



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111819465 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 17

(21) 申请号 201880090504.3

(22) 申请日 2018.12.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111819465 A

(43) 申请公布日 2020.10.23

(30) 优先权数据
62/611,893 2017.12.29 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.08.28

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/086491 2018.12.21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/129685 EN 2019.07.04

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 D·W·克拉克
F·G·G·M·维尼翁
D·P·亚当斯 R·A·西夫莱
K·拉达克里希南

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
G01S 7/52 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2007165925 A1, 2007.07.19
US 2015348247 A1, 2015.12.03
审查员 崔瑞云

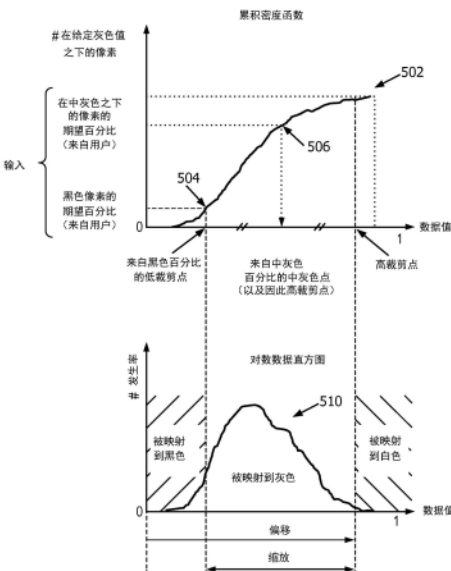
权利要求书2页 说明书12页 附图8页

(54) 发明名称

用于自适应地配置用于超声图像显示的动态范围的系统和方法

(57) 摘要

根据本公开的超声成像系统可以包括超声探头、显示单元和处理器,所述处理器被配置为:接收具有第一动态范围的源图像数据,其中,所述源图像数据包括基于由所述超声探头探测到的超声回波的对数压缩的回波强度值,生成源图像数据的至少部分的直方图,生成针对所述直方图的累积密度函数,接收所述累积密度函数(CDF)上的至少两个点的指示,并且使所述显示单元显示表示根据第二动态范围显示的所述源图像数据的超声图像。



1. 一种超声成像系统,包括:
超声探头,其能操作用于探测超声回波;
显示单元,其能操作用于基于所述超声回波来显示超声图像;以及
处理器,其被通信性地耦合到所述超声探头和所述显示器并且被配置为:
接收具有第一动态范围的源图像数据,其中,所述源图像数据包括基于由所述超声探头探测到的所述超声回波的对数压缩的回波强度值;
生成源图像数据的至少部分的直方图;
生成针对所述直方图的累积密度函数;
接收黑色像素的期望百分比的指示和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的期望百分比的指示,这些对应于分别在所述累积密度函数(CDF)的y轴上的第一点和第二点;并且
定义小于所述第一动态范围的第二动态范围,所述第二动态范围的最大值和最小值分别基于所述第一点和所述第二点来确定;并且
使所述显示单元显示表示根据所述第二动态范围显示的所述源图像数据的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为:接收所述CDF上的所述第一点和所述第二点的指示,并且基于所述第一点和所述第二点来定义用于将所述第一动态范围的部分映射到所述第二动态范围的线性映射函数。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为使用所述线性映射函数将16位源图像数据映射到用于显示的8位图像数据。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为:接收所述CDF上的对应于黑色像素的期望百分比的所述第一点的指示,并且接收所述CDF上的对应于具有在中灰色处或之下的像素值的像素的期望百分比的所述第二点的指示。
5. 根据权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为通过在对应于所述CDF的x轴上的对应于所述第一点的数据值的像素值处设置所述第二动态范围的最小值来定义所述第二动态范围,其中,所述处理器被配置为:确定所述CDF的x轴上的对应于所述第二点的数据值,并且进一步通过在对应于所述x轴上的对应于所述第二点的所述数据值的二倍的像素值处设置所述第二动态范围的最大值来定义所述第二动态范围。
6. 根据权利要求4所述的超声成像系统,还包括存储器,所述存储器存储黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比。
7. 根据权利要求6所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为基于被存储在存储器中的黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比针对多幅时间上相继的超声图像中的每幅自动地定义第二动态范围。
8. 根据权利要求6所述的超声成像系统,
其中,所述存储器存储用于黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比的多对值,每对与特定临床应用或与所述特定临床应用相关联的标准视图相关联,并且/或者
其中,所述系统还包括一个或多个用户控制,所述一个或多个用户控制被配置为调整黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比。
9. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述处理器还被配置为:

将所述源图像数据的至少部分划分成多个深度带；
针对每个深度带生成直方图和对应的CDF；并且
定义与每个深度带相关联的深度相关的第二动态范围。

10. 根据权利要求9所述的超声成像系统，其中，所述处理器被配置为：使用CDF来定义多个深度相关的第二动态范围，并且在与所述多个深度相关的第二动态范围中的每个相关联的最小值之间以及在与所述多个深度相关的第二动态范围中的每个相关联的最大值之间进行内插，以导出额外的深度相关的第二动态范围。

11. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述处理器还被配置为将时间增益补偿应用于所述对数压缩的回波强度值，以产生所述源图像数据。

12. 根据权利要求1所述的超声成像系统，其中，所述处理器还被配置为在生成所述直方图之前对所述源图像数据进行空间滤波、时间滤波或时空滤波。

13. 一种配置用于显示的超声成像系统的方法，所述方法包括：

接收具有第一动态范围的源图像数据，其中，所述源图像数据包括基于由超声探头接收到的回波信号的对数压缩的回波强度值；

生成所述源图像数据的至少部分的直方图；

生成针对所述直方图的累积密度函数；

接收黑色像素的期望百分比的指示和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的期望百分比的指示，这些对应于分别在所述累积密度函数(CDF)的y轴上的第一点和第二点；

定义小于所述第一动态范围的第二动态范围，所述第二动态范围的最大值和最小值分别基于所述第一点和所述第二点来确定；以及

生成用于显示的表示所述源图像数据的超声图像，其中，所述超声图像被配置为根据所述第二动态范围来显示所述源图像数据。

14. 根据权利要求13所述的方法，还包括：

将所述源图像数据划分成多个深度带；

生成与所述多个深度带中的每个带相关联的所述源图像数据的直方图和累积密度函数(CDF)；以及

针对所述多个深度带中的每个带定义深度相关的减小的动态范围。

15. 一种非瞬态计算机可读介质，包括处理器可执行指令，所述处理器可执行指令当由医学成像系统的一个或多个处理器运行时使所述一个或多个处理器执行根据权利要求13或14所述的方法。

用于自适应地配置用于超声图像显示的动态范围的系统和 方法

技术领域

[0001] 本公开总体涉及用于调整用于超声图像的显示(例如用于B模式和M模式成像)的动态范围的超声系统和方法。

背景技术

[0002] 在超声B模式(2D或3D)或M模式成像中,回波强度一般被对数压缩用于显示。这产生了直观图像,其中回波强度比被表示为亮度差,并且增益调整以及散斑和噪声方差与回波幅度无关。一般而言,即使在时间增益补偿(TGC)之后,所显示的动态范围也小于回波信号的全动态范围。所显示的动态范围内的像素通常被示为灰色的阴影,而超出所显示的动态范围的像素被示为饱和的白色或黑色。对于美观图像,通常相当一部分像素是黑色的或非常暗的,尤其是在图像的很大一部分表示流体的心脏或产科应用中。通常很小一部分像素(有时无)是饱和的白色。所显示的动态范围被应用有对数强度数据的偏移(“增益”)、缩放(“压缩”)和裁剪。对数偏移通常是深度相关的(TGC),并且能够被用户手动地控制,或通过系统现有系统中不是自适应的。系统噪声一般是一致的且可预测的,因此通过系统中的算法被自动地控制。对数缩放通常被用户手动地控制,并且一般在系统对增益(对数偏移)的自动设置能够在噪声是主要不期望分量(诸如深的深度)的情况下很好地工作。然而,在许多情况(和浅的深度)下,来自混乱混响或旁瓣的一片杂乱可以是主要不期望分量,并且这非常依赖于患者和视图。组织回波的强度也非常依赖于患者和视图。因此,超声系统的设计者和制造者继续寻求对其并且具体地对用于配置这样的设备和系统的所显示的动态范围的算法的改进。

发明内容

[0003] 本公开总体涉及用于配置用于超声图像的显示(例如用于B模式和M模式成像)的动态范围的超声系统和方法。根据本文中的范例,描述了用于将全动态范围映射到所显示的动态范围的自适应技术。

[0004] 根据本公开的超声成像系统可以包括:超声探头,其能操作用于探测超声回波;显示单元,其能操作用于基于所述超声回波来显示超声图像;以及处理器,其被通信性地耦合到所述超声探头和所述显示器。所述处理器可以被配置为:接收具有第一动态范围的源图像数据,其中,所述源图像数据包括基于由所述超声探头探测到的所述超声回波的对数压缩的回波强度值,生成源图像数据的至少部分的直方图,生成针对所述直方图的累积密度函数,接收所述累积密度函数(CDF)上的至少两个点的指示,并且使所述显示单元显示表示根据所述第二动态范围显示的所述源图像数据的超声图像。

[0005] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为接收仅两个点的指示并且基于所述两个点来定义线性映射函数。所述线性映射函数可以用来将所述第一动态范围的部分映射到所述第二动态范围。例如,所述处理器可以被配置为导出用于将16位源图像数据映射到用

