



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104427944 B

(45)授权公告日 2017.08.11

(21)申请号 201380034170.5

(22)申请日 2013.06.18

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104427944 A

(43)申请公布日 2015.03.18

(30)优先权数据
61/665,539 2012.06.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2013/054992 2013.06.18

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/001963 EN 2014.01.03

(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 V·帕塔萨拉蒂 G·L·安德鲁斯
G·C-H·吴 D·A·斯坦顿
A·L·鲁滨逊 J·克吕克尔

(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 8/08(2006.01)
A61B 8/14(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

审查员 孙晓彤

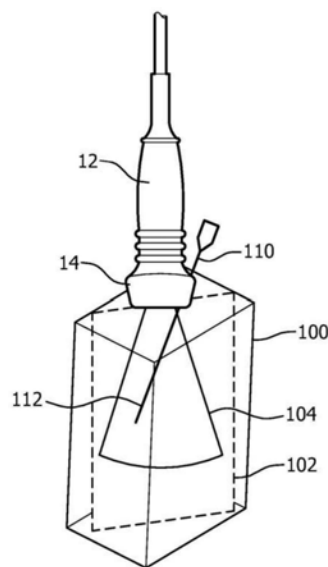
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

多个有创设备的三维超声引导

(57)摘要

一种超声系统包括：3D成像探头和针引导，所述针引导被附着到所述探头以用于引导将多个针插入到体积区域中，通过3D成像探头能够扫描所述体积区域。通过识别用于由所述探头扫描的平面，所述针引导对通过所述引导的针的插入做出响应，所述用于由所述探头扫描的平面是插入平面，在插入期间所述针将经过所述插入平面。将插入平面的取向传动到所述探头，以令所述探头扫描所识别的平面，并且当所述针行进通过所述插入平面时产生所述针的图像。



1. 一种可视化地引导多个有创设备的插入的超声成像系统,所述系统包括:
3D超声成像探头(12),其能够对体积区域中的不同的图像平面进行成像;
针引导(14),其被设定尺寸以在预定的取向上附着到所述成像探头(12),所述针引导具有多个针插入位置,以引导所述多个有创设备通过多个不同的插入平面插入到所述体积区域中;以及
超声系统(10),其被耦合到所述探头(12),并且被配置为控制所述3D超声成像探头以同时产生多个2D图像,所述多个2D图像的平面与所述多个不同的插入平面对齐。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述超声系统还包括显示子系统(10B),所述显示子系统产生所述多个不同的插入平面的多个被不同地编码的2D图像。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述被不同地编码的2D图像被不同地颜色编码。
4. 根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述被不同地编码的2D图像在所述不同的图像中显示被不同地颜色编码的有创设备。
5. 根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述被不同地编码的2D图像具有被不同地着色的边界。
6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述超声系统(10)还控制所述3D超声成像探头(12)以产生3D体积图像,
其中,所述超声系统(10)还包括显示子系统(10A),所述显示子系统同时产生所述多个2D图像和所述3D体积图像。
7. 根据权利要求6所述的超声成像系统,其中,所述3D体积图像以区别性地不同的颜色显示所述多个有创设备。
8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,所述多个2D图像中的每个被不同地颜色编码,
其中,所述3D体积图像以对应于所述2D图像颜色编码的不同的颜色显示多个有创设备。
9. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述针插入位置还包括所述针引导的多个针插入孔或凹槽(84),所述多个针插入孔或凹槽被定位在围绕被附着的成像探头。
10. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括与所述多个针插入孔或凹槽(84)中的每个相关联的针插入检测器,所述针插入检测器检测针的插入,并且识别所插入的针的插入平面。
11. 根据权利要求10所述的超声成像系统,其中,所述针插入检测器还包括光学检测器。
12. 根据权利要求10所述的超声成像系统,其中,所述针插入检测器还包括电阻式检测器。
13. 根据权利要求10所述的超声成像系统,其中,所述针插入检测器将多个被不同地取向的插入平面的识别传送到所述超声系统,
其中,所述超声系统对多个被不同地取向的插入平面的所述识别的传送做出响应来控制所述3D超声成像探头,以仅仅扫描在所述体积区域中被识别的所述被不同地取向的插入平面。

14. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述多个有创设备还包括多个r.f.消融针。

15. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述多个有创设备还包括多个活检针。

多个有创设备的三维超声引导

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及使得能够实时可视化和引导多个活检针的插入的超声诊断成像系统。

背景技术

[0002] 超声成像已经长期用于对活检针和其他有创设备的插入路径进行成像,使得临床医师能够可视地观察针朝向和到要被活检的靶解剖结构的插入。常规地,这利用二维(2D)超声成像和被配备具有针引导的2D成像探头来完成。在美国专利6203499 (Imling等人)中图示了一个这样的针引导。所述针引导的目的是将针保持与超声探头的2D图像的平面对齐,使得针的插入连续发生在通过超声探头连续对所述针进行成像的平面之内。针引导夹在探头上,使得引导中的孔或槽与探头的图像平面固定对齐,通过所述引导中的孔或槽将针插入。这将针插入限制在两个位置,探头的一端或另一端。临床医师操纵探头直到靶解剖结构在图像平面中的视图中。然后临床医师通过引导并且以一倾斜度将针插入,这将引起针的尖端朝向靶解剖结构插入,并且接触靶解剖结构。然后,通过针的内腔能够提取靶解剖结构的样本。

[0003] 在针活检中通常遇到的困难是将针的插入路径始终保持与探头的图像平面对齐。该困难具有两个来源:一个是必须利用一只手固定握住探头,以当利用另一只手操纵针并将针插入时使图像平面保持在固定位置。另一个是当针被插入时和当针穿透身体的组织,遇到不同密度和刚度的组织时,所述针能够弯曲和偏斜。这能够令针不同于当其被插入时的单平面。因此,将期望具有靶解剖结构和针插入路径的更宽的视场,例如,通过三维(3D)超声成像提供的一个。又将期望使针能够从多个位置而不仅仅从探头的末端插入。

[0004] 三维超声成像将提供针插入的更宽的视场。然而,许多临床医师不喜欢在3D超声成像中的杂乱和常常对深度的模糊感知。他们更喜欢清晰并且易于理解的二维图像。满足该期望的一个方式是使用具有多平面重建(MPR)的3D成像。利用MPR,3D探头将扫描在探头前面的三维体积,所述三维体积包括靶解剖结构,然后选择体积中的一个平面以将其构建为2D图像。这使临床医师能够平稳地握住3D探头并且调节MPR平面位置,以满足变化中的针插入平面。遗憾的是,在实践中这是三只手的过程:一只手握住探头,一只将针插入,并且第三只调节MPR平面的位置。将期望改进该过程,使得利用一只手握住探头,并且另一只将针插入,将在3D体积中连续对针进行成像。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,诊断超声系统具有3D成像探头,所述3D成像探头具有针引导,所述针引导将被显示的超声图像的平面与针插入的平面自动对齐。附着到成像探头的针引导产生识别针在能够被探头扫描的体积区域中插入的平面的位置的信号。优选地通过双平面成像,超声系统产生被识别平面的图像,通过所述双平面成像仅仅扫描被识别的一个或多个平面。在一个实施例中,能够识别多个针的插入平面,从而促进本发明的超声系统对于

诸如用多个针的r.f消融的过程的使用。在另一实施例中,能够识别和可视化被不同倾斜的针的插入平面。

附图说明

[0006] 在附图中:

