(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 111629672 B
(45)授权公告日 2024.08.23

(21)申请号 201980009884.8
(22)申请日 2019.01.15
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111629672 A
(43)申请公布日 2020.09.04
(30)优先权数据
62/620,512 2018.01.23 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.07.23
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/050844 2019.01.15
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2019/145183 EN 2019.08.01
(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 S·R·福克斯 胡长虹 K·张 J·R·杰戈 T·卢帕斯
(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 李光颖
(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)
G01S 7/52(2006.01)
G01S 15/89(2006.01)
(56)对比文件
CN 107126229 A,2017.09.05
US 2013225984 A1,2013.08.29
审查员 陈曦

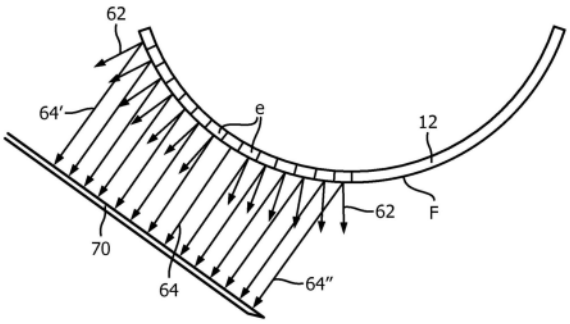
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

提供针插入引导的超声成像系统

(57)摘要

用于针插入引导的超声成像系统使用曲面阵列换能器在将针插入到图像场中时利用未转向波束来扫描图像场。由于在径向定向波束与针之间的入射角不同,因此回波将仅从针的部分最强地返回。在图像中识别该部分,并且识别出产生最强返回的入射角。然后,从曲面阵列换能器平行转向具有该最佳入射角的波束以产生最佳针图像。一些转向波束的陡峭转向角会引起旁瓣杂波伪影,这能够使用图像数据的双重切趾处理来识别并且从图像数据中删除。



CN 111629672 B

1.一种用于操作超声成像系统以对在对象中的针进行成像的方法,所述方法包括:

在所述对象中的图像场上方发射来自探头中的曲面阵列换能器的未转向波束,并且由此使用所述未转向波束来获得所述图像场的超声图像;

识别发射波束的峰值角度,以用于基于向所述超声图像应用图像处理来产生来自所述图像场中的所述针的回波返回的峰值幅度;

以所述峰值角度发射多个平行转向波束;并且

显示所述图像场中的所述针的另外的超声图像,所述另外的超声图像是基于所述转向波束获得的。

2.根据权利要求1所述的方法,包括:识别所述超声图像中的针镜面反射的线。

3.根据权利要求2所述的方法,包括:识别沿着所述针镜面反射的所述线的最亮点。

4.根据权利要求3所述的方法,其中,识别所述发射波束的所述角度包括:识别在所述最亮点处与所述针镜面反射的所述线相交的所述发射波束,

其中,识别出的发射波束还展现出所述峰值角度。

5.根据权利要求1所述的方法,其中,显示所述针的所述超声图像包括:在所述图像中显示针引导图形。

6.根据权利要求5所述的方法,其中,显示所述针引导图形包括:在所述超声图像中的所述针的位置处显示图形线。

7.根据权利要求5所述的方法,其中,显示所述针引导图形包括:在所述超声图像中的所述针的位置的任一侧上显示针引导图形线。

8.根据权利要求5所述的方法,其中,显示所述针引导图形包括:在所述超声图像中的所述针的位置处以及在所述超声图像中的所述针的位置的任一侧上显示图形线。

9.一种用于在对象中的针插入的图像引导的超声成像系统,包括:

超声探头(10),其包括曲面阵列换能器(12);

发射控制器(18),其被配置为控制所述曲面阵列换能器以在所述对象中的图像场上方发射未转向波束,其中,所述超声成像系统被配置为使用所述未转向波束来获得所述图像场的超声图像;以及

针位置处理器(46),其被配置为识别发射波束的峰值角度,以用于基于向所述超声图像应用图像处理来产生来自所述图像场中的针的回波返回的峰值幅度,

其中,所述发射控制器(18)还被配置为控制所述曲面阵列换能器以所述峰值角度发射多个平行转向波束,

其中,所述超声成像系统还包括图像显示器(40),其被配置为显示所述图像场中的所述针的另外的超声图像,所述另外的超声图像是基于所述转向波束获得的。

10.根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述针位置处理器(46)还被配置为识别所述超声图像中的针镜面反射的线。

11.根据权利要求10所述的超声成像系统,其中,所述针位置处理器(46)还被配置为识别沿着所述针镜面反射的所述线的最亮点。

12.根据权利要求11所述的超声成像系统,其中,所述针位置处理器(46)还被配置为通过识别在所述最亮点处与所述针镜面反射的所述线相交的所述发射波束来识别所述发射波束的所述角度,

其中,识别出的发射波束还展现出所述峰值角度。

13.根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述图像显示器还被配置为在所述另外的超声图像中显示针引导图形。

14.根据权利要求13所述的超声成像系统,其中,所述图像显示器还被配置为显示在所述另外的超声图像中的所述针的位置处的图形线,和/或在所述另外的超声图像中的所述针的位置的任一侧上的针引导图形线。

15.一种存储指令的计算机可读介质,所述指令被配置为,当被执行时,执行根据权利要求1-8中任一项所述的方法。

16.一种包括指令的计算机程序产品,所述指令被配置为,当被执行时,执行根据权利要求1-8中任一项所述的方法。

提供针插入引导的超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像系统,并且具体涉及提供用于插入活检针和其他侵入性设备的图像引导的超声系统。

背景技术

[0002] 超声图像引导提供了一种简单并且有效的方式来将诸如活检针的侵入性设备插入到身体中。成像被用于查看身体中的针和目标解剖结构两者,并且因此,临床医师能够在插入针时看到和规划到目标的插入路径。能够避免主要血管以及对于平滑插入的障碍,诸如钙化组织。但是,由于超声的物理原理,获得针的清晰并且完整的图像会有问题。在该流程期间,临床医师观察超声图像中的目标解剖结构,并且然后,在朝向目标并且穿过探头的图像场的方向上将针插入到超声探头附近。该行进路径能够相对于超声扫描波束成相对陡峭的角度。尽管金属针是超声的强反射体,并且因此,假设在图像中清楚地显示出来,但是陡峭的角度关系会导致超声能量擦过并行进到身体内的更深处,而不是直接反射回探头以用于图像采集。因此,针杆与超声波束方向之间的角度关系会使针成像存在问题。期望设计成像系统,使得在插入期间获得针的清晰并且完整的图像,从而临床医师能够始终地知道针在身体中的位置和姿态。

[0003] 超声波束角度会给清晰并且完整的针成像带来额外的障碍,即:返回的回波会相对于探头孔径成陡峭的角度,从而引起光栅波瓣(副波瓣)伪影。这些伪影会出现在图像中的实际针位置附近的图像中,从而很难从周围的杂波中分辨出针。因此,期望在针插入引导期间防止或消除这些杂波伪影。