于显示的8位图像数据的映射函数(例如,基于与一个或多个传入的超声图像相关联的CDF的线性映射函数)。

[0006] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为:接收所述CDF上的对应于黑色像素的期望百分比的第一点的指示,并且接收所述CDF上的对应于具有在中灰色处或之下的像素值的像素的期望百分比的第二点的指示。用于映射到第二动态范围的第一动态范围的低裁剪值和高裁剪值可以根据所述两个点来导出。例如,低裁剪值以及因此第二动态范围的最小值可以基于第一点(例如,等于黑色像素的期望百分比),并且高裁剪值以及因此第二动态范围的最大值可以根据第二点来导出(例如,如果中灰色百分比被指定,则高裁剪值可以通过使对应于中灰色百分比的像素值加倍来定义)。

[0007] 在一些实施例中,所述超声系统可以包括非易失性存储器,所述非易失性存储器存储到直方图-CDF过程的输入中的一个或多个。例如,所述存储器可以存储黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比、或某些像素值的像素的任何其他期望百分比。

[0008] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为基于用于所述至少两个点的相同值(例如,基于用于被存储在存储器中的黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比的相同值)针对多幅时间上相继的(在一些情况下,时间上连续的)超声图像中的每幅自动地定义第二或减小的动态范围。因此,虽然期望的像素百分位数可以在不同图像之间不改变(例如,在给定成像应用中或对于给定视图),但是显示可以基于每幅图像中的像素值的特定分布而被动态地或自适应地调整。

[0009] 在一些实施例中,(例如,所述超声系统的)所述存储器可以存储用于黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比的多对值,每对与特定临床应用或与所述特定临床应用相关联的标准视图相关联。在一些实施例中,所述系统可以还包括一个或多个用户控制(例如,以机械或软控制的形式,诸如滑块、旋钮或触摸屏控制),所述一个或多个用户控制被配置为调整黑色像素的所述期望百分比和具有在中灰色处或之下的像素值的像素的所述期望百分比。

[0010] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为导出用于将与多个深度带中的任何一个相关联的图像数据映射到减小的动态范围的深度相关的映射函数。为了执行深度相关的分析,所述处理器可以将源图像数据划分成与组织的给定深度相关联的样本集合。这些样本集合(也被称为横向(或空间上横向相关联的)样本集合)可以保持沿着直线或弧形线,这取决于换能器的物理性质(例如,阵列的几何形状,诸如扇形相控阵列、弧形阵列、线性阵列等)。在一些实施例中,所述处理器可以被配置为:将所述源图像数据的至少部分划分成多个深度带(例如,在特定深度处的横向样本集合),针对每个深度带生成直方图和对应的CDF,并且定义与每个深度带相关联的深度相关的第二动态范围。在一些实施例中,例如在扇形相控或弧形线性阵列的情况下,在特定深度处的横向(或空间上相关联的)样本集合可以包括沿着一个或多个相邻圆弧的回波强度数据或其一部分。在一些范例中,例如,在线性(非相控)阵列的情况下,横向样本集合可以包括沿着给定像素线或多行像素线的像素数据或其一部分。在一些范例中,不管源数据的几何关系如何,都可以在像素线的基础上执行深度相关的分析。

[0011] 在一些实施例中,所述处理器可以被配置为:使用基于CDF的过程来定义多个深度

相关的第二动态范围,并且在与所述多个深度相关的第二动态范围中的每个相关联的最小值之间以及在与所述多个深度相关的第二动态范围中的每个相关联的最大值之间进行内插,以导出额外的深度相关的第二动态范围。在一些实施例中,所述处理器可以还被配置为(例如,在求直方图之前)将时间增益补偿应用于所述对数压缩的回波强度值,以产生所述源图像数据。在一些实施例中,所述处理器可以还被配置为在生成所述直方图之前对所述源图像数据进行空间滤波、时间滤波或时空滤波。

[0012] 根据本文中的一些范例的方法可以包括:接收具有第一动态范围的源图像数据,以及生成所述源图像数据的至少部分的直方图。所述源图像数据可以包括响应于由超声探头接收到的回波信号而生成的对数压缩的回波强度值(即,在对数压缩之后的回波强度值)。所述方法可以还包括:生成针对所述直方图的累积密度函数,接收所述累积密度函数(CDF)上的至少两个点的指示,基于所述至少两个点来定义小于所述第一动态范围的第二动态范围,以及生成用于显示的表示所述源图像数据的超声图像,其中,所述超声图像被配置为根据所述第二动态范围来显示所述源图像数据。

[0013] 在一些范例中,接收至少两个点的指示和定义第二动态范围可以包括:接收第一点和第二点的指示,并且基于所述第一点和所述第二点来定义用于将所述第一动态范围的部分(例如,与第一动态范围相关联的像素值的部分)映射到所述第二动态范围(例如,与第二动态范围相关联的像素值)的线性映射函数。在一些范例中,所述映射可以涉及将16位源图像数据映射到8位图像数据。在一些范例中,所述至少两个点中的第一个可以对应于所述源图像数据中的要被分配以黑色像素值的像素的百分比,并且其中,所述至少两个点中的第二个可以对应于所述源图像数据中的要被分配以在中灰色像素值处和之下的像素值的像素的百分比。

[0014] 在一些范例中,所述方法可以包括:将所述源图像数据划分成多个深度带,生成与所述多个深度带中的每个带相关联的所述源图像数据的直方图和累积密度函数(CDF),以及针对所述多个深度带中的每个带定义深度相关的减小的动态范围。在一些范例中,所述多个深度带中的每个带可以对应于在给定深度处的一组横向样本集合。在一些实施例中,所述横向集合可以保持沿着弧形线(或圆弧)或沿着超声图像的像素的直线或行。在其他范例中,每个带可以对应于沿着像素数据的多个轴向相邻线(弧形或笔直)的横向样本集合。

[0015] 在一些范例中,可以从所述超声成像系统的存储器中取回所述至少两个点。在一些范例中,可以基于成像应用(例如,心脏、乳房、产科等)或基于与特定视图(例如,标准心脏视图)相关联的图像数据来从多对输入点中取回所述至少两个点。在一些范例中,所述方法可以还包括将时间增益补偿应用于所述对数压缩的回波强度值以产生所述源图像数据。在一些范例中,所述方法可以还包括在生成所述直方图之前例如使用空间滤波器、时间滤波器或时空滤波器对所述源图像数据进行滤波。

[0016] 根据本文中公开的范例中的任一个的方法可以被体现在包括处理器可执行指令的计算机可读介质中,所述处理器可执行指令当由系统(例如,被配置为显示和/或采集医学图像的系统)运行时可以使所述系统执行被体现在所述计算机可读介质中的过程。

[0017] 来自所公开的实施例中的任一个的特征可以在没有任何限制的情况下结合彼此来使用。此外,通过考虑以下详细描述和附图,本公开的其他特征和优点对本领域普通技术人员来说将会变得显而易见。

附图说明

- [0018] 图1A示出针对全动态范围(例如,16位)图像数据的对数压缩的数据的直方图。
- [0019] 图1B示出了图1A的对数压缩的图像数据但是在减小的动态范围(例如,8位)处的直方图。
- [0020] 图2示出了用于调整用于医学图像数据的显示的动态范围的过程的方框图。
- [0021] 图3示出了根据本公开的原理的超声成像系统的方框图。
- [0022] 图4示出了根据本公开的原理的涉及将处置应用于输入(具有全DR的源数据)上以获得输出(具有经调整的DR的用于显示的图像数据)的过程的图示。
- [0023] 图5示出了用于确定要被应用于全DR图像数据的处置的过程的图示。
- [0024] 图6示出了用于能够被映射到8位图像数据的16位图像数据的线性映射的范例。
- [0025] 图7A、图7B和图7C示出了根据本公开的原理的用于调整用于显示的动态范围的用户控制的范例。

具体实施方式

[0026] 对某些示范性实施例的以下描述本质上仅仅是示范性的,并且不旨在以任何方式限制本公开或其应用或用途。在对本系统和方法的实施例的以下详细描述中,对附图进行参考,附图形成本发明的一部分,并且在附图中,通过说明的方式示出了所描述的系统和方法可以被实践于其中的具体实施例。对这些实施例进行充分详细的描述,使得本领域技术人员能够实施当前公开的系统和方法,并且应理解,可以利用其他实施例,并且可以在不背离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑改变。此外,出于清楚的目的,当特定特征对本领域技术人员而言将是显而易见的时,将不再讨论对这些特征的详细描述,以便不使对本系统的描述模糊不清。以下详细描述因此不应在限制性的意义上来理解,并且本系统的范围仅仅由权利要求限定。

[0027] 如图1A和图1B中示出的,所显示的动态范围120小于回波信号的全动态范围110。如图1B中示出的,所显示的动态范围内的像素通常被示为灰色(即,0和255之间的像素值)的阴影,而超出所显示的动态范围的像素被示为饱和的白色(即,255的像素值)或黑色(即,0的像素值)。对于美观图像,通常相当一部分像素是黑色的或非常暗的,尤其是在图像的很大一部分表示流体的心脏或产科应用中。通常很小一部分像素(有时无)是饱和的白色。

