



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106119 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580058922.0

(22)申请日 2015.10.30

(30)优先权数据

62/072,777 2014.10.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/058395 2015.10.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/067260 EN 2016.05.06

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

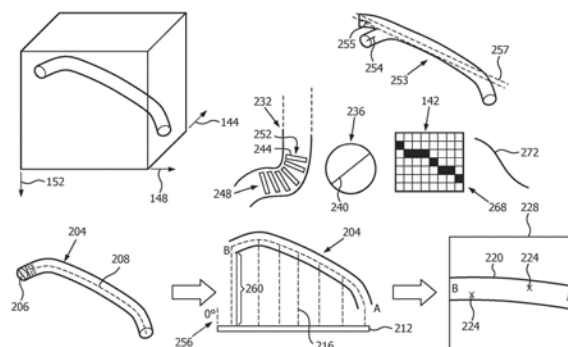
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

弯曲结构的超声可视化

(57)摘要

超声成像装置可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域(206)的二维平坦图像。所述装置包括：换能器阵列，其用于对所述区域进行成像；处理器，其用于关于所述换能器阵列对所述区域进行定位；以及用于操作换能器阵列的处理器，以对所述区域进行成像，并且将所述区域投影到二维(2D)平坦图像面上。备选地或额外地，可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的2D平坦图像的超声成像装置包括用于对所述区域进行成像的换能器阵列，所述阵列具有表面和换能器元件(142)；用于提取包含所述弯曲区域的弯曲对象的中心线的模块；以及处理器，其用于：将所述中心线(254)投影到所述阵列的所述表面上；从所述元件之中选择沿着到所述表面上的投影的集合；具体使用所述集合来进行接收波束形成，以对所述弯曲区域进行成像，并且从而采集弯曲图像；并且将所述弯曲区域投影到2D平坦图像面上。



1. 一种超声成像装置,被配置用于采集被设置在弯曲面内的弯曲区域(206)的二维平坦图像,所述装置包括:

超声换能器阵列(140),其用于对被设置在所述弯曲面内的所述弯曲区域进行成像;

定位处理器,其被配置用于关于所述换能器阵列定位所述弯曲区域;以及

超声成像处理器,其被配置用于操作所述换能器阵列,以用于对所述弯曲区域进行所述成像,并且用于将所述区域投影到二维平坦图像面上。

2. 根据权利要求1所述的装置,所述区域是细长的。

3. 根据权利要求2所述的装置,所述区域是第一区域,一个或多个第二弯曲区域是细长的和三维的,所述定位处理器(116、128、132)还被配置用于关于所述换能器阵列定位所述一个或多个第二弯曲区域,所述成像处理器还被配置用于对所述一个或多个第二区域进行成像并将所述一个或多个第二弯曲区域投影到所述图像面上。

4. 根据权利要求3所述的装置,所述成像处理器(124)被配置用于在针对所述一个或多个第二弯曲区域的所述投影的准备中通过对所述图像面在空间上进行取向来将所述图像面拟合到所述区域,并且拟合到所述一个或多个第二区域。

5. 根据权利要求2所述的装置,还包括图像分割模块(136),其被配置用于分割包含所述区域的细长对象的中心线(208),所述投影用于将所述中心线投影到所述图像面上。

6. 根据权利要求1所述的装置,还包括用户接口(120),所述用户接口具有显示器和用户控制,所述装置还被配置用于经由所述用户控制接收用于定义所述区域的用户输入。

7. 根据权利要求6所述的装置,所述区域是细长的,所述成像处理器被配置用于所述接收,并且用于在所述接收中将接收到的数据用在导出包含所述区域的细长对象(204)的中心线中。

8. 根据权利要求6所述的装置,还被配置用于经由所述显示器(164)显示通过所述定位输出的数据,所显示的数据描绘所述区域。

9. 根据权利要求1所述的装置,所述成像处理器包括基于超声图像的定位处理器(128),所述基于超声图像的定位处理器被配置用于经由体积超声成像来进行所述定位。

10. 根据权利要求1所述的装置,还包括显示器,并且被配置用于经由所述显示器显示所述图像面(212)。

11. 根据权利要求10所述的装置,还被配置用于操作所述定位处理器来动态地跟踪所述对象,使得所述显示将所述对象显示为实况图像(S324-S376)。

12. 根据权利要求1所述的装置,所述定位处理器包括电磁跟踪系统(118)、形状传感器跟踪系统(119)或者电磁跟踪系统和形状传感器跟踪系统两者,并且被配置用于操作所述系统中的相应的一个或多个来执行所述定位。