发明内容

[0004] 在一些方面中,本公开包括用于操作超声成像系统以对针插入进行图像引导的方法。所述方法能够包括:在对象中的图像场上发射来自超声换能器的未转向波束;识别发射波束的峰值角度,以产生来自图像场中的针的回波返回的峰值幅度;以峰值角度发射多个平行转向波束;并且显示图像场中的针的超声图像。在某些方面中,所述方法能够包括:识别超声图像中的针镜面反射的线,和/或识别沿着针镜面反射的线的最亮点。在一些方面中,识别发射波束的角度能够包括:识别在所述最亮点处与所述针镜面反射的线相交的发射波束,其中,识别出的发射波束还具有峰值角度。对针的超声图像的所述显示能够包括:在所述图像中显示针引导图形,其能够包括:在超声图像中的针的位置处显示图形线。显示所述针引导图形能够包括:在超声图像中的针的位置的任一侧上显示针引导图形线。显示所述针引导图形能够包括:在超声图像中的针的位置处以及在超声图像中的针的位置的任一侧上显示图形线。

[0005] 在一些方面中,本公开能够包括用于操作超声成像系统以对针插入进行图像引导的方法,所述方法能够包括:使用多个换能器元件从对象内的图像场获取图像数据,其中,所述图像场被怀疑包括在其中的针;利用适于隔离图像数据中的杂波的两个不同的切趾函

数来处理图像数据;使用利用两个不同的切趾函数而处理的图像数据来产生减少杂波的图像数据;并且显示图像场中的针的减少杂波的超声图像。利用两个不同的切趾函数处理图像数据能够包括:根据图像数据来形成两幅超声图像,每幅超声图像使用不同的切趾函数。使用利用两个不同的切趾函数而处理的图像数据能够包括:将来自两幅超声图像的图像数据进行组合或相关以产生减少杂波的图像数据。利用两个不同的切趾函数处理图像数据能够包括:利用互补的切趾函数来处理图像数据。利用互补的切趾函数来处理图像数据能够包括:利用不同地影响旁瓣伪影数据的切趾函数来处理图像数据。利用不同地影响旁瓣伪影数据的切趾函数来处理图像数据能够包括:使用用作旁瓣或主瓣数据的陷波滤波器的切趾函数。使用利用两个不同的切趾函数而处理的图像数据能够包括:将具有旁瓣和主瓣数据两者的图像数据与仅具有旁瓣或主瓣数据的图像数据进行组合。

附图说明

[0006] 在附图中:

[0007] 图1图示了根据本发明的原理而配置的超声系统。

[0008] 图2图示了在针与来自曲面阵列换能器的未转向波束之间的入射角。

[0009] 图3是在图2中所示的插入角度处将针插入对象中的超声图像。

[0010] 图4图示了通过以最佳角度平行地从曲面阵列换能器转向波束来获取针图像。

[0011] 图5是针的超声图像,其位置由针引导图形来指示。

[0012] 图6图示了第一双重切趾技术,其能够被用于减少由于针引导成像中的波束转向而引起的杂波。

[0013] 图7a和图7b图示了第二双重切趾技术,其能够被用于减少由于针引导成像中的波束转向而引起的杂波。

[0014] 图8a和图8b图示了由于使用图7a和图7b的两个切趾函数而产生的旁瓣能量。

[0015] 图9图示了通过组合图7a和图7b的两个切趾函数而实现的旁瓣杂波的减小。

[0016] 图10是根据本发明的原理进行的超声图像引导的针插入过程的流程图。

具体实施方式

[0017] 根据本发明的原理,超声系统和具有凸曲面阵列换能器的探头被用于针插入引导。阵列的自然曲率导致其未转向波束穿过宽的扇形角,所述扇形角超出了探头的覆盖范围,并且在初始插入期间快速捕获针。分析针的图像,以确定在超声波束与针杆之间的入射角最适合获取针图像的点,并且以最佳波束角从曲面阵列平行转向的波束来获取针图像。针位置在图像中以针引导图形来指示。最佳波束角在流程中被定期地更新。根据本发明的另外的方面,通过产生具有两个不同的切趾函数的扫描场的图像来减少由于陡峭的波束转向角而引起的杂波,然后将其进行比较或组合以减少图像杂波。

[0018] 现在参考图1,以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。在超声探头10中设置有凸曲面换能器阵列12,用于发射超声波并且接收回波信息。曲面阵列换能器通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关16,开关16在发射与接收之间切换,并且保护主波束形成器20免受高能量发射信号的影响。在被耦合到T/R开关和波束形成器20的发射控制器18的控制下完成来自曲面阵列12的超声波束的发射,所述发射控制器接收来

自用户对用户界面或控制面板38的操作的输入。由发射控制器控制的发射特性是发射波形的幅度、相位和极性,以及与波束形成器控制一起实现的对超声波束的聚焦和转向。沿超声传输方向形成的波束可以不转向(与换能器的表面正交的方向),或者以相对于阵列的表面以不同角度转向。通过适当延迟由连续一组换能器元件(被称为活动孔径)接收到的回波,然后将其组合以形成相干回波信号,来在波束形成器20中对所述回波进行波束成形。

[0019] 相干回波信号由信号处理器26进行信号处理,包括通过数字滤波器进行滤波,以及通过空间或频率复合进行降噪。所述信号处理器还能够将频带移至较低或基带频率范围。信号处理器26的数字滤波器能够是例如在美国专利US 5833613(Averkiou等人)中公开的类型的滤波器。根据本发明的一个方面,如下文更全面描述的,杂波处理器50被耦合到信号处理器以去除在波束转向期间产生的旁瓣杂波。经处理的回波信号由提供信号相位信息的正交解调器28解调为正交(I和Q)分量。

[0020] 经波束成形和经处理的相干回波信号被耦合到产生B模式组织图像的B模式处理器52。所述B模式处理器通过计算$(I^2+Q^2)^{1/2}$形式的回波信号幅度来执行对经正交解调的I和Q信号分量的幅度(包络)检测。所述正交回波信号分量也被耦合到多普勒处理器54,多普勒处理器54存储来自图像场中的离散点的回波信号的总体,然后将其用于利用快速傅立叶变换(FFT)处理器来估计图像中的各点处的多普勒频移。对于彩色多普勒图像,将对血管中的每个点处的估计出的多普勒流量值进行壁滤波,并且使用查找表将其转换为彩色值。B模式图像信号和多普勒流量值被耦合到扫描转换器32,扫描转换器32将B模式和多普勒样本从其获取的R-θ坐标转换为笛卡尔(x,y)坐标,用于以期望的显示格式进行显示,例如,以直线显示格式或扇形显示格式进行显示,如在图3和图5中所示的。B模式图像或多普勒图像可以单独显示,或者可以在解剖配准中一起显示两者,其中,彩色多普勒覆盖图示出了图像中的组织和血管结构中的血流。

[0021] 由扫描转换器32产生的超声图像数据被耦合到图像处理器30和3D图像数据存储器。图像处理器30执行进一步的增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示超声图像。3D图像数据存储器将图像数据值存储在与其在3D空间中的坐标相关的地址处,能够根据所述坐标对其进行访问以进行3D图像形成。3D图像数据存储器被耦合到多平面重新格式化器44和体积绘制器42。多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成投影的3D图像,如从给定参考点所看到的那样,如美国专利US 6530885(Entrekin等人)所描述的。将从3D图像数据产生的2D图像或3D图像耦合到图像处理器30。图形处理器36产生包含文本和其他图形信息(诸如患者ID)的图形显示覆盖图,以与超声图像一起显示。

