



(10) 授权公告号 CN 113196094 B

(45) 授权公告日 2024. 09. 13

(21) 申请号 201980083198.5

(22) 申请日 2019.12.16

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113196094 A

(43) 申请公布日 2021.07.30

(30) 优先权数据

62/780,284 2018.12.16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.06.16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/085228 2019.12.16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/126961 EN 2020.06.25

(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 F·G·G·M·维尼翁

D·霍普辛普森 A·汉考克

S·金 J·S·沈

J-L·F-M·罗伯特

(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 孟杰雄

(51) Int.Cl.

G01S 7/52 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2009141957 A1, 2009.06.04

US 2014056099 A1, 2014.02.27

审查员 崔瑞云

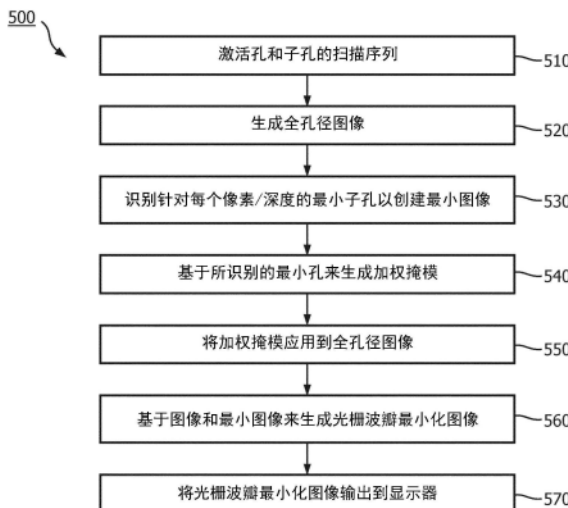
权利要求书2页 说明书14页 附图13页

(54) 发明名称

用于超声图像的光栅波瓣伪影最小化和相关联的设备、系统和方法

(57) 摘要

提供了用于使超声图像中的光栅波瓣伪影最小化的超声成像系统、设备和方法。例如,超声成像系统可以包括声学元件的阵列及与所述阵列通信的处理器。所述处理器控制所述阵列以:在扫描序列中激活多个孔和子孔;生成包括多个像素的图像;识别对应于针对所述图像的一个或多个像素的减小的信号值的多个子孔中的至少一个子孔;并且基于所识别的子孔来生成光栅波瓣最小化图像。所述光栅波瓣最小化图像可以被输出到显示器或与原始超声图像组合以包括所述光栅波瓣最小化图像中丢失或减小的图像特征。所述光栅波瓣最小化图像有利地减小图像伪影和杂波以简化超声图像分析和诊断流程。



1. 一种超声成像系统,包括:

声学元件的阵列,其被配置为将超声能量发送到解剖结构中并且接收与所述解剖结构相关联的超声回波;以及

处理器,其与所述阵列通信并且被配置为:

控制所述阵列以在扫描序列中激活多个孔,所述多个孔中的每个孔包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;

生成包括多个像素的图像,其中,每个像素与由所述多个子孔中的一个或多个子孔所采集的信号值相关联;

针对所述图像的一个或多个像素,识别所述多个子孔中对应于针对所述一个或多个像素的减小的信号值的至少一个子孔;

基于所识别的针对所述一个或多个像素的至少一个子孔来生成最小化图像;并且

向与所述处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述最小化图像的光栅波瓣最小化图像。

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针对所述图像的所述一个或多个像素识别所述多个子孔中对应于针对所述一个或多个像素的最小信号值的单个子孔。

3. 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:

基于所述最小化图像和所述图像来生成加权掩模;并且

将所述加权掩模应用到所述图像以生成加权图像。

4. 根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述图像包括全孔径图像,并且其中,所述处理器生成所述加权掩模包括:计算滤波最小化图像和滤波全孔径图像的逐像素比率。

5. 根据权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述滤波最小化图像包括低通滤波最小化图像或中值滤波最小化图像中的至少一项,并且其中,所述滤波全孔径图像包括低通滤波全孔径图像或中值滤波全孔径图像中的至少一项。

6. 根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述处理器被配置为生成所述光栅波瓣最小化图像,其中,所述处理器生成所述光栅波瓣最小化图像包括:对所述加权图像的对数压缩。

7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,每个孔跨越所述阵列的N个发送元件和N个接收元件,其中,每个子孔跨越所述阵列的M个发送元件和M个接收元件,并且其中,M小于N。

8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,每个子孔与对应的孔的所述声学元件的邻接部分相关联。

9. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括血管内超声 (IVUS) 导管,并且其中,所述阵列被定位在所述IVUS导管的远侧部分周围。

10. 一种用于超声成像的方法,包括:

由与声学元件的阵列通信的处理器在扫描序列中激活多个孔,所述多个孔中的每个孔与扫描线相关联并且包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;

生成包括多条扫描线的图像,所述多条扫描线包括在深度范围上的信号值;

在所述深度范围中的一个或多个深度处将对应于一个或多个子孔的信号值进行比较;

基于所述比较来确定针对所述一个或多个深度的减小的信号值；

基于所确定的减小的信号值来生成最小化图像；并且

向与所述处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述最小化图像的光栅波瓣最小化图像。

11. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 确定针对所述一个或多个深度的所述减小的信号值包括针对每个像素识别对应于最小信号值的单个子孔。

12. 根据权利要求10所述的方法, 还包括:

基于所述最小化图像和所述图像来生成加权掩模; 并且

将所述加权掩模应用到所述图像以生成加权图像。

13. 根据权利要求12所述的方法, 其中, 生成所述图像包括生成全孔径图像, 并且其中, 生成所述加权掩模包括计算滤波最小化图像和滤波全孔径图像的逐像素比率。

14. 根据权利要求13所述的方法, 其中, 所述滤波最小化图像包括低通滤波最小化图像或中值滤波最小化图像中的至少一项, 并且其中, 所述滤波全孔径图像包括低通滤波全孔径图像或中值滤波全孔径图像中的至少一项。

15. 根据权利要求12所述的方法, 还包括由所述处理器通过所述加权图像的对数压缩来生成所述光栅波瓣最小化图像。

16. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 每个孔跨越所述阵列的N个发送元件和N个接收元件, 其中, 每个子孔跨越所述阵列的M个发送元件和M个接收元件, 并且其中, M小于N。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 每个子孔与对应的孔的所述声学元件的邻接部分相关联。

18. 根据权利要求10所述的方法, 其中, 激活所述阵列的所述多个孔包括激活被定位在血管内超声 (IVUS) 导管的远侧部分周围的阵列的多个孔。

19. 一种超声成像系统, 包括:

声学元件的阵列, 其被配置为将超声能量发送到解剖结构中并且接收与所述解剖结构相关联的超声回波; 以及

处理器, 其与所述阵列通信并且被配置为:

在扫描序列中激活多个孔, 所述多个孔中的每个孔包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;

生成包括多个像素的图像, 其中, 每个像素与由所述多个子孔中的一个或多个子孔所采集的信号值相关联;

生成包括多个减小的信号像素的减小的图像, 其中, 生成所述多个减小的信号像素包括:

将对应于与对应的像素或像素组相关联的一个或多个子孔的信号值进行比较; 并且

基于所述比较来识别针对所述对应的像素或像素组的减小的信号值; 并且

向与所述处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述减小的图像的光栅波瓣最小化图像。

用于超声图像的光栅波瓣伪影最小化和相关联的设备、系统及方法

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及超声成像,并且具体地涉及生成光栅波瓣最小化的超声图像。例如,超声医学成像设备可以包括被配置为获得超声数据的声学元件的阵列,该阵列与被配置为基于利用阵列生成的多个子孔来处理获得的超声数据的处理器通信。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 成像在介入心脏病学中广泛被用作诊断工具,用于评估人体内的患病脉管 (诸如动脉) 以确定对处置的需要,引导介入和/或评估其有效性。包括一个或多个超声换能器的IVUS设备被传递到脉管中并且被引导到要成像的区。换能器发射超声能量以便创建感兴趣脉管的图像。超声波由起因于组织结构 (诸如脉管壁的各个层)、红血球和其他感兴趣特征的不连续性部分地反射。来自反射波的回波由换能器接收并且传递到IVUS成像系统。成像系统处理接收到的超声回波以产生其中设备被放置的脉管的截面图像。

[0003] 固态 (也被称为合成孔径) IVUS导管是现今常用的两种类型的IVUS设备中的一种,另一类型是旋转IVUS导管。固态IVUS导管携带扫描器组件,其包括分布在其周缘周围的超声换能器的阵列,以及邻近于换能器阵列安装的一个或多个集成电路控制器芯片。控制器选择用于发送超声脉冲并且用于接收超声回波信号的个体声学元件 (或元件的组)。通过步进通过发送-接收对的序列,固态IVUS系统可以合成机械扫描超声换能器但无移动部分 (因此固态指定) 的效果。由于不存在旋转机械元件,因此换能器阵列可以在脉管创伤的最小风险的情况下被放置为与血液和脉管组织直接接触。此外,因为不存在元件,因此简化电学接口。固态扫描器可以利用简单电缆和标准可拆卸电学连接器直接连线到成像系统,而不是旋转IVUS设备所需的复杂旋转电学接口。

[0004] 在IVUS成像中,临床目标是减少超声图像伪影,诸如由光栅波瓣产生的伪影。表现为轴上对象的模糊离轴副本的光栅波瓣伪影在空间欠采样的超声图像中是特别常见的。空间欠采样的图像可以起因于不满足奈奎斯特采样准则的阵列,其要求阵列中的声学元件之间的节距或间距小于中心波长的一半。给定IVUS成像设备操作的频率,制造具有足够小以满足奈奎斯特准则的声学元件和间距的IVUS成像阵列可能是困难的。

发明内容

[0005] 本公开的实施例提供了操作使超声图像中的光栅波瓣伪影最小化的设备的经改进的超声成像设备和方法。例如,超声成像设备可以包括声学元件的阵列,其被配置为发射超声能量并且接收对应于发射的超声能量的回波。处理器被配置为根据扫描序列控制所述阵列以激活各自包括多个子孔的多个孔。所述处理器分析所生成的图像中的像素或像素组以识别哪个或哪些子孔产生减小或最小化的信号值,并且使用所识别的子孔生成光栅波瓣最小化图像。所述光栅波瓣最小化图像可以被输出到显示器或与所述原始超声图像组合以包括所述光栅波瓣最小化图像中丢失或减少的图像特征。所述光栅波瓣最小化图像有利地

减少图像伪影和杂波以简化超声图像分析和诊断过程。

[0006] 在本公开的一个方面中,一种超声成像系统包括:声学元件的阵列,其被配置为将超声能量发送到解剖结构中并且接收与所述解剖结构相关联的超声回波;以及与所述阵列通信的处理器。处理器被配置为:控制所述阵列以在扫描序列中激活多个孔,所述多个孔中的每个孔包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;生成包括多个像素的图像,其中,每个像素与由所述多个子孔中的一个或多个子孔所采集的信号值相关联;针对所述图像的一个或多个像素,识别所述多个子孔中对应于针对所述一个或多个像素的减小的信号值的至少一个子孔;基于所识别的针对所述一个或多个像素的至少一个子孔来生成最小化图像;并且向与处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述最小化图像的光栅波瓣最小化图像。

[0007] 在一些实施例中,所述处理器被配置为针对所述图像的所述一个或多个像素识别所述多个子孔中对应于针对所述一个或多个像素的最小信号值的单个子孔。在一些实施例中,所述处理器还被配置为:基于所述最小化图像和所述图像来生成加权掩模;并且将所述加权掩模应用到所述图像以生成加权图像。根据一些方面,所述图像包括全孔径图像,并且所述处理器生成所述加权掩模包括:计算滤波最小化图像和滤波全孔径图像的逐像素比率。在其他方面中,所述滤波最小化图像包括低通滤波最小化图像或中值滤波最小化图像中的至少一项,并且所述滤波全孔径图像包括低通滤波全孔径图像或中值滤波全孔径图像中的至少一项。在其他实施例中,所述处理器被配置为生成所述光栅波瓣最小化图像,并且所述处理器生成所述光栅波瓣最小化图像包括:对所述加权图像的对数压缩。在一些实施例中,每个孔跨越所述阵列的N个发送元件和N个接收元件,每个子孔跨越所述阵列的M个发送元件和M个接收元件,并且M小于N。在一些实施例中,每个子孔与对应的孔的声学元件的邻接部分相关联。在另外的方面中,所述超声成像系统包括管腔内超声 (IVUS) 导管,并且所述阵列被定位在所述IVUS导管的远侧部分周围。