13. 根据权利要求1所述的装置,所述区域是对象,所述装置被配置用于与被固定到所述对象的一个或多个结构进行通信,所述一个或多个构成至少一个传感器、至少一个超声发射器或者至少一个传感器和至少一个超声发射器的组合。

14. 根据权利要求1所述的装置,所述成像处理器包括功率多普勒成像模块,并且所述成像处理器被配置用于经由所述功率多普勒成像模块来进行所述定位。

15. 根据权利要求1所述的装置,所述超声成像处理器被配置用于在针对所述投影的准备中通过对所述图像面在空间上进行取向(S332)来将所述面拟合到所述区域。

16. 根据权利要求15所述的装置,所述超声成像处理器被配置用于在执行所述拟合时使用最小二乘来找到最优拟合(S424)。

17. 一种超声成像装置,被配置用于采集被设置在弯曲面内的弯曲区域的二维平坦图像,所述装置包括:

超声换能器阵列,其用于对被设置在所述弯曲面内的所述弯曲区域进行成像,所述阵列具有表面(138)和多个换能器元件;

图像分割模块,其被配置用于提取包含所述弯曲区域的弯曲对象的中心线;以及

超声成像处理器,其被配置用于:

将所述中心线投影到所述表面上;

从多个元件之中选择沿着到所述表面上的投影的集合(268);

具体地使用所述集合进行接收波束形成,以对所述弯曲区域进行成像并且从而采集弯曲图像;并且

将所述弯曲区域投影到二维平坦图像面上。

18. 一种用于采集被设置在弯曲面内的弯曲区域的二维平坦图像的方法,所述方法包括:

在声学图像坐标框架(143)中定位被设置在所述弯曲面内的所述弯曲区域;并且

将所述区域投影到二维平坦图像面上。

19. 一种实现程序的计算机可读介质,所述程序用于采集被设置在弯曲面内的弯曲区域的二维平坦图像,所述程序具有能够由处理器运行以用于执行多个动作的指令,在所述多个动作之中存在以下动作:

在声学图像坐标框架中定位被设置在所述弯曲面内的所述弯曲区域;并且

将所述区域投影到二维平坦图像面上(S360)。

弯曲结构的超声可视化

技术领域

[0001] 本发明涉及对弯曲面内的弯曲区域进行成像,更具体地,涉及对所述区域的二维平坦图像进行成像。

背景技术

[0002] Duindam等人的美国专利公布No.2013/0204124(下文中称为“‘124公布”)公开了一种可用于活检或其他流程的高度灵活的、可操纵的外科手术针,该针具有形状传感器。关于形状传感器的全部公开内容通过引用并入本文。结合术前或术中成像,传感器的输出能够用在图像共同配准(coregistration)中。从规划的针的轨迹的偏离能够经由传感器被检测到并且手动或自动地校正。在插入期间,针总体上在由针的尖端中的不对称斜面支配的圆形路径中移动。当插入行进时,旋转针杆改变斜面的方向,并且因此路径。此外,能够跟踪由于例如屈曲(buckling)引起的不想要的针杆的偏离。

[0003] 尽管‘124公布实时跟踪感觉数据,但是弯曲的针的图像如何被显示是不清楚的。

发明内容

[0004] 诸如活检针或脉管结构的弯曲结构或对象不能以简单的方式使用在超声机器上可用的常规显示选项来可视化。图像面可能逐渐被移位到正常方向上的几个增量,以逐个地捕捉整个结构。然而,这可以使临床医师分心或者难以执行,并且不包括在结构的单个视图中的对象的整体跨度。三维绘制没有内部清楚可见体积中是什么。

[0005] 在本文提出的方面中,超声成像装置被配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的二维平坦图像。所述装置包括用于对所述区域进行成像的超声换能器阵列。还包括被配置用于关于所述换能器阵列定位所述区域的定位处理器。还包括超声成像处理器,其被配置用于操作所述换能器阵列,以用于对所述区域进行成像并且用于将所述区域投影到二维(2D)平坦图像面上。

[0006] 在另一方面中,一种超声成像装置被配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的2D平坦图像。所述装置包括用于对所述区域进行成像的超声换能器阵列。所述阵列具有表面和换能器元件。所述装置还包括被配置用于提取包含所述弯曲区域的弯曲对象的中心线的图像分割模块。还包括超声成像处理器,其被配置用于:将所述中心线投影到所述阵列的表面上;从所述元件之中选择沿着所述到表面上的投影的集合;具体地使用所述集合进行接收波束形成,以对所述弯曲区域进行成像,并且从而采集弯曲图像;并且将所述弯曲区域投影到2D平坦图像面上。