[0028] 所显示的动态范围通过应用偏移112(例如,响应于经由“增益”旋钮的输入)和缩放114(响应于“压缩”输入)以裁剪对数强度数据的全动态范围来定义。如图1A和图1B中示出的,16位“全动态范围”图像可以根据指定的偏移(增益)和缩放(压缩)设置被映射到用于显示的8位图像。增益和压缩输入通常与时间增益补偿(TGC)控制(一般以8个滑块的形式被提供,用于深度相关的增益或对比度调整)无关。然而,即使现有超声系统上具有这些控制,图像也可能被次佳地显示,和/或为了获得最佳显示,可能需要比高效工作流可能期望的更多的通过超声医师的手动调整。

[0029] 图2示出了根据本公开的原理的用于自适应地调整用于超声图像的显示的动态范围(DR)的过程的方框图。该过程通过接收全动态范围图像数据(方框202)(在该范例中,16位图像数据)开始。虽然在图2中参考作为源(原始)图像数据的16位图像数据和作为输出图像数据的8位图像数据描述了范例,但是将理解,在该范例中,位尺寸是任意的并且仅仅被

提供用于说明。将理解,该技术能够同样适于任何尺寸的输入和输出,例如12位、32位、36位或基于任何其他整数或基于非整数(即,浮点)的输入和输出。还将理解,虽然范例图示了输入与输出之间的位尺寸的减小,但是这再次仅仅被提供用于说明。在其他范例中,源和输出数据可以都具有相同的尺寸(例如,16位或其他尺寸的输入/输出),并且根据本文中的范例的被应用于调整图像数据的动态范围的处置不仅仅或部分地旨在改变输入和输出的字长,而是一般旨在影响图像质量,例如以在图像数据被呈现在显示器上之前从源图像数据去除不必要的数据(或杂乱)。

[0030] 如本文中描述的,处置201可以被应用于源图像数据(例如,如通过箭头203示出的),以减少图像中的不期望的或不必要的信息(诸如杂乱)。要被应用于源图像数据的处置201的确定涉及:基于源图像数据来生成一个或多个直方图,计算针对每个直方图的累积密度函数(CDF),并且基于CDF上的两个或更多个点来定义针对减小的动态范围(在本文中也称为用于显示的动态范围(DR))的最小值和最大值。在图2中的范例中,源图像数据(在方框202中)被划分成深度带(如方框208中示出的),并且针对每个深度带生成直方图和对应的CDF(如方框204中示出的)。然而,将理解,可以对整个源图像数据执行本文中描述的过程而不将其划分成多个深度带-即,处置201可以使用对应于完整源图像数据集的单个深度带来导出。还将理解,源图像数据不一定是产生完整超声图像所需的完整图像数据集,而是可以是其一部分,诸如与图像中的感兴趣区域相关联的部分、围绕图像的中心的中心的部分、沿着图像的一条或多条扫描线的部分、或任何其他部分。一旦所显示的动态范围的最小值和最大值已经基于CDF被定义,处置就被应用于源图像数据以裁剪全动态范围并且产生具有用于显示的DR的输出图像数据,例如,如方框220中示出的。

[0031] 如图2中进一步示出的,过程200可以涉及若干任选步骤。例如,源图像数据(在方框202处)可以最初被空间滤波、时间滤波或时空滤波(如方框206中示出的)以模糊或平滑图像。例如,源图像数据可以在求直方图化之前被空间地低通滤波,以减小由散斑和噪声(例如,应用直方图模糊)引起的强度方差。如图所示,如图2中的方框图中示出的任何这样的空间和/或时间平滑仅可以沿着分析路径205(例如,与定义要被应用的处置201相关联的信号路径)被应用于源数据。这种滤波可以不沿着图像生成路径207被应用于源图像数据,并且因此可以不影响(例如,模糊)最终被显示的图像。即,一旦减小的动态范围(例如,用于显示的DR或所显示的DR)已经在信号路径205的输出处被定义,处置201(例如,对动态范围的减小)就可以被应用到经由信号路径207供应的预先滤波的源图像数据。在一些实施例中,用于两个或更多个时间上相继的(不一定相继的)图像帧的直方图可以被时间地平均,以在计算CDF之前减小时间变化,例如在心脏成像的情况下,这种时间平均可以减少心动周期波动。

[0032] 如图2中进一步示出的,源图像数据可以被任选地划分成深度带,例如2、3、4、6、8、10、20个或任何其他数量的深度带,如方框210中示出的。直方图可以针对每个深度带被生成,并且对应的CDF可以针对与每个深度带相关联的直方图中的每个被计算,如方框204中示出的。CDF可以使用任何已知的技术来计算,例如,通过对直方图进行积分和归一化以获得针对每个直方图的从0单调地增加至1的CDF。单调函数(诸如CDF)从相应的直方图获得,以实现变量的逆映射-即,沿着y轴的两个点的选择以获得x轴上的两个点。在其他范例中,可以使用除了CDF之外的不同的可逆函数。在本范例中,两个期望百分比值(例如,完全黑色

和中灰色)的输入或选择使得算法能够确定针对减小的动态范围的最小值和最大值。例如,如果完全黑色和中灰色百分比被指定,则算法将完全黑色百分比从y轴映射到x轴上的低裁剪点(或最小像素值,即,与完全饱和的黑色相关联的像素值),并且进一步将中灰色百分比从y轴映射到对应的中点像素值。减小的动态范围的高裁剪点或最大像素值然后能够被定义为中点像素值的二倍。例如,在将(由D16表示的)16位图像数据映射到(由D8表示的)8位图像数据的情况下,并且在用于完全黑色和中灰色的期望百分位数分别由B和G来表示,输入图像数据到输出图像数据的范例自适应线性映射可以通过以下公式来表示:

$$[0033] \quad D_8 = \max \left(0, \min \left(255, \text{round} \left(128 * \frac{D_{16} - B}{G - B} \right) \right) \right)$$

[0034] 两个输入点的不同对能够被用于根据其他范例的线性映射,或在另外的其他范例中,多于两个点可以被用于非线性或分段线性映射。如将认识到的,在线性映射函数的情况下,CDF上的两个输入点能够用来导出常规对数偏移(高裁剪点)和缩放(低裁剪点)值,但是本文中描述的过程是动态的或自适应的,因为不同的偏移和缩放值可以借助于不同图像之间的像素值的累积分布的差异应用于不同的图像。换言之,代替使用相同的对数偏移和缩放值以及因此相同范围的像素值用于每幅传入的图像的所显示的DR(除非被用户手动地调整)(正如常规系统中的情况),根据本公开的系统可以在不同的图像之中使用某些像素值的相同百分比,但是得到的所显示的DR可以在各图像之间不同,并且任何给定图像中的像素值的分布可以不同。

[0035] 如所描述的,可以针对多个深度带中的每个生成直方图和对应的CDF,例如通过对给定深度带中的所有像素进行分析或求直方图,并且针对图像中的每个深度的对数偏移和缩放值可以被计算地获得(例如,通过所分析的样本之间的内插)。在其他范例中,在每个像素线(不论是笔直的还是弧形的)处的样本可以被独立地分析,例如,通过在每个深度处生成直方图和CDF。

[0036] 如图2中进一步示出的并且如所描述的,过程200接收CDF上的至少两个点作为输入(例如,参见方框222)。在一些范例中,两个点可以是完全黑色的期望百分比和中灰色像素的期望百分比。即,第一点可以在CDF上被指示以在输出图像上选择应当被分配以“黑色”像素值的像素的百分比,并且第二点可以在CDF上被指示以选择应当被分配以在中灰色处和之下的像素值的像素的百分比。两个输入(例如,完全黑色和中灰色水平或百分比)可以用来导出减小的DR的最小值和最大值。例如,两个输入(例如,在CDF上指示的两个点)可以定义用于将源图像的像素值百分比映射到要被包括在减小的DR中的像素值的线性映射函数,如参考图5进一步描述的。在一些范例中,在CDF上指示的两个点可以是除了完全黑色和中灰色百分比之外的,例如,它们可以对应于两个灰度水平百分比、完全黑色和完全白色百分比、中灰色和完全白色、或完全黑色或完全白色输入中的任一个和在一些中间位置(两个完全饱和水平(黑色或白色)中的任一个的中值)处的灰色值输入。在其他范例中,多于两个点可以被指定,并且非线性或分段线性映射可以用来定义对应直方图的最小值和最大值。

[0037] 在一些范例中,在CDF上指定的两个点可以被转换回到常规对数偏移和缩放(如方框212中示出的),在这种情况下,对于每个深度带,但是在单个深度带的情况下-对数偏移和缩放要被应用于用于完整源数据集的DR。在每个深度带处的对数偏移和缩放可以被内插(如方框214中示出的),以定义在源图像数据的每个深度处的对数偏移和缩放。处置201然

后可以被应用于源图像数据,如方框218中示出的,以将全DR裁剪到用于显示的DR,并且产生用于显示的输出图像数据(方框220)。如所提及的,将源图像数据划分成深度带是任选的,并且在一些范例中,减小的DR可以通过对完整源图像数据集进行操作来定义,并且内插可以任选地用来针对与基于单个直方图和CDF定义的对数偏移和缩放不同的深度定义对数偏移和缩放。在其他范例中,该过程可以在图像数据的每个深度处被执行,因此省略方框212和214处的步骤,但该技术可能是比更少数量的深度带被用于求直方图的范例更计算密集的。

[0038] 例如如参考图1描述的动态范围调整方法可以被合并到超声系统中,以提供用于超声图像的显示的自适应DR调整。在一些范例中,超声系统可以是例如包括用于超声图像数据采集的硬件和/或软件部件的成像系统。在其他实施例中,超声系统可以是例如包括用于超声图像的显示和/或分析的硬件和/或软件部件的分析工作站,例如采集后审查工作站。本文中的范例同样可以适用于被配置为显示医学图像的任何系统,诸如被配置为采集和/或显示任何成像模态(例如,超声、CT、MRI等)的医学图像的任何系统。

