



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310393 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780036749.3

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.06.12

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

62/350,848 2016.06.16 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2018.12.13

G01S 15/89(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/064209 2017.06.12

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/216078 EN 2017.12.21

(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 S·R·弗里曼

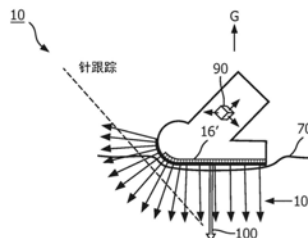
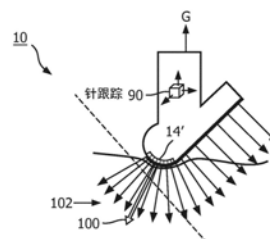
权利要求书1页 说明书6页 附图8页

## (54)发明名称

对外部微凸线性超声探头的图像取向识别

## (57)摘要

使用微凸线性超声探头来利用所述探头的换能器阵列的微凸部分对针插入对象进行成像,然后通过抵靠所述对象旋转所述针而利用所述换能器阵列的线性部分对将所述针朝向目标解剖结构的穿透进行成像。通过利用取向信号控制扫描转换器来一致地显示由所述探头产生的超声图像。所述取向信号得自:对来自所述探头的加速度计信号的处理,对与所述对象声学接触的所述换能器阵列的部分的识别和/或对所述超声图像中诸如所述目标解剖结构的特征的认识或跟踪。



1. 一种超声系统,包括:  
微凸线性超声探头;  
扫描转换器,其被耦合以接收来自所述超声探头的回波信号并以所希望的图像格式绘制超声图像;  
取向处理器,其被耦合到所述超声探头或所述扫描转换器中的至少一个,以产生被耦合到所述扫描转换器的图像取向信号;以及  
超声图像显示器,其被耦合以显示由所述扫描转换器以希望的图像取向产生的图像。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声探头还包括加速度计,其中,所述取向处理器还被耦合以接收来自所述加速度计的信号。
3. 根据权利要求2所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为检测重力的方向。
4. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述超声探头还包括微凸线性换能器元件的阵列,  
其中,所述取向处理器还被耦合以接收来自所述换能器元件的回波信号。
5. 根据权利要求4所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为识别来自未被声学耦合到对象的元件的衰荡信号。
6. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述取向处理器还包括超声图像处理器。
7. 根据权利要求6所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为识别超声图像中的特定特征。
8. 根据权利要求7所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为跟踪超声图像的序列中的特定特征。
9. 根据权利要求8所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为通过斑点跟踪来跟踪超声图像的序列中的所述特定特征。
10. 根据权利要求8所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为使所述特定特征的位置在所述超声图像的序列中稳定。
11. 根据权利要求7所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为识别从针返回的回波信号。
12. 根据权利要求11所述的超声系统,其中,所述取向处理器还被配置为使所述针的位置在超声图像的序列中稳定。
13. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括:波束形成器,其被耦合以从所述微凸线性超声探头中的换能器元件的阵列的换能器元件接收回波信号。
14. 根据权利要求13所述的超声系统,还包括:检测器,其被耦合到所述波束形成器。
15. 根据权利要求14所述的超声系统,还包括:扫描线存储器,其被耦合到所述检测器。

## 对外部微凸线性超声探头的图像取向识别

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,尤其涉及用于活组织检查流程的微凸线性超声探头。

### 背景技术

[0002] 超声图像引导经常用于引导活组织检查和其他针流程,通过针流程将针引入体内以进行活检或吸出或消融体内的物质。在流程开始时会出现熟悉的问题:希望在针穿透皮肤表面时立即对针进行成像,使得能够引导和观察针到目标的路径。希望能够尽可能最大程度地观察并避免穿透体表血管和神经。

[0003] 此外,致密的皮下组织的存在可能导致针弯曲或偏转并且与其预期的行进路径不同。因此,希望在针一进入身体时就开始对针进行成像,使得能够立即观察并克服这些潜在的问题。

### 发明内容

[0004] 处理针的常见辅助手段是使用活检引导。这是一个支架,其被紧固在超声探头周围并且使针保持与其预期的行进路径对齐。遗憾的是,活检引导使针的初始可视化问题变得严重,因为它通常使针从探头的侧面保持向外并远离探头的声学窗口。已经尝试了许多其他方法来减轻这个问题,例如在阵列换能器旁边的探头面中(有时甚至是在阵列元件之间)制造槽。然而,这些特殊探头构造的方法是昂贵的,这样的探头难以清洁,并且仅限于特定设计的特殊针入口。因此,许多有经验的临床医生更喜欢使用没有活检引导的标准成像探头,使得他们能够尽可能靠近探头及其声学窗口来将针插入患者的皮肤。因此,希望利用良好的图像引导来促进无辅助的活组织检查和活检引导辅助的活组织检查两者。

[0005] 本发明的另外的目的是通过在皮肤表面附近提供用于针插入的宽横向视场来改善对针插入的视觉引导,并且当针接近身体内部的目标病理结构时以更深的景深提供良好分辨的图像。

[0006] 根据本发明的原理,一种用于针插入流程的图像引导的外部探头具有组合的微凸阵列和线性阵列构造。探头具有手柄,用户能够在流程开始时将微凸阵列部分压在患者皮肤上以对针插入进行可视化,然后能够旋转探头以当针穿透到身体更深深度时使线性阵列部分与患者皮肤具有良好的声学接触程度,从而观察针。一种在针流程中使用探头的方法包括:将微凸阵列部分压在对象上以利用微凸阵列进行成像;将针插入微凸阵列部分附近并观察其初始穿透;旋转探头以使线性阵列部分与对象具有良好的声学接触程度;并且利用线性阵列部分来观察针的更深的穿透。