[0007] 借助于未按比例绘制的以下附图,下文进一步阐述用于执行到平坦面上的被设置在弯曲面内的弯曲区域的2D投影的新颖的技术的细节。

附图说明

[0008] 图1是根据本发明的用于到平坦面上的设置在弯曲面内的弯曲区域的2D显示的装

置的一个范例的示意图；

[0009] 图2是示范图1的装置的和与之相关的概念图；

[0010] 图3是图示和示范根据本发明的3D体积成像操作的流程图；

[0011] 图4是图示和示范根据本发明的功率多普勒成像操作的流程图；并且

[0012] 图5是图示和示范根据本发明的基于3D传感器/发射器的成像操作的流程图。

具体实施方式

[0013] 图1以说明性和非限制性范例的方式描绘了用于执行设置在弯曲面内的弯曲区域的2D投影的超声装置100。装置100包括3D超声 (US) 扫描处理器104、超声成像探头108、超声波束形成器112、基于传感器的定位处理器116和图形用户接口 (GUI) 120。

[0014] 3D US扫描处理器104包括超声成像处理器124,并且针对基于图像处理的定位,包括体积成像定位处理器128,任选地,功率多普勒定位处理器132,以及图像分割模块136。

[0015] 成像探头108具有带元件142的超声换能器阵列140和由轴向方向144、方位或横向方向148以及高度方向152定义的声学图像坐标框架143。阵列140具有超声传递 (communicative) 表面138,并且被配置为用于或者经由元件142的2D矩阵或者例如通过1D阵列的电动平移来采集3D图像。

[0016] 波束形成器112包括发送波束形成器156和接收波束形成器160。

[0017] 基于传感器的定位处理器116包括在下文中称为EMTS的电磁跟踪系统118和/或在下文中称为SSTS的形状传感器跟踪系统119。EMTS可以包括被跟踪的弯曲对象,诸如外科手术针或其它医学介入工具上加载 (onboard) 的原位位置传感器。

[0018] GUI 120具有带有2D显示屏的2D显示器164,以及以任何公知的和合适的方式配置有键盘、触摸屏、滑块、操纵杆、轨迹球等中任何一个或组合的用户控制168。

[0019] 图2描绘了对弯曲区域的图像的采集和到平坦面上的投影。弯曲面在两个正交方向上空间连续,但从平坦偏离。例如,管状对象204包含弯曲区域206,其部分在图2中被示出,具有指示纵向连续通过对象的区域的点。管状对象204具有中心线208或中线208。弯曲区域206包含中心线208。弯曲面能够被构造,其完全包含弯曲区域206并因此包含中心线208。管状对象可以是细长的,诸如在血管或弯曲外科手术针的细长分段的情况下。

[0020] 中心线208可以投影到图像面212上,如在图2中由投影的线216指示的。血管分段204的概况220被投影,作为与中心线208对准的场点224。对准的场点能够构成与管状对象204一起弯曲并且构成弯曲区域206的总体平坦的表面。周围的解剖结构228同样可以与中心线208对准投影。在这里,被投影的周围的解剖结构场点也可以延伸大体上平坦的表面。中心线208和图像的其它对准区,即延伸的总体平坦的表面,在弯曲面内构成二维连续的、但弯曲的子平面。包含弯曲区域206的弯曲的子平面被投影到平坦2D面上,诸如图2中所示的图像面212上。

[0021] 用于管状对象232的已对准区是可通过取得平分管状对象的截面36的细条形成的。细条的侧视图240在图2中被示出。细条穿过管状对象232的内部,但为了在图2中的说明的简单起见,其描绘不延伸到管状对象的壁中。细条244本身被示出在管状对象232的旁侧透视视图中。尽管关于细条如何可以将截面236平分有360°的有价值选择,但能够选择在其中最大区被投影到图像面212上的细条特定的方向。构造其它条248以用于稍微扭曲的管状

对象232。条244、248能够被制成非常细,从而均对应于并且通过中心线208上的相应场点。条244、248的邻近的对可以具有由于血管的扭曲和方向性改变以及由于视角的中间间隙。任选地,间隙能够通过3D插值来填充。在任一情况下,总体平坦的表面252可用于随后投影到图像面212上。大体上平坦的表面252能够被延伸用于周围的解剖结构228。延伸后的表面可被投影到图像面212上,图像面212随后能够显示在2D显示器164上。

[0022] 对于诸如分叉的血管分段253的更复杂的管状对象,平分细条可以在分叉部分处延伸通过两者分叉的分支部分的相应中心线254、255。主分支是包含细长弯曲区域206的细长弯曲对象,分叉的分支是类似地包含第二细长弯曲区域的第二细长弯曲对象。