[0008] 根据本公开的另一实施例,一种用于超声成像的方法包括:由与声学元件的阵列通信的处理器在扫描序列中激活多个孔,所述多个孔中的每个孔与扫描线相关联并且包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;生成包括多条扫描线的图像,所述多条扫描线包括在深度范围上的信号值;在所述深度范围中的一个或多个深度处将对应于一个或多个子孔的信号值进行比较;基于所述比较来确定针对所述一个或多个深度的减小的信号值;基于所确定的减小的信号值来生成最小化图像;并且向与所述处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述最小化图像的光栅波瓣最小化图像。

[0009] 在一些实施例中,确定针对所述一个或多个深度的所述减小的信号值包括针对每个像素识别对应于最小信号值的单个子孔。在一些实施例中,所述方法还包括基于所述最小化图像和所述图像来生成加权掩模;并且将所述加权掩模应用到所述图像以生成加权图像。根据一些方面,生成所述图像包括生成全孔径图像,并且其中,生成所述加权掩模包括计算滤波最小化图像和滤波全孔径图像的逐像素比率。在一些方面中,所述滤波最小化图像包括低通滤波最小化图像或中值滤波最小化图像中的至少一项,并且所述滤波全孔径图像包括低通滤波全孔径图像或中值滤波全孔径图像中的至少一项。在一些实施例中,所述方法还包括由所述处理器通过所述加权图像的对数压缩来生成所述光栅波瓣最小化图像。在一些实施例中,每个孔跨越所述阵列的N个发送元件和N个接收元件,每个子孔跨越所述

阵列的M个发送元件和M个接收元件,并且M小于N。在一些实施例中,每个子孔与对应的孔的所述声学元件的邻接部分相关联。在另外的实施例中,激活所述阵列的所述多个孔包括激活被定位在血管内超声 (IVUS) 导管的远侧部分周围的阵列的多个孔。

[0010] 在本公开的另一实施例中,一种超声成像系统包括:声学元件的阵列,其被配置为将超声能量发送到解剖结构中并且接收与所述解剖结构相关联的超声回波;以及与所述阵列通信的处理器。所述处理器被配置为:在扫描序列中激活多个孔,所述多个孔中的每个孔包括与所述阵列的一个或多个声学元件相关联的多个子孔;生成包括多个像素的图像,其中,每个像素与由所述多个子孔中的一个或多个子孔所采集的信号值相关联;生成包括多个减小的信号像素的减小的图像,其中,生成所述多个减小的信号像素包括:将对应于与对应的像素或像素组相关联的一个或多个子孔的信号值进行比较;并且基于所述比较来识别针对所述像素或像素组的减小的信号值;并且向与所述处理器通信的显示器输出基于所述图像和所述减小的图像的光栅波瓣最小化图像。

[0011] 本公开的额外方面、特征和优点将从以下详细描述变得显而易见。

附图说明

[0012] 将参考附图描述本公开的说明性实施例,其中:

[0013] 图1是根据本公开的方面的管腔内成像系统的图解示意图。

[0014] 图2是根据本公开的方面的处于平坦配置中的扫描器组件的顶部的图解视图。

[0015] 图3是根据本公开的方面的图2所示的扫描器组件的图解透视图,该扫描器组件处于围绕支撑构件的卷绕构造。

[0016] 图4是根据本公开的方面的支撑构件周围的处于卷绕配置中的扫描器组件的图解截面侧视图。

[0017] 图5是根据本公开的方面的超声脉冲序列的图解图形视图。

[0018] 图6是根据本公开的方面的超声脉冲序列的孔中的离轴目标的通道域响应的图解图形视图。

[0019] 图7是图示根据本公开的方面的用于使超声图像中的光栅波瓣伪影最小化的方法的流程图。

[0020] 图8是根据本公开的方面的包括多个子孔的超声脉冲序列的孔的图解图形视图。

[0021] 图9是根据本公开的方面的用于通过识别对应于减小的信号值的子孔生成最小化图像的流的图解图形视图。

[0022] 图10A、图10B和图10C分别地是根据本公开的方面的全孔径图像、加权掩模和光栅波瓣最小化图像的图解视图。

[0023] 图11A、图11B、图11C和图11D是根据本公开的方面的光栅波瓣最小化流程中的各阶段处的超声图像。

[0024] 图12A是根据本公开的方面的脉管和支架的全孔径IVUS图像。

[0025] 图12B是根据本公开的方面的由图12A所示的全孔径IVUS图像生成的光栅波瓣最小化IVUS图像。

具体实施方式

[0026] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将对附图中所图示的实施例进行参考并且特定语言将被用于描述其。然而,应理解,未预期对本公开的范围的限制。所描述的设备、系统和方法的任何变型和其他修改和本公开的原理的任何其他应用被完全预期并且被包括在本公开内,如本公开涉及领域的技术人员将通常将想到的。具体而言,应完全预期,关于一个实施例所描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其他实施例所描述的特征、部件和/或步骤组合。出于简洁的缘故,然而,将不分开描述这些组合的许多迭代。

[0027] 图1是根据本公开的方面的超声成像系统100的图解示意性视图。超声成像系统100可以是管腔内成像系统。在一些实例中,系统100可以是血管内超声 (IVUS) 成像系统。系统100可以包括管腔内成像设备102,诸如导管、导丝或引导导管、患者接口模块 (PIM) 104、处理系统或控制台106以及监测器108。管腔内成像设备102可以是超声成像设备。在一些实例中,设备102可以是IVUS成像设备,例如固态IVUS设备。

[0028] 在高水平处,IVUS设备102从包括在安装在导管设备的远侧端部附近的扫描器组件110中的换能器阵列124发射超声能量或超声信号。超声能量由介质中的组织结构反射,例如脉管120或围绕扫描器组件110的另一身体管腔,并且超声回波信号由换能器阵列124接收。就这一点而言,设备102可以被定尺寸、整形或以其他方式配置为定位在患者的身体管腔内。PIM 104将接收到的回波信号传送到控制台或计算机106,在控制台或计算机106中,超声图像(包括流信息)被重建并显示在监测器108上。控制台或计算机106可以包括处理器和存储器。计算机或计算设备106可以可操作于促进本文所描述的IVUS成像系统100的特征。例如,处理器可以执行存储在非瞬态有形计算机可读介质上的计算机可读指令。

[0029] PIM 104促进了IVUS控制台106与包括在IVUS设备102中的扫描器组件110之间的信号的通信。该通信包括以下步骤:(1)向被包括在扫描器组件110中的图2所图示的(一个或多个)集成电路控制器芯片206A、206B提供命令,以选择要用于发送和接收的(一个或多个)特定换能器阵列元件或(一个或多个)声学元件,(2)将发送触发信号提供给包括在扫描器组件110中的(一个或多个)集成电路控制器芯片206A、206B,以激活发送器电路以生成电脉冲来激发(一个或多个)选定的换能器阵列元件,和/或(3)经由扫描器组件110的(一个或多个)集成电路控制器芯片126上包括的放大器接受从(一个或多个)选定的换能器阵列元件接收的放大的回波信号。在一些实施例中,PIM 104在将数据中继到控制台106之前执行回波数据的初步处理。在此类实施例的示例中,PIM 104对数据进行放大、滤波和/或聚合。在实施例中,PIM 104还供应高压和低压DC功率以支持包括扫描器组件110内的电路的设备102的操作。

[0030] IVUS控制台106通过PIM 104从扫描器组件110接收回波数据,并处理该数据以重建在扫描器组件110周围的介质中的组织结构的图像。控制台106输出图像数据,使得在监测器108上显示脉管120的图像,例如脉管120的截面图像。脉管120可以表示自然和人造两者的流体填充或包围的结构。脉管120可以在患者的身体内。脉管120可以是血管,如患者的血管系统的动脉或静脉,包括心脏脉管系统、周围脉管系统、神经脉管系统、肾脉管系统、和/或身体内的任何其他适合的管腔。例如,设备102可以被用于检查任何数目的解剖位置和组织类型,包括但不限于包括肝、心脏、肾、胆囊、胰腺、肺的器官;导管;肠;神经系统结构,包括脑、硬膜囊、脊髓和周围神经;泌尿道;以及血液内的瓣膜、心腔或心脏的其他部分、

和/或身体的其他系统。除了自然结构之外,设备102可以用于检查人造结构,诸如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0031] 在一些实施例中,IVUS设备包括类似于常规固态IVUS导管的一些特征,诸如从Volcano公司可用的EagleEye®导管和美国专利US 7846101中公开的导管,通过引用将其整体内容并入本文。例如,IVUS设备102包括在设备102的远侧端部附近的扫描器组件110和沿着设备102的纵向主体延伸的传输线束112。传输线束或线缆112可以包括多个导体,包括一、二、三、四、五、六、七或更多个导体218(图2)。应理解,任何合适的线规线可以用于导体218。在实施例中,线缆112可以包括具有例如41AWG线规线的四导体传输线布置。在实施例中,线缆112可以包括利用例如44AWG线规线的七导体传输线布置。在一些实施例中,可以使用43AWG线规线。

[0032] 传输线束112在设备102的近侧端部处终止于PIM连接器114。PIM连接器114将传输线束112电耦合到PIM 104,并将IVUS设备102物理耦合到PIM 104。在实施例中,IVUS设备102还包括导丝出口116。因此,在一些实例中,IVUS设备是快速更换导管。导丝出口116允许导丝118朝向远侧端部插入,以便引导设备102穿过脉管120。

[0033] 在实施例中,图像处理系统106通过将来自IVUS设备102的回波信号处理为多普勒功率或速度信息来生成流数据。图像处理系统106还可以通过在调节的回波信号上应用包络检测和对数压缩来生成B模式数据。处理系统106还可以基于流数据或B模式数据在各种视图(诸如2D和/或3D视图)中生成图像。处理系统106还可以执行各种分析和/或评估。例如,处理系统106可以应用虚拟组织学(VH)技术,例如以分析或评估脉管(例如,脉管120)内的斑块。图像可以被生成以显示叠加在脉管的截面视图上的斑块组成的重建的颜色编码组织图。

[0034] 在实施例中,处理系统106可以应用血流检测算法(例如,ChromaFlo)以确定血流的移动,例如,通过重复地采集目标区域(例如,脉管120)的图像数据并且根据图像数据确定血流的移动。血流检测算法基于以下原理来操作:从血管组织测量的信号从采集到采集是相对静态的,然而从血流测量的信号以对应于流率的特性速率变化。这样一来,血流检测算法可以基于从重复采集之间的目标区域测量的信号的变化来确定血流的移动。为了重复地采集图像数据,处理系统106可以控制设备102以在相同孔上发送重复脉冲。

[0035] 尽管本公开涉及使用血管内导管或导丝的血管内超声(IVUS)成像,但是将理解,本公开的一个或多个方面可以以任何合适的超声成像系统实施,包括合成孔超声成像系统、相控阵列超声成像系统、或任何其他基于阵列的超声成像系统。例如,本公开的方面可以实施在使用心脏内(ICE)超声心动图导管和/或经食道超声心动图(TEE)探头的管腔内超声成像系统中,和/或使用被配置用于在邻近患者的皮肤和/或与患者的皮肤接触定位时成像的超声探头的外部超声成像系统中。在一些实施例中,超声成像设备可以是经胸廓超声心动图(TTE)成像设备。

[0036] 超声成像设备的超声换能器阵列包括声学元件的阵列,其被配置为发射超声能量并且接收对应于发射的超声能量的回波。在一些实例中,阵列可以包括任何数目的超声换能器元件。例如,阵列可以包括2个声学元件与10000个声学元件之间,包括诸如2个声学元件、4个声学元件、声学元件、64个声学元件、128个声学元件、500个声学元件、812个声学元件、3000个声学元件、9000个声学元件的值、和/或更大和更小的其他值。在一些实例中,阵

列的换能器元件可以以任何适合的配置布置,诸如线性阵列、平面阵列、曲面阵列、曲线阵列、圆周阵列、环形阵列、相控阵列、矩阵阵列、一维(1D)阵列、1.x维阵列(例如,1.5D阵列)、或二维(2D)阵列。换能器元件的阵列(例如,一个或多个行、一个或多个列、和/或一个或多个取向)可以一致或独立地控制和激活。阵列可以被配置为获得患者解剖结构的一维、二维、和/或三维图像。