[0007] 图1图示了具有本发明的针引导的通过探头把手握住的3D超声探头,所述本发明的针引导被附着到探头的远端。

[0008] 图2是具有针引导的图1的3D探头的面视图,所述针引导被附着到并且环绕探头的远端。

[0009] 图3图示了图1和图2的探头和针引导的参考平面位置和插入平面位置。

[0010] 图4示出了具有环绕针位置的编码器和无线通信器的被附着到所述探头的末端的针引导。

[0011] 图5a图示了采用光学针位置编码器的本发明的针引导。

[0012] 图5b图示了采用电阻式针位置编码器的本发明的针引导。

[0013] 图6图示了针插入的平面与双平面的位置之间的关系,插入平面相对于能够被3D成像探头扫描的体积区域被定位在所述双平面的位置中。

[0014] 图7以方框图的形式图示了根据本发明的原理构建的具有针引导的超声系统。

[0015] 图8和图9图示了对于针插入具有多个倾斜角度的本发明的针引导。

[0016] 图10图示了用于微波消融过程的多个针的超声显示。

具体实施方式

[0017] 首先参考图1,示出了具有本发明的针引导14的3D超声成像探头12,所述3D超声成像探头12在其近(缆线)端处被握住,所述本发明的针引导14被附着到探头的远(声窗)端。针引导通过与探头的区别性特征(例如,探头的探头取向标记)对齐,以固定的取向附着到探头。探头取向标记是通常被定位在探头的远端的一侧的特征,临床医师使用所述探头取向标记来将在对象上的探头的取向与在超声图像中的解剖结构的取向相关。例如,参见美国专利5255682 (Pawluskiewicz等人)。在所构建的实施例中,探头12具有被形成为投影的取向标记,所述投影在针引导的内圆周中与对接槽口对齐,从而确保针引导能够仅仅在一个已知取向上被附着到探头。当针引导的面被恰当地附着时,如在图2中的两个部件的面的俯视图中所示的,所述针引导的面与探头的透镜71的面对齐。图示的针引导是具有多个成角的孔40的环形结构,所述多个成角的孔40被定位在围绕所述引导。所述孔稍大于针的尺寸,所述引导旨在与所述针一起使用,所述孔足够小以约束针的插入的路径,又足够大以当针被插入时允许临床医师移动和引导所述针。在图示的针引导中,具有三十六个均等间隔的孔40,围绕环形引导的圆周每 10° 一个。所述孔被成角,使得被插入的针的路径指向透镜71的下面,并且行进到探头的膛中。在图示的实施例中,所述孔关于法向于探头透镜的面的轴成 20° 的角度。探头12是3D成像探头,所述3D成像探头优选地具有二维阵列的换能器元件,通过所述换能器元件,在透镜前面的锥形体积或梯形体积能够被电子射束操控器扫描。也可以使用机械扫描3D探头。当通过针引导将针引导到对象中时,所述针的插入路径被引导到能够通过3D探头12进行成像的体积区域中。图3图示了投影法向于透镜71的面并且正

交于2D阵列探头的末端的参考平面42。该图指示出了(为了图示的目的被放大的)孔40,通过所述孔40能够将针插入以沿着插入路径在探头的成像平面中行进,所述探头的成像平面关于参考平面42成 θ 的角度。

[0018] 图4图示了具有旋转编码器44的针引导14,所述旋转编码器44识别围绕引导的孔的位置,通过所述孔将针插入。当通过在图4中的引导14的八点钟位置处的孔将针插入时,编码器识别关于参考平面42在 θ 的位置处的扫描平面,在所述参考平面42中,能够对针插入路径进行成像。如果通过在四点钟的位置处的孔将针插入,例如,编码器将识别在 $-\theta$ 的位置处的扫描平面,在所述 $-\theta$ 的位置处的扫描平面中,能够对插入路径进行成像。通过有线连接或者无线连接(例如,蓝牙通信连接60),将所识别的扫描平面传送到操作探头的超声系统。通过有线连接或电池62能够为编码器提供功率。

[0019] 能够以多种方式构建编码器。一种方式是使用如图5a所示的光学编码。在该实施例中,具有多个光发射器,例如,LED 46,所述光发射器使光穿过孔40指向在孔的另一侧的光检测器。当通过具体的孔将针插入时,针将阻止光到针对该孔的检测器,并且然后检测器信号将该具体的孔及其对应的扫描平面识别为通过其正将针插入的一个。然后超声探头和超声系统将对所识别的扫描平面和在该平面中正插入的针进行成像。如图5a所示,当通过在针引导的八点钟的位置处的孔40将针插入时,光学检测器信号将扫描平面 θ 识别为针插入路径的平面。