[0022] 图2图示了由曲面阵列换能器发射和接收的未转向波束62扫描的图像场60。因为波束的方向由阵列的弯曲几何形状确定,因此波束未转向。每个波束沿着阵列的面垂直于其原点来定向。在波束成形中,通过对在原点的任一侧上的活动孔径的对称位置处接收到的回波进行相等加权来形成未转向波束。所述波束在波束形成器中具有对称的加权概况。能够使用相同的对称加权概况来形成沿着阵列的每个波束,而波束的不同角度方向由几何阵列曲率来提供。因此,阵列的自然曲率使每个波束62跨图像场指向不同的角度,由此扫描扇形场60。这对于针插入成像是有利的,因为仅需将单个加权表加载到波束形成器中,以沿

着每个不同的波束方向进行扫描和回波形成。宽扇形图像场对于针插入成像是有利的,因为针在探头侧面被插入到身体中,并且与扫描平面一致。在插入针数毫米之后,其就将开始与扇形侧面处的波束相交,因此在宽图像的边缘处快速地获取针。

[0023] 但是插入的针相对于波束角度的角度将导致来自不同发射波束的回波检测的不同角度取决于撞击在针上的波束的入射角。在图示中,在中央变暗部分72之前和之后与针70相交的波束相对于针杆成非正交的角度。来自这些波束的回波将在远离波束路径的方向上散射,并且其更少的能量将返回到阵列元件。在波束64的任一侧上的变暗波束更垂直于针70的杆,使得其更多的能量被直接反射回阵列。波束64是最佳的,因为其在其相交点处几乎垂直于针,并且来自该波束的回波将最强地从镜面反射针返回到阵列。因此,产生这些更强回波返回的针的部分72将在超声图像中最区别地出现,如在图3的实际超声图像66中清楚示出的。(为了更好地说明,该图像以黑白显示反转示出。)

[0024] 根据本发明,所述超声系统包括针位置处理器46,针位置处理器46识别超声图像66中的不同针部分72,并且特别是最佳波束64的角度。所述针位置处理器使用图像处理来搜索并且识别图像中的来自针部分72的强回波的直线。这能够使用图像处理技术来完成,诸如Hough变换、Radon变换、一阶和二阶定向纹理分析、或启发式标准(诸如最大亮度分析)。当在图像中识别出该回波返回部分时,沿着最强回波返回的部分的点表示最佳未转向波束与针相交的点,并且因此波束的身份由简单的几何形状来确定。在波束64由此被识别为具有用于最强地对针进行成像的最佳角度的未转向波束的情况下,所述针位置处理器命令发射控制器18和波束形成器20发射和接收来自阵列12的转向波束,所有转向波束都以波束64的识别出的最佳角度转向。这在图4中被示出,其中,阵列12被示出为发射波束64'…64…64",所有波束以相对于针70相同的角度被发射和接收,所述角度几乎垂直于针。为了比较,还示出了箭头62,箭头62描绘了来自阵列12的未转向波束角度。可以看到,转向波束64'…64…64"是从沿着阵列的面F与未转向波束相同的点发出的,但是通过分段操作以相对于阵列的面F的不同角度进行转向,这使得其全部平行地定向,并且以正交或接近正交的角度撞击针。利用这些平行的转向波束对针进行成像将产生来自针70的相对强的回波返回,并且在超声图像中针的外观更加锐利清晰。

[0025] 利用来自曲面阵列的平行转向波束进行扫描是曲面阵列的非显著性用途。这是因为曲面阵列由于其弯曲的几何形状而具有固有的优先径向扫描图案。相比之下,标准的平面线性阵列没有固有的径向扫描图案。其平坦的几何形状使其成为用于线性以及相控波束转向的选择的阵列。长期以来,通过针对彩色多普勒成像对平面线性阵列的相控操作,已经执行了所谓的"转向线性"扫描,如美国专利US 5014710(Maslak等人)所示例的,已经对扇区扫描进行相控。超声成像领域的技术人员将选择曲面阵列,专门利用曲面阵列的自然的径向扫描图案,而不是用于转向平行波束扫描。曲面阵列不仅在几何上不适合该操作模式,而且由于陡峭的波束转向角,来自曲面阵列的波束的相控转向迅速引起旁瓣伪影杂波,如下文详细讨论的。

[0026] 当针位置处理器46已经如所描述的那样操作以如刚解释的将针定位在超声图像中时,其进一步命令图形处理器36将超声图像66与针位置图形覆盖在一起,如在图5中所示的。现有技术的针引导系统通常将针位置图形定位在针本身的位置上方,如由点线图形80所示的,该点线图形被定位在身体中的针位置上方。这会造成困难,因为针的图像被图形遮

盖。通常,临床医师宁愿针在图像中没有障碍,特别是在针尖周围,这通常是临床医师最专心关注的以引导插入。不妨碍图像中的针的优选图形具有图形线82a和82b,图形线82a和82b在其之间制订了针的图像。图形82a、82b为临床医师快速地识别了针位置,而不会使针或针尖的图像模糊。一些临床医师可能更喜欢使用这两种图形,其中,线82a、82b围绕针位置,而较浅或虚线图形80专门识别图像中的针的杆。

[0027] 随着针插入的进行,当临床医师操纵针时,插入的方向会发生变化,以避免刺穿血管或者在身体中坚硬的物质周围工作。由于针取向会因针操纵或探头移动而变化,因此通过针位置处理器46定期地重复图像处理和最佳波束角识别以及波束转向,根据需要更新波束64、64'的转向角,以保持该流程能够提供的最清晰的针图像。

[0028] 像无线电天线一样,超声阵列展现出由阵列发射或接收的超声能量的能量曲线。超声阵列的这样的天线图案被称为波瓣图案。所述图案具有与波束方向轴向对齐的主瓣或中心瓣,以及对离轴回波接收也敏感的旁瓣。在大多数情况下,临床医师更喜欢在波束方向上的强壮、狭窄的主瓣,而实际上不存在旁瓣。这是因为在图像场的旁瓣中接收到的能量会导致在波束成形期间在图像中产生伪影、使针的图像模糊的杂波。假设沿波束轴接收到所有能量来对波束形成器进行编程。从旁瓣接收到的离轴能量将被不期望地进行波束成形,并且在结果图像中将其自己表现为伪影。通过使用元素间距(中心到中心间隔)小于超声频率波长一半的探头,防止了旁瓣杂波伪影。当曲面阵列的波束未被转向时,半波长元件间距将避免出现旁瓣杂波。但是,当波束以与阵列的表面成非正交角度被转向时,旁瓣会变大,并且旁瓣伪影的可能性增加,特别是在曲面阵列的情况下,其中,阵列曲率导致阵列表面的转向角比平面线性阵列情况下更陡峭。在图4中,能够看到,最外面的针成像波束64'和64"相对于阵列12的表面F处于明显的非正交转向角,并且这些较陡的转向角能够是旁瓣图像杂波的源。根据本发明的另外的方面,通过超声系统中的杂波处理器50来减少旁瓣杂波。杂波处理器50通过根据从图像场的扫描所产生的回波形成两幅超声图像来进行操作,每幅超声图像都使用不同的切趾函数。将两个不同切趾的图像的像素值进行组合,以减少最终图像中的旁瓣杂波伪影。