[0007] 根据本发明的另外的方面,取向处理器电路控制超声图像的显示,使得患者的皮肤线始终位于显示器的顶部,同时在针插入和深度穿透期间旋转探头。取向处理器可以利用加速度计产生信号,该信号被处理以确定重力方向、图像处理或声学接触,从而确定希望的图像取向。

## 附图说明

[0008] 在附图中：

[0009] 图1图示了由微凸阵列探头视觉引导的针插入。

[0010] 图2图示了由线性阵列探头视觉引导的针插入。

[0011] 图3图示了根据本发明的原理构造的外部超声探头的微凸声学光圈和线性声学光圈。

[0012] 图4是本发明的外部超声探头的内部构造的示意图。

[0013] 图5是根据本发明进行的有创针流程的步骤的流程图。

[0014] 图6图示了使用本发明的微凸线性阵列探头的初始针插入引导。

[0015] 图7图示了使用本发明的微凸线性阵列探头的更深针插入的引导。

[0016] 图8a和图8b图示了当本发明的微凸线性阵列探头旋转以跟随针插入时发生的图像取向的变化。

[0017] 图9a、图9b、图9c和图9d图示了由根据本发明的取向处理器运行的用于确定图像取向的算法。

[0018] 图10以框图图示了具有根据本发明的图像取向处理器的超声系统。

## 具体实施方式

[0019] 图1图示了具有视觉引导的针插入流程，该视觉引导是由微凸换能器阵列探头30提供的，微凸换能器阵列探头30在其远侧尖端处具有微凸阵列32。术语“微凸”应用于弯曲阵列换能器，其以相对较小的曲率半径紧密弯曲。当需要具有宽视场的小探头时，微凸阵列通常用于精细流程。

[0020] 微凸超声换能器提供皮肤线正下方的广阔视场，因此对于针介入来说是理想的。如图所示，通过将探头30的微凸阵列光圈按压在皮肤表面上并且将针插入探头附近并且对于二维成像探头来说与图像平面对齐来执行该流程。将针以针路径34所指示的角度插入体内。体内的箭头指示来自微凸阵列32的波束方向。虽然在穿透皮肤线之后几乎可以立即视觉跟踪针，但是由于元件方向和阵列曲率引起的微凸阵列的有限活动光圈限制了图像在深度处的分辨率。因此，线性阵列探头经常用于针引导，因为它们比微凸探头更深的深度处提供了更好的穿透性和分辨率。图2图示了线性阵列换能器探头40，线性阵列换能器探头40在其远端具有线性阵列换能器42。线性阵列通常能够在视觉上跟随针的路径44到达体内相当大的深度，如从阵列光圈延伸到体内的箭头所指示的。但是在利用标准线性阵列探头30的情况下，在邻近探头40的初始入口点处的针路径46中的一些针路径根本不可见，并且线性阵列的波束在阵列的边缘处产生较差的分辨率。

[0021] 图3图示了根据本发明的原理构造的微凸线性阵列换能器探头10。探头10具有主体12，主体12具有从主体的直线边缘向下延伸到主体的远侧尖端并围绕主体的远侧尖端延伸的换能器元件的有效光圈。换能器元件因此包括线性阵列16，其中，元件的横截面是直线，过渡到微凸阵列14，其中，元件围绕探头的远侧尖端弯曲。利用发射并接收法向于全部沿着元件阵列的有效光圈表面的波束的波束形成，能够在整个微凸面和线性元件的部分前面对连续的图像场进行扫描和成像。在主体12上与线性阵列部分相对的一侧是手柄20，手柄20以倾斜角度从主体延伸并且用于在针流程期间保持探头10与皮肤表面接触。在该范例

中,将探头10连接到超声成像系统的电缆22通过手柄20的端部离开探头。电缆在其附接到手柄的点处受到电缆应变消除设备24的保护。

[0022] 探头10的内部部件在图4的横截面视图中示出。在该视图中,微凸元件14在左侧围绕探头的远侧尖端弯曲并且过渡到线性元件阵列16。附接到阵列背面的是柔性电路18,其中,导体附接到阵列元件。柔性电路的导体终止于探头的手柄部分20内部的连接器26a。进入手柄的端部的电缆22具有终止于连接器26b的导体,连接器26b与连接器26a配合以将阵列元件电耦合到电缆的导体并最终电耦合到超声系统的波束形成器。尽管在该范例中电缆22被示为附接在手柄20的端部处,但是它可以替代地在主体12的近侧端部处附接到探头,如图中的虚线28所指示的。

