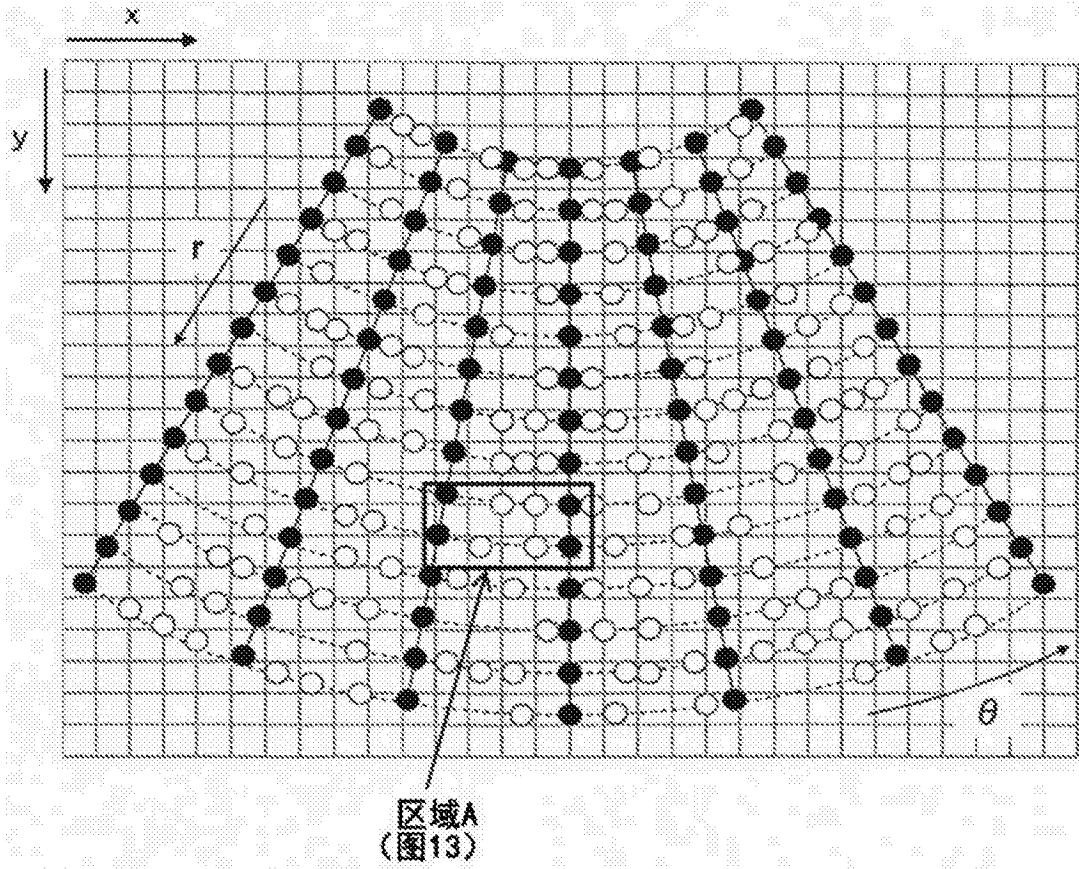


图12

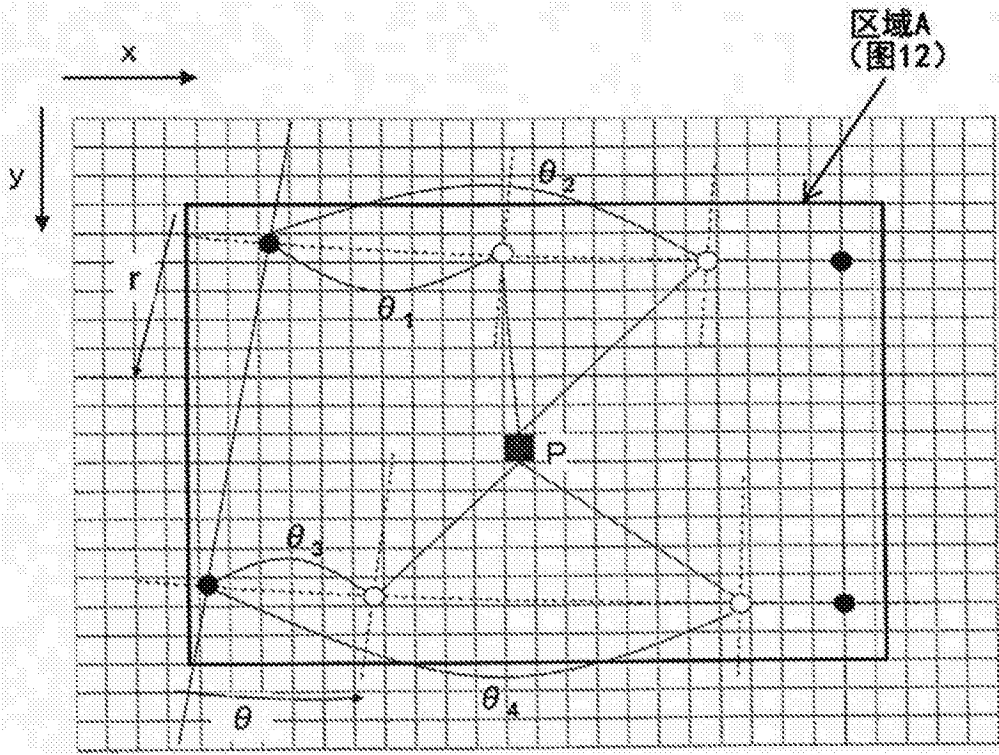


图13

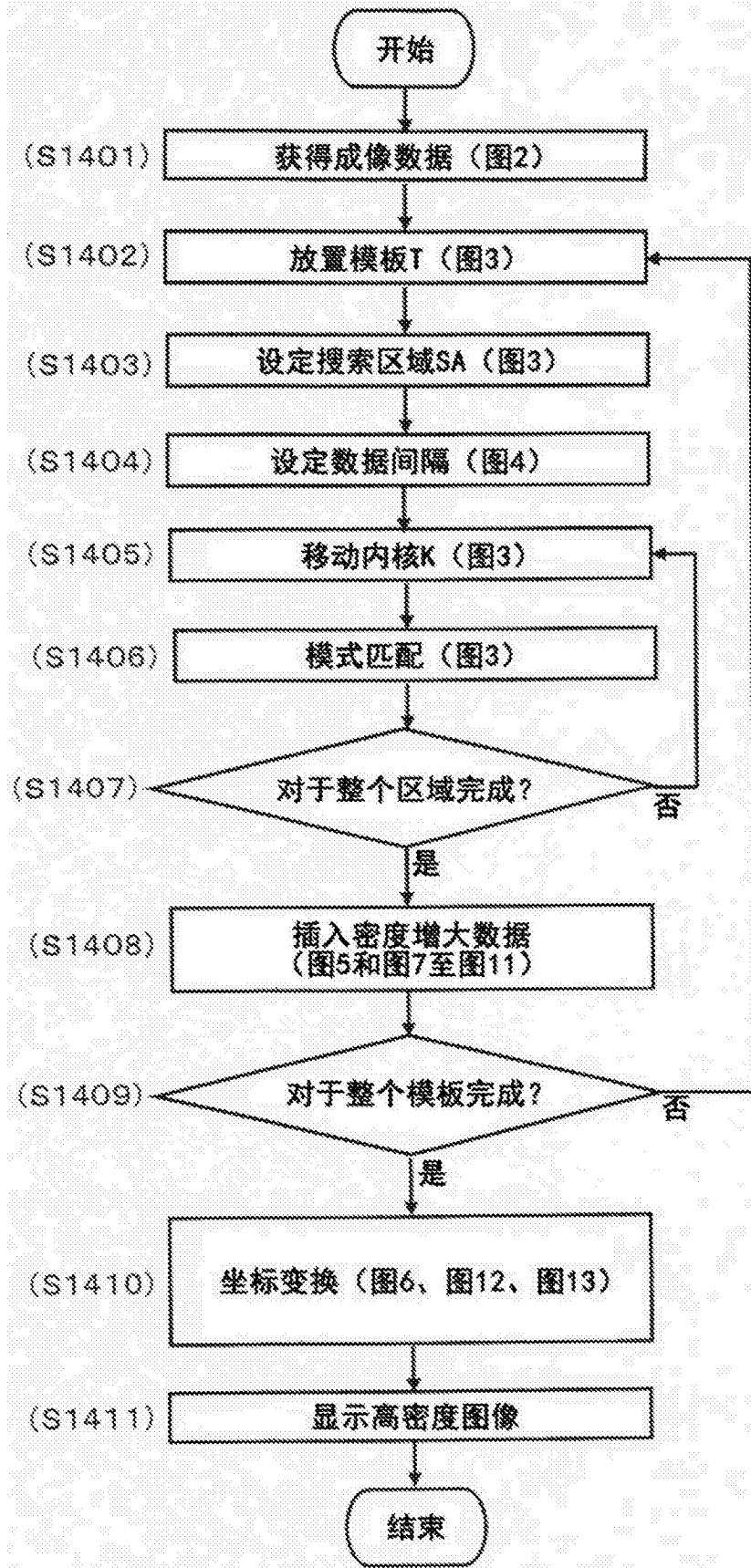


图14

<具体示例低密度图像（行数：61）>