[0029] 在图6中示出了用于杂波去除的切趾函数的一个集合。在图的底部是在y方向上延伸的换能器元件e的阵列12。在阵列12上方以空间对应关系示出了两个不同的切趾函数92和92。当对从图像场接收到的回波信号进行波束成形以形成第一图像时,使用一个切趾函数;而当对相同的回波信号进行波束成形以形成第二图像时,使用另一切趾函数。能够看到,切趾函数92对来自两个相邻元件的信号以权重1进行加权,然后对来自接下来两个元件的信号以权重0进行加权,然后对接下来的两个信号以权重1进行加权,依此类推。切趾函数94是反函数,跨孔径具有相同的权重1和0的交替。对两幅图像的波束成形的回波信号进行幅度检测,从而为两幅图像产生像素值。然后,将两幅图像中相同空间位置处的像素值进行比较或相关。如果两个值的相关性高,诸如大于50%,则将所述值中的一个或者这两个用于结果图像中的像素值。如果两个值的相关性相对较低,诸如小于50%,则从图像中忽略这些值。这是因为由两个互补切趾函数处理的主瓣信号将大致相同,而来自两幅图像中的主瓣的任一侧上的旁瓣(是杂波的最大贡献者的旁瓣)的信号将极性相反并且不相关。因此,在结果图像中减少了旁瓣杂波。由于该处理都是在单个图像获取上完成的,因此对显示的帧速率没有不利影响。并且,由于该减少杂波处理使用幅度检测,因此能够通过B模式处理器

52将结果像素值直接处理为B模式图像。

[0030] 在图7a和图7b中示出了针图像的减少杂波的优选切趾函数。这两幅图的图形被绘制为电压加权v相对距超声换能器阵列的中心的距离y。图7a的曲线图410示出了矩形切趾函数形式的第一切趾函数的示例。该切趾函数导致来自换能器阵列的所有元件的信号接收相等的加权,诸如一。在图8a中示出了将该函数应用于接收到的回波数据的结果。

[0031] 图8a示出了相对于转向角θ以dB为单位测量的幅度的绘图500。该图描绘了由换能器阵列的每个换能器元件跨阵列的视场内的所有转向角接收到的所有回波信号的总和。更具体而言,该绘图示出了使用图7a中所示的第一切趾函数410波束成形的图像数据中的主瓣和旁瓣响应。这是标准未切趾B模式超声图像的响应特性,其在转向角为0°510、主瓣响应520处具有高强度响应。来自转向角0°的信号相干地到达换能器阵列,并且使用均匀切趾函数410来形成主瓣响应。由于空间分辨率限制,主瓣520具有有限的宽度,所述有限的宽度包括在零度的任一侧的小角度范围。具有该特性的图像数据还包括从主瓣、旁瓣530散布的强度降低的多个信号。旁瓣是转向角在主瓣的范围外部的信号的响应。在不同角度处的相长干涉和相消干涉在旁瓣上创建波峰和波谷。旁瓣在超声图像中对杂波有贡献,而主瓣则提供了来自超声图像目标的所需信号。

[0032] 图7b的第二曲线图420示出了倒数函数形式的第二切趾函数的示例,诸如y=1/x,其被用于在如由图8b所图示的图像数据响应中引入空值点。当该陷波滤波器用作带通滤波器被应用于波瓣特性500时,来自阵列的波束图案的主波瓣的信号接收高的加权,该加权将朝着来自更侧向旁瓣的信号呈指数下降。将该函数应用于接收到的回波数据的结果在图9中示出。所使用的切趾函数的形状可以由超声系统的用户设计,或者可以被预先加载到系统上,并且由用户选择以执行所需的功能。一旦已经选择或设计了切趾函数的形状,就可以通过单个控制参数对其进行调整。该参数是比例因子k,其可以由用户通过使用超声系统凭经验来确定。

[0033] 线性声学表明:超声波束图案等效于所使用的切趾函数的傅立叶变换。这种关系为分析和波束图案设计提供了工具。更具体而言,能够设计切趾函数来实现期望的波束图案。例如,通过使用切趾函数420产生的图像数据将在主瓣位置处展现出锐利的空值(null),并且在离轴转向角处展现出减小的幅度,如在图8b中所示的。在切趾函数420与第二图像数据的波束图案之间的傅立叶变换关系能够被用于辨别应当使用哪种类型的切趾函数来实现期望的波束图案。

[0034] 通过将第二倒数切趾函数420应用于回波信号数据,在与使用切趾函数410处理的图像数据的主瓣520相同的转向角处生成空值560。在该示例中,第二切趾函数420用作陷波滤波器。然而,取决于应用,可以利用许多不同形状的切趾函数。

[0035] 图9示出了描绘来自图8a和图8b的图的叠加的图600,其描绘了由于针对图像像素分别使用第一切趾函数410和第二切趾函数420而得到的图像数据。通过比较由切趾函数处理的第一图像和第二图像的像素,能够找到跨转向角的最小信号幅度。这由旁瓣响应的虚线630突出显示。期望的主瓣610的信号落入在第二切趾函数620的特性的陷波中。以这种方式,旁瓣630的杂波信号被选择并且与主瓣610的信号隔离。然后,从使用具有在图8a中所示的响应的第一切趾函数410获得的图像数据中减去来自旁瓣响应630的不想要的值。结果是主要从主波瓣响应520返回的信号,并且波瓣图案的旁瓣530的信号已经基本被消除,这意

指用于成像的结果信号主要是来自波瓣特性的主波瓣响应的信号。以这种方式,旁瓣杂波基本上从超声图像中去除。

[0036] 在图7b的曲线图420中所示的第二切趾函数的形状可以被改变以更改第二图像数据中的空函数560的宽度。以这种方式,可以控制其余信号的角度扩展。通过减小该陷波函数的宽度,可以增加最终超声图像的空间分辨率。

[0037] 在图10中概述了根据本发明的超声图像引导的针插入流程。临床医师通过以下操作来开始该流程:将曲面阵列换能器探头放置在对象的身体上,操纵该探头直到针对该流程的目标解剖结构处在视场中。例如,目标解剖结构可以是要使用针进行活检的囊肿。在超声图像中看到目标解剖结构的情况下,临床医师开始与图像的平面一致的插入针,如在步骤102中所述的。随着插入的进行,所述曲面阵列换能器在视场上传输未转向的波束以对视场进行成像并且捕获针的插入,如在步骤104中所述的。在步骤106中,所述超声系统的针位置处理器识别图像中的镜面针反射的线,其中,来自曲面阵列的径向波束围绕最合适的角度与针相交。在步骤108中,针位置处理器识别沿着针反射线的最亮点,所述最亮点识别产生亮点的发射波束的角度,如在步骤110中所述的。然后,针位置处理器使发射控制器控制曲面阵列换能器,以将平行转向波束朝向针以识别出的波束角度发射,如在步骤112中所述的。利用平行转向波束进行扫描会产生针的最强图像,并且在步骤114中将针引导图形与图像一起显示,优选是在超声图像中的针位置的任一侧。然后,可以使用上述双重切趾处理技术之一来执行杂波减少。

[0038] 应当注意,适合于实施本发明的超声系统,并且特别是图1的超声系统的组件结构,可以以硬件、软件或者其组合来实施。超声系统的各种实施例和/或组件,例如针位置处理器46和杂波处理器50,或者其中的组件和控制器,也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的部分。计算机或处理器可以包括例如用于访问互联网的计算设备、输入设备、显示单元和接口。计算机或处理器可以包括微处理器。所述微处理器可以被连接到通信总线,例如,以访问PACS系统或数据网络以导入图像。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如3D图像数据存储器48的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,其可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器,诸如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。所述存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似单元。