[0023] 图5是图示根据本发明的典型针插入流程中的步骤的流程图。在第一步骤50中,临床医生抓住探头的手柄20并将微凸阵列14按压到与患者皮肤具有良好声学接触的程度。当以这种方式保持探头时,探头看起来是如图6所示的那样。在该位置中,临床医生能够断定在手柄的轴线方向上并且直接与微凸阵列14对齐的接触力,如图中的72处所示。探头抵靠患者皮肤70的力不仅将确保微凸阵列与皮肤之间的良好声学接触,而且还会由于皮肤的凹陷而扩大接触面积。这使得能够在更宽的扇区中进行扫描,因为探头边缘处的接触得到改善,该扇区能够对针初始穿透到体内进行成像,如图中所示的虚线针迹所指示的,这是图5中的步骤52。在步骤54中,临床医生将针插入微凸阵列14的旁边,如图6所示,并且在步骤56中,临床医生观察由微凸阵列扫描的图像场中的针插入的初始路径。当临床医生推进针时,下一步骤58是用手柄20旋转探头,使线性阵列16与皮肤70声学接触,如图7所示。这种旋转也被看作使得微凸阵列的远端与皮肤脱离声学接触。这可以在不失去对针的观察的情况下完成,因为当探头旋转时,微凸阵列元件和线性阵列元件的光圈的至少部分总是与皮肤声学接触。如图7所示,手柄20现在位于线性阵列16上方,使得临床医生能够用力72向下按压以将线性阵列光圈牢固地按压到与皮肤70具有良好声学接触的程度。针的持续插入位于探头光圈线性阵列部分下方,使得线性阵列16能够以良好的分辨率和清晰度对针连续插入到体内更深的地方进行可视化,直到针的尖端到达其预期目标,如步骤60所述。

[0024] 由于探头在针插入流程期间预期要旋转这一事实以及微凸线性阵列在超过 $100^\circ$ 的方向跨度上发射和接收波束这一事实,在成像过程中会出现模糊:应当如何显示图像?超声图像通常以对于探头固定的取向来显示,最浅的波束深度位于图像的顶部,并延伸到底部的更深的波束深度。但是当在如图6和图7所图示的流程期间旋转探头时,当针位置看起来在屏幕上移动时,显示会变得令人迷惑。由于临床医生专注于针位置以将针尖端引导到针在体内的目标组织,因此希望防止这种迷惑。根据本发明的另外的方面,在探头旋转期间动态地调整显示格式,使得更大的组织深度始终位于显示的底部,从而为临床医生提供对齐的参照系。优选地,这是通过控制扫描转换器绘制图像的方式来完成的。在常规的超声系统中,扫描转换器的目的是将接收波束扫描线的 $r-\theta$ 坐标转换成具有适合于光栅显示的 $x-y$ 坐标且为适当的扇形、线性或曲线线性扫描格式的图像。在本发明的实施方式中,扫描转换器还由取向信号控制,该取向信号识别图像的垂直取向(向上方向、向下方向)。有几种方法可以实现这一目标。一种方法是通过使用位于探头10中的加速度计90,如图8a和图8b所示,其产生测量恒定取向方向(例如,重力方向)的信号。然后,扫描转换器使超声图像的垂直方向与测得的取向方向对齐。常规地,加速度计已被用于超声探头以测量用于重建3D图像的

位移,如美国专利5529070 (Augustine等人)中所描述的。在该专利中描述的探头中,随时间处理来自加速度计的信号以测量探头位移,这是加速度信号的二阶导数。对于这种动态加速度测量,在处理算法中消除了重力矢量。但是它本身就是静态重力矢量,它能够单独用作本发明的实施例中的取向信号。

[0025] 第二种产生取向信号的方法是检测阵列14、16在任何时间点处声学耦合到皮肤线的部分。然后将垂直图像方向作为法向于阵列的声学耦合部分的中心的矢量100。例如,图8a示出了在针插入时保持探头10,其中,微凸阵列的大多数元件14'与皮肤接触。此时,线性阵列16的元件并不与皮肤线接触。矢量箭头100被绘制为法向于微凸阵列部分14'的中心,并且该矢量方向用于图像取向信号。在该流程的稍后时刻,当探头的线性阵列部分16'旋转成与皮肤线70声学接触时,法向于阵列的声学耦合部分16'的中心的矢量箭头100如图8b所示。将在扫描转换图像中垂直绘制与矢量箭头方向平行的扫描线102,其他角度的扫描线根据它们与取向信号的矢量箭头方向的角度偏移而定向。

[0026] 第三种产生合适的取向信号的方式是进行图像分析,在本领域中也称为特征跟踪。例如,能够在图像中识别皮肤正下方的皮肤层、脂肪层和横纹肌层,并且水平取向被设置为通过取向信号与这些层大致对齐。第二种图像分析技术是在图像中识别针流程的病理目标,其可以手动或自动完成。例如,临床医生能够在开始针插入之前点击图像中的目标。然后,在每个连续的图像帧中的相同位置中绘制目标解剖结构,这可以使用图像稳定技术来完成。超声图像稳定是众所周知的,如美国专利6589176 (Jago等人)中所描述的。优选地,并没有足够严格地进行本发明的实施方式中的图像稳定以防止旋转,因为这是探头运动的预期结果。当探头旋转时,不同中心的稳定性将足以产生始终有用的图像的序列。

[0027] 替代地,能够逐帧跟踪所识别的目标解剖结构的斑点特征,以使解剖结构在不同帧中保持在相同位置中。

[0028] 图9a、图9b、图9c和图9d图示了多种用于生成取向信号的方法。图9a图示了在探头中使用加速度计的技术。为此目的的合适的加速度计是三轴加速度计,例如,可从马萨诸塞州波士顿的模拟设备公司获得的ADXL300系列的MEMS(微机电系统)加速度计。在步骤110中,由取向处理器接收三个轴的信号。这三个信号的样本分别在诸如几秒的采样区间上被平均化,以根据三个轴产生值 $v_x$ 、 $v_y$ 和 $v_z$ 。这三个值被矢量组合以产生对应于重力的垂直加速度矢量 $v$ ,其标称值为9.81米/秒,并且如步骤112所示在直线方向上。然后,在输出取向信号中使用重力的矢量方向(如图8a和图8b中的箭头G所指示的)(步骤114),以使扫描转换器以所指示的方向G作为垂直方向来绘制图像。因此,通常被称为“向上”的方向将始终位于所显示图像的顶部。