[0037] 超声换能器元件可以包括压电/压阻元件、压电微机械超声换能器(PMUT)元件、电容性微机械超声换能器(CMUT)元件、和/或任何其他适合类型的超声换能器元件。阵列的超声换能器元件与电子电路通信(例如,电耦合到其)。例如,电子电路可以包括一个或多个换能器控制逻辑芯片。电子电路可以包括一个或多个集成电路(IC),诸如专用集成电路(ASIC)。在一些实施例中,IC中的一个或多个可以包括微波束形成器(μ BF)。在其他实施例中,IC中的一个或多个包括复用器电路(MUX)。

[0038] 图2是根据本公开的方面的柔性组件200的一部分的图解俯视图。柔性组件200包括形成在换能器区域204中的换能器阵列124和形成在控制区域208中的换能器控制逻辑管芯206(包括管芯206A和206B),在它们之间设置有过渡区域210。

[0039] 换能器控制逻辑管芯206安装在柔性衬底214上,换能器212先前已经集成到柔性衬底214中。在图2中以平坦配置示出了柔性衬底214。尽管在图2中示出了六个控制逻辑管芯206,但是可以使用任何数量的控制逻辑管芯206。例如,可以使用一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个、八个、九个、十个或更多个控制逻辑管芯206。

[0040] 其上安装有换能器控制逻辑管芯206和换能器212的柔性衬底214提供结构支撑和用于电耦合的互连。柔性衬底214可以被构造为包括诸如KAPTON™(DuPont的商标)的柔性聚酰亚胺材料的薄膜层。其他合适的材料包括聚酯薄膜、聚酰亚胺薄膜、聚萘二甲酸乙二醇酯薄膜或聚醚酰亚胺薄膜、液晶聚合物、其他柔性印刷半导体衬底以及诸如Upilex®(Ube Industries的注册商标)和TEFLON®(E.I. du Pont的注册商标)的产品。在图2所图示的平面构造中,柔性衬底214具有大致矩形的形状。如本文所示和所描述的,在一些实例中,柔性衬底214被配置为缠绕在支撑构件230(图3)周围。因此,柔性衬底214的薄膜层的厚度通常与最终组装的柔性组件110中的弯曲程度有关。在一些实施例中,薄膜层在 $5\mu\text{m}$ 至 $100\mu\text{m}$ 之间,而一些特定实施例在 $5\mu\text{m}$ 与 $25.1\mu\text{m}$ 之间,例如 $6\mu\text{m}$ 。

[0041] 换能器控制逻辑管芯206是控制电路的非限制性示例。换能器区域204设置在柔性衬底214的远侧部分221处。控制区域208设置在柔性衬底214的近侧部分222处。过渡区域210设置在控制区域208和换能器区域204之间。换能器区域204、控制区域208和过渡区域210的尺度(例如,长度225、227、229)可以在不同的实施例中变化。在一些实施例中,长度225、227、229可以基本相似,或者过渡区域210的长度227可以小于长度225、229,过渡区域210的长度227可以分别大于换能器区域和控制区域208的长度225和229。

[0042] 控制逻辑管芯206不一定是同质的。在一些实施例中,单个控制器被指定主控制逻辑管芯206A,并且包含用于线缆142的通信接口,线缆142可以用作处理系统(例如,处理系统106)与柔性组件200之间的电导体,例如,电导体112。因此,主控制电路可以包括控制逻辑,该控制逻辑对通过线缆142接收的控制信号进行解码,通过线缆142发送控制响应,放大回波信号,和/或通过线缆142发送回波信号。其余控制器是从控制器206B。从控制器206B可以包括控制逻辑,该控制逻辑驱动换能器212以发射超声信号并且选择换能器212以接收回

波。在所描绘的实施例中,主控制器206A不直接控制任何换能器212。在其他实施例中,主控制器206A驱动与从控制器206B相同数量的换能器212,或者与从控制器206B相比驱动减少的一组换能器212。在示例性实施例中,单个主控制器206A和八个从控制器206B被提供有分配给每个从控制器206B的八个换能器。

[0043] 为了将控制逻辑管芯206和换能器212电互连,在实施例中,柔性衬底214包括形成在薄膜层中的导电迹线216,其在控制逻辑管芯206和换能器212之间承载信号。特别地,提供控制逻辑管芯206和换能器212之间的通信的导电迹线216在过渡区域210内沿着柔性衬底214延伸。在一些实例中,导电迹线216还可以促进主控制器206A和从控制器206B之间的电通信。导电迹线216还可以提供一组导电垫,当线缆142的导体218机械地和电学地耦合到柔性衬底214时,所述一组导电垫与线缆142的导体218接触。导电迹线216的合适材料包括铜、金、铝、银、钽、镍和锡,并可以通过诸如溅射、电镀和蚀刻的工艺沉积在柔性衬底214上。在实施例中,柔性衬底214包括铬粘附层。导电迹线216的宽度和厚度被选择为在卷绕柔性衬底214时提供适当的导电性和弹性。在这方面,导电迹线216和/或导电垫的厚度的示例性范围在1-5 μm 之间。例如,在实施例中,5 μm 导电迹线216由5 μm 的空间隔开。柔性衬底上的导电迹线216的宽度还可以由要耦合到迹线/垫的导体218的宽度确定。

[0044] 在一些实施例中,柔性衬底214可以包括导体接口220。导体接口220可以是柔性衬底214的位置,其中,线缆142的导体218被耦合到柔性衬底214。例如,线缆142的裸导体在导体接口220处电耦合至柔性衬底214。导体接口220可以是柔性衬底214的主体延伸的突片(tab)。在这方面,柔性衬底214的主体可以共同指代换能器区域204、控制器区域208和过渡区域210。在所图示的实施例中,导体接口220从柔性衬底214的近侧部分222延伸。在其他实施例中,导体接口220位于柔性衬底214的其他部分处,诸如远侧部分221处,或柔性衬底214可以缺少导体接口220。突片或导体接口220的尺度的值(诸如宽度224)可以小于柔性衬底214的主体的尺度的值(诸如宽度226)。在一些实施例中,形成导体接口220的衬底由(一个或多个)相同的材料制成和/或与柔性衬底214的柔性类似。在其他实施例中,导体接口220由不同的材料制成和/或比柔性衬底214相对更刚性。例如,导体接口220可以由塑料、热塑、聚合物、硬质聚合物等等制成,包括聚甲醛(例如 **DELTRIN®**)、聚醚醚酮(**PEEK®**)、尼龙、液晶聚合物(LCP)和/或其他合适的材料。

[0045] 图3图示了设备102的透视图,其具有处于滚动配置中的扫描器组件110。在一些实例中,组件110从平坦配置(图2)过渡到卷曲或更圆柱形的配置(图3)。例如,在一些实施例中,利用如以下中的一个或多个公开的技术:题为“ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME”的美国专利US 6776763和题为“HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND SENSING ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE”的美国专利US 7226417,通过引用将其中每个整体并入本文。

[0046] 在一些实施例中,换能器元件212和/或控制器206可以围绕支撑构件230的纵轴250以环形配置(例如,圆形配置或多边形配置)定位。将理解,支撑构件230的纵轴250也可以被称为扫描器组件110、柔性细长构件121和/或设备102的纵轴。例如,换能器元件212和/或控制器206处的成像组件110的截面轮廓可以是圆形或多边形。可以实现任何合适的环形多边形形状,诸如基于控制器/换能器的数量、控制器/换能器的柔性等,包括五边形、六边形、七边形、八边形、九边形、十边形等。在一些示例中,多个换能器控制器206可以用于控制

多个超声换能器元件212以获得与脉管120相关联的成像数据。

[0047] 在一些实例中,支撑构件230可被引用为一体。支撑构件230可以包括金属材料(例如不锈钢)或非金属材料(例如塑料或聚合物),如于2014年4月28日递交的美国临时申请US 61/985220“Pre-Doped Solid Substrate for Intravascular Devices”(220申请)中所描述的,通过引用合将其整体并入本文。支撑构件230可以是具有远侧凸缘或部分232和近侧凸缘或部分234的套圈。支撑构件230可以是管状的并且限定了纵向延伸穿过其中的管腔236。管腔236可以被定尺寸和整形为容纳导丝118。可以使用任何合适的工艺来制造支撑构件230。例如,可以对支撑构件230进行机械加工和/或电化学加工或激光研磨,例如通过从坯料移除材料以整形支撑构件230,或者例如通过注射成型工艺来模制支撑构件230。

[0048] 现在参考图4,示出了根据本公开的方面的管腔内成像设备102的远侧部分的图解截面侧视图,包括柔性衬底214和支撑构件230。在一些实例中,管形构件230可以引用作为单体。管形构件230可以包括金属材料(诸如不锈钢)或非金属材料(诸如如于2014年4月28日提交的美国临时申请US 61/985220,“Pre-Doped Solid Substrate for Intravascular Devices”(通过引用将其整体内容并入本文)中描述的塑料或聚合物)。支撑构件230可以是具有远侧部分262和近侧部分264的套圈。支撑构件230可以定义沿着纵轴LA延伸的管腔236。管腔236与入口/出口116连通并且被定尺寸和整形以接收导丝118(图1)。支撑构件230可以根据任何适合的过程制造。例如,支撑构件230可以加工和/或电化学加工或激光铣削,诸如通过从空白移除材料以整形支撑构件230,或者模制,诸如注射成型过程。在一些实施例中,支撑构件230可以整体地形成成为单一结构,而在其他实施例中,支撑构件230可以由固定耦合到彼此的不同部件形成,诸如套圈和支架242、244。在一些情况下,支撑构件230和/或其一个或多个部件可以完整地内部构件256集成。在一些情况下,内部构件256和支撑构件230可以结合为一个,例如,在聚合物支撑构件的情况下。

[0049] 竖直延伸的立架242、244分别提供在支撑构件230的远侧和近侧部分262、264处。立架242、244升高并支撑柔性衬底214的远侧和近侧部分。在这方面,柔性衬底214的部分,例如换能器部分204(或换能器区域204),可以与在立架242、244之间延伸的支撑构件230的中央主体部分隔开。立架242、244可以具有相同的外径或不同的外径。例如,远侧立架242可以比近侧立架244具有更大或更小的外径,并且还可以具有用于旋转对准以及控制芯片放置和连接的特殊特征。为了改进声学性能,在柔性衬底214和支撑构件230的表面之间的任何腔体被填充有背衬材料246。液体背衬材料246可以经由立架242、244中的通道235引入在柔性衬底214和支撑构件230之间。在一些实施例中,可以经由立架242、244之一的通道235施加吸力,而液体背衬材料246经由立架242、244中的另一个的通道235馈送在柔性衬底214和支撑构件230之间。背衬材料可以被固化以允许其固体化和凝固。在各种实施例中,支撑构件230包括两个以上的立架242、244、仅立架242、244之一、或没有两个支架中任一个。在这方面,支撑构件230可以具有增加直径远侧部分262和/或增加直径近侧部分264,其被定尺寸和整形为升高和支撑柔性衬底214的远侧部分和/或近侧部分。

[0050] 在一些实施例中,支撑构件230可以是基本上圆柱形的。还预期了支撑构件230的其他形状,包括几何的、非几何的、对称的、非对称的截面轮廓。如本文所使用的术语,支撑构件230的形状可以参考支撑构件230的截面轮廓。在其他实施例中,支撑构件230的不同部分可以不同地整形。例如,近侧部分264可以具有比远侧部分262或在远侧262部分与近侧部

分264之间延伸的中心部分的外径更大的外径。在一些实施例中,支撑构件230的内径(例如,管腔236的直径)可以随着外径改变相应地增大或减小。在其他实施例中,不管外径的变化,支撑构件230的内径保持不变。

[0051] 近侧内部构件256和近侧外部构件254耦合到支撑构件230的近侧部分264。近侧内部构件256和/或近侧外部构件254可以包括柔性伸长构件。近侧内部构件256可以接收在近侧凸缘234内。近侧外部构件254邻接并且与柔性衬底214接触。远侧构件252耦合到支撑构件230的远侧部分262。例如,远侧构件252被定位在远侧凸缘232周围。远侧构件252可以与柔性衬底214和支架242邻接和接触。远侧构件252可以是管腔内成像设备102的最远侧的部件。