[0023] 尽管图像面212在图2中示出为在关于管状对象204的特定取向256(即零度)处,但是可以选择另一取向。

[0024] 依据从管状对象264的第一和第二中心线254、255的偏离260描绘的图像面257具有针对两条中心线的最优最小二乘拟合。在检查简单血管分段的情况下,能够针对单个中心线208找到最优最小二乘拟合。

[0025] 通过比较并通过范例,如果针对投影通过将正常方向上的图像面向上平移到中心线204来准备第一提及的图像面212,以使偏离260的平方和最小化,图像面的取向256产生次优的最小二乘结果。因此,相反地,投影可以任选地通过例如30或36度的旋转被完成,代替地,到已经被最优取向的图像面257上,从而实现最优最小二乘拟合。

[0026] 如果,利用最优拟合面,则在细条244、248的生成之前确定定义投影的该面的取向256。基于正常的来自最优拟合面的视图,所述条能够针对到面上的最大投影面积旋转地围绕中心线208来取向。

[0027] 应当注意,弯曲区域206不需要是细长的。例如表面冠状动脉组织的片块能够体积地被成像从而将该片定位到换能器阵列140,并且被投影到预先指定的或最优拟合的用于作为B模式图像显示的成像面上。

[0028] 图3是用于对设置在弯曲面内的诸如脉管系统内的弯曲区域206进行成像的一个范例。采集3D图像(步骤S304)。可以施用诸如微泡的超声造影剂(步骤S308)。GUI 120上的用户通过B模式扫描图像以找到并交互地指示血管起点和血管终点(步骤S312)。这两个点可能从不同的B模式图像来指示。存储这两个点和被定界的血管分段204的超声图像。对于分叉血管分段253,额外点是用户可选择的(步骤S316)。血管分段204在成像意义上,借助于定界和造影剂来分段(步骤S320)。识别血管分段204的中心线208和血管的截面轮廓。针对分叉血管分段253也可执行同样的步骤(步骤S324)。在Taerum的美国专利公布No.2013/0064435(以下简称“‘435公布”)的段落[0027]-[0065]中公开了一种用于实现步骤S324的方法,其公开内容通过引用并入本文。可以使用如在“‘435”公布中的蛇形或“主动轮廓”来确定血管轮廓。在该点处,两种备选投影模式可用。在第一模式(步骤S328)中,完成最小二乘分析以找到图像面257的在将其拟合到(一个或多个)中心线254、255中的最优取向256(步骤S332)。备选地,能够指定特定的预定方向。弯曲区域206随后通过上文所讨论的步骤确定,并且从而关于换能器阵列140,或者更具体地关于阵列的声学图像坐标框架143被定位(步骤S336)。弯曲区域206以及任选地其周围随后被投影到已指定的或最优拟合的图像面257上(步骤S340)。周围解剖结构可能不会被添加到弯曲区域206。例如,血管可以例如在‘435公布中为了分析被隔离成像。或者,例如,在最优取向的图像面257上的成像可能

与提取的仅弯曲区域206的图像交错地出现。相反,如果选择其他投影模式(步骤S328),则中心线208被投影到超声换能器表面138上(步骤S344)。从传感器元件142,沿着投影选择集合268(步骤S348)。该集合268是细长的,如在图2中看到的。可以给出更大的宽度,以使得接收波束形成更鲁棒。执行未逐换能器元件(transducer-element-wise)被限制的传输(步骤S352)。回波在接收时使用换能器元件142的集合268被波束形成(步骤S356)。可根据公知的延迟和求和技术执行接收波束形成,接收时的有源元件被限制到集合268。到中心线208在投影中被弯曲的程度,由接收波束形成采集的图像将为“弯曲的”B模式图像面272。该弯曲区域,或者弯曲图像被投影到2D的平坦图像面上,如在步骤S328中可选择的其他投影模式中(步骤S360)。对于任一投影模式,显示2D的平坦图像面(步骤S364)。如果显示继续(步骤S368),则采集3D图像(步骤S372)。被成像的对象在当前3D采集中再次被识别(步骤S376)。这通过与在步骤S316中存储的图像信息的模式匹配,例如散斑匹配来实现。返回到中心线提取步骤S324,从而经由实况成像提供动态跟踪。