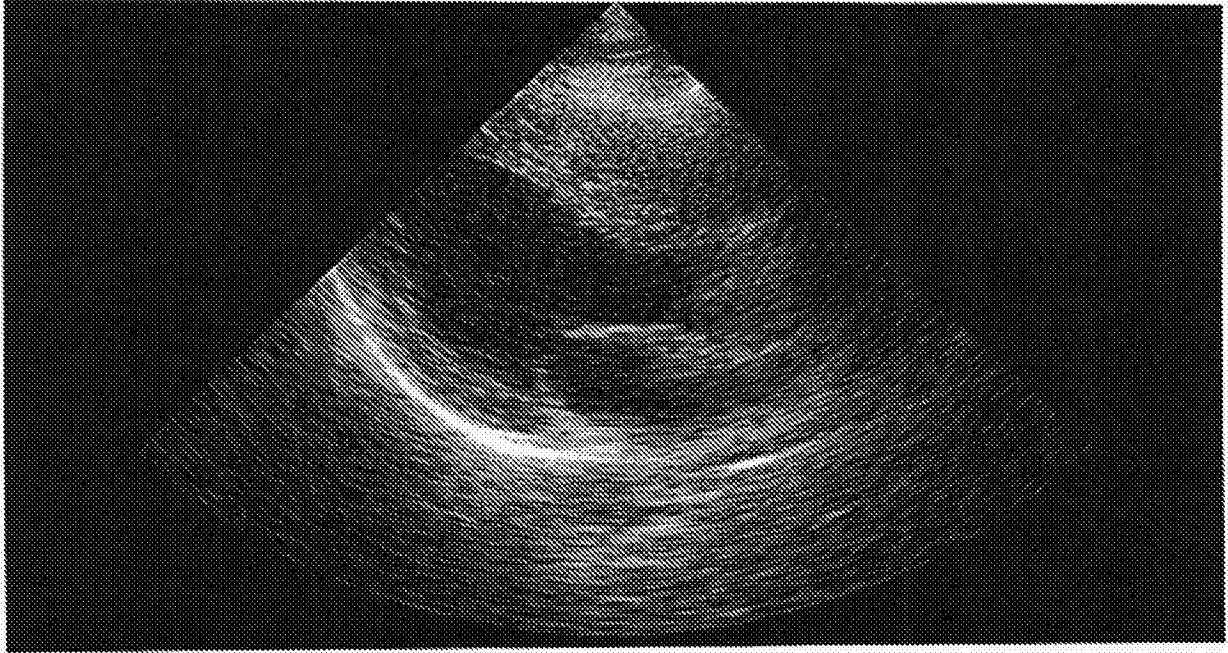


图15

<高密度图像的具体示例1（行数：121）>

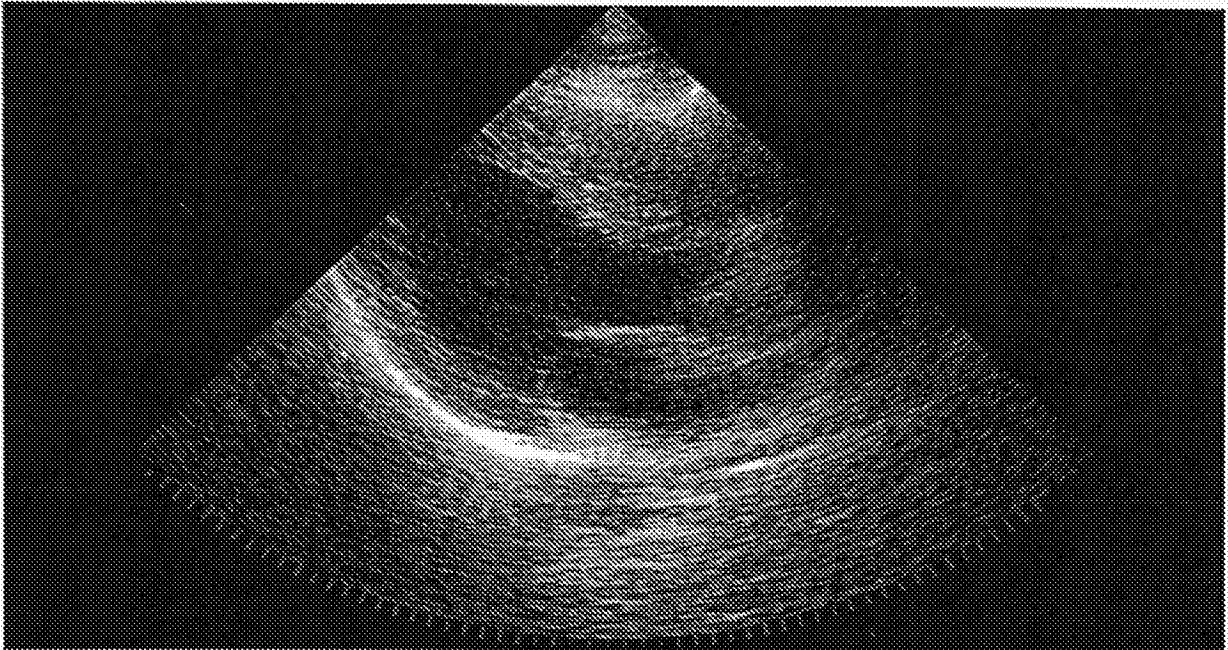


图16

<高密度图像的具体示例2 (行数: 121)>