[0052] 一个或多个粘合剂可以设置在管腔内成像设备102的远侧部分处的各种部件之间。例如,柔性衬底214、支撑构件230、远侧构件252、近侧内部构件256、和/或近侧外部构件254中的一个或多个可以经由粘合剂耦合到彼此。

[0053] 图5是示出固态IVUS设备的超声脉冲序列的图解图形视图。脉冲序列300包括发送-接收对的邻接“之字形”图案或者布置,其可以备选地被描述为发送-接收事件。每个发送-接收对由对应于顺序时间的索引或数目表示,在其处,对应的发送-接收对被激活以获得超声成像数据。在该方面中,每个发送-接收索引是表示其在序列300中的相对时间位置的整数。在图5的实施例中,每个发送-接收索引对应于单个发送-接收对。每个发送-接收对由在x轴上所示的发送元件索引和在y轴上所示的接收元件索引定义。每个发送元件索引和接收元件索引对应于超声换能器元件的阵列的超声元件。在图5所示的实施例中,阵列包括64个超声换能器元件。

[0054] 例如,与发送-接收索引“1”相关联的发送-接收对由发送元件索引号1和接收元件索引1定义。在一些实施例中,发送元件索引和接收元件索引对应于相同超声换能器元件。在其他实施例中,发送元件索引和接收元件索引对应于不同超声换能器元件。例如,直接地示出在发送-接收对1下面的编号“2”的发送-接收对由发送元件索引1和接收元件索引2定义。即,与发送-接收对2相关联的超声成像数据通过激活发送元件索引1以将超声能量发送到患者体积中并且然后激活接收元件索引2以从患者体积接收超声回波来获得。在图5中,示出了超声脉冲序列的294个发送-接收对。每个发送-接收对根据其发送-接收索引顺序地激活。

[0055] 在序列300中,与发送索引1相关联的超声换能器元件发送连续14次,而与接收索引1到14相关联的元件顺序地被激活以接收对应的回波。然后,与发送索引2相关联的元件发送连续14次,而与接收索引15到2(倒退)相关联的元件顺序地被激活以接收对应的回波。该序列在超声换能器元件的阵列周围以之字形图案继续。每个发送-接收对与一个或多个孔310、320、330相关联。例如,第一孔310包括从索引1跨越到索引196的发送-接收对,第二孔320包括从索引15跨越到索引197的发送-接收对,并且第三孔330包括从索引29跨越到索引224的发送-接收对。每个孔中的发送-接收对被组合为形成针对B模式图像的A线。因此,在第一孔310内包含的发送-接收对被组合以形成第一A线,在第二孔320内包含的发送-接收对被组合以形成第二A线,在第三孔内包含的发送-接收对被组合以形成第三A线等等。由第一孔310形成的A线将居中在发送和接收元件索引7和8之间,由第二孔320形成的A线将居中编号8和9的发送和接收元件索引之间,由第三孔330形成的A线将居中在编号9和10的

发送和接收元件索引之间等等。若干孔被用于形成A线,其被组合和布置为形成B模式图像。

[0056] 将理解,为了完成针对包括64个元件的超声换能器阵列在图5中示出的序列300,包括总计896个发送-接收对的64个孔被用于形成单个B模式图像帧。然而,如果脉冲平均被用于增加信噪比,则要求与发送-接收对的至少两倍一样多(1792)。在50kHz的脉冲重复频率处,1792个发送-接收对对应于30Hz帧速率,其在针对实时成像的最小可接受帧速率附近,并且可能已经限制利用IVUS成像设备进行拉回的能力。

[0057] 由于将超声脉冲的未聚焦部分(例如,光栅波瓣)反射回到阵列的声学元件的一个或多个离轴对象,因而光栅波瓣伪影能够在图像中出现。不满足奈奎斯特准则的超声换能器阵列可以特别地易受产生光栅波瓣伪影影响。光栅波瓣伪影在B模式超声图像中表现为离轴目标的模糊副本。光栅波瓣伪影添加使图像分析过程复杂并且使对于内科医师或超声技术人员而言解释超声图像困难的不希望的图像杂波,诸如血管的组织结构。

[0058] 图6是示出与光栅波瓣伪影相关联的信号响应410的通道域400的图形图示。y轴表示快速时间,其对应于超声信号的飞行时间,或者由信号表示的空间深度。x轴表示对应于扫描序列的孔的多个声学元件(编号1至14)。图像信号410示出对应于由离轴目标产生的光栅波瓣伪影的信号响应,其中,更暗的阴影指示更强的信号。由于产生光栅波瓣伪影的目标离开主波束轴的事实,因而图像信号410跨孔通道域倾斜。相反,主波束内的轴上目标将表现为跨通道域图形400的水平线或矩形。由于通道域400中的光栅波瓣伪影的倾斜性质,在基本上没有光栅波瓣伪影的任何给定深度处存在至少一个子孔或发送-接收对组。如图6所示,在对应于快速时间80和130的深度处(其中每个涉及超声图像中的特定深度),分别地包括元件9至14和1至6的子孔420基本上没有光栅波瓣伪影信号。基于光栅波瓣伪影信号的该特性,子孔可以使超声图像中的光栅波瓣的效应最小化的方式在每个深度处选择。在该方面中,图7-10图示了用于创建光栅波瓣最小化图像的方法500,其包括针对一个或多个像素或深度识别产生减小或最小化的信号响应的子孔。在一些实施例中,诸如图7-10所图示的实施例中,最小化信号值可以包括由针对像素或像素组的不同子孔产生的信号值的最小信号值。如下面进一步解释的,在其他实施例中,最小化信号值可以包括阈值信号值处或以下的一个或多个信号值。

[0059] 图7是图示用于生成光栅波瓣最小化图像的方法500的流程图。在步骤510中,处理器或处理系统,诸如图1的处理系统106,控制超声成像设备的声学元件的阵列以激活包括多个孔和子孔的扫描序列。在一些实施例中,声学元件的阵列可以与IVUS成像设备(例如,图1的102)相关联,其中,阵列被定位在IVUS成像设备的远侧部分的周长或周缘周围。在一些实施例中,扫描序列可以与图5所示的扫描序列300相似或相同。例如,扫描序列可以包括可以被布置到孔中的发送-接收对的图案或者序列,其中,每个孔被用于形成超声图像的单条A线。此外,每个孔可以包括对应于在孔内包含的发送-接收对的子组的多个子孔。图8图示了图5所示的孔310,以及在孔310内包含的多个子孔312、314、316。每个子孔包括孔310的发送-接收对的邻接子组。类似于孔310,子孔312、314、316可以呈现扫描序列图中的三角形形状。然而,将理解,一个或多个子孔可以被布置为其他形状或图案或者由其他形状或图案定义,诸如矩形和/或多边形。在一些实施例中,一个或多个子孔可以包括发送-接收对的非邻接子组。

[0060] 在图8的实施例中,每个子孔312、314、316跨越七个发送元件和七个接收元件,使

得孔310可以包括例如与28个子孔一样多。在其他实施例中,每个子孔可以跨越更少或更多的发送和/或接收元件,诸如2、3、4、5、6、8、9、10、或12个元件。类似地,在其他实施例中,每个孔可以跨越更少或更多的元件,诸如6、8、10、12、16、18、20、或任何其他适合数目的元件。

[0061] 再次参考图7,在步骤520中,处理器基于从阵列接收的超声数据来生成全孔径图像。例如,在一些实施例中,图像可以是B模式超声图像,包括多条A线扫描。B模式图像的每个像素与特定深度和特定A线扫描相关联。每个A线扫描与扫描序列的不同孔相关联,其中,每个孔跨越阵列的多个发送和接收元件。如上文所解释的,在一些方面中,全孔径图像可以包括一个或多个光栅波瓣伪影。光栅波瓣伪影可以对于具有空间欠采样阵列(诸如IVUS成像导管的阵列)的超声探头是特别常见的。

[0062] 在步骤530中,处理系统针对B模式图像中的一个或多个像素识别对应于减小或最小化信号响应的至少一个子孔。在一些实施例中,处理系统识别针对每个个体像素的一个或多个子孔。在其他实施例中,处理系统识别针对像素组的一个或多个子孔。在一些实施例中,处理系统可以使用大小 $M \times N$ 的图像内核识别子孔,其中, M 和 N 可以各自在从1至20的范围内。例如, M 在基带采样中可以在1至5之间。 N 取决于与换能器阵列相关联的超声波束、(一个或多个)孔和/或(一个或多个)子孔的数目。在一些实施例中, N 可以在1至10之间。在一些实施例中, N 可以针对IVUS成像在1至5之间。

[0063] 在一些实施例中,识别至少一个子孔可以包括使用多个子孔计算给定深度处的信号响应,并且比较由每个子孔生成的信号响应。例如,再次参考图8,处理系统可以使用第一子孔312、第二子孔314和第三子孔316计算针对给定像素或深度的信号响应。产生最小信号响应的子孔可以被选择为针对每个像素,并且所识别的最小信号响应可以组装或者布置到最小化图像中。该过程针对图像中的每个像素重复以生成最小化图像。

[0064] 在其他实施例中,处理系统可以确定子孔中的哪些产生低于阈值的信号响应,并且然后平均由那些子孔产生的信号响应以便确定减小或最小化的响应。在又一实施例中,处理系统可以确定哪些子孔产生低于阈值的信号响应,并且然后确定由低于阈值的子孔产生的信号响应的方差并且确定那些子孔的方差。在这样的实施例中,上限信号响应使用可编程的乘数 K 基于所确定的信号响应的方差和平均来确定。例如,上限 = 平均 + ($K \times$ 低于阈值的子孔的信号响应的方差)。在无子孔产生低于阈值的信号响应的情况下,阈值可以简单地被设置为所确定的上限。为了考虑上限大于预选择阈值的可能性,阈值可以通过找到以下各项的最小值来设置:预选择阈值、产生低于阈值的信号响应的子孔的平均信号响应、以及基于平均信号响应、方差和 K 的上限。 K 可以是被确定为适于产生减小或最小化的信号响应的任何值。在一些实施例中, K 基于95%的置信度水平和大于95%的可靠性来定义。用于识别用于平均的子孔的阈值可以例如是全孔信号值的5%至10%。在另一实施例中,阈值可以基于期望的dB值来选择或确定。例如,如果期望识别用于落在40dB以下的最小化或减小的信号值的子孔,则阈值可以被设置为 $10^{(-40\text{dB}/20)}$ 。

[0065] 图9图示了使用所确定的针对每个像素的最小信号响应 $S_{(m,n)}$ 编译最小化图像610的过程。关于信号响应 $S_{(m,n)}$ 的命名法,下标中的第一值“ m ”指代图像610的对应像素,并且下标中的第二值“ n ”指代用于生成信号响应的子孔。列620示出了与图像610的第一像素612相关联的信号响应,使得下标中的第一值是1(例如, $S_{(1,1)}$ 、 $S_{(1,2)}$)。每个信号响应由特定阴影表示,其中,较亮阴影对应于较强信号响应,并且较暗阴影对应于较弱信号响应。每个列包

括对应于比较以确定最小信号响应的 n 个不同子孔的 n 个信号响应值。从包括对应于第一像素612的信号响应值的列620, 信号响应 $S_{(1,n)}$ 呈现最小信号响应, 如由暗阴影所图示的。因此, 信号响应 $S_{(1,n)}$ 被选择为针对最小化图像的像素612的信号响应值。信号 $S_{(1,1)}$ 、 $S_{(1,2)}$ 和 $S_{(1,3)}$ 具有相对较高的信号响应值, 并且因此未被选择用于最小化图像。由对应于信号响应 $S_{(1,1)}$ 、 $S_{(1,2)}$ 和 $S_{(1,3)}$ 的子孔产生的相对更强的信号响应可以是全孔径图像的对应像素/深度中的光栅波瓣的结果。

[0066] 针对最小化图像610的第二像素614, 信号响应 $S_{(2,2)}$ 被识别为来自列630的最小信号响应, 并且信号响应 $S_{(3,1)}$ 被识别为对应于像素616的来自列640的最小信号响应。该过程对图像中的所有像素重复以产生最小化图像610。