[0020] 在图5b中图示了使用电阻式编码器的另一编码器实施方式。在该实施方式中,编码器44具有外滑环,所述外滑环具有一个或多个孔或凹槽84,通过所述一个或多个孔或凹槽84能够将针插入。外滑环58能够围绕内环56旋转,所述内环56具有围绕所述环的电阻式路径48。外滑环具有与滑环58的孔或凹槽84的位置为已知关系的滑动触点82,所述滑动触点82与电阻式路径48电接触。滑动触点和电阻式路径从而操作作为电位器,使得在电连接到滑动触点82和电阻式路径的末端的“+”终端与“-”终端之间的电测量将识别围绕环形结构的孔或凹槽的位置。将该位置信息被报告给超声系统,以识别要被探头和超声系统扫描的针插入路径的平面。通过将额外的电阻与各自的终端串联连接能够单个地识别多个孔或凹槽,使得针对一个孔报告的电阻值的范围不与针对其他孔的电阻值的范围重叠。

[0021] 图6是3D成像探头12、体积100与选择的扫描平面102之间的关系的图示,通过探头可以对所述体积100进行扫描,探头的像场104被定位在所述选择的扫描平面102中。当通过在针引导14中的孔或凹槽将针110插入时,将针约束到进入到探头的声窗下面的视图中的路径。由于探头是3D成像探头,因此探头能够在体积100中对很多平面取向进行扫描。针引导14的旋转编码器识别具体的孔,通过所述具体的孔正将针插入,其对应于具体的扫描平面取向102,通过3D成像探头能够对所述具体的扫描平面取向102进行成像。如由在平面102中的扇形扫描区104所图示的,探头12然后对所识别的扫描平面取向进行成像。然后当沿着在扇形扫描区104中的插入路径将针110插入时,临床医师能够跟随所述针110的进度,直到针的尖端112接触靶解剖结构。

[0022] 图7图示了根据本发明的原理构建的超声探头、针引导以及超声系统。超声系统10被配置为两个子系统:前端采集子系统10A和显示子系统10B。3D超声探头12被耦合到采集子系统,所述采集子系统包括二维矩阵阵列换能器70和微射束形成器72。微射束形成器包含电路,所述电路控制应用于阵列换能器70的元件(“补丁”)的组的信号,并且对由每个组

的元件接收的回波信号进行某些处理。在探头中的微射束形成有利地减少了在探头与超声系统之间的缆线中的换能器的数目,并且在美国专利5997479 (Savord等人) 和在美国专利6436048 (Pesque) 中得以描述,并且为高帧速率实时(实况) 2D成像或3D成像提供关于发射和接收的射束的电子操控器。

[0023] 探头12被耦合到超声系统的采集子系统10A。采集子系统包括射束形成控制器74所述射束形成控制器对用户控制36并且针对本发明对门信号做出响应,所述采集子系统将控制信号提供给微射束形成器72,从而关于时间安排、频率、方向以及发射和接收射束的聚焦以及要被那些射束扫描的一个或多个平面向探头发指令。通过控制模数(A/D)转换器18和射束形成器20,射束形成控制器也控制射束形成由采集子系统接收的回波信号的系统。从探头接收的部分射束形成的回波信号通过在采集子系统的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路16进行放大,然后通过A/D转换器18进行数字化。然后将数字化的回波信号形成为由主系统射束形成器20完全操控和聚焦的射束。然后通过图像处理器22处理所述回波信号,所述图像处理器22执行数字滤波、B模式和M模式检测以及多普勒处理,并且也能够执行其他信号处理,例如,谐波分离、相干斑抑制以及其他期望的图像信号处理。