[0029] 用于对脉管系统进行成像的备选的路径在图4中给出。采集脉管系统的3D功率多普勒图像(步骤S404)。用户扫描通过图像面,以找到对要成像的脉管系统定界的两个或多个血管点(步骤S408)。保存两个或多个点和点附近的图像(步骤S412)。使用功率多普勒成像来分割弯曲的血管(步骤S416)。利用如在‘435公布中的方法来识别血管分段204的中心线208和血管的截面轮廓(步骤S420)。“435公布提到在分割血管中对体积像素强度值的使用。功率多普勒强度能够服务此目的。进行最小二乘分析,以找到图像面257在将其拟合至(一个或多个)中心线254、255时的最优取向256(步骤S424)。备选地,能够指定特定的预定取向256。弯曲区域206随后通过本文以上所讨论的步骤来确定,并且从而关于换能器阵列140,即声学图像坐标框架143被定位(步骤S428)。弯曲区域206随后被投影到指定的或最优拟合的平坦图像面上(步骤S432)。换能器元件142切换到B模式(步骤S436)。采集B模式图像(步骤S440)。B模式图像的图像面能够是在步骤S424中导出的最优拟合图像面。显示所采集的B模式图像(步骤S444)。投影的弯曲区域206被叠加在所显示的B模式图像上(步骤S448)。如果处理继续(步骤S452),则换能器元件142被切换回到功率多普勒模式(步骤S456)。采集3D功率多普勒图像(步骤S460)。被成像的血管在3D采集中再次被识别(步骤S464)。这是通过与在步骤S412中存储的图像信息的模式匹配来实现的。返回到中心线提取步骤S420。

[0030] 直的医学针是镜面对象,并且不会以有助于良好成像的方式反射超声,除非超声波束大致垂直(normal)于针。在初始图像之后,波束能够被操纵到垂直方向上。

[0031] 这种技术对于弯曲的针不太有效。

[0032] 参考图5,在用于诸如医学介入仪器的除了脉管系统之外的弯曲对象的示范性技术中,一个或多个结构被固定至对象(步骤S504)。该结构构成至少一个传感器、至少一个超声发射器或者至少一个传感器和至少一个超声发射器的组合。传感器可以是例如EM传感器、形状传感器、光学传感器或超声接收器。在共同受让的Vignon等人的美国专利公布No.2013/0041252中的第[0003]、[0005]和[0075]–[0083]等段落中描述了以这种方式装备介入工具。关于同一主题的公开内容也见于共同受让的Vignon等人的美国专利公布No.2204/0121502的第[0075]、[0080]、[0081]和[0089]段。这两篇公布中关于以这种方式装备介入工具的公开内容通过引用并入本文。在工具上加载单个EM传感器的情况下,例如,EM跟踪系统能够被实施,其中,位置和方向信息二者都是从与所加载的传感器的通信导出

的。给定刚性(stiff)工具,其方位和位置随后被定位。对于诸如超声接收器和超声发射器的结构(其来自在对象上(onboard the object)的个体通信提供位置而不是有用的取向信息),多个这样的结构能够确定取向。在柔性工具的情况下,通常使用形状传感器。范例是在本文中上面提到的‘124公布。包括公布的涉及本文上面描述的第[0007]-[0022]和[0045]-[0052]段的整个公开内容通过引用并入本文。位置和/或形状感测也在Froggatt等人的美国专利No.7772541中进行了讨论。第6栏第65行至第12栏41行通过引用并入本文。

[0033] 如图5中所示,基于传感器的定位处理器116经由EMTS 118或SSTS119与固定至弯曲对象的一个或多个传感器或发射器进行通信(步骤S510)。对象被配准到声学图像坐标框架143,并且从而被定位(步骤S520)。配准能够经由从跟踪空间到参考空间,并且然后从参考空间到声学图像坐标框架143的变换而发生。或者变换能够直接从跟踪空间到声学图像坐标框架143来执行。对象或其概况被投影到平坦2D图像面上(步骤S530)。平坦2D图像面能够经由最小二乘分析在其取向256上预先指定或优化。采集相同图像面的B模式图像(步骤S540)。显示B模式图像(步骤S550)。对象的图形符号描绘(诸如其在空间上的概况)被叠加用于在B模式图像上进行显示(步骤S560)。如果显示要继续(步骤S570),则在步骤S510返回到路径的开始,从而提供用于跟踪对象的实况成像。