[0067] 在一些实施例中, 处理系统将最小化图像输出到显示器。然而, 可能期望相反使用最小化图像以生成加权掩模, 并且将加权掩模应用到原始全孔径图像以产生光栅波瓣最小化图像。例如, 由于最小化图像使用发送-接收对的较小组 (即, 子孔而不是孔) 创建, 因而图像分辨率可以在最小化图像中不利地影响。此外, 不同子孔可能不共享相同 k 空间, 其可以使得点扩展函数 (psf) 跨最小化图像变化。更另外, 通过识别最小子孔创建的最小化图像可以引入对最小化图像的新伪影或失真。因此, 在步骤540中, 处理系统基于在步骤530中创建的最小化图像来生成加权掩模。生成加权掩模可以包括将空间低通滤波器和/或中值滤波器应用到在步骤520中创建的全孔径图像和在步骤530中创建的最小化图像, 并且计算低通滤波/中值滤波的最小化图像与低通滤波/中值滤波的全孔径图像的逐像素比率。然后, 可以在1与计算的比率之间确定逐像素最小值。例如, 当低通滤波器被使用时, 加权掩模可以根据以下关系生成:

$$[0068] \quad w = \min \left(1, \frac{LPF(I_{min})}{LPF(I_{全})} \right)$$

[0069] 其中, w 是加权掩模加权值, I_{min} 是最小化图像, 并且 $I_{全}$ 是全孔径图像。将理解, 加权掩模产生等于或小于1的值。因此, 即使当针对给定像素低通滤波的最小化图像信号相对地大于低通滤波的全孔径图像的时, 加权掩模将不增加针对任何给定像素的信号值。然而, 在其他实施例中, 加权掩模可以简单地通过针对每个像素或像素组计算滤波最小化图像与滤波全孔径图像的比率生成。

[0070] 再次参考图7, 在步骤550中, 在步骤540中生成的加权掩模 w 被应用到全孔径图像 $I_{全}$ 以产生光栅波瓣最小化图像。该过程在图10A、图10B和图10C中图示。图10A示出了包括表示真实目标的第一组像素602和与光栅波瓣伪影相关联的第二组像素604的全孔径图像。图10B示出了根据上文所描述的关系的根据最小化图像和全孔径图像生成的加权掩模610。加权掩模的每个像素与将被应用到全孔径图像600的对应像素的从零到一的范围内的加权因子或加权值相关联。加权掩模610包括对应于低加权值的暗的一组像素624。在该方面中, 由于对应于全孔径图像600的信号值的最小化图像中的最小化图像信号值显著地低于针对对应的第一组像素604的信号值, 因而加权掩模610将小于1的加权因子应用到第一组像素604。该相对低的加权因子由像素624的暗阴影表示。相反, 加权掩模610的剩余像素的信号响应值可能不从全孔径图像600的对应信号响应值显著地变化。因此, 加权掩模610的剩余部分的加权因子可以更接近于1, 其由相对较亮阴影表示。

[0071] 现在参考图7和10C,在步骤560中,光栅波瓣最小化图像650基于加权掩模610和全孔径图像600来生成,其中,加权掩模610基于全孔径图像600和在步骤530中生成的最小化图像。将加权掩模610应用到全孔径图像600可以包括加权因子和图像600中的对应图像像素的逐像素乘法或积,其中,图像600采取线性幅度形式。在其他实施例中,应用加权掩模610可以包括从图像600的对数幅度版本减去掩模。此外,生成光栅波瓣最小化图像650可以包括使用通过将加权掩模610应用到全孔径图像600产生的加权图像的对数压缩。将加权掩模610应用到图像600可以在图像的扫描转换之前或之后发生。更一般地,应用针对任何给定像素的加权掩模610可以是全孔径图像和最小强度图像的任何适合的选择的功能。图10C示出了通过将加权掩模610应用到全孔径图像600并且使用加权图像的对数压缩生成的光栅波瓣最小化图像650。光栅波瓣最小化图像650包括对应于全孔径图像600的第一组像素604的第一组像素654。由于加权掩模610对第二组像素604的影响,因而第一组像素654的加权信号值显著地低于来自全孔径图像600的第二组像素604的信号值。因此,第二组像素604中的光栅波瓣伪影的存在和/或强度显著地减小或消除,而与真实目标相关联的信号值在光栅波瓣最小化图像650中保持不变或者相对类似。

[0072] 图11A-11D图示了由上文所描述的过程500修改的超声图像700。图11A示出了以 r, θ 格式呈现的IVUS图像(例如,预扫描转换的IVUS图像)的原始全孔径图像700。图像700示出了脉管壁和脉管壁内部的多个支架撑杆的截面视图。此外,白色箭头指向光栅波瓣伪影,其可能部分地由支架撑杆引起,其能够引起超声能量的强离轴反射。这些光栅波瓣伪影将杂波添加到图像700并且使脉管结构和/或支架撑杆的评估困难。因此,图像700根据上文所描述的方法500处理。

[0073] 图11B示出了根据步骤530生成的最小化图像710。在最小化图像710中。光栅波瓣伪影的存在或强度显著地减小。然而,最小化图像710可以包括对全孔径图像700的不期望的改变,其能够导致丢失或失真的图像细节。因此,加权掩模720根据步骤540产生,其在图11C中示出。加权掩模720的每个像素可以对应于从0至1的范围内的加权因子,其中,更接近于0的加权因子通常被示出为更暗的,并且更接近于1的加权因子被示出为更亮的。对应于原始图像700的光栅波瓣伪影的区域包括相对更暗的阴影,其对应于更低的加权因子。由于全孔径图像的像素与最小化图像的像素之间的信号响应值的差异是相对大的,因而这些暗区出现。最后,加权掩模720被应用到全孔径图像700以产生光栅波瓣最小化图像750,其在图11D中示出。光栅波瓣最小化图像750包括与图11A的相似或相同图像特征,但是具有减少或消除的光栅波瓣伪影。

[0074] 图12A和12B分别示出了全孔径IVUS图像800和光栅波瓣最小化IVUS图像850。全孔径IVUS图像800是包括支架的血管的截面视图。全孔径图像800还示出了光栅波瓣伪影804,其可能由与支架撑杆的离轴反射部分地引起。图12B示出了使用最小子孔过程根据全孔径图像800生成的光栅波瓣最小化图像850。与全孔径图像800相反,光栅波瓣最小化图像850的区854(其对应于其中光栅波瓣伪影804位于全孔径图像800中的区)不包括光栅波瓣伪影。然而,光栅波瓣最小化图像850包括原始全孔径图像800的剩余图像特征的全部或实质性部分,诸如支架、脉管结构、组织斑纹图样等。

[0075] 将理解,方法的步骤中的一个或多个,诸如激活扫描序列,生成全孔径图像、最小化图像、加权掩模和光栅波瓣最小化图像并且将光栅波瓣最小化图像输出到显示器,可以

由超声成像系统的一个或多个部件执行,诸如处理器、复用器、波束形成器、信号处理单元、图像处理单元或系统的任何其他适合的部件。例如,激活扫描序列可以由与被配置为选择或激活超声换能器阵列的一个或多个元件的复用器通信的处理器执行。在一些实施例中,生成超声图像可以包括波束形成来自超声成像设备的传入信号并且通过图像处理器处理波束形成信号。系统的处理部件可以集成在包含在外部控制台内的超声成像设备内,或者可以是分离的部件。

[0076] 本领域的技术人员将认识到,可以以各种方式修改上文所描述的装置、系统和方法。因此,本领域普通技术人员将意识到,由本公开涵盖的实施例不限于上文所描述的特定示范性实施例。在该方面中,尽管已经示出并且描述了说明性实施例,但是在前述公开中预期各种各样的修改、改变和替代。应理解,在不脱离本公开的范围的情况下,可以对前述内容做出这样的变化。因此,所附权利要求宽广地并且以与本公开一致的方式理解是适当的。