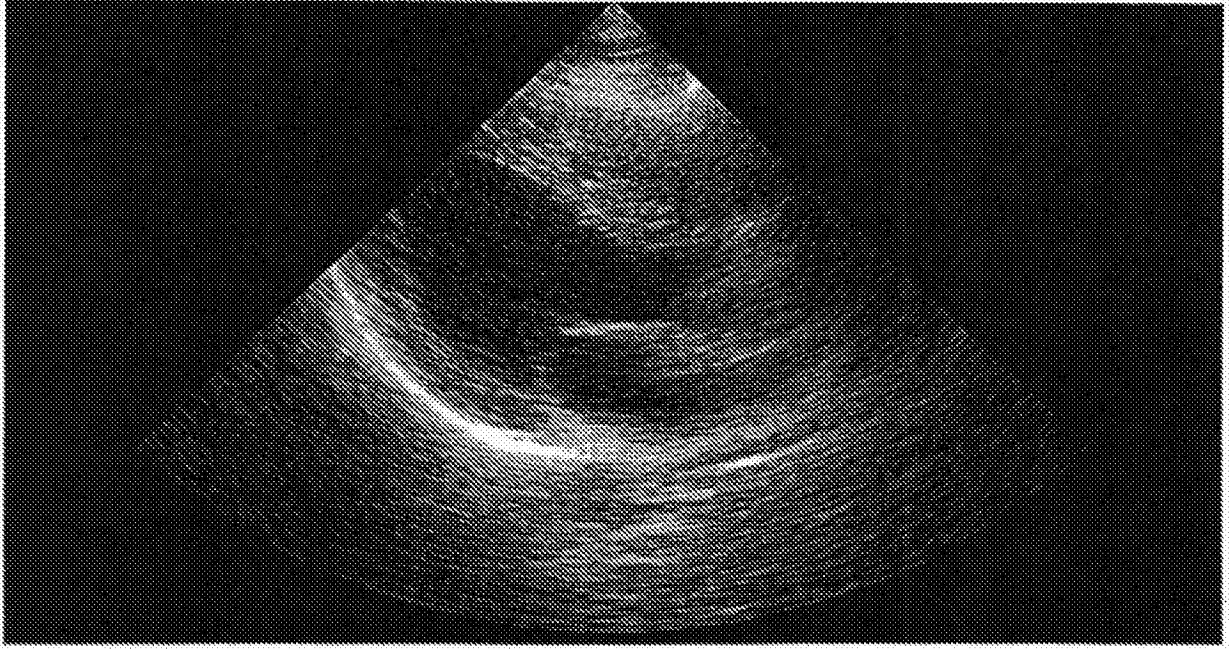


图17

<高密度图像的具体示例3 (行数: 121)>

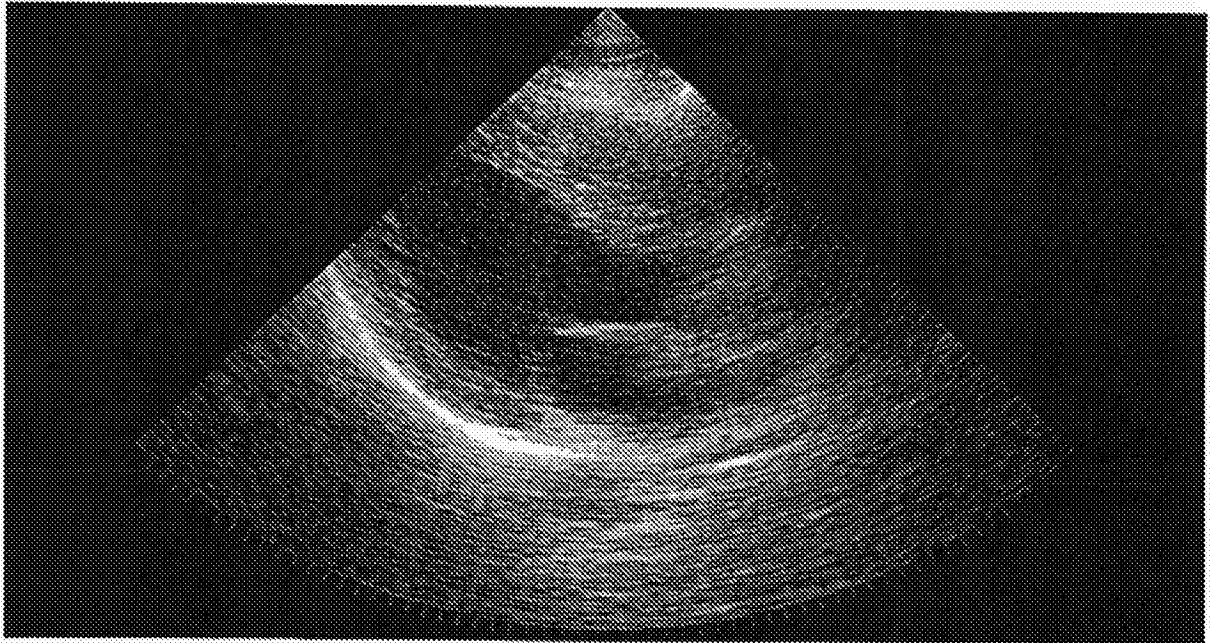


图18

<高密度图像的具体示例4 (行数: 121) >

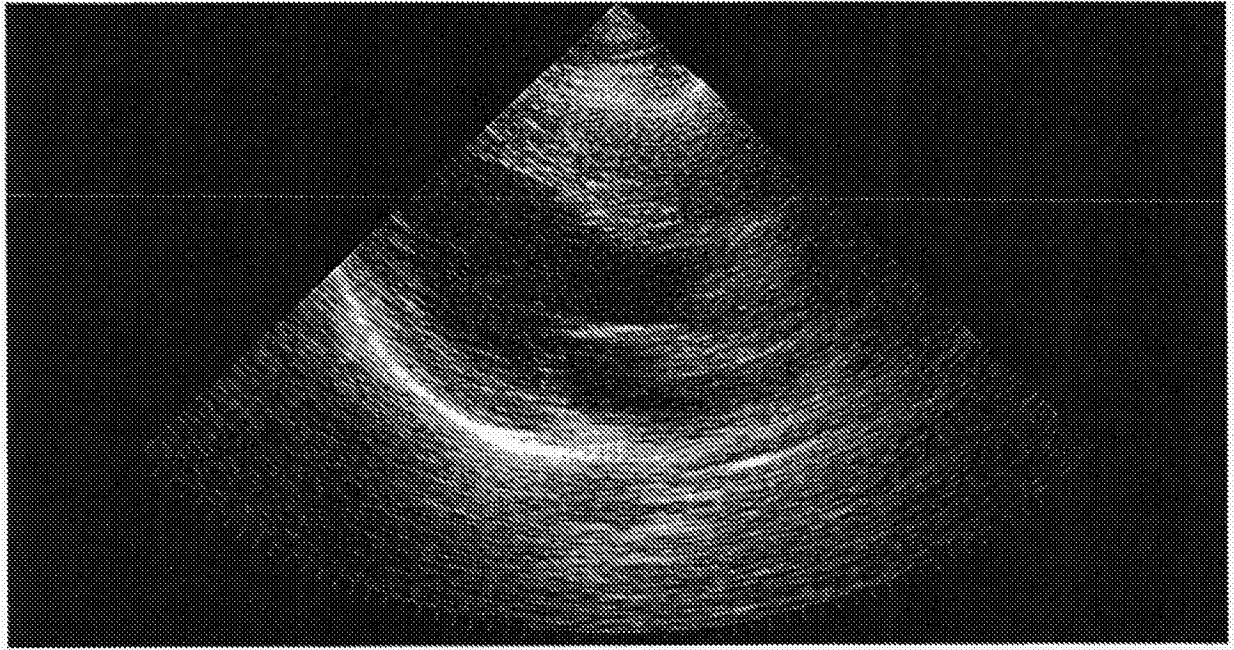