[0029] 图9b图示了使用换能器阵列14、16的元件与患者皮肤之间的声学接触的取向信号识别过程。来自阵列的所有元件的信号在步骤120中被耦合到取向处理器,其中,在步骤122中对这些信号进行声学衰荡(acoustic ring-down)分析。当超声换能器元件并未声学耦合到皮肤时,其回声响应呈现出独特的衰荡伪影。例如,来自未被耦合的换能器元件的典型的衰荡信号被示于美国专利5517994 (Burke等人)的图6中。声学耦合到对象的元件将相反地从组织接收回波信号序列。取向处理器算法识别声学耦合到患者的那些元件,识别声学耦合元件序列的中心,并且根据阵列几何形状的知识,然后识别法向于该中心的方向。取向信号在步骤124中将该方向(图8a和图8b中的箭头100)传达到扫描转换器,扫描转换器使用该

方向作为绘制的图像中的垂直方向。元件耦合和箭头方向不断更新,使得在针插入流程期间不断细化图像的垂直方向。

[0030] 图9c图示了通过图像处理 and 特征跟踪产生图像取向信号。在步骤130中,取向处理器接收超声图像系列,在这种情况下,取向处理器是图像处理器。在步骤132中执行分析以对已知的图像特征进行定位,例如在皮肤或目标解剖结构正下方的先前描述的体表层。替代地,可以在图像中手动识别这些图像特征。在步骤134中跟踪识别出的特征并将其取向或图像位置传达到扫描转换器,扫描转换器在不同图像帧间一致地绘制图像特征。

[0031] 图9d中图示了特定的图像分析技术。在针插入期间,临床医生在针进入身体时将密切关注针的位置,特别是针朝向目标解剖结构的倾斜。图9d的方法通过使针在图像中的位置稳定来辅助临床医生。在步骤140处,取向处理器接收超声图像,取向处理器检测来自针的回波信号反射。这样的回波信号非常独特,因为针是超声的高度镜面反射器,并且来自针的回波信号非常强。参见例如美国专利6951542 (Greppi等人)。当在步骤142中由取向处理器检测到这些独特的回波时,它们的图像位置在取向信号中被传达给扫描转换器,该取向信号通过使针在不同帧之间处于一致的位置来做出响应。图像稳定技术能够用于绘制具有稳定针位置的图像的序列。参见例如美国专利6589176 (Jago等人)。

[0032] 在图10中以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。探头10的微凸线性阵列14、16被耦合到波束形成器150,这使得阵列元件发射超声波并接收回波信号作为响应。所接收的回波信号被波束形成器波束形成成为相干回波信号的扫描线。信号处理器152处理回波信号,信号处理器152执行诸如滤波、频率或空间复合、谐波分离和正交解调的功能。检测器154在B模式图像的情况下执行信号检测、幅度检测,在多普勒信号的情况下执行多普勒检测。回波信号的扫描线被存储在扫描线存储器156中,扫描线存储器156可以是常规的数字存储器设备。扫描转换器160以希望的笛卡尔坐标图像格式呈现回波信号的扫描线,其中,图像的垂直轴或特定图像目标的位置由如前所述的取向信号来确定。如上所述由取向处理器170产生取向信号,取向处理器170可以包括电子硬件部件、由软件控制的硬件或运行如结合图9a-9d所述的信号和/或图像处理算法的微处理器。取向处理器170被示为被耦合以接收来自探头10的加速度计信号和/或回波信号,以用于垂直矢量分析和/或声学耦合分析,如图9a和图9b所示。取向处理器170还被示为被耦合以接收来自图像处理器162的超声图像,以用于运行用于取向信号产生的图像处理技术,如结合图9c和图9d所描述的。图像处理器162从扫描转换器160接收绘制的超声图像,并将该图像应用于监视器或显示器164以供临床医生查看。

[0033] 应当注意,上文描述和本文所示的各种实施例可以用硬件、软件或其组合来实施。各种实施例和/或部件(例如其中的模块或部件和控制器)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计算设备、输入设备、显示单元和接口,例如用于访问互联网。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线,例如用于访问PACS系统。计算机或处理器也可以包括存储器。存储器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,例如,软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备也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器件。

[0034] 本文使用的术语“计算机”或“模块”或“处理器”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、逻辑电路和能够运行本文描述的功能的任何其他电路或者处理器的系统。以上范例仅是示例性的,因此并不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0035] 计算机或处理器运行被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。存储元件也可以根据期望或需要来存储数据或其他信息。存储元件可以是处理机器内的信息源或物理存储元件的形式。

[0036] 指令集可以包括各种命令,其命令计算机或处理器作为处理机器来执行特定操作,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。软件可以是各种形式的,例如,系统软件或应用软件,并且软件可以被实施为有形和非瞬态计算机可读介质。另外,软件可以是单独程序或模块的集合、较大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。软件也可以包括面向对象编程形式的模块化程序。处理机器对输入数据的处理可以响应于操作者命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一个处理机器做出的请求。

[0037] 此外,以下权利要求的限制不是以装置加功能的形式写出的,并不打算基于35U.S.C.112,第六段来对其进行解读,除非并且直到这样的权利要求限制明确使用短语“用于…的单元(means for)”,随后是没有进一步结构的功能陈述。