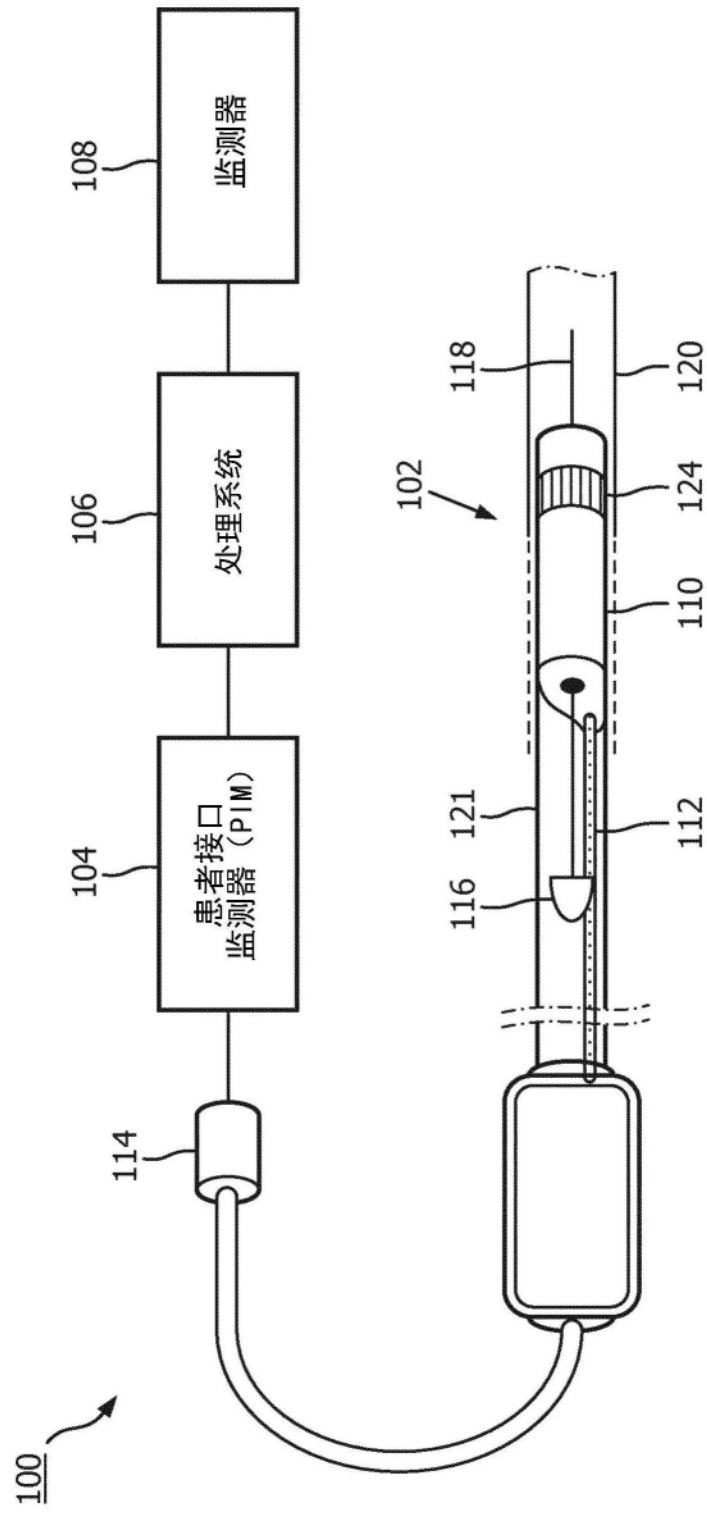


图1

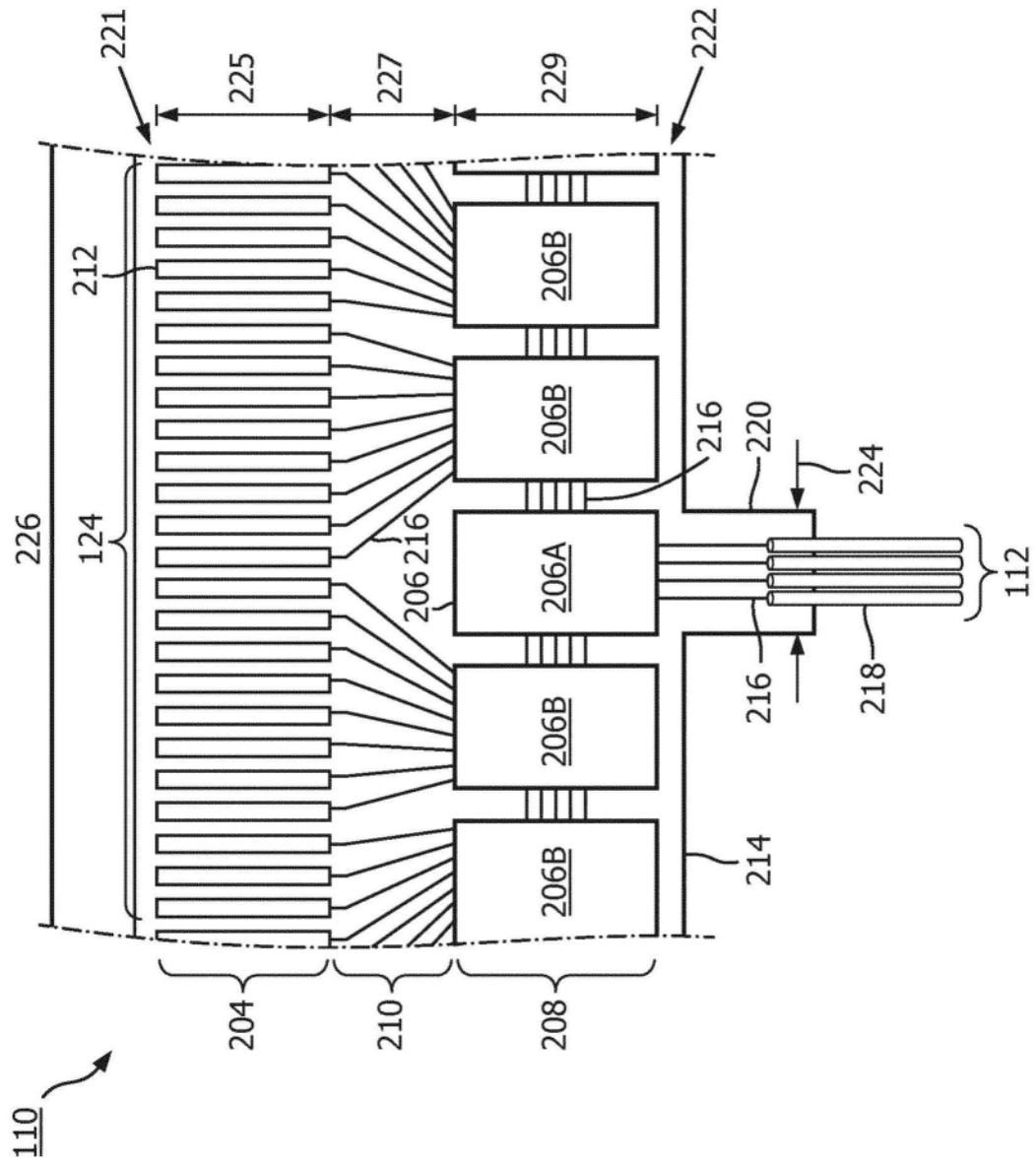


图2

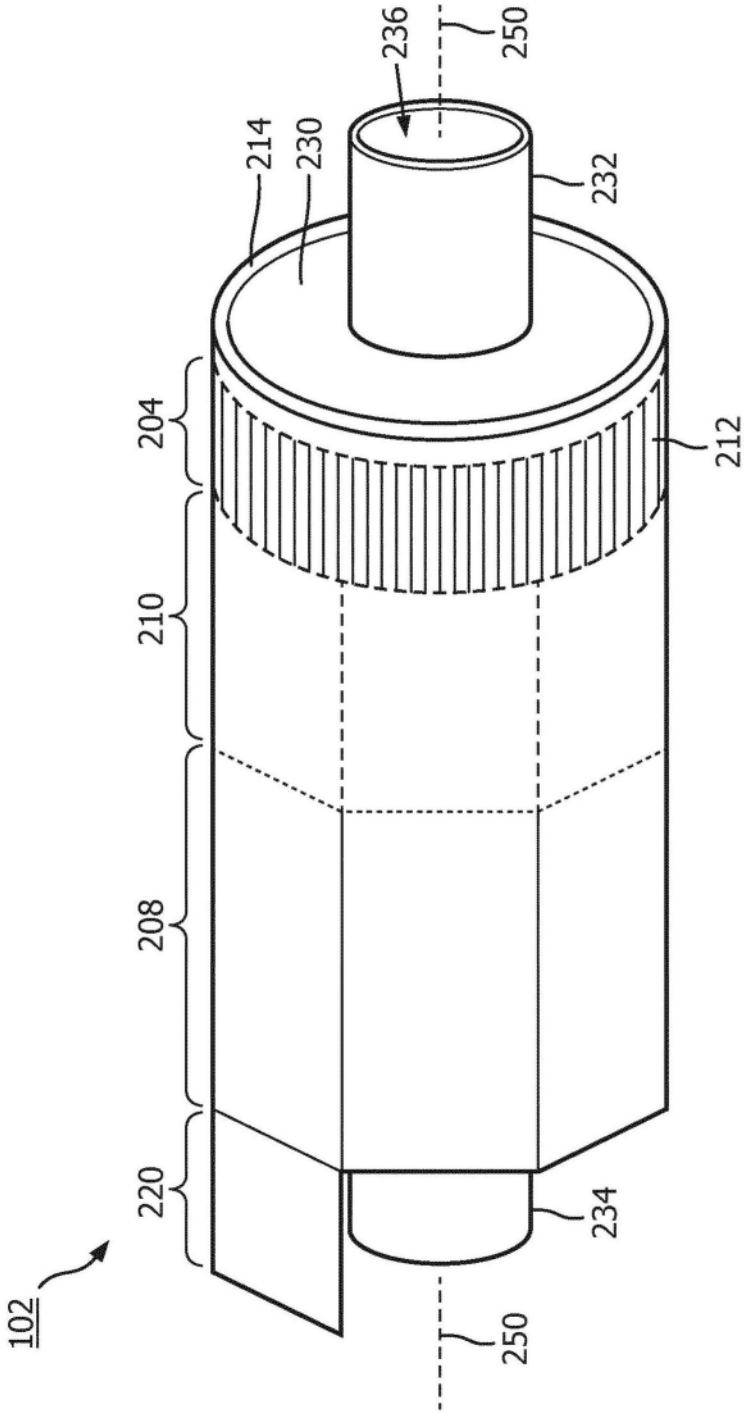


图3

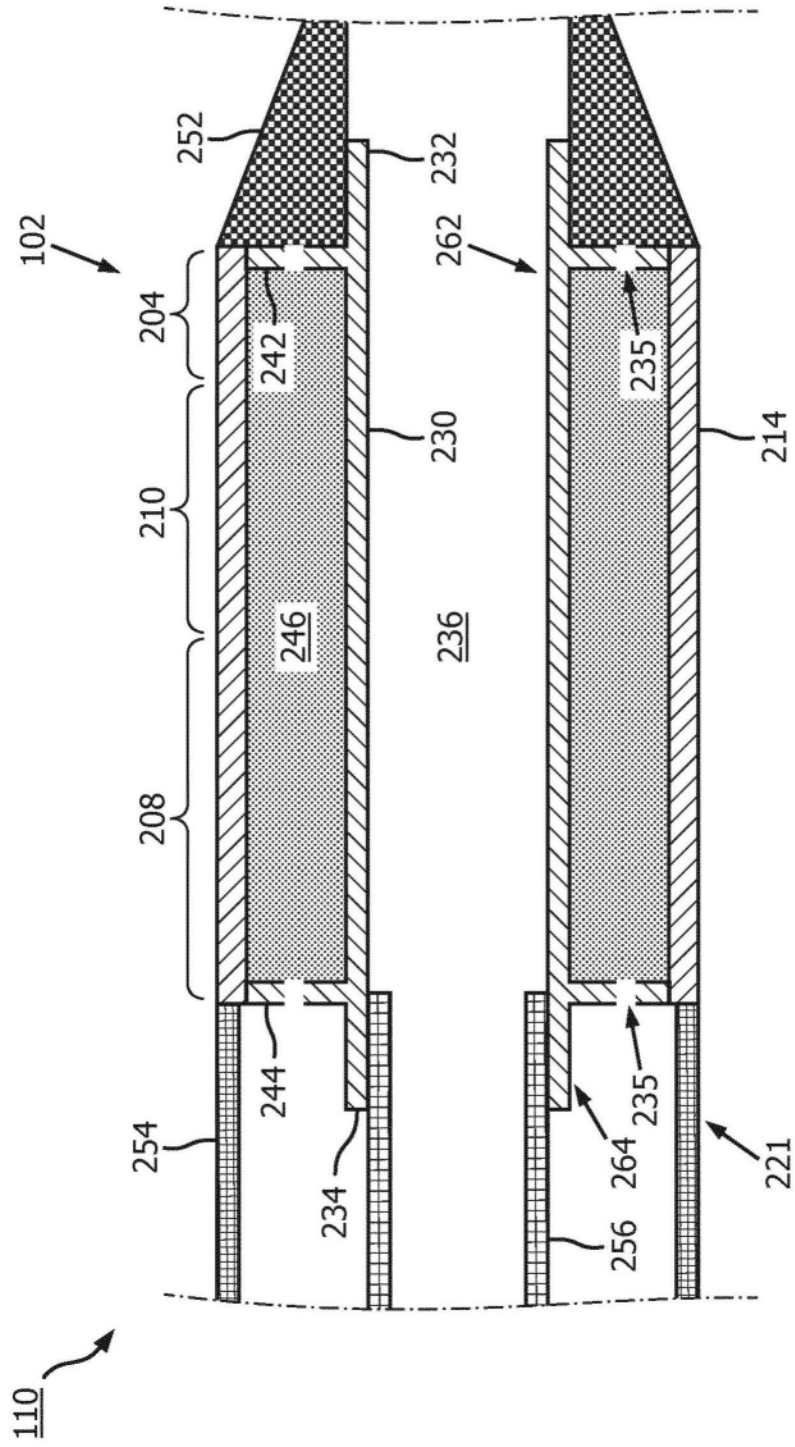


图4

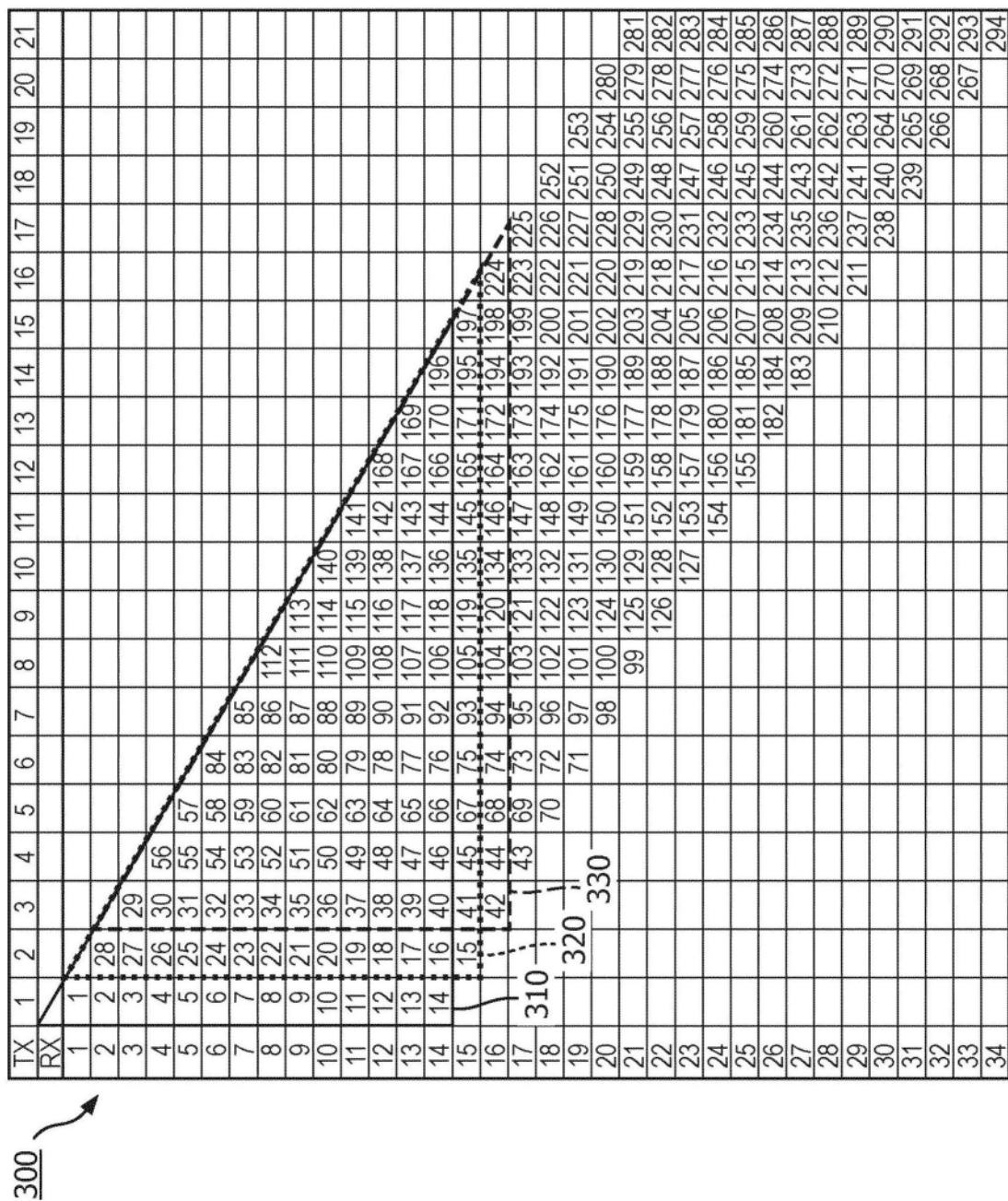


图5

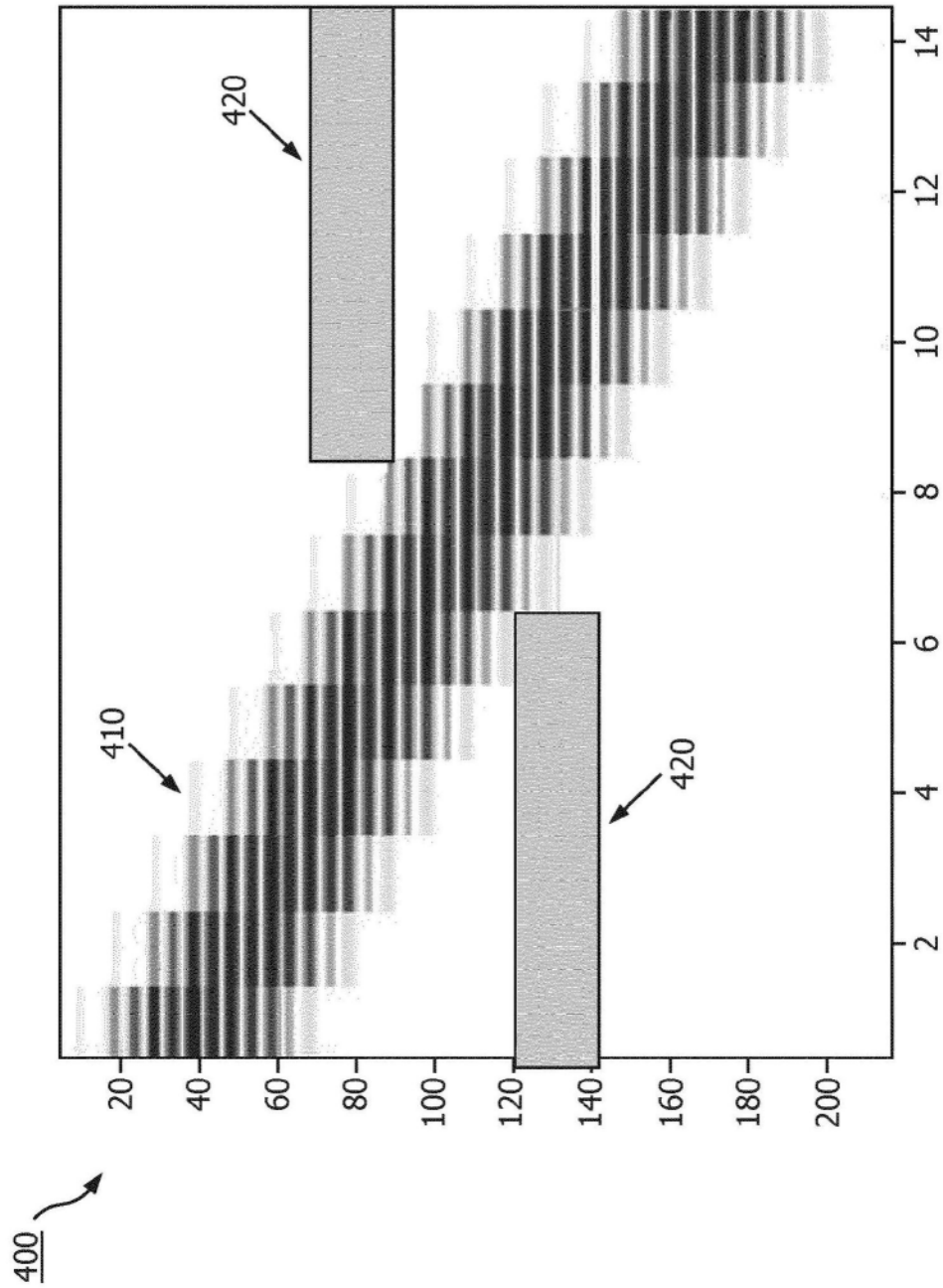


图6