[0039] 如本文所使用的,术语“计算机”或“模块”或“处理器”或“工作站”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够执行本文所述功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的,并且因此无意以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0040] 计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可以按照期望或根据需要存储数据或其他信息。存储元件可以是在处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0041] 包括如上所述的那些控制超声图像的获取、处理和传输的指令的超声系统的指令集可以包括各种命令,这些命令指示作为处理机器的计算机或处理器执行特定的操作,例如本发明的各种实施例的方法和过程。指令集可以是软件程序的形式。该软件可以采用各种形式,例如系统软件或应用软件,并且可以体现为有形且非瞬态的计算机可读介质。此

外,软件可以采取单独的程序或模块的集合的形式,例如针位置模块、杂波模块、在较大程序内的程序模块或程序模块的一部分。软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。处理机器对输入数据的处理可以响应于操作员命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一处理机器的请求。

[0042] 此外,以下权利要求的限制不是以功能单元格式写的,也不是要基于35 U.S.C.112第六段来解释,除非并且直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于……的单元”,其后是没有进一步结构的功能说明。

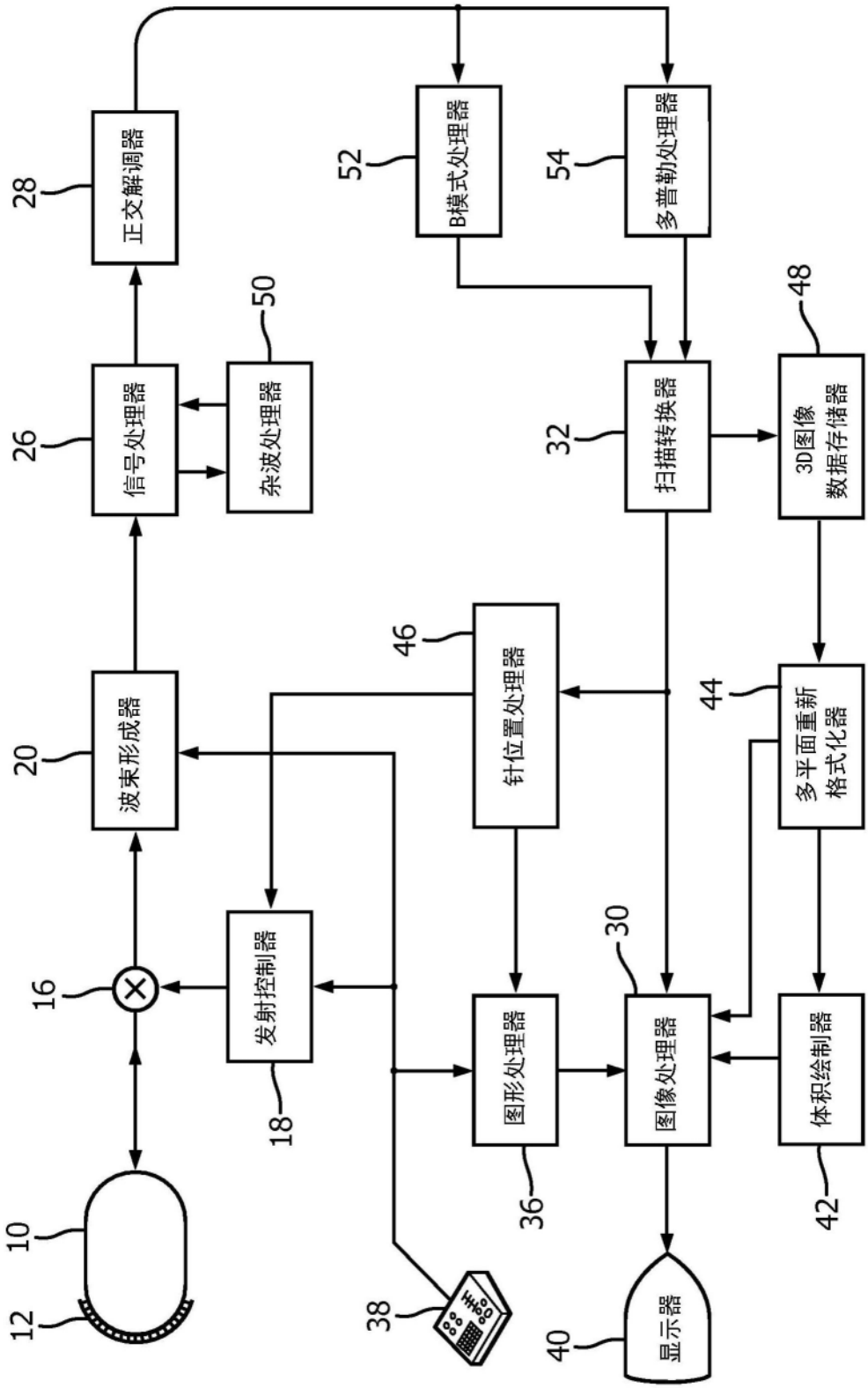

正交解调器
28
B模式处理器
52
多普勒处理器
54
信号处理器
26
杂波处理器
50
扫描转换器
32
3D图像
数据存储器
48
波束形成器
20
针位置处理器
46
多平面重新
格式化器
44
发射控制器
18
图形处理器
36
图像处理器
30
体积绘制器
42
显示器
40
16
10
12
38