[0039] 图3示出了根据本公开的原理构建的超声成像系统的方框图。图3中的超声成像系统310包括超声探头312、换能器阵列314、波束形成器322和任选地微波束形成器316、发射/接收(T/R)开关318、发射控制器320、以及用于根据探测到的回波来生成超声图像的一个或多个处理部件。例如,系统310可以包括信号处理器326、B模式处理器328、多普勒处理器360、扫描转换器330、多平面重新格式化器332、体积绘制器334、图像处理器336、图形处理器340、以及其他。系统还可以包括用户接口324、输入设备352和输出设备338。图3中示出的部件仅仅是说明性的,并且包括消除部件、组合部件、重新布置部件和替代部件的其他变型都被预见到。例如在被配置用于图像的采集后显示的超声系统(例如,分析工作站)中,图像数据采集所需的部件中的一个或多个可以被省略;在这样的情况下,超声图像数据可以从存储设备(例如与影像归档与通信系统(PACS)相关联的存储服务器)接收。

[0040] 如图所示,超声成像系统310包括超声探头312,超声探头312包括用于发射超声波和接收回波信息的换能器阵列314。多种换能器阵列可以被使用,例如,线性阵列、弧形阵列或相控阵列。换能器阵列314例如能够包括能够在仰角和方位角维度上进行扫描用于2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如图所示)。换能器阵列314可以被耦合到微波束形成器316,微波束形成器可以位于超声探头312中。微波束形成器316控制通过阵列314中的换能器元件对信号的发射和接收。在所图示的范例中,微波束形成器316被耦合到发射/接收(T/R)开关318,其在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器322免受高能发射信号影响。在一些实施例中,例如在便携式超声系统中,T/R开关318和系统中的其他元件能够被包括在超声探头312中而非在单独的超声系统基部中。超声系统基部通常包括软件和硬件部件,其包括用于信号处理和图像数据生成的电路以及用于提供用户接口的可执行指令。

[0041] 在微波束形成器316的控制下从换能器阵列314对超声脉冲的发射可以由被耦合到T/R开关318和波束形成器322的发射控制器320进行引导,发射控制器可以接收来自用户接口324的用户操作的输入。用户接口324可以包括一个或多个输入设备(诸如控制面板842),所述一个或多个输入设备可以包括一个或多个机械控制(例如,按钮、滑块、编码器等)、触摸敏感控制(例如,触控板、触摸屏等)和其他已知的输入设备。例如,用户接口可以包括用于控制TGC、总增益以及用于配置图像的显示的其他参数的用户控制(硬件或软件)。

用户接口924可以包括一个或多个输出设备,例如,被配置为显示图像的显示器938。

[0042] 可以由发射控制器320控制的另一功能是波束被转向的方向。波束可以从换能器阵列314笔直向前(正交于换能器阵列)或以用于更宽视场的不同角度被转向。由微波束形成器916产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器322,其中来自换能器元件的个体贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。波束形成器和/或微波束形成器可以以硬件、软件或其组合的方式被实施。

[0043] 信号处理器32能够以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离、以及谐波信号分离。信号处理器326也可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号复合和噪声消除。经处理的信号可以被耦合到B模式处理器328以用于产生B模式图像数据。B模式处理器能够采用幅度探测用于身体中的结构的成像。B模式处理器328的输出可以被耦合到扫描转换器330、多平面重新格式化器332和/或体积绘制器334。扫描转换器330被配置为以它们以期望的图像格式被接收的空间关系布置图像数据(例如,回波强度信号)。例如,扫描转换器330可以将回波强度信号布置成二维(2D)扇形格式、或锥体形或其他形状的三维(3D)格式。多平面重新格式化器332能够将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回波强度信号转换成该平面的超声图像(例如,B模式图像),例如如在美国专利No.6,443,896(Detmer)中描述的。体积绘制器334可以生成如从给定参考点观察到的3D数据集的图像,例如,如在美国专利No.6,530,885(Entrekin等人)中描述的。

[0044] 系统310还可以包括多普勒处理器360。来自信号处理器326的信号可以被耦合到多普勒处理器360,多普勒处理器可以被配置为估计多普勒频移并且生成多普勒图像数据。多普勒图像数据可以包括彩色数据,所述彩色数据可以与用于显示的B模式(或灰度)图像数据叠加。多普勒处理器360可以被配置为根据已知技术来估计速度和功率。例如,多普勒处理器326可以包括多普勒估计器,诸如自动关联器,其中速度(多普勒频率)估计基于滞后自相关函数的自变量,而多普勒功率估计基于零滞后自相关函数的幅值。运动也能够通过已知的相位域(例如,参数频率估计器,诸如MUSIC、ESPRIT等)或时域(例如,交叉相关)信号处理技术来估计。代替或除了速度估计器,与速度的时间或空间分布相关的其他估计器(诸如加速度或时间和/或空间速度导数的估计器)能够被使用。

[0045] 来自扫描转换器930、多平面重新格式化器932和/或体积绘制器934的输出(例如,图像)可以被耦合到图像处理器936,以便在被显示在图像显示器938上之前进一步增强、缓冲和暂时存储。在一些实施例中,例如,当执行2D实时超声数据与术前图像数据的图像融合时,系统可以包括或被通信地耦合到术前数据源968。来自扫描转换器930的2D图像可以首先经过配准和融合处理器964,配准和融合处理器可以被配置为在融合并将组合的图像向下游例如发送到图像处理器和/或图形处理器之前实时校正运动诱发的未对准。图形处理器940可以生成用于与图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加能够包含例如标准识别信息,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器可以被配置为接收来自用户接口924的输入,诸如键入的患者姓名或其他注释。在一些实施例中,系统100可以被配置为经由用户接口924接收用户输入以便设置本文中描述的算法的参数。在一些实施例中,图形处理器、图像处理器、体积绘制器和多平面重新格式化器中的至少一个的一个或多个功能可以被组合成集成的图像处理电路(其操作可以被划分在并行操作的多个处理器之中),而非参考这些部件中的每个描述的特定功能由离散的处理单元执行。此外,

虽然例如出于生成B模式图像或多普勒图像的目的对回波信号的处理参考B模式处理器和多普勒处理器进行讨论,但是将理解,这些处理器的功能可以被集成到单个处理器内。

[0046] 在一些实施例中,系统310可以包括动态范围控制器364,动态范围控制器可以被配置为执行用于调整用于传入的图像的显示的动态范围的功能。动态范围调整可以在扫描转换之前被执行,例如,如图3中的范例中示出的,或它们可以在下游(例如在扫描转换之后但是在用于显示的最终图像的进一步图像和/或图形处理(例如,注释、叠加等的添加)之前)被执行。根据本公开的原理,动态范围控制器364可以接收来自B模式处理器328的回波强度数据(B模式图像数据),并且可以生成一个或多个直方图和一个或多个累积密度函数以定义用于显示的动态范围。由动态范围控制器364接收的回波强度数据可以之前已经被对数压缩,并且可以被时间增益补偿。备选地,时间增益补偿可以稍后和/或独立于由动态范围控制器364执行的对DR的任何调整被应用。

[0047] 动态范围控制器364可以被配置为自适应地定义并动态地将处置应用于传入的图像上以便进行显示。例如,动态范围控制器364可以被配置(硬接线或编程,响应于被存储在存储器中的可执行指令)为执行参考图2描述的过程。在一些范例中,动态范围控制器364可以包括直方图生成模块(例如,直方图单元366)和映射模块(例如,映射单元368)。还参考图4-6,直方图生成模块可以被配置为基于输入数据来生成至少一个直方图,所述输入数据可以是对数压缩的回波强度数据(也被称为原始或源图像数据、或原始或源像素数据)。因此,直方图生成模块的输出可以是源图像数据的至少一个直方图401。在一些范例中,直方图生成模块可以针对每幅图像生成多个直方图。例如,与任何给定图像相关联的源图像数据可以被划分成多个深度带,并且直方图可以针对每个深度带被生成。直方图生成模块可以还被配置为计算与每个直方图相关联的累积密度函数,例如,如图5中示出的CDF 502。映射模块可以被配置为定义要被应用于输入数据以产生输出数据(例如,减小的DR图像数据)的处置403,其直方图405在图4中作为范例被示出。

[0048] 动态范围控制器364可以被配置为接收例如如图5中示出的输入。输入可以包括CDF上的至少两个点(例如,504和506)的指示。在一些范例中,输入可以对应于两个灰度值的期望百分位数,例如与完全黑色像素值相关联的像素的百分比和与在中灰色像素值处和之下的像素值相关联的像素的百分比。至少两个点的指示可以响应于用户输入(例如,用户经由用户接口324指定期望的完全黑色和中灰色水平)而被接收,或它们可以响应于系统预设(例如,被存储在存储器344中的期望百分比)而被接收。在一些范例中,系统可以存储多个预设,每个预设与特定临床应用相关联,例如用于心脏成像、胎儿超声或用于对特定类型的组织或器官(诸如肾脏、肝脏、乳房或其他)成像。预设(用于两个或更多个期望百分比中的每个的预先存储的值)可以基于优化来导出,所述优化可以考虑来自临床专家的关于针对任何给定临床应用或甚至针对给定临床应用中的特定视图显示图像的最佳方式的输入。换言之,在范例系统中,可以存储针对不同可能的临床应用(例如,母胎扫描、乳房检查、肺部超声等)并且甚至针对特定视图(例如,给定应用中的任何标准视图,诸如胸骨旁长轴或短轴视图、或心动图中的心尖四腔观)的许多预设,使得当系统用来在该特定临床应用中成像或获得标准视图时,适当的预设可以由动态范围控制器应用。仅仅作为范例而不进行限制,对于心脏成像,给定系统中的期望的完全黑色百分比可以被设置为大约40%,并且中灰色水平可以被设置为大约85%。类似的值可以被使用在产科成像中,而在更均匀组织被成