[0034] 超声成像装置可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的二维平坦图像。装置包括:用于对区域进行成像的换能器阵列;用于关于换能器阵列定位区域的处理器;以及处理器,其用于操作用于对区域进行成像的换能器阵列并且用于将区域投影到二维(2D)平坦图像面上。备选地或额外地,可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的2D平坦图像的超声成像装置包括:用于对区域进行成像的换能器阵列,所述阵列具有表面和换能器元件;用于提取包含弯曲区域的弯曲对象的中心线的模块;以及处理器,其用于:将中心线投影到阵列的表面上;从元件之中选择沿着到表面上的投影的集合;具体地使用该集合进行接收波束形成,以对弯曲区域进行成像,并且从而采集弯曲图像;并且,将弯曲区域投影到2D平坦图像面上。

[0035] 尽管上述讨论是在医学应用的背景下,但是本文上面提出的内容不限于该领域,并且可以例如应用于超声检查。

[0036] 尽管已经在附图和前面的描述中详细地说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述被认为是说明性的或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0037] 例如,代替图像面取向256的最小二乘拟合优化,该标准能够取决于绝对偏离260的和。

[0038] 通过研究附图、公开内容以及权利要求书,本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。词语“示范性”在本文中用于意指“用作范例、实例或说明”。被描述为“示范性”的任何实施例不一定被解释为比其他实施例更优选或有利,和/或排除来自其他实施例的特征的并入。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

[0039] 计算机程序能够随时地、临时地或更长时间段地存储在合适的计算机可读介质,诸如光存储介质或固态介质上。这样的介质只是在不是瞬态的、传播信号的意义上是非瞬态的,但包括其他形式的计算机可读介质,诸如寄存器存储器、处理器高速缓存和RAM。