图1

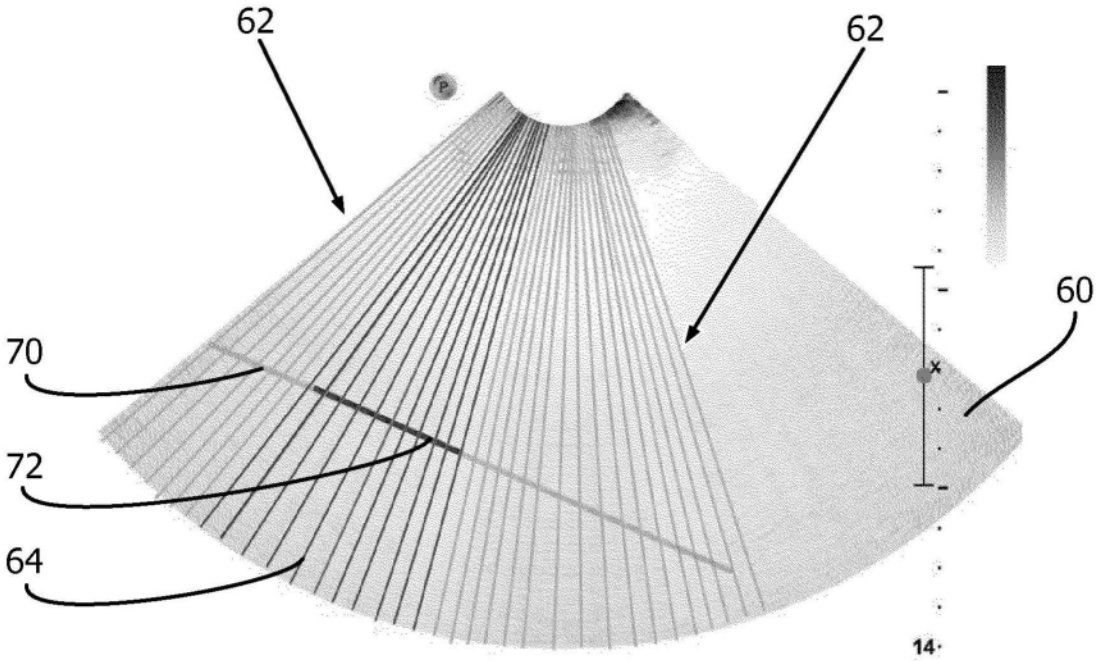


图2

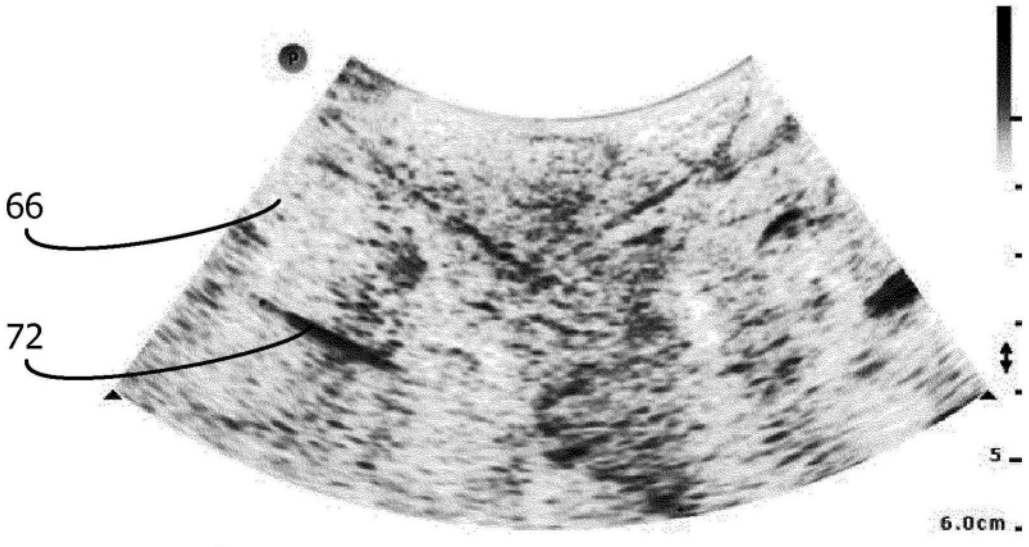


图3

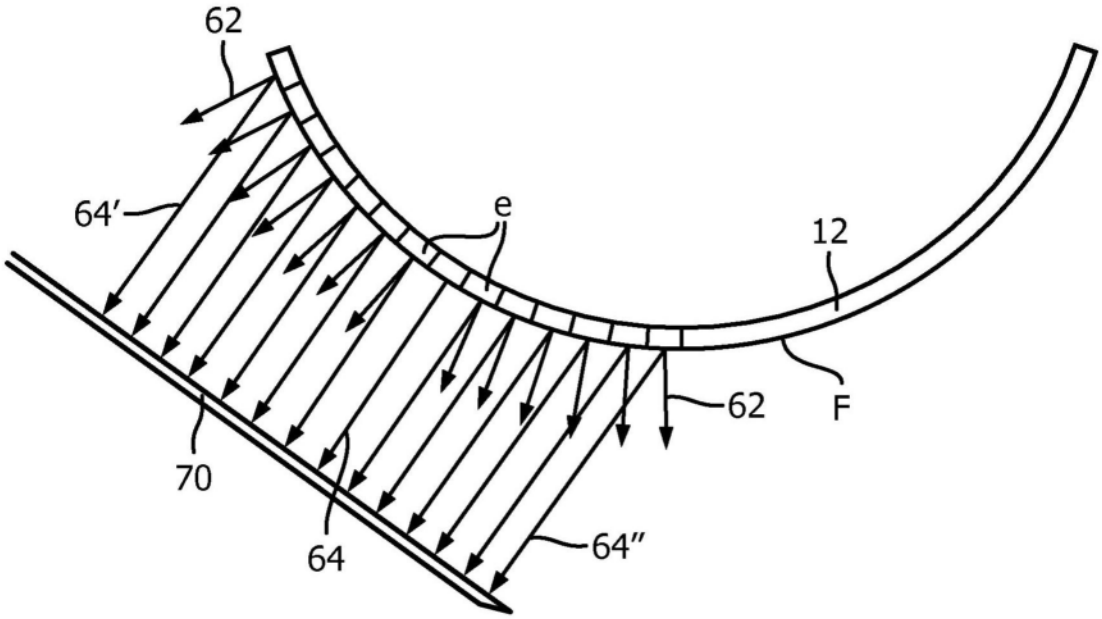


图4

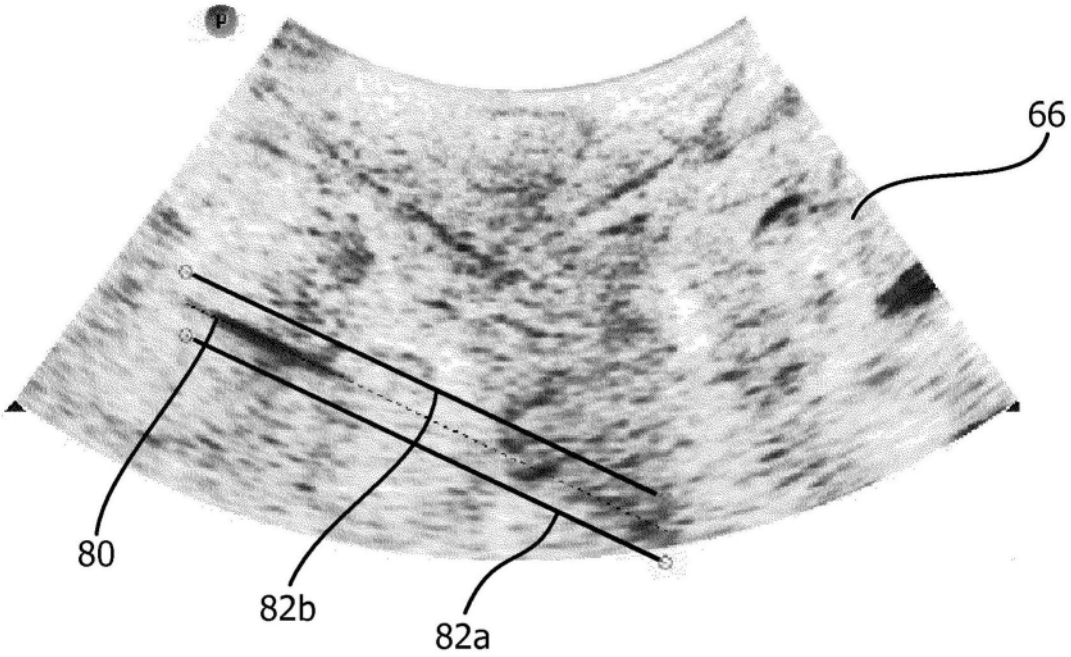


图5

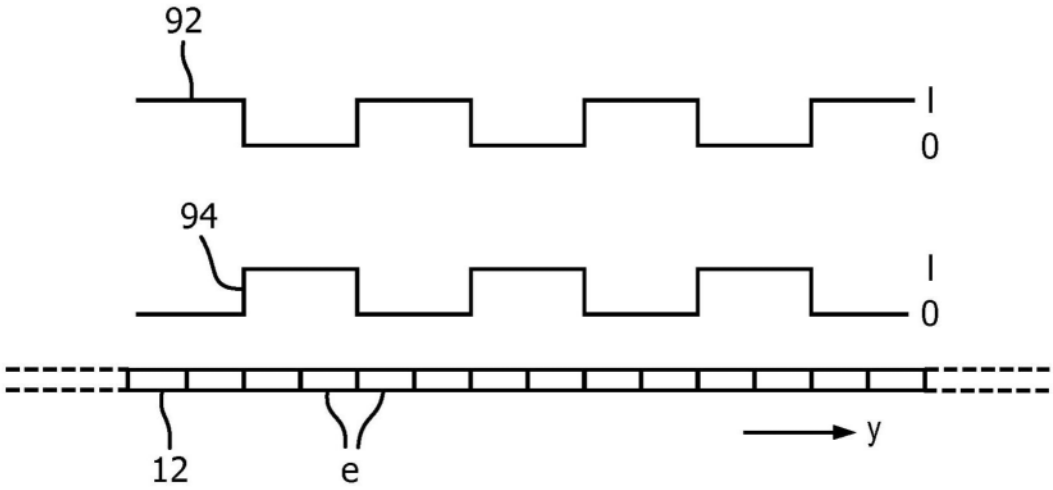