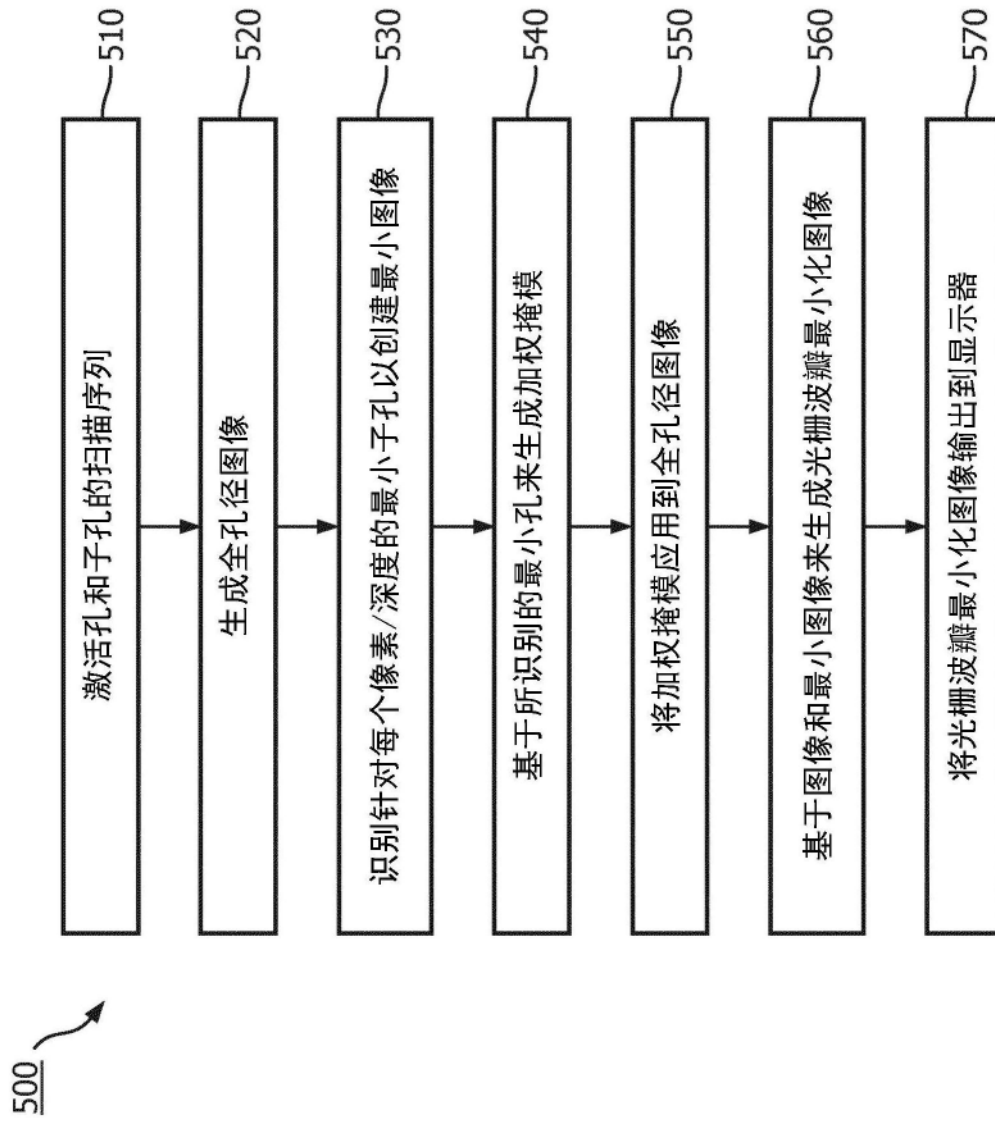


图7

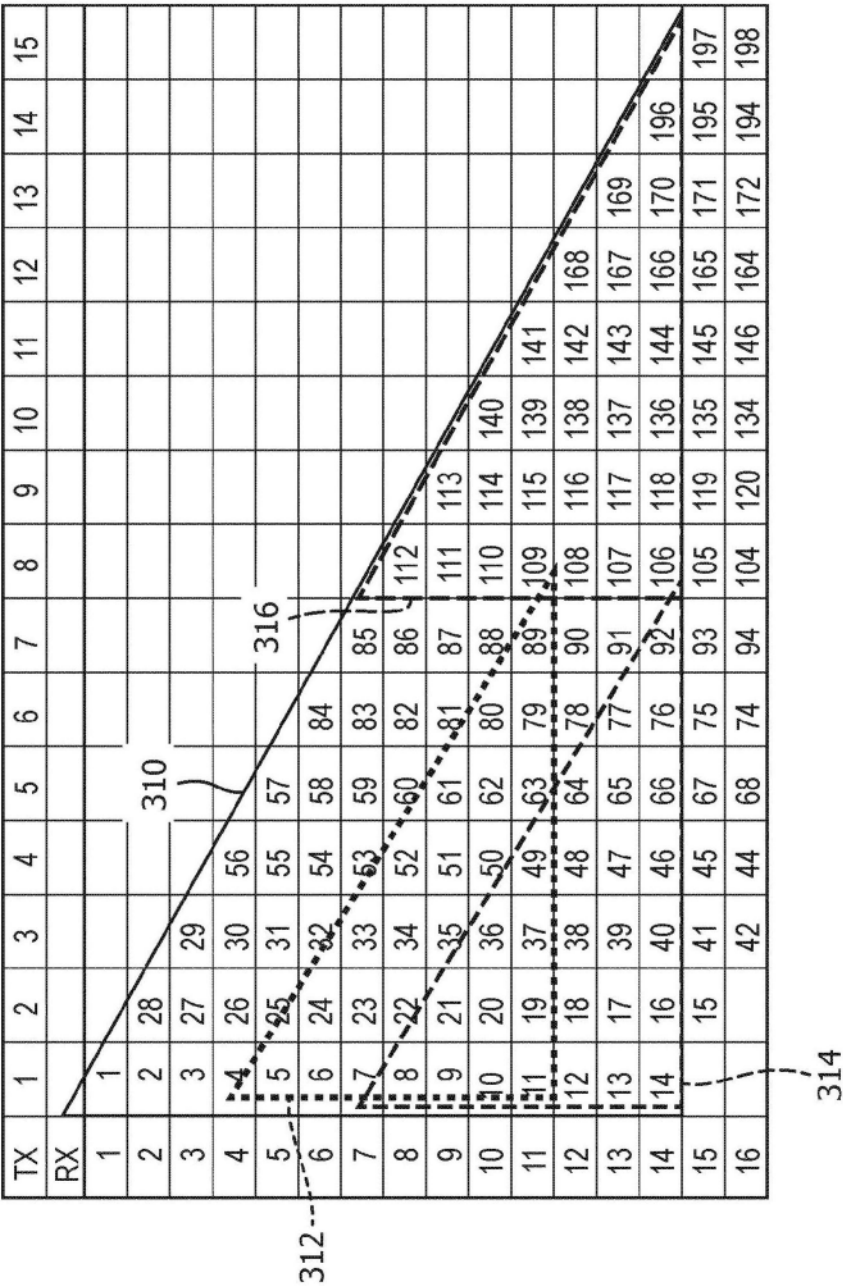


图8

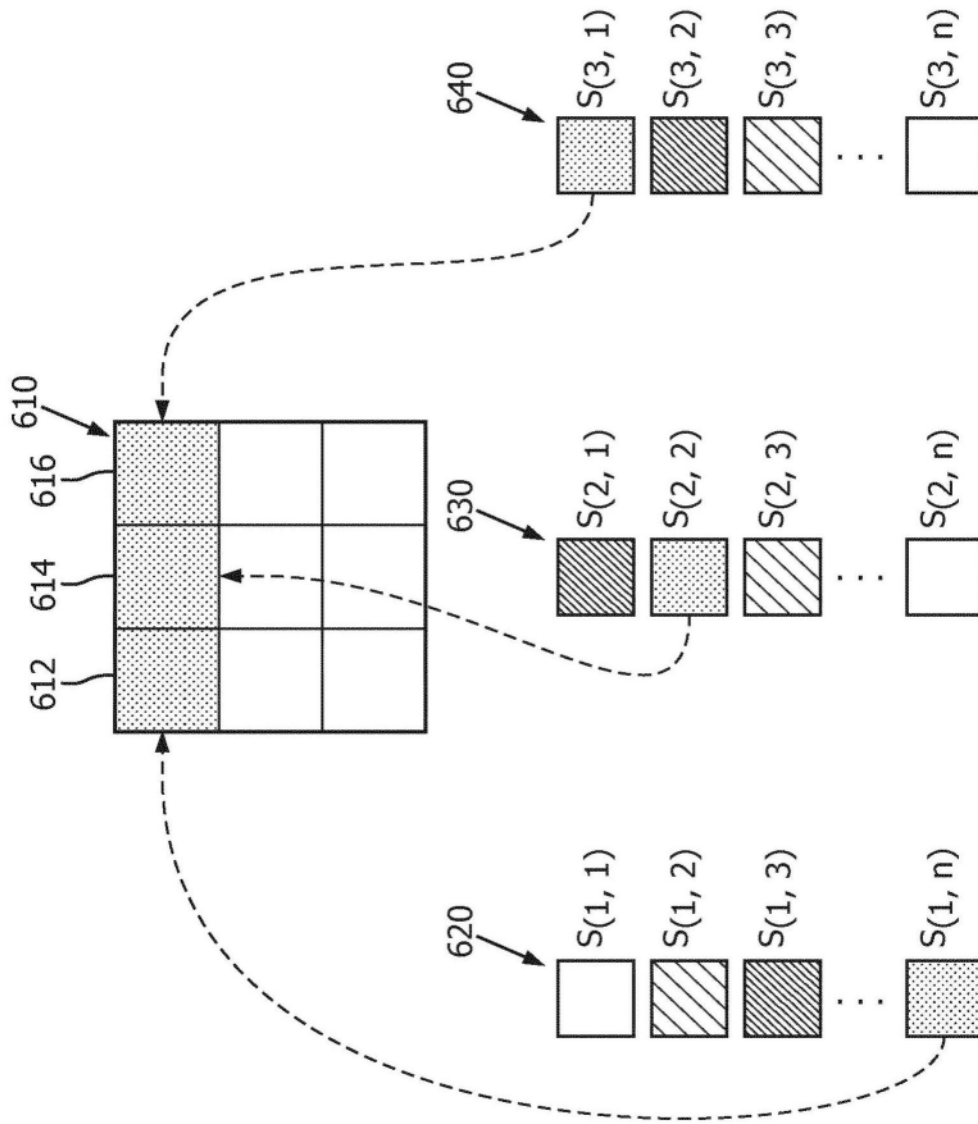


图9

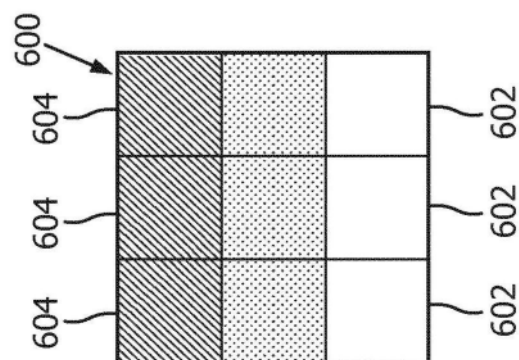


图10A

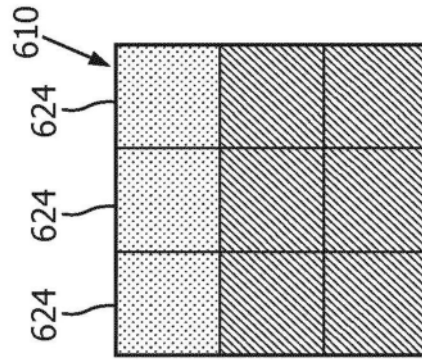


图10B

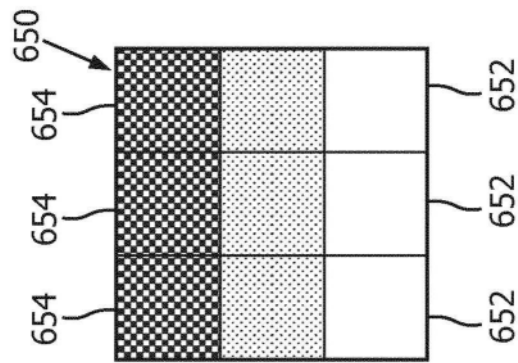


图10C