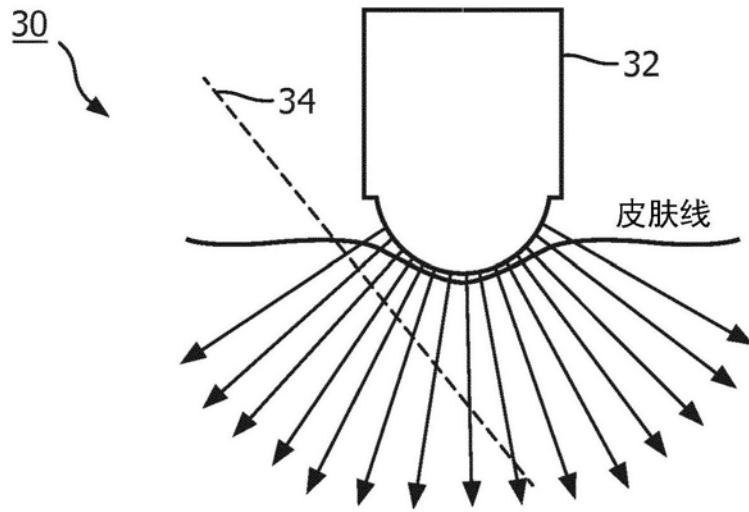


图1

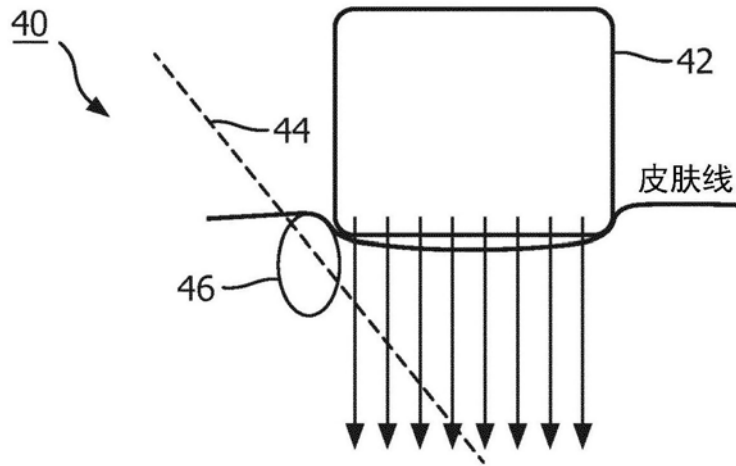


图2

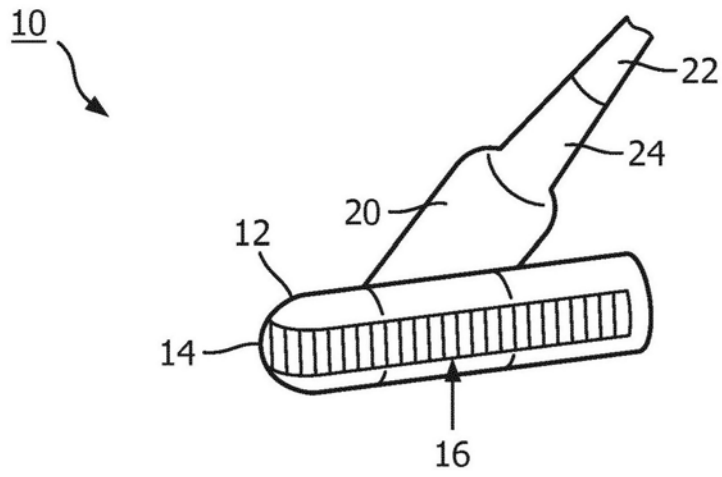


图3

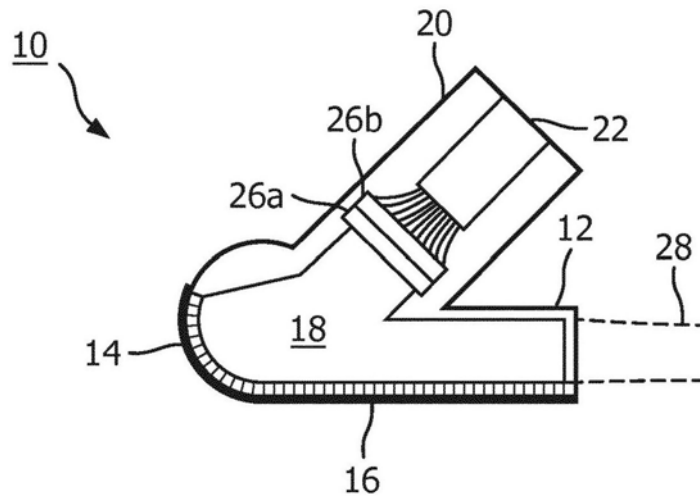


图4

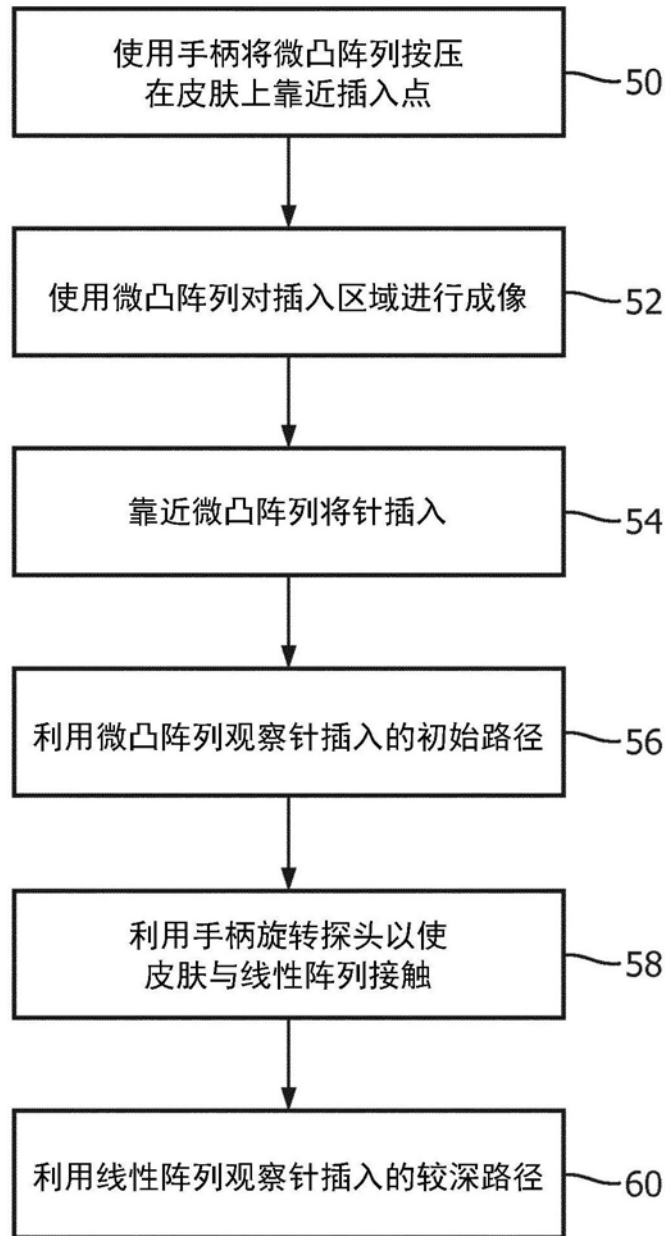


图5

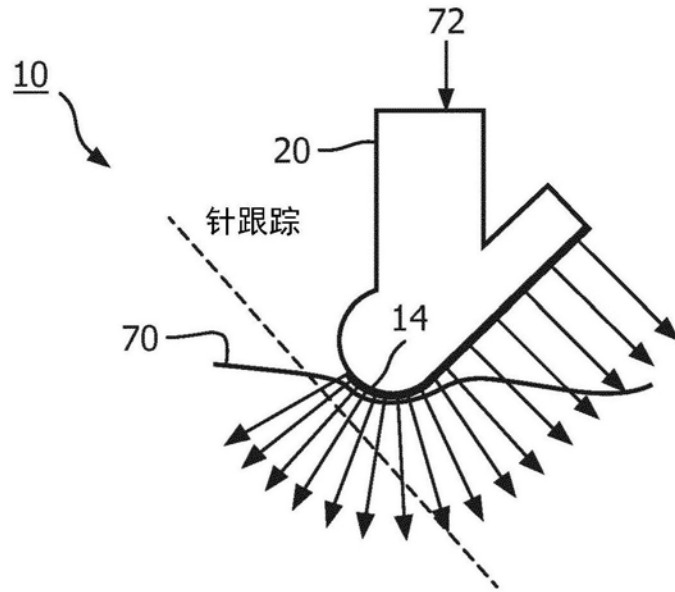


图6

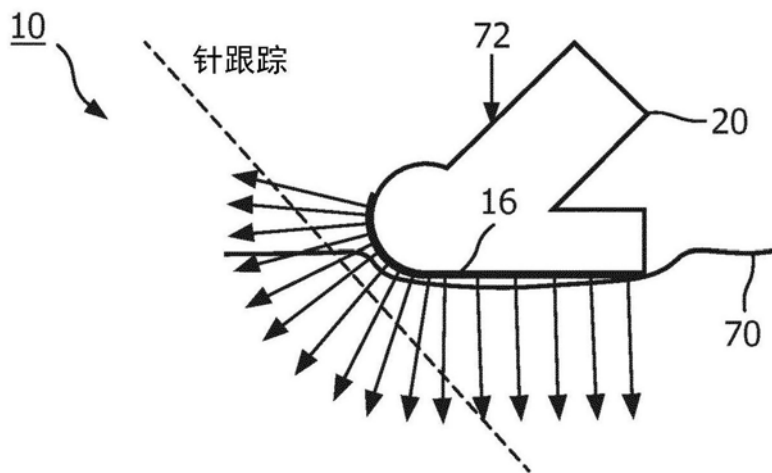


图7