像的应用(例如,肝脏、乳房、肺部超声)中,黑色的更小百分比可能是期望的。在其他范例中,可以使用其他预设值。还将理解,尽管本文中的范例在具有相关联的像素值的2D图像的背景下进行讨论,但是本文中的技术同样可以适用于3D图像数据和对应的体素值,因此在3D成像的背景下,术语像素一般可以被理解为包含体素。在一些范例中,能操作用于采集并显示3D图像数据的超声系统的动态范围控制器可以被配置为针对3D图像数据的任何部分(例如与由图像数据的帧表示的体积区域内的感兴趣区域相关联的部分)生成直方图和对应的CDF,并且根据本方面的原理将全动态范围源数据映射到用于显示的减小的动态范围输出数据。本文中描述的技术可以用来调整用于从3D数据集提取的B模式图像的像素水平(例如,MPR视图),或它可以应用于3D绘制,其中3D不透明性可以对应于如本文中描述的2D图像灰色水平。

[0049] 图6示出了类似于参考图5描述的过程但是更具体地针对16位图像数据被映射到8位图像数据的范例的过程。在图6中,针对与16位源图像数据(或其一部分或深度带)相关联的任何给定直方图生成的累积密度函数602被示出在该图的上部分中。线性映射函数基于两个输入(例如,CDF上的通过604指示的黑色像素的期望百分比和CDF上的通过606指示的在中灰色处或之下的像素的期望百分比)来定义。用于黑色和中灰色百分比的值用来定义全DR的最小值(或低裁剪点,通过612指示)和最大值(或高裁剪点,通过614指示),并且全DR内的在低裁剪点与高裁剪点之间的像素值然后被映射(例如,均等地分布)到减小的DR的像素值(例如以产生8位图像)。图6中的图像的下部分图示了根据很好理解的术语对数偏移和缩放的全(16位)DR图像的这种裁剪。对于得到的裁剪的DR,与全DR值相关联的在低裁剪点之下的像素都将全部被映射到黑色(即,在这种情况下分配以对应于黑色像素值或0的值),并且与全DR值相关联的在高裁剪点之上的像素都将被映射到白色(即,在这种情况下分配以对应于白色像素值或255的值),其中沿着减小的DR内的可用值的范围均等地分布在之间的其余像素值在这种情况下从0分布至255。

[0050] 在一些实施例中,系统可以被配置为自动地应用适当的预设(例如,用户可以切换ON按钮以进行自动动态范围调整,并且每幅图像可以基于预设被自动地增强,其中按钮至OFF的切换关闭动态范围控制器的功能)。在一些实施例中,额外地或备选地,系统可以被配备有用于为动态范围控制器提供输入的一个或多个用户控制。例如,用户接口可以被配置为包括一个或多个用户控制(例如,软控制(诸如经由触摸屏实施的控制)或机械控制(诸如旋钮、拨盘、按钮、滑块等))以使得用户能够指定CDF上的至少两个点中的一个或多个。

[0051] 例如,如图7A-7C中示出的,用户接口可以包括用于调整期望的完全黑色和中灰色水平的一个或多个滑块。图7A示出了在超声系统的显示器上的示出心脏超声图像710和控制区域720的图形用户界面。图7A中的心脏图像710可以被视为参考图像,例如可以在任何处置的应用之前被显示的图像。图7B示出了在它已经经由控制区域720中的滑块721中的一些的操作被调整之后的相同心脏图像。在图7B中,图像710'包括与图7A中的图像710相比更多的黑色,这已经通过滑块722-1、722-2、722-3和722-4的操作来实现以增加在所有深度处的黑色像素的百分比。图7C示出了在它已经经由控制区域720中的滑块721中的一些的操作被调整之后的与参考图像相同的心脏图像。在这种情况下,图7C中的图像710"包括与图7A中的参考图像710相比更少的白色,这已经通过滑块724-1、724-2、724-3和724-4的操作来实现以增加在所有深度处的中灰色的百分位数。在图7中的范例中,针对图像四个深度带

中的每个示出了四组滑块(每组滑块包括黑色水平滑块和中灰色水平滑块)。然而,将理解,其他数量的深度带可以被使用,或调整可以关于信号带进行。在其他范例中,不同数量或类型的用户控制(或无)可以被使用。在一个范例中,操作用于减少杂乱的用户控制(例如,滑块或旋钮)和操作用于调整组织填充的另一用户控制可以被使用。沿对应于增加杂乱减少的方向操作减少杂乱控制可以增加CDF上的黑色百分比水平,而沿对应于增加组织填充的方向操作组织填充旋钮可以降低CDF上的中灰色的水平或百分比。在其他范例中,到CDF映射函数的输入中的一个或多个(例如,完全黑色和/或中灰色)可以通过现有显示控制(诸如常规超声系统上的增益旋钮和TGC旋钮)的操作被至少部分地控制。

[0052] 回来参考图5,线性映射函数可以用来定义用于所显示的动态范围的偏移和缩放,以便基于在CDF上选择的点来裁剪如通过曲线510示出的对数压缩的图像数据的直方图。如图所示,要被映射到白色的像素的百分比可以通过使对应于中灰色水平的(水平轴上的)输入数据值的跨度加倍来定义,因此定义高裁剪点或偏移。在一个特定范例中,用于黑色和中灰色的输入可以是40%和85%,其可以对应于当加倍时提供在完全白色之下的像素的大约近似98%的跨度。在其他范例中,用于黑色和中灰色值的不同百分比可以被使用。

[0053] 与全动态范围内的像素的百分比相关联的降至指定的完全黑色水平之下的像素值将被映射到黑色,因此定义低裁剪点或缩放。高裁剪点和低裁剪点也可以被可互换地称为动态范围的最大值和最小值,其定义减小的DR(或用于显示的DR)。生成直方图、计算针对直方图的CDF并且基于输入点来定义所显示的DR的边界的这种过程可以在多个深度带中的每个处被重复,并且内插可以用来导出与给定图像相关联的针对每个深度的减小的DR。减小的DR然后被应用于源图像数据以生成用于显示的超声图像,使得所显示的图像包括仅在减小的动态范围内的像素值。动态范围控制器364可以在针对要被显示的每幅图像的背景下执行这种分析(直方图生成和DR调整),并且处置可以在显示图像之前被应用于图像。在这种意义上,用户察觉不到该过程。

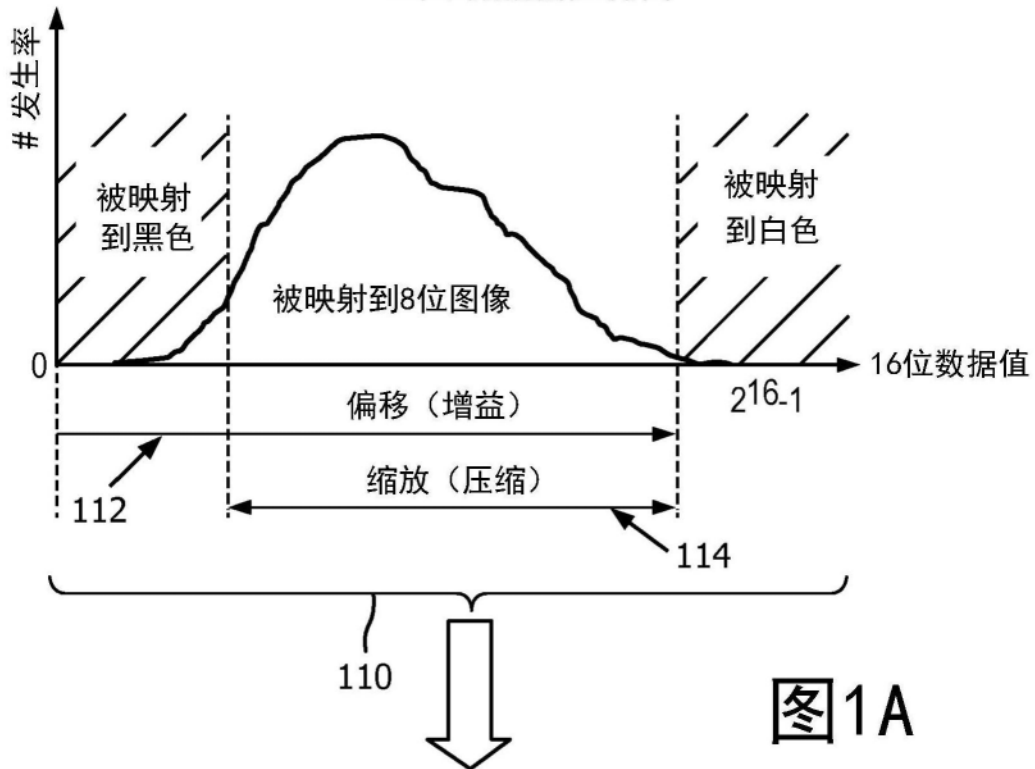
[0054] 对于任何传入的图像,直方图的形状可能是不同的(即,反映任何给定图像中的像素值的分布的差异),并且因此基于与线性(或非线性)映射函数相关的两个或更多个输入点(诸如基于黑色、中灰色、白色或任何其他像素水平的期望百分比)的到减小的DR的映射因此可以自适应地调整每幅图像以提供图像数据的更佳显示。因此,根据本公开的范例,在B模式超声成像中,全动态范围对数数据被求直方图,并且期望的百分位数被映射到所显示的灰度范围的某些点,诸如完全黑色或中灰色。如所描述的,数据可以在求直方图之前被空间地和/或时间地低通滤波,以减小由于散斑、噪声或心跳的方差。例如,在针对多个深度带生成直方图并且对应的期望的百分位数(其可以在深度带之间是不同的)被应用于每个深度带的范例中,求直方图和/或期望的百分位数可以是深度的函数。增益和动态范围的基于直方图的自适应性可以提供比传统非自适应控制更多的一致性和鲁棒性。在一些范例中,在这种基于直方图的动态范围调整之后,在某些灰色水平处的像素的百分位数可以通过下游处理(诸如扫描转换、自适应空间滤波、持久性或灰色图)来修改。备选地,这些处理步骤可以在上游被应用于源图像数据上,例如,在基于直方图的动态范围调整之前。如所描述的,期望的像素百分位数可以是预设的或被编程到系统内,系统可以基于自动视图识别(诸如AP4、PLAX、PSAX等)、用户输入或机器学习来设置值。额外地或备选地,期望的百分位数可以是用户可选择或可调整的(例如,经由一个或多个旋钮、滑块、文本输入或其他用户控