图6

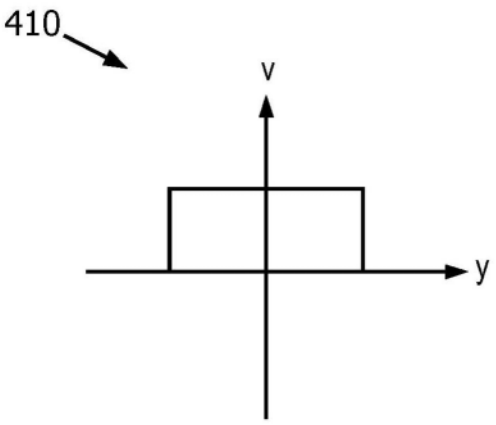


图7a

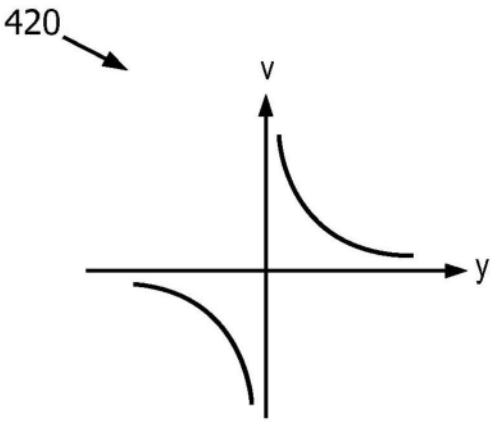


图7b

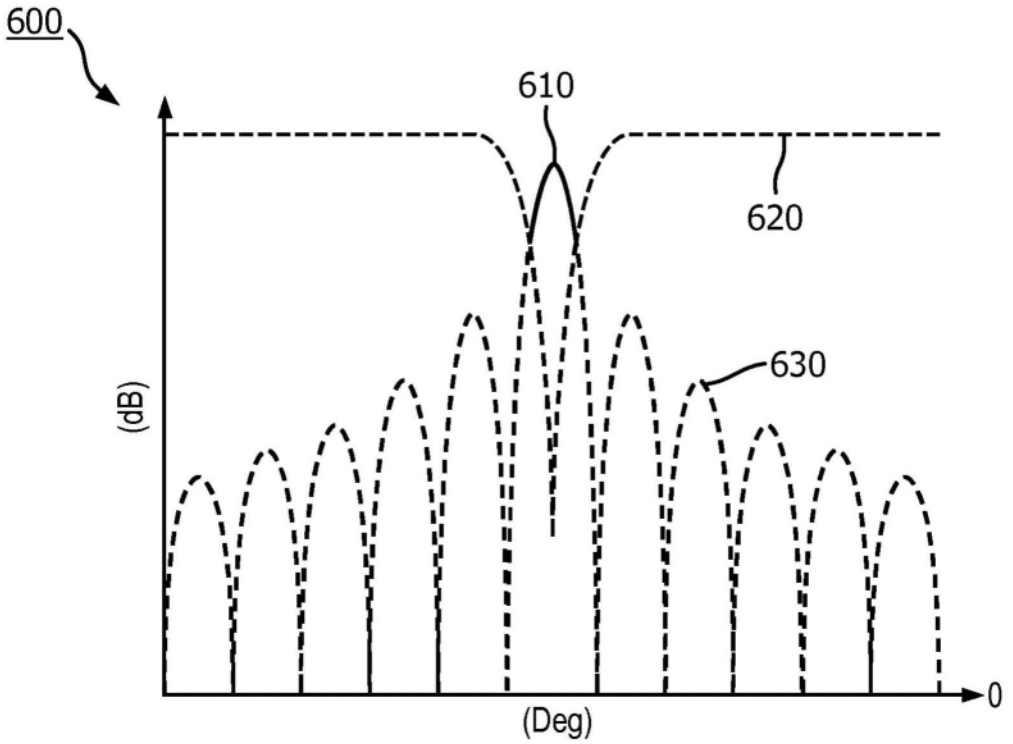


图9

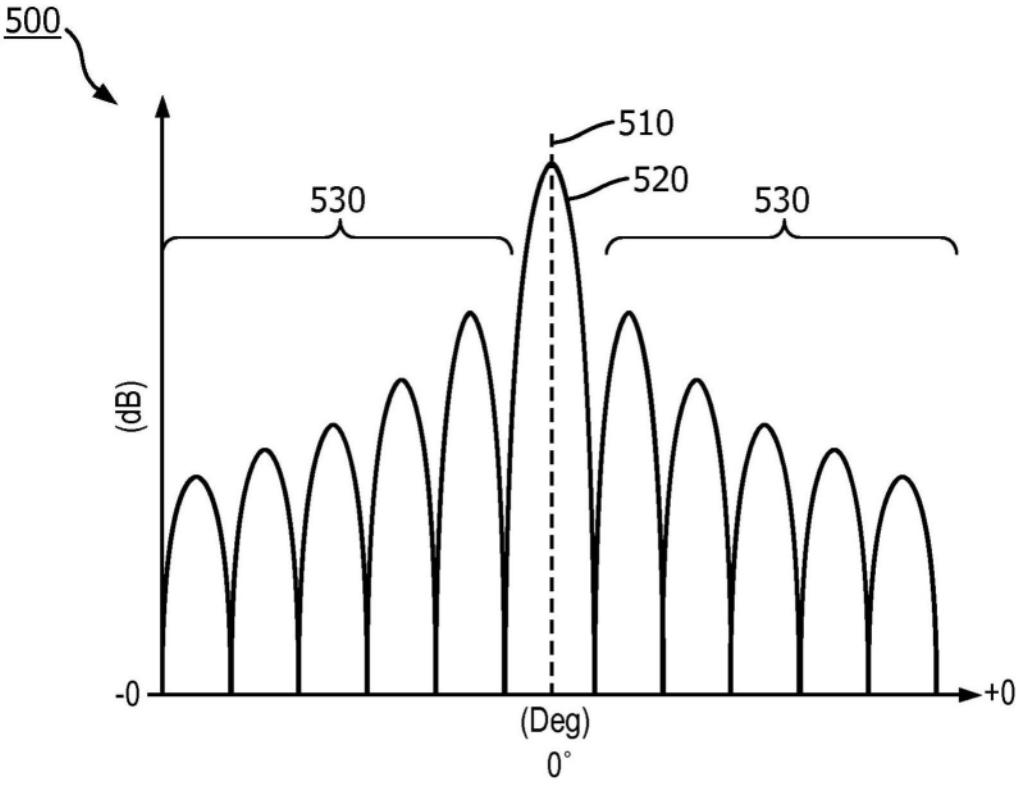


图8a