[0024] 由采集子系统10A产生的回波信号被耦合到显示子系统10B,所述显示子系统10B处理所述回波信号来以用于以期望的图像格式进行显示。图像线处理器24处理所述回波信号,所述图像线处理器24能够对回波信号进行采样,将射束的节段拼接成完整的线信号,并且对线信号取平均以用于信噪改善或流的持久性。通过扫描转换器26将针对2D图像的图像线扫描转换成期望的图像格式,所述扫描转换器26执行本领域公知的R-theta转换。因此,扫描转换器能够格式化直线或扇形图像格式。图像然后被存储在图像存储器28中,能够从所述图像存储器28在显示器38上能够显示所述图像。存储器中的图像也与要与所述图像一起显示的图形进行叠加,由图形生成器34生成所述图形,所述图形生成器34对用户控制36做出响应,使得所产生的图形与显示器的图像相关联。在图像环或序列的捕捉期间,单个图像或图像序列能够被存储在电影存储器30中。

[0025] 对于实时体积成像,显示子系统10B也包括3D图像绘制处理器32,所述3D图像绘制处理器32接收来自图像线处理器24的图像线以用于绘制实时三维图像。3D图像能够被显示为在显示器38上的实况(实时) 3D图像,或被耦合到用于存储3D数据集的图像存储器28以用于后续的复查和诊断。

[0026] 根据本发明,由针引导14产生的扫描平面识别信号被耦合到平面ID处理器52,所述扫描平面识别信号识别扫描平面,在所述扫描平面中通过针引导插入的针将经过所述扫描平面并且能够被成像。由平面ID处理器产生的平面识别信号被耦合到触发器信号生成器54,所述触发器信号生成器54产生门信号,所述门信号命令射束形成器控制器74控制对期望的扫描平面的扫描,针插入路径被定位在所述期望的扫描平面中的一个中。射束形成器控制器74控制微射束形成器72以对期望的扫描平面进行扫描,并且产生来自期望的平面的扫描的回波信号,所述回波信号部分地由微射束形成器射束形成,并且被耦合到系统射束形成器20以用于完成在期望的平面中的扫描线的射束形成。平面的扫描线由图像线处理器24处理并且被扫描转换成被识别平面的二维图像,所述二维图像被显示在显示器38上。如在美国专利公开号US 2010/0168580A1 (Thiele等人) 中所描述的,被识别的扫描平面能够被成像为在探头和系统的高程分辨率之内的单一薄平面,而且能够被成像为平面厚度大于

单一薄平面的厚度的厚切片图像。厚切片成像的使用使针能够在图像中连续可视化,即使其插入路径不同于完美直线,只要路径仍然在厚切片图像的厚度之内。

[0027] 图8和图9图示了本发明的另一针引导,通过所述针引导能够将针110以不同的倾斜角度 α 、 β 和 γ 插入。图8的横截面视图示出了通过针引导的不同孔40插入的三个针110、110'和110",所述针引导分别引导所述针沿着以 α 、 β 和 γ 的角度倾斜的插入路径。在围绕引导的具体旋转位置处的三个孔中的每个集合将指导针沿着在相同扫描平面中的插入路径,关于中心参考平面42在图9中示出了所述扫描平面中的两个 θ_1 和 θ_2 。当识别每个插入路径的扫描平面时,图8和图9的针引导14使临床医师能够以在探头下面的不同深度处接触靶解剖结构,同时识别每个插入路径的扫描平面。