制),并且给定系统的预先编程的设置(例如,期望的百分比水平)可以基于机器学习而随着时间被进一步改善。

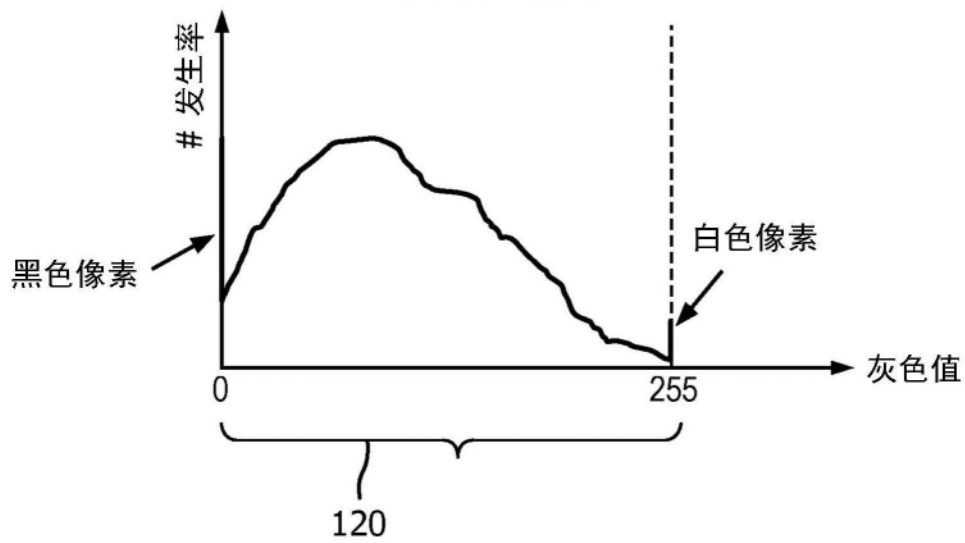
[0055] 鉴于本公开,要注意的是,本文中描述的各种方法和设备可以以硬件、软件和固件来实现。此外,各种方法和参数仅通过范例而不是以任何限制意义被包括。鉴于本公开,本领域普通技术人员可以在确定他们自己的技术和实现这些技术需要的设备中实现本教导,同时保持在本公开的范围。本文中描述的处理器中的一个或多个的功能性可以被合并到更少数量的或单个处理单元(例如,CPU或GPU)内,或备选地,它们可以被分布在更大数量的处理单元之中,并且可以使用被编程为响应于可执行指令而执行本文中描述的功能的专用集成电路(ASIC)或通用处理电路。计算机程序(例如,可执行指令)可以被存储/分布在任何合适的计算机可读介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0056] 将理解,本文中描述的范例、实施例或过程中的任一个可以与一个或多个其他范例、实施例和/或过程相组合,或可以被分离和/或被执行在根据本系统、设备和方法在单独的设备或设备部分之中。最终,以上讨论旨在仅仅说明本系统而不应当被理解为将权利要求限制于任何特定的实施例或实施例组。因此,尽管已经具体详细地参考示范性实施例描述了本系统,但是还应当认识到,由本领域普通技术人员在不偏离如随附权利要求中所阐述的本系统的较宽泛且意图的精神和范围的情况下设想出许多修改和备选实施例。因此,说明书和附图应以说明性方式来看待,并不旨在限制权利要求的范围。