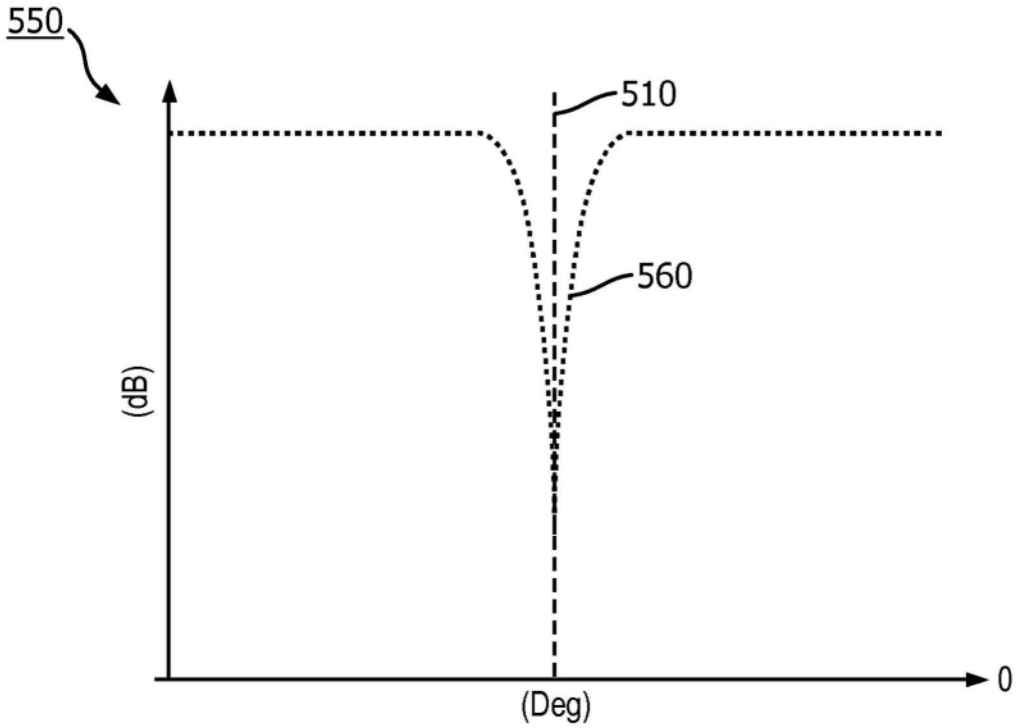


图8b

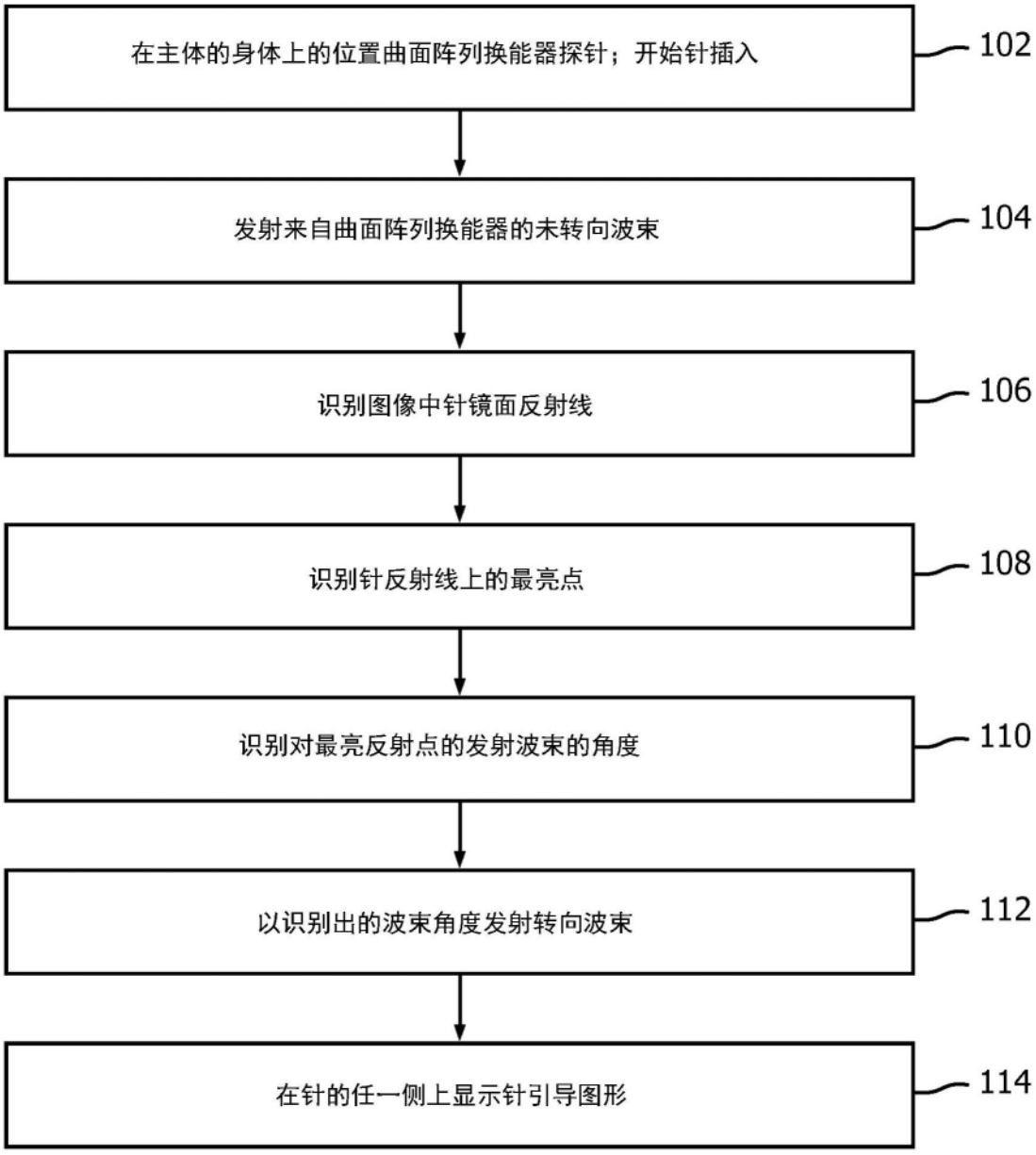

在主体的身体上的位置曲面阵列换能器探针；开始针插入
102
发射来自曲面阵列换能器的未转向波束
104
识别图像中针镜面反射线
106
识别针反射线上的最亮点
108
识别对最亮反射点的发射波束的角度
110
以识别出的波束角度发射转向波束
112
在针的任一侧上显示针引导图形
114

图10