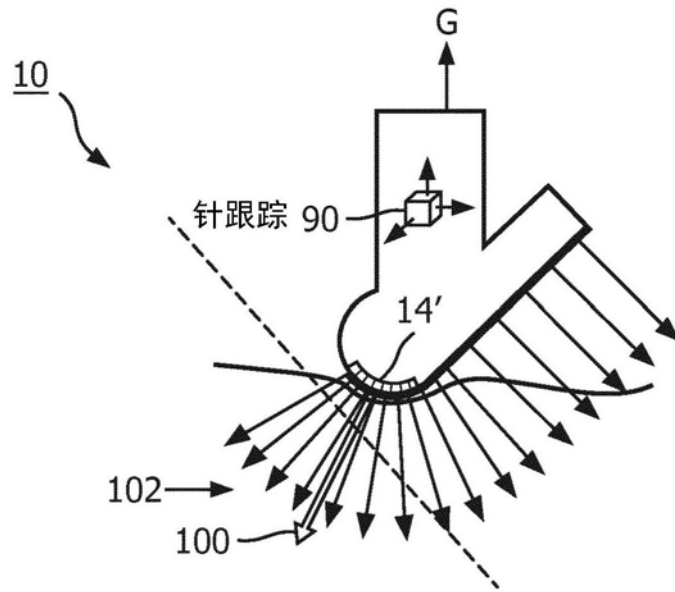


图8a

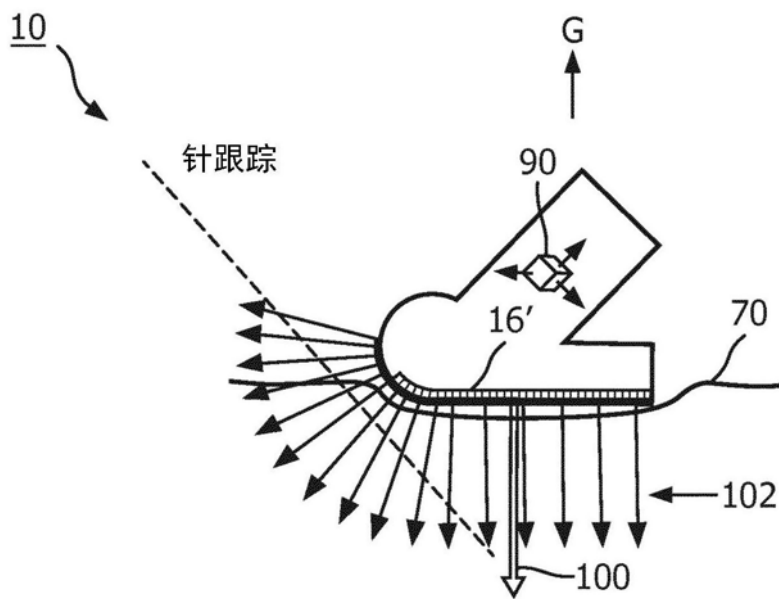


图8b

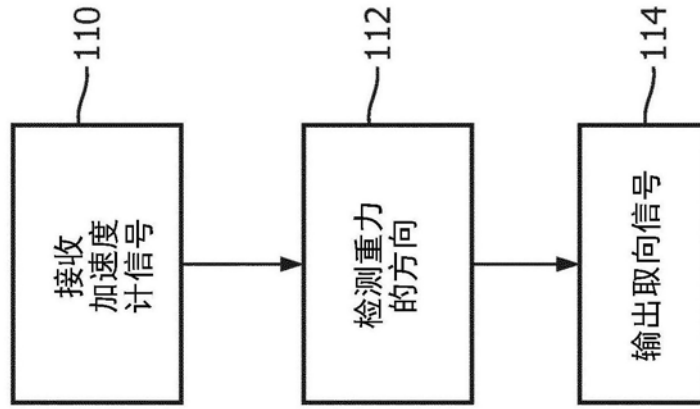


图9a

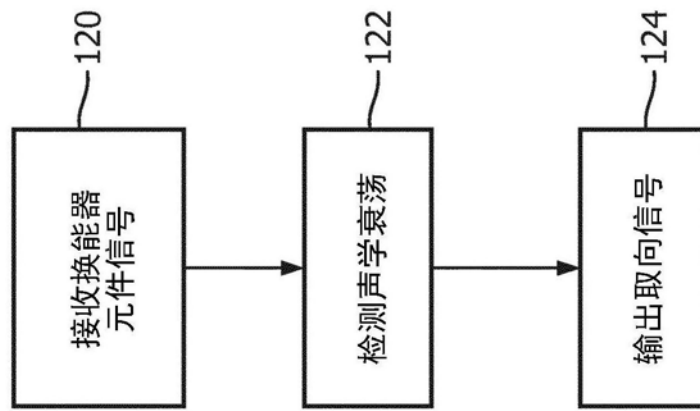


图9b

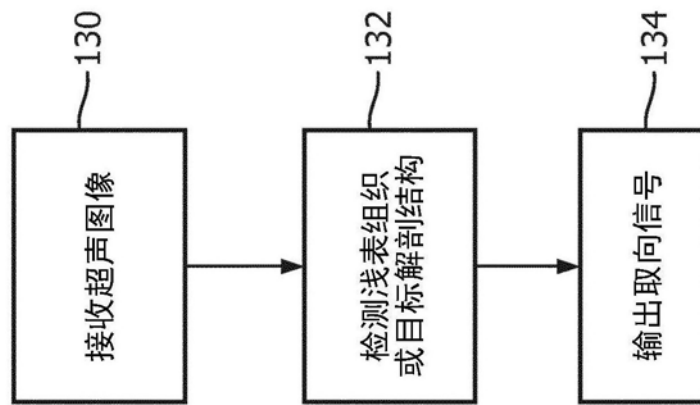


图9c

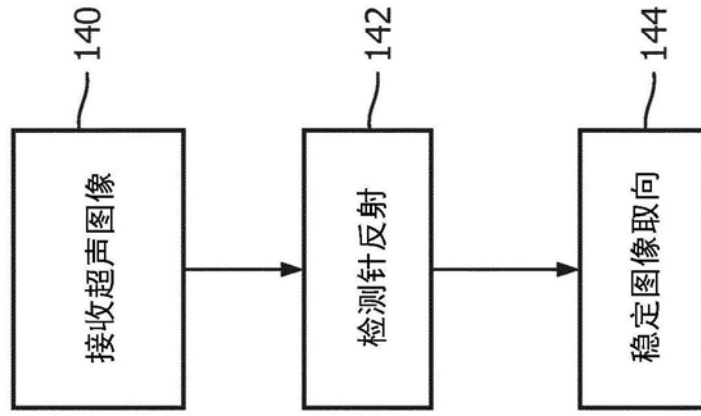


图9d

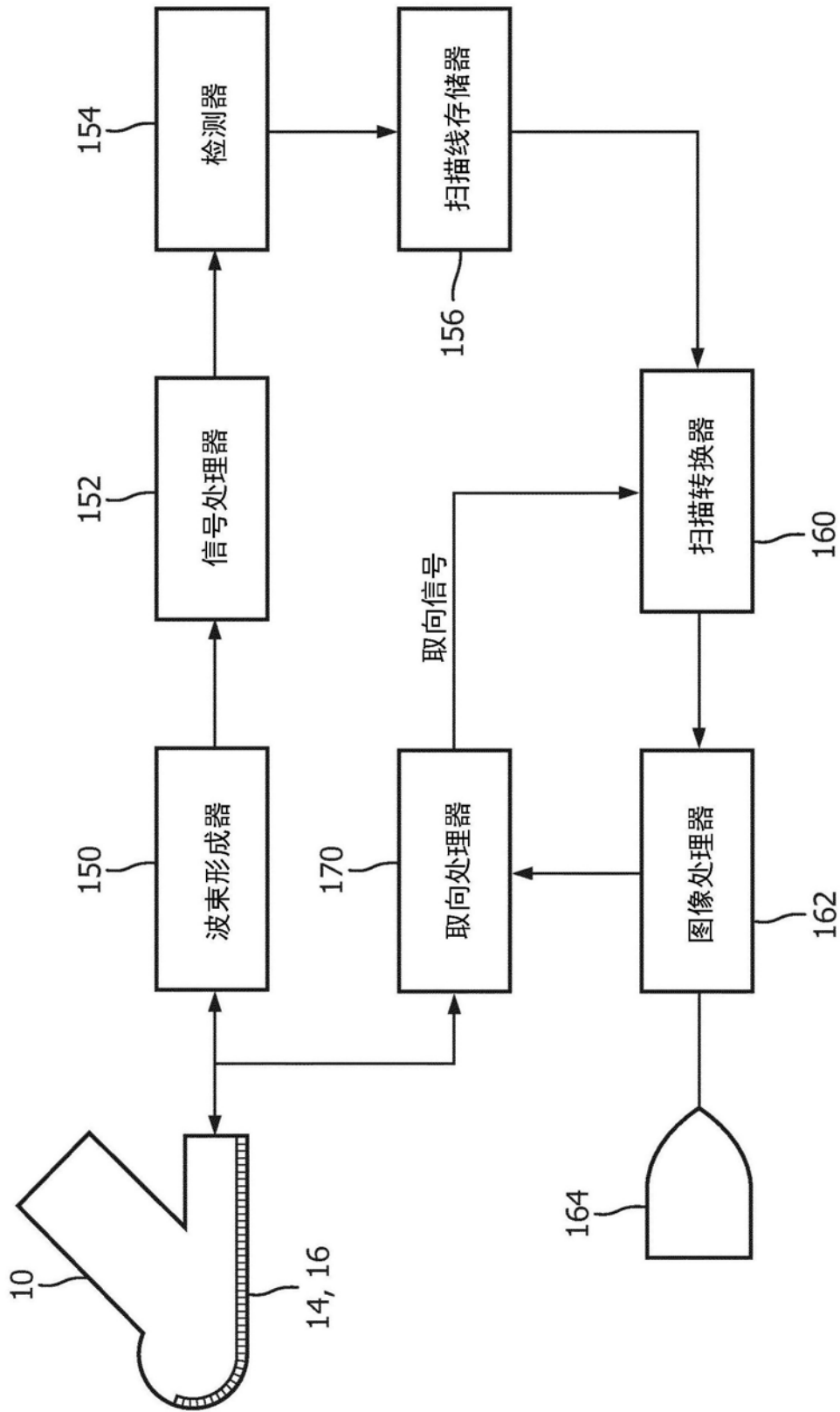


图10

专利名称(译)	对外部微凸线性超声探头的图像取向识别		
公开(公告)号	<a href="#">CN109310393A</a>	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780036749.3	申请日	2017-06-12
[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	SR弗里曼		
发明人	S·R·弗里曼		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/4494 G01S7/52079 G01S15/8918 G01S15/892 G01S15/8929		
代理人(译)	王英		
优先权	62/350848 2016-06-16 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>	<a href="#">SIPO</a>	

摘要(译)

使用微凸线性超声探头来利用所述探头的换能器阵列的微凸部分对针插入对象进行成像，然后通过抵靠所述对象旋转所述针而利用所述换能器阵列的线性部分对将所述针朝向目标解剖结构的穿透进行成像。通过利用取向信号控制扫描转换器来一致地显示由所述探头产生的超声图像。所述取向信号得自：对来自所述探头的加速度计信号的处理，对与所述对象声学接触的所述换能器阵列的部分的识别和/或对所述超声图像中诸如所述目标解剖结构的特征的认识或跟踪。