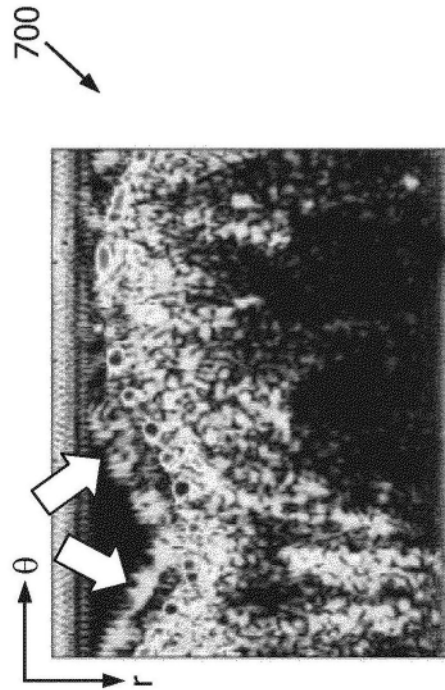


图11A

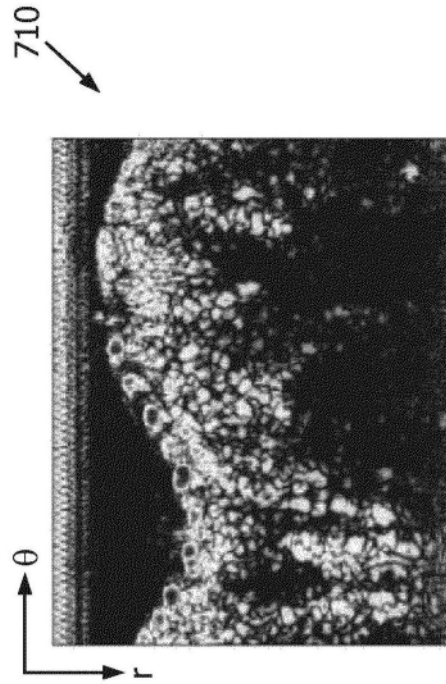


图11B

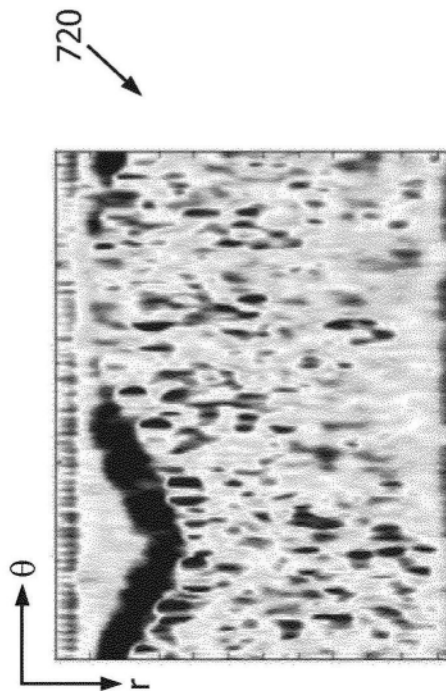


图11C

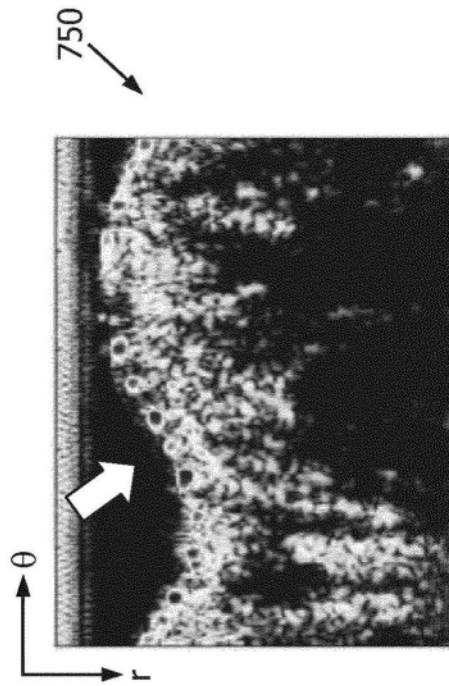


图11D

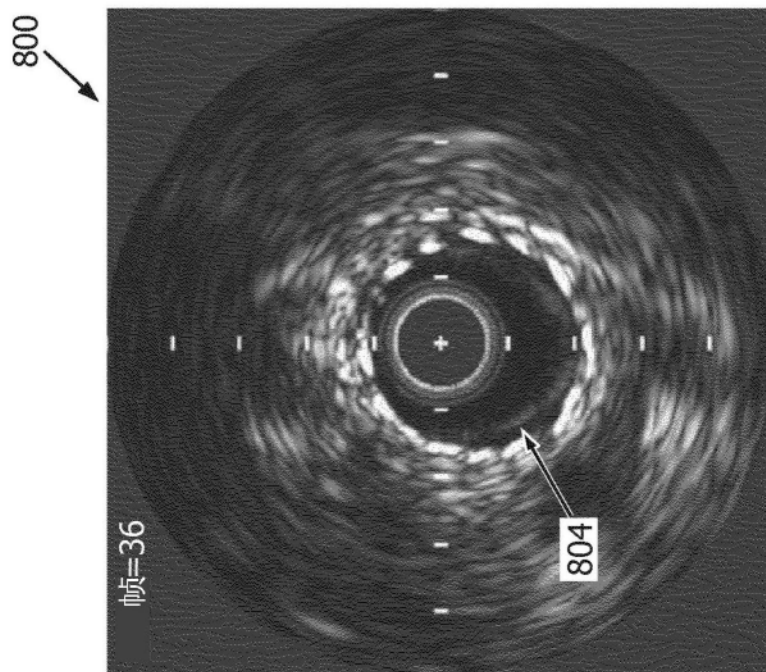


图12A

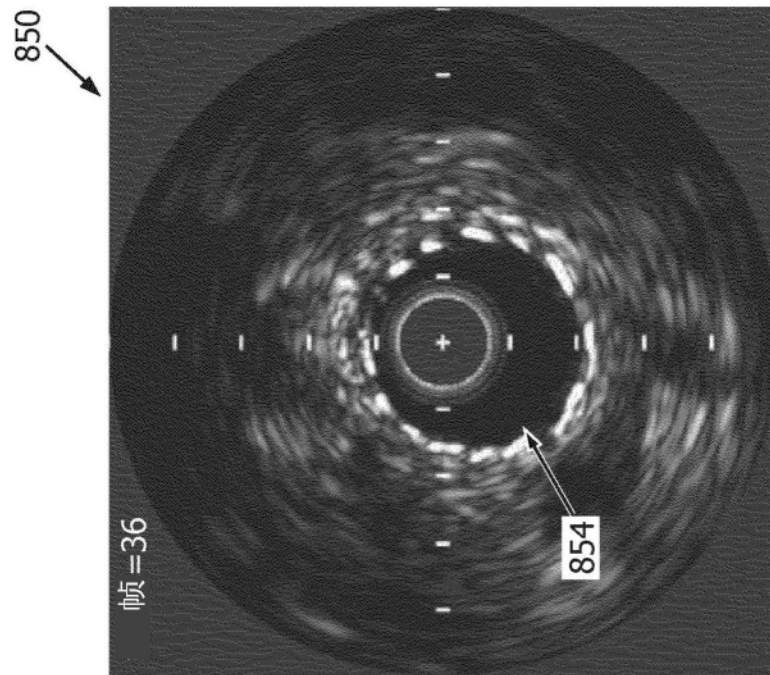


图12B