图19

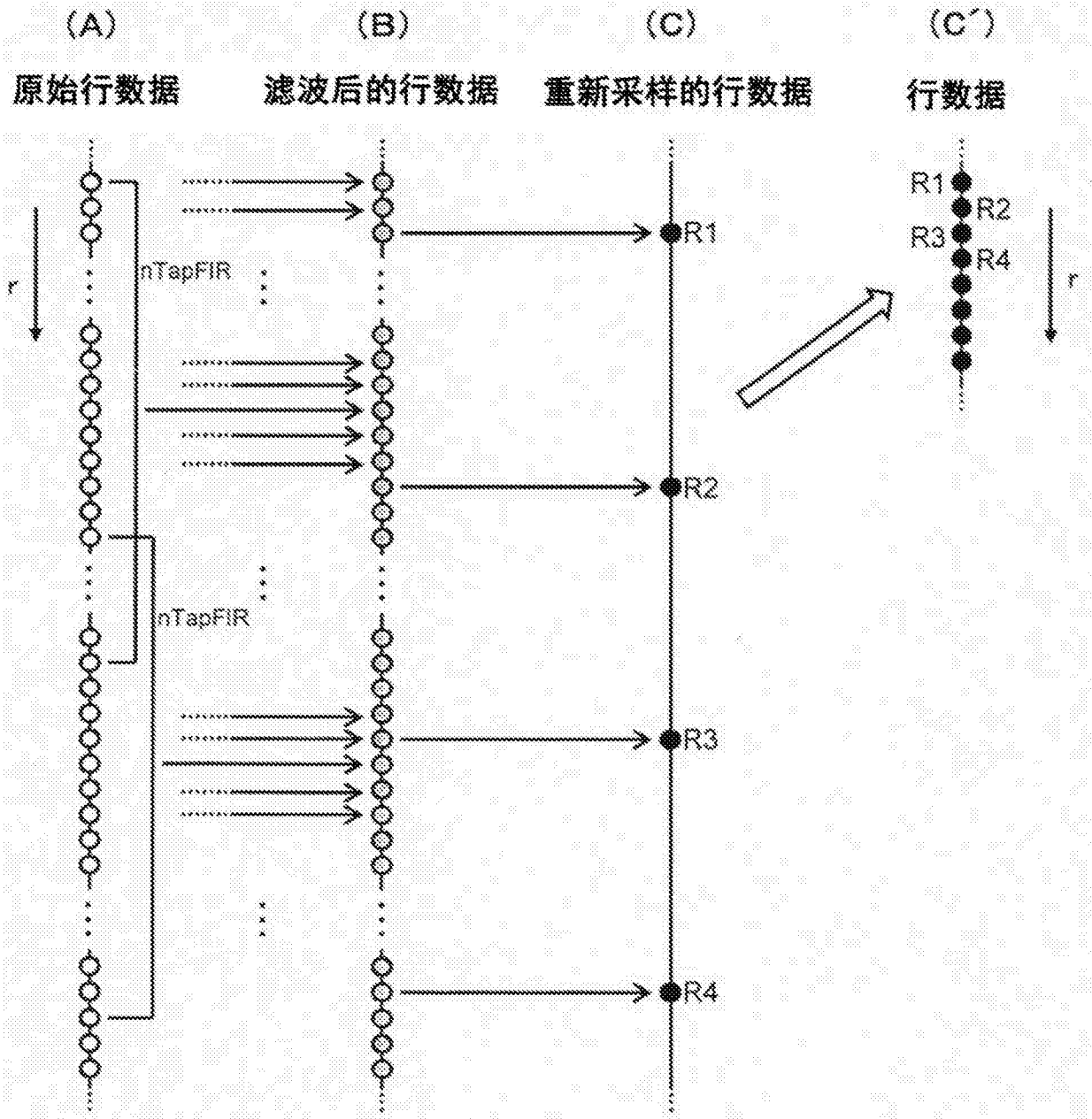


图20

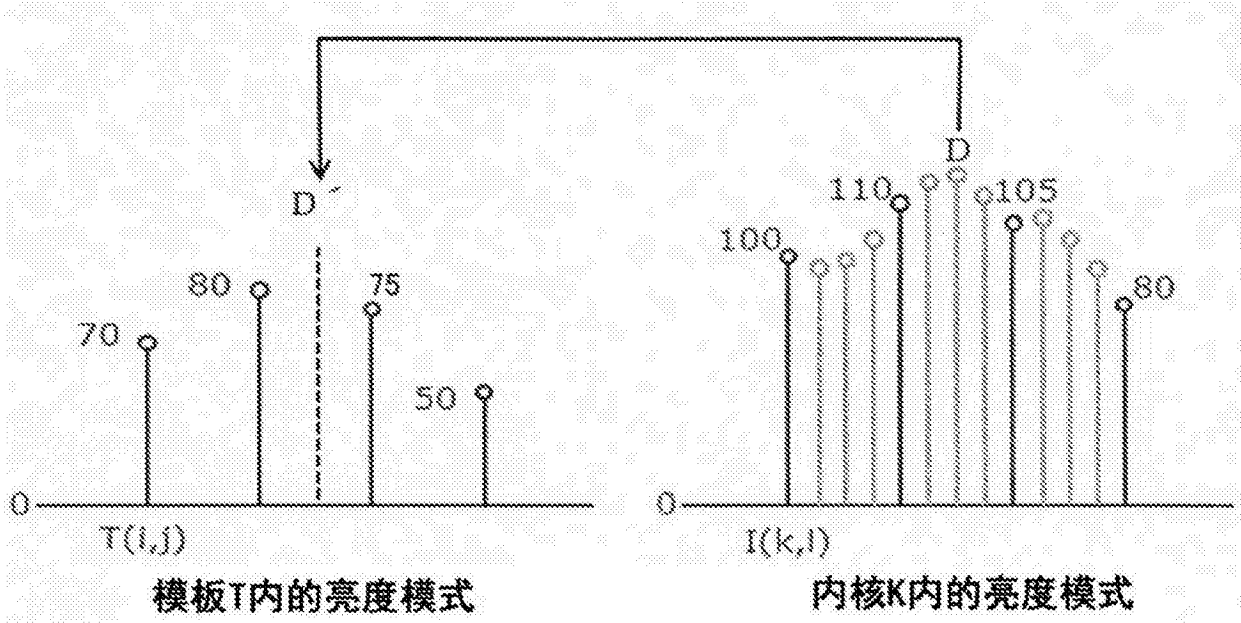


图22

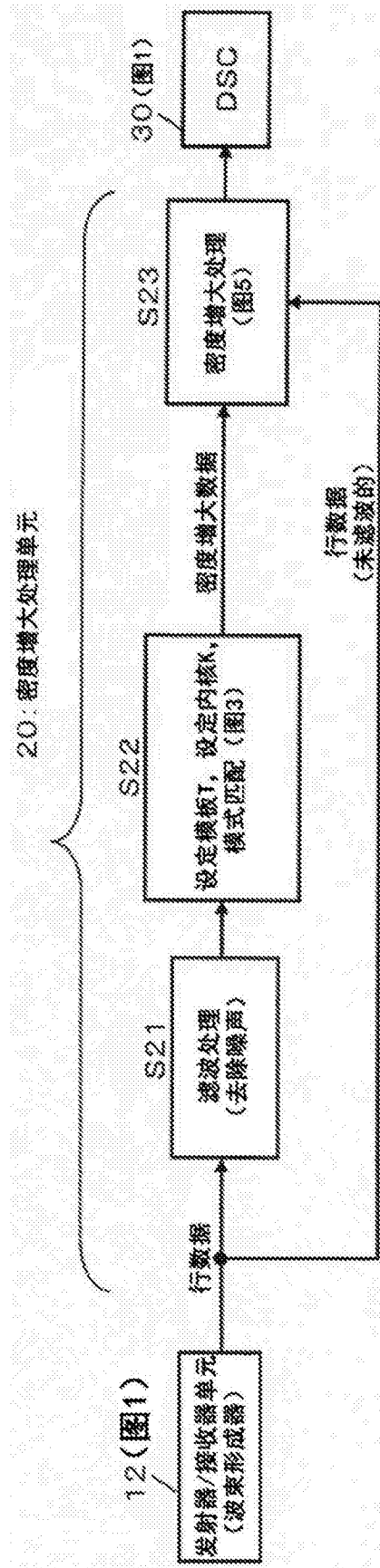