16位对数数据直方图



8位图像直方图



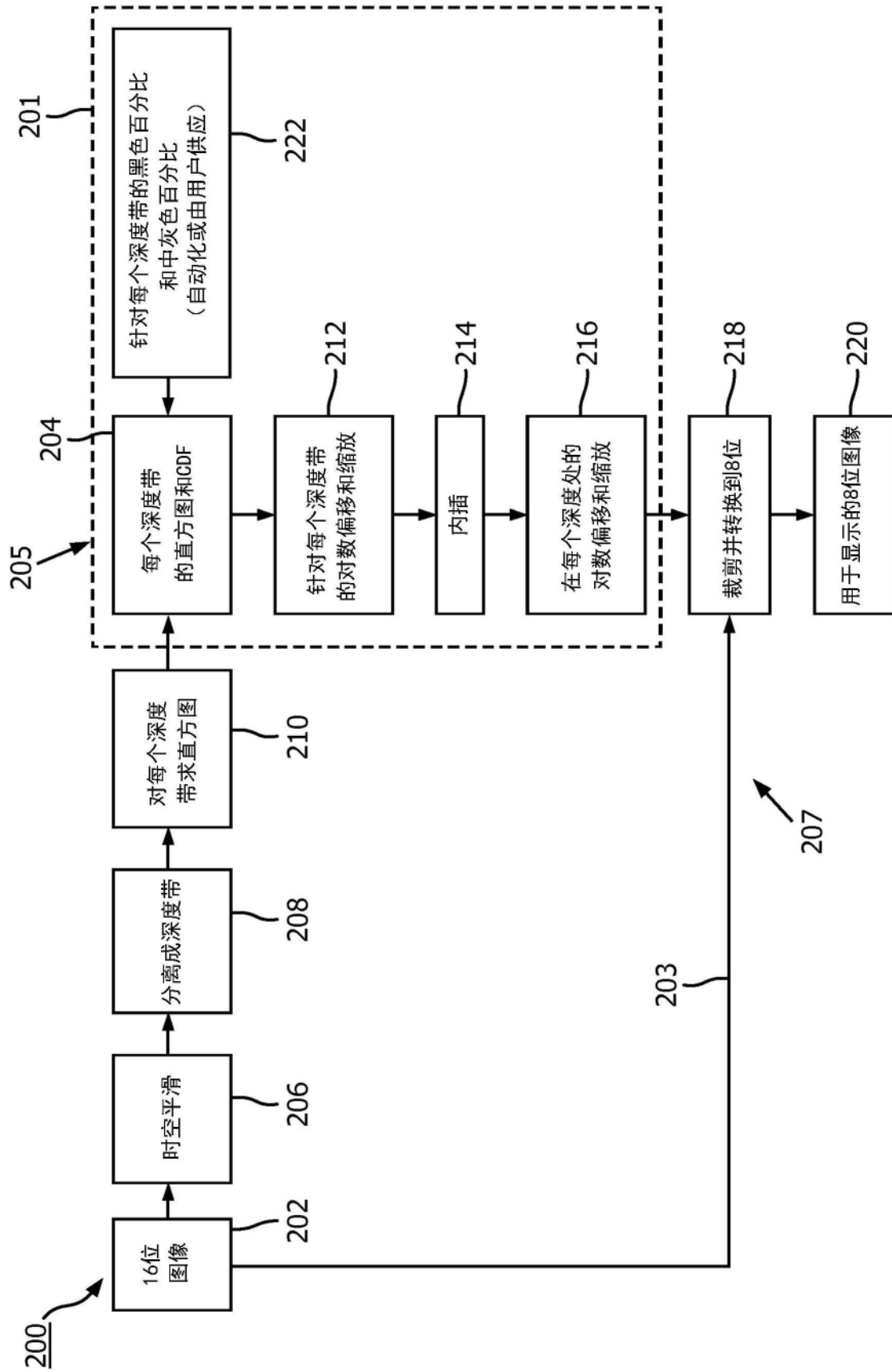


图2

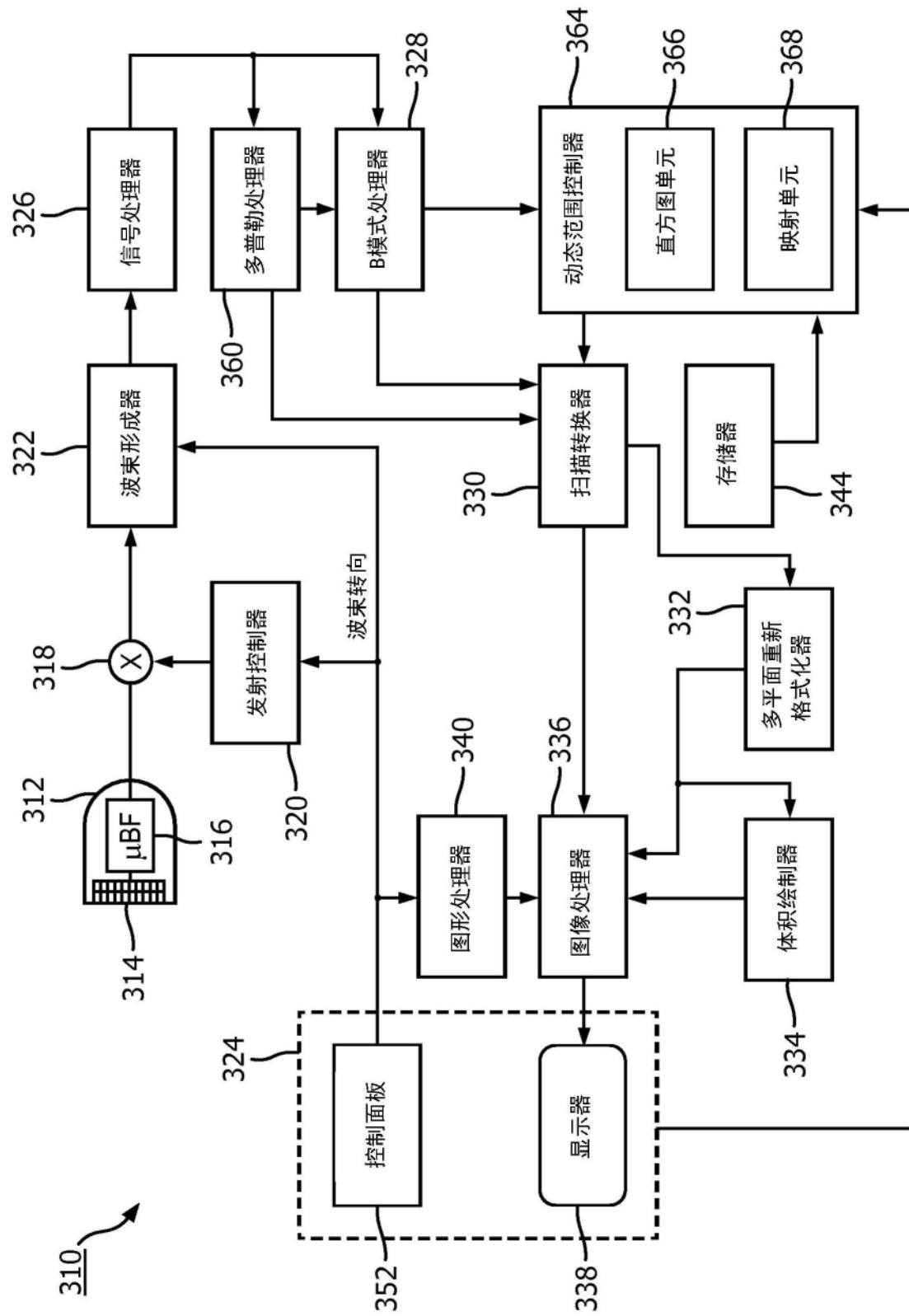


图3

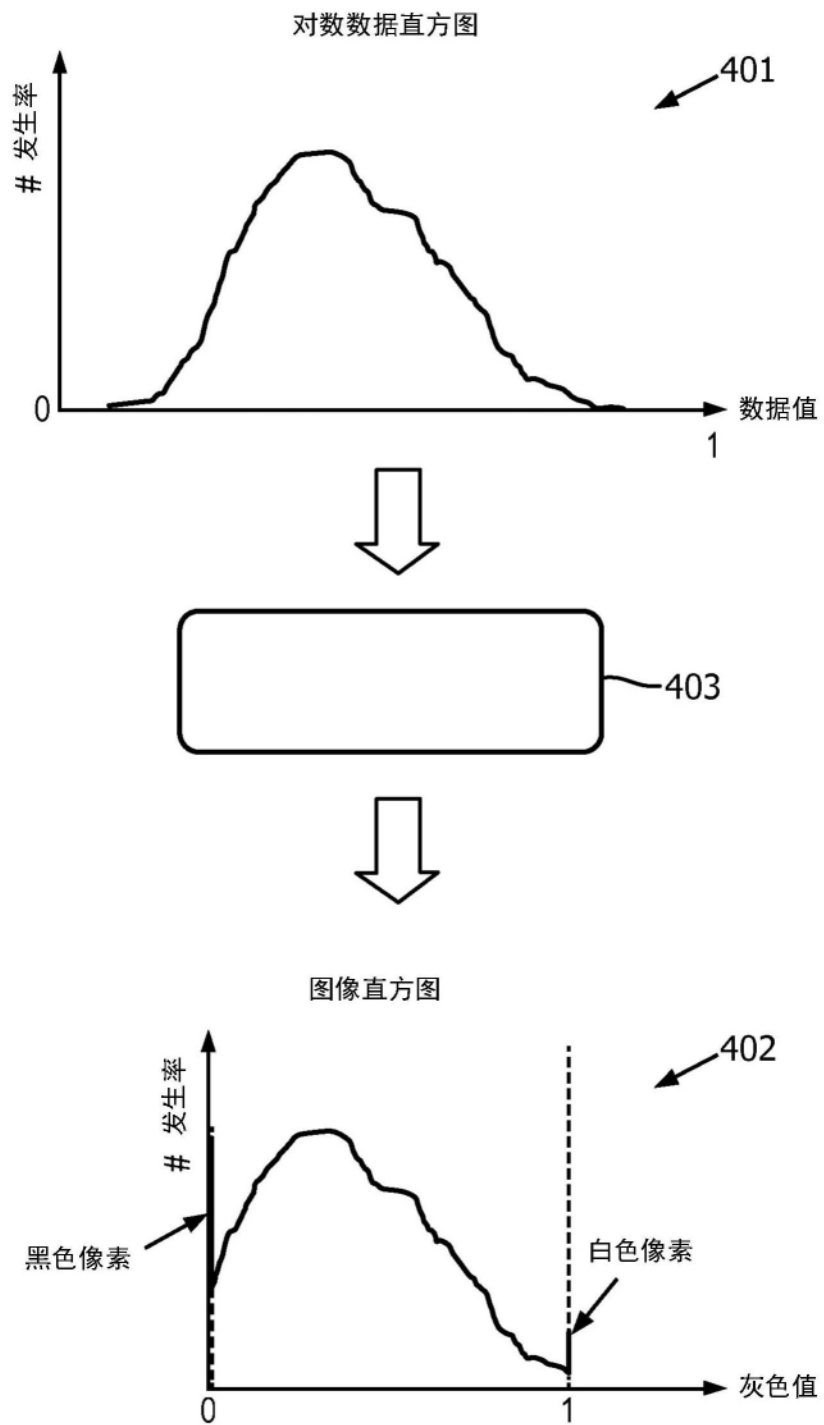


图4