[0040] 单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相

同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

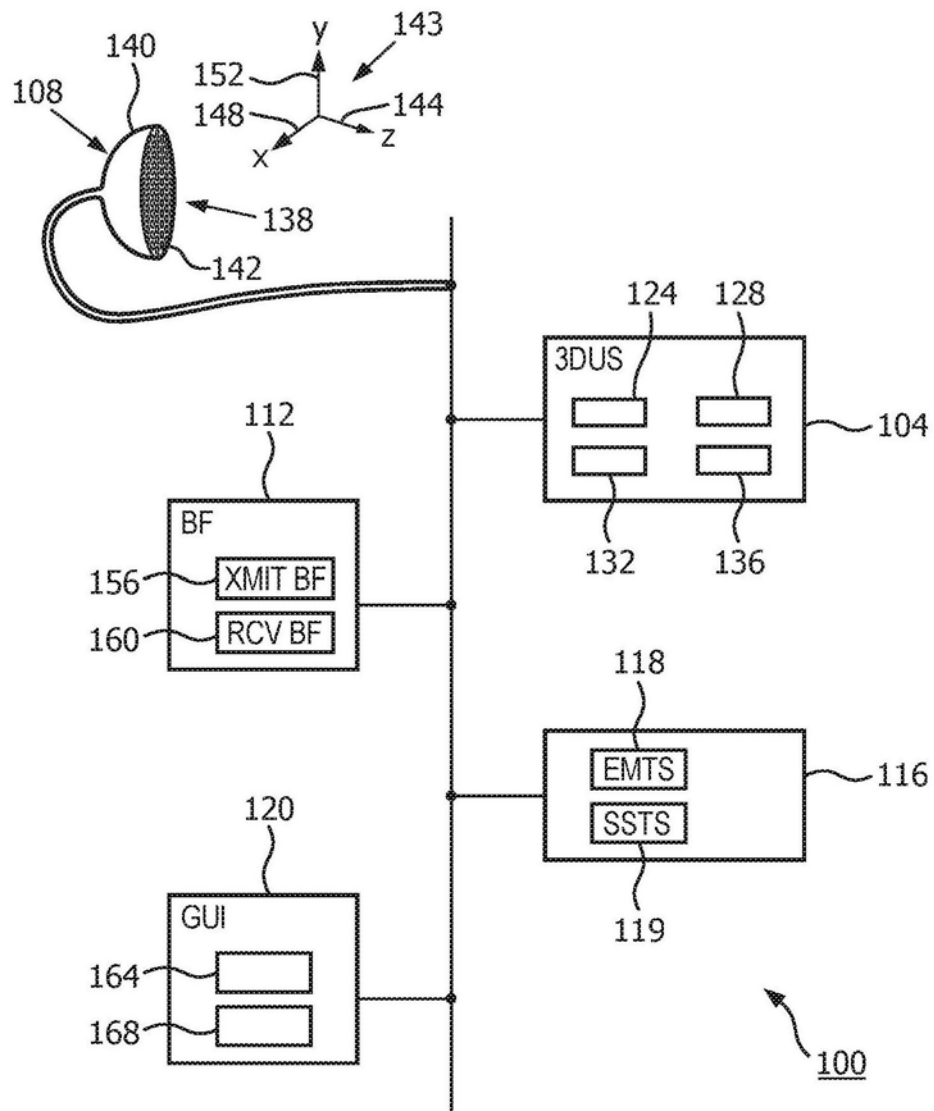


图1

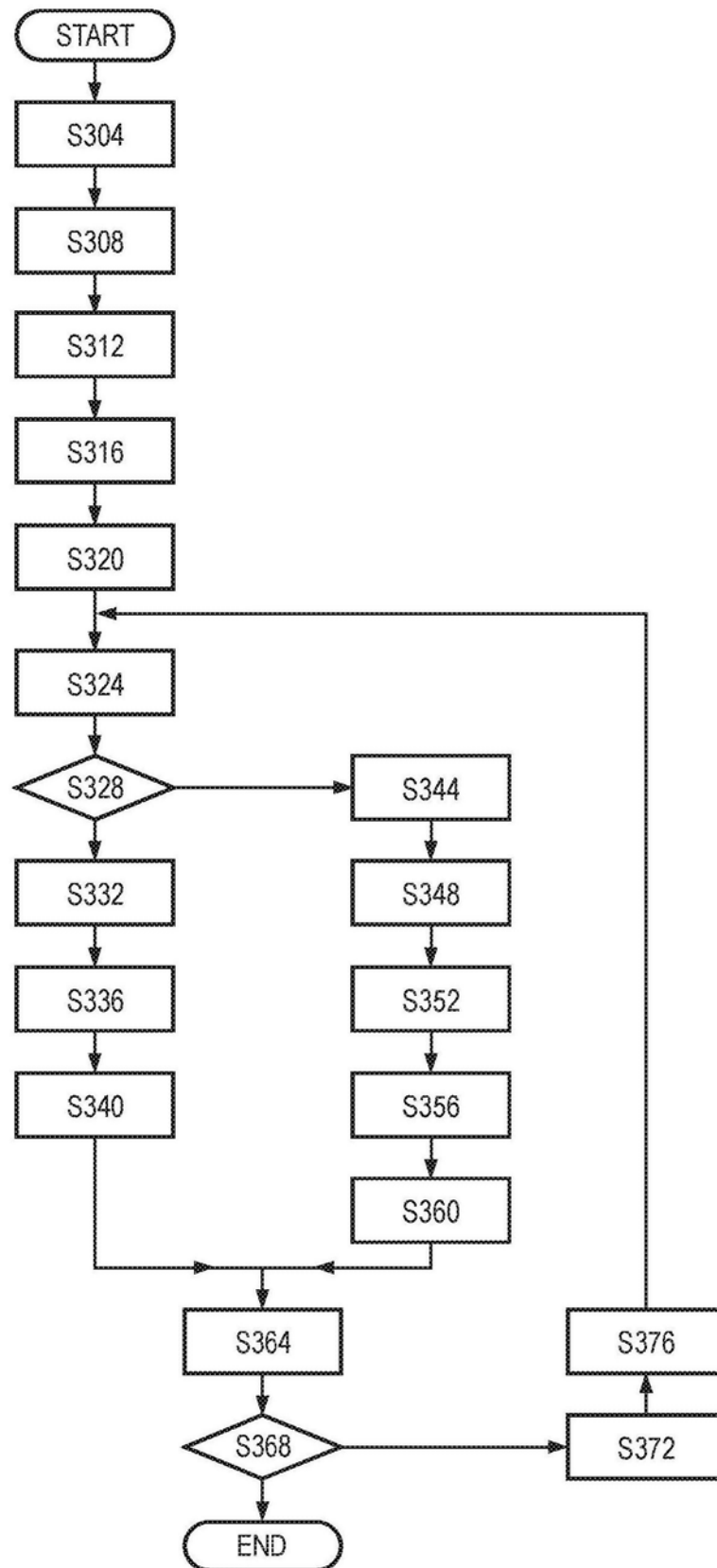


图3

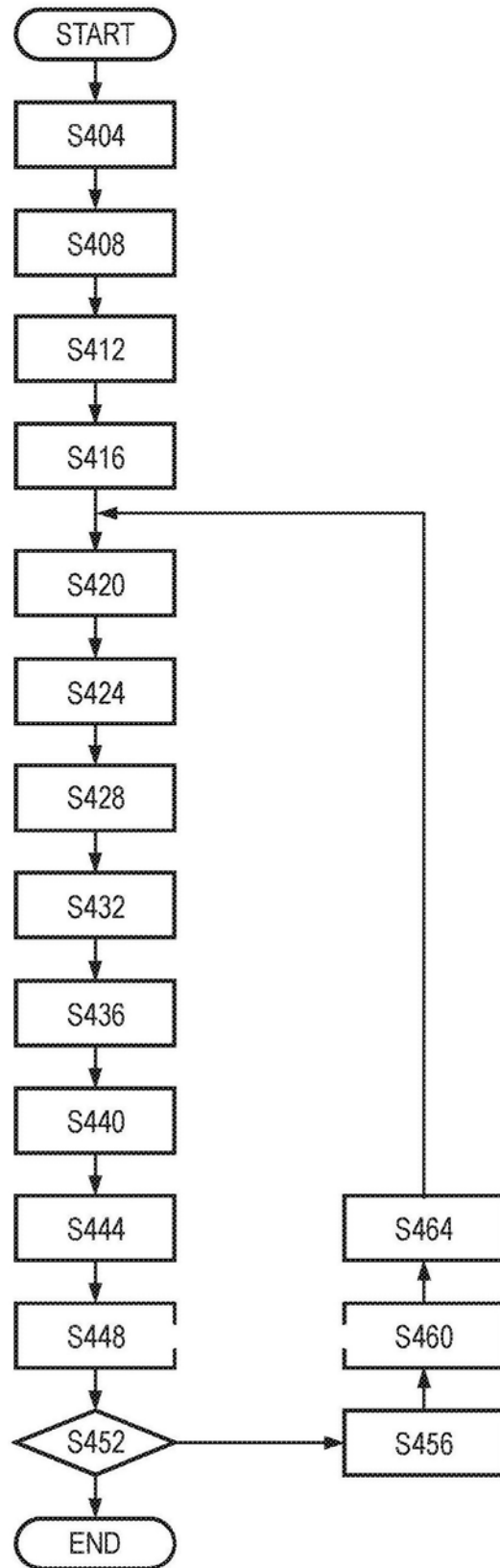


图4

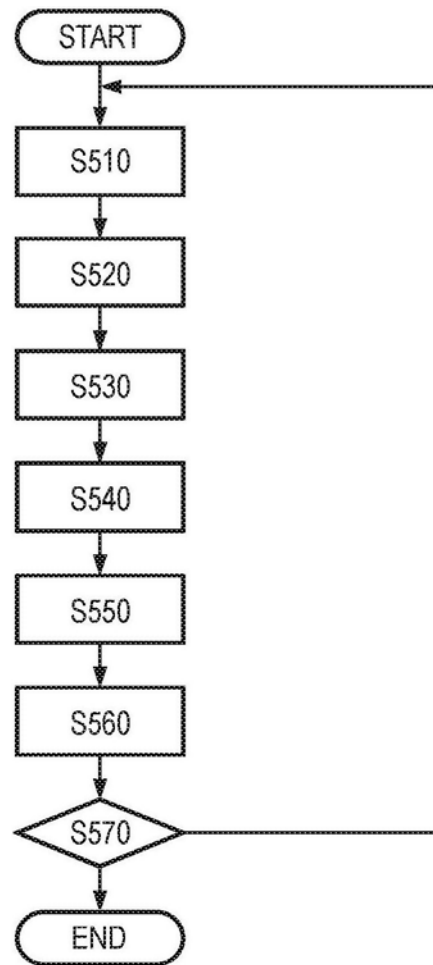


图5

专利名称(译)	弯曲结构的超声可视化		
公开(公告)号	CN107106119A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580058922.0	申请日	2015-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	AM塔赫玛塞比马拉古奥施		
发明人	A·M·塔赫玛塞比马拉古奥施		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/062 A61B5/065 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/523 A61B8/54		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/072777 2014-10-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声成像装置可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域(206)的二维平坦图像。所述装置包括：换能器阵列，其用于对所述区域进行成像；处理器，其用于关于所述换能器阵列对所述区域进行定位；以及用于操作换能器阵列的处理器，以对所述区域进行成像，并且将所述区域投影到二维(2D)平坦图像面上。备选地或额外地，可配置用于采集弯曲面内的弯曲区域的2D平坦图像的超声成像装置包括用于对所述区域进行成像的换能器阵列，所述阵列具有表面和换能器元件(142)；用于提取包含所述弯曲区域的弯曲对象的中心线的模块；以及处理器，其用于：将所述中心线(254)投影到所述阵列的所述表面上；从所述元件之中选择沿着到所述表面上的投影的集合；具体使用所述集合来进行接收波束形成，以对所述弯曲区域进行成像，并且从而采集弯曲图像；并且将所述弯曲区域投影到2D平坦图像面上。