图23

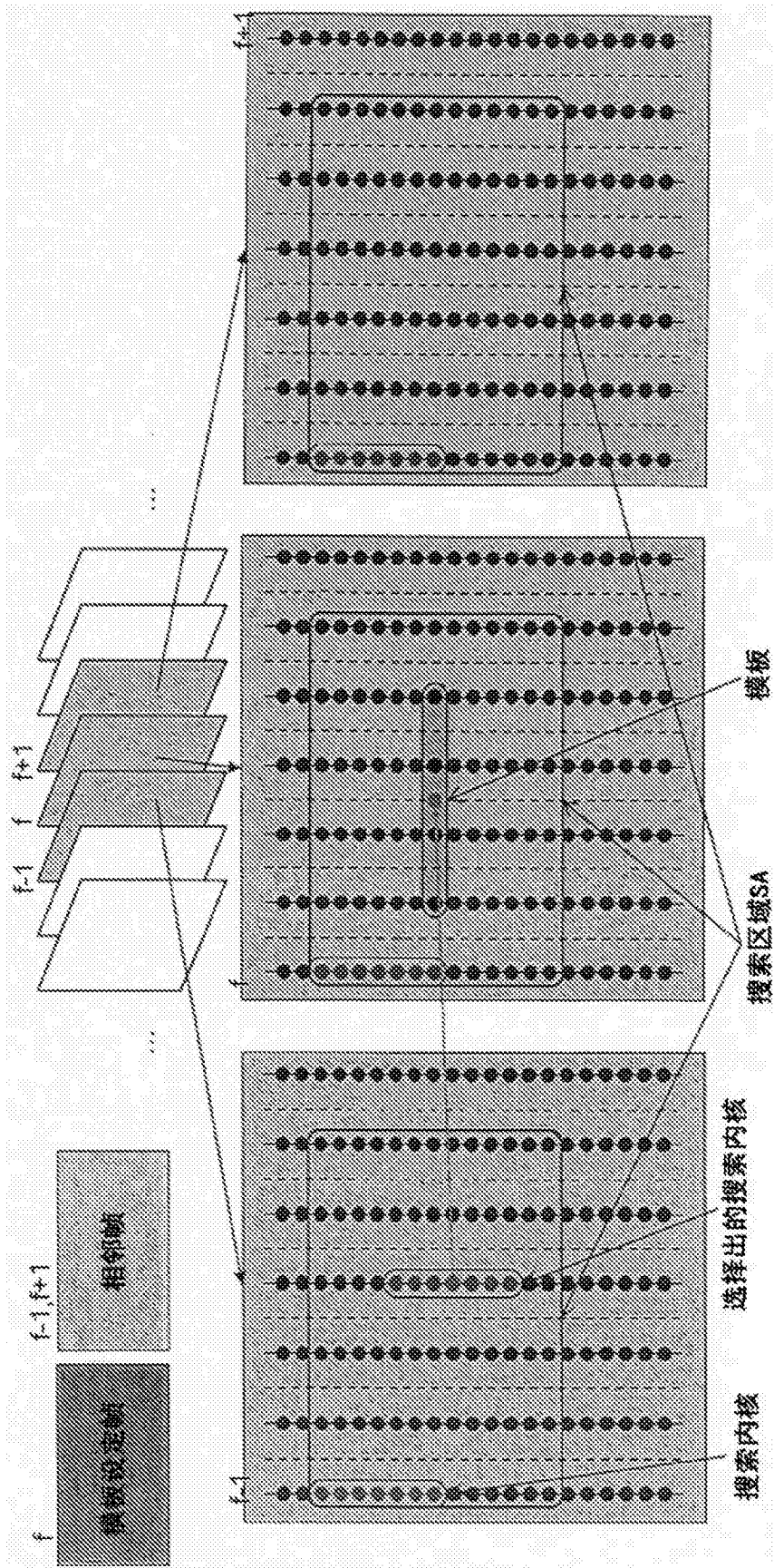


图24

专利名称(译)	超声波诊断仪		
公开(公告)号	CN104812313B	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201380062004.6	申请日	2013-11-27
[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	穴户裕哉 村下贤 前田俊德		
发明人	穴户裕哉 村下贤 前田俊德		
IPC分类号	A61B8/00 G06T3/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52034 G01S15/8977 G06T3/4007		
代理人(译)	黄威 邓玉婷		
优先权	2012258309 2012-11-27 JP		
其他公开文献	CN104812313A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

密度增大处理单元(20)增加由对应于通过利用超声波束(发射波束和接收波束)扫描所获得的多个超声波束的多条行数据组成的图像数据的密度。密度增大处理单元(20)通过基于在成像数据内沿超声波束深度方向以高密度布置的深度方向数据补偿沿超声波束扫描方向以低密度布置的扫描方向数据的密度来增加图像数据的密度。