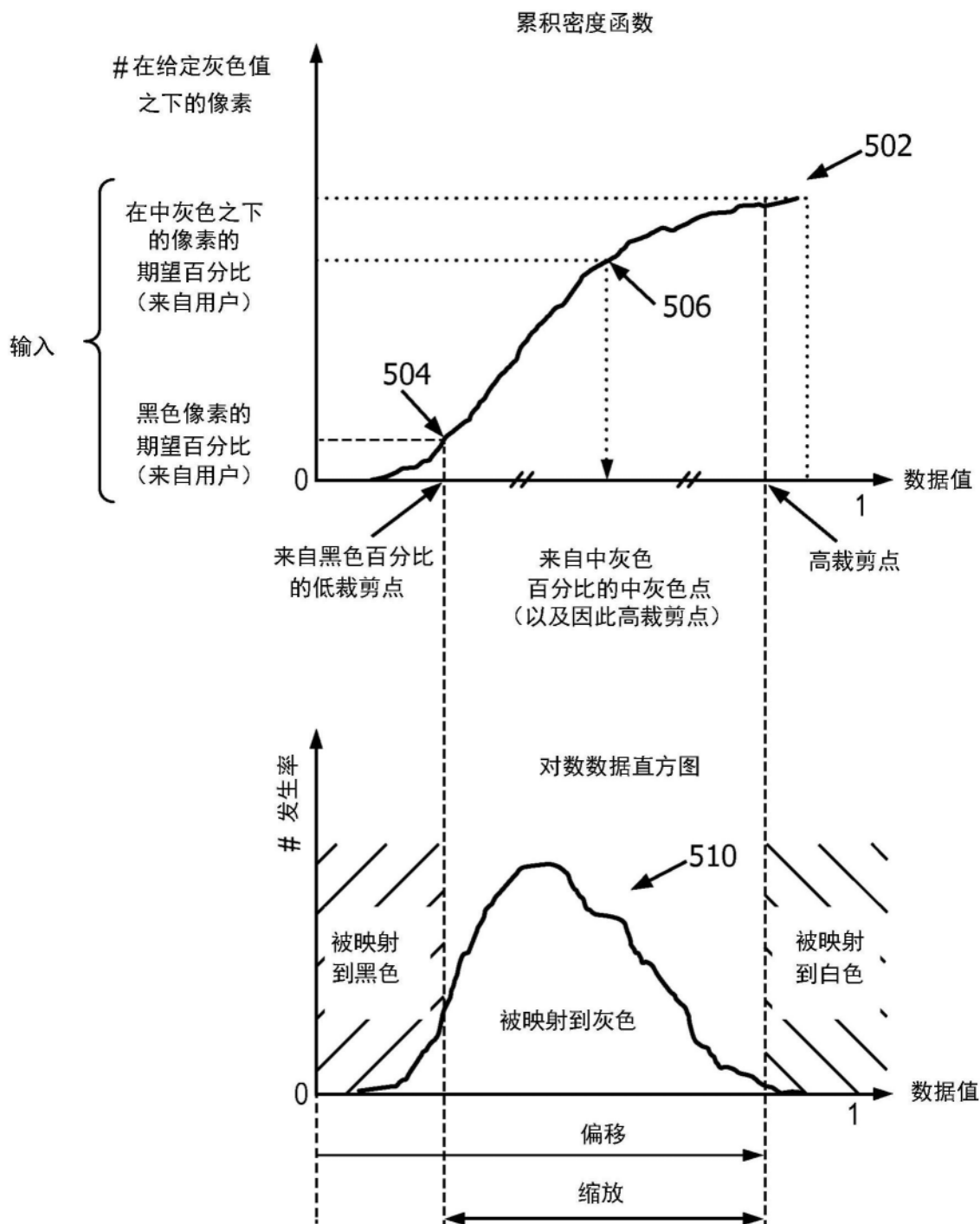


图5

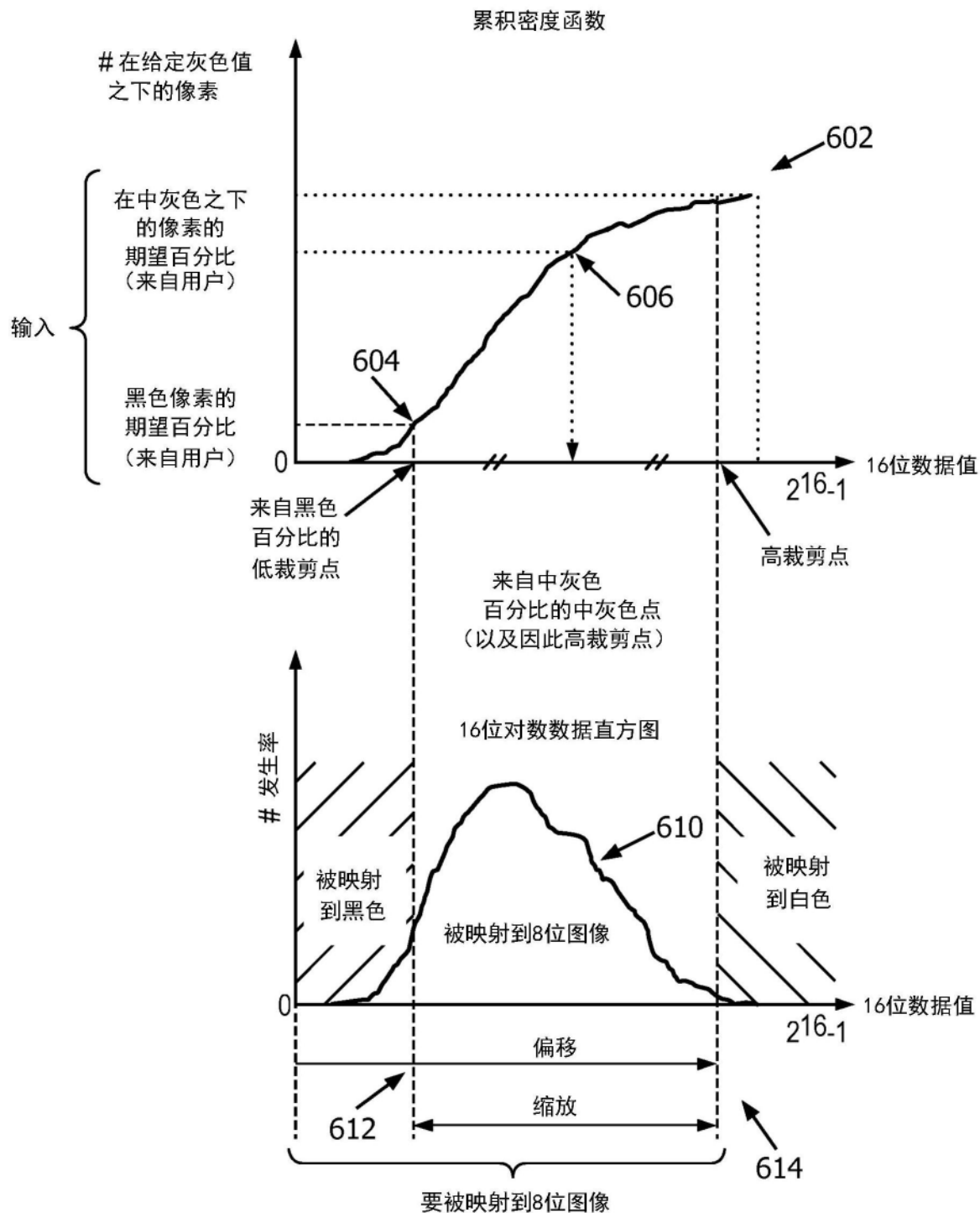


图6

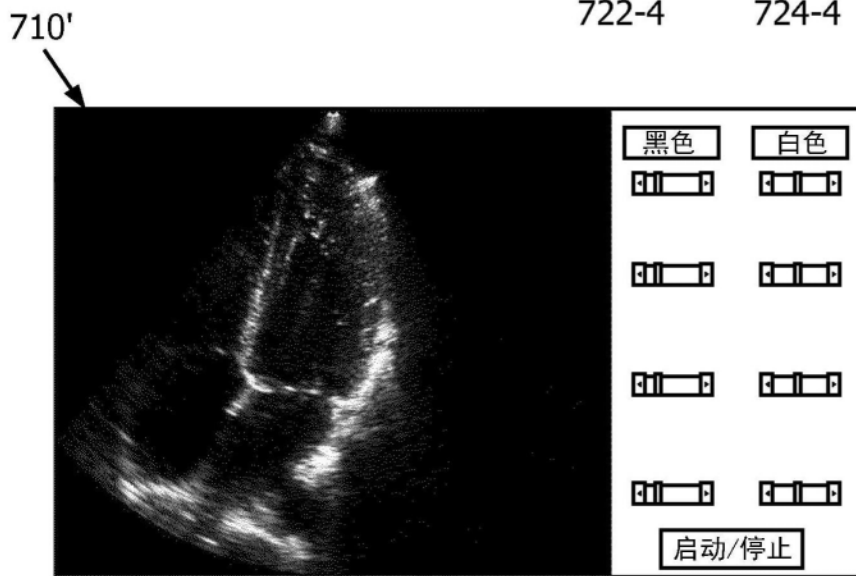
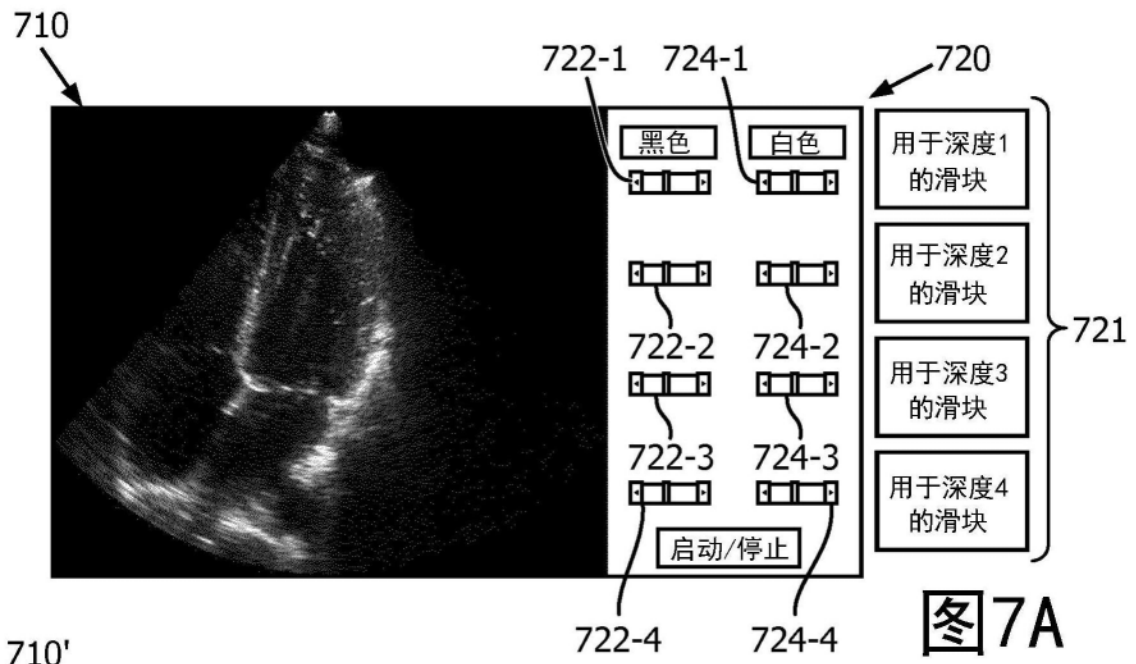




图7C