[0028] 在给定的有创过程中,可以期望利用若干有创器械同时接触身体中的解剖结构。如图4和图9所图示的,例如,能够同时将多个针插入不同的被识别的扫描平面 θ_1 和 θ_2 或 $+\theta$ 和 $-\theta$ 。当使用通过引导的两个插入路径时,引导将两个不同扫描平面取向的识别报告给平面ID处理器,所述平面ID处理器将令超声系统10交替地扫描不同的平面。两个不同的器械可以用于靶解剖结构的微波消融,例如,在这种情况下,临床医师将想要可视化地将两个消融针引导到靶,使得两个消融针的尖端与要被消融的解剖结构接触。图10图示了超声显示,所述超声显示示出了使用本发明的针引导的有创过程的四个不同图像。在该范例中,使用三个不同的针110 α 、110 β 和110 γ ,并且同时对其进行成像。在针110 α 的插入路径扫描平面的超声图像202中示出了针110 α ,并且将该图像的边界202a着色唯一颜色(例如,蓝色)以区别针110 α 的图像。例如,如在美国专利公开号2004/0002653 (Greppi等人)和在由S.Cheung等人的“Enhancement of Needle Visibility in Ultrasound-guided Percutaneous Procedures”(Ultrasound in Med.&Biol.,vol.30,no.5,2004年,第617-624页)的文章中所描述的,通过分割技术能够执行在超声图像中对针进行识别和着色,所述分割技术从针的周围组织中特定地识别在图像中的针。类似地,在针110 β 和110 γ 的插入路径的各自的2D图像204和206中示出了针110 β 和110 γ ,并且以区别性颜色204a和206a(例如,红色和黄色)来描画。图像201是示出正通过所有三个针接触的靶解剖结构的过程的区域的完全的3D体积图像。在3D图像中,利用针的区别性颜色蓝色、红色或黄色对每个针进行着色,使得临床医师能够容易地将在3D图像中的每个针与其自己的2D插入平面图像相关。以时间交错的方式对每个2D图像平面和完全的3D体积进行扫描,以比3D图像更大的重复率(以及因此实时显示的帧速率)对单个插入平面进行扫描。当所述针在靶解剖结构中的其期望的位置时,单个2D图像能够被冻结在屏幕上,使得将完全的采集时间致力于3D成像,并且在靶解剖结构处的过程能够继续在实况3D中被成像。

[0029] 如由Kudavelly等人在2012年1月18日提交的标题为“ULTRASONIC GUIDANCE OF A NEEDLE PATH DURING BIOPSY”的美国专利申请号61/587784中所描述的,通过其他引导能够辅助本发明的针引导和超声系统的实施方式,以帮助临床医师规划和实施针插入过程,例如,引导临床医师进行针插入以避免硬组织和关键的解剖结构。避免插入路径中的硬组织能够在插入期间帮助阻止针的偏斜和弯曲。该引导辅助能够用于在过程之前规划插入路径或当正将针插入时提供引导。

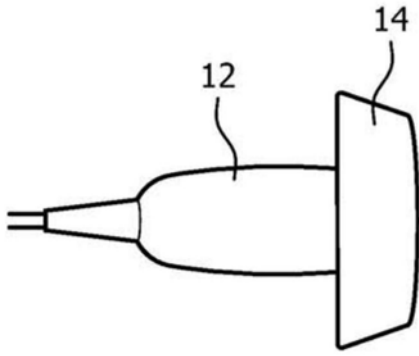


图1

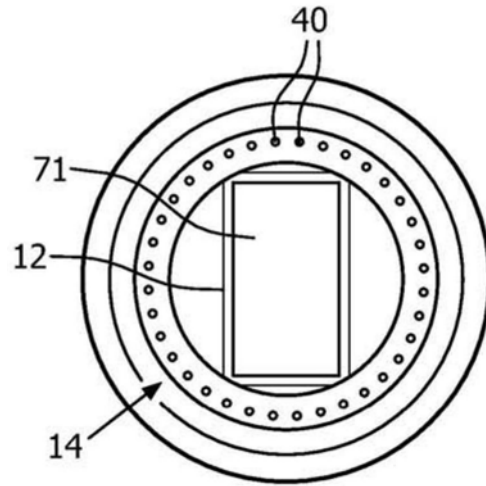


图2

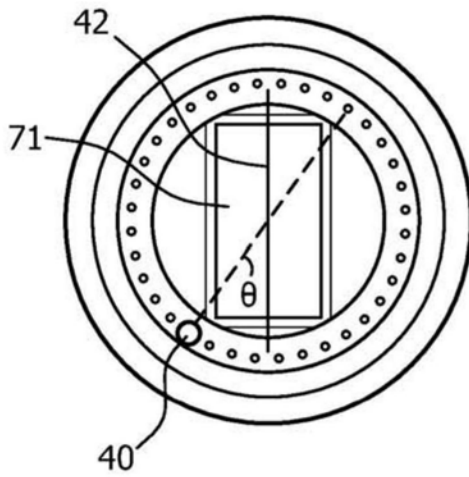


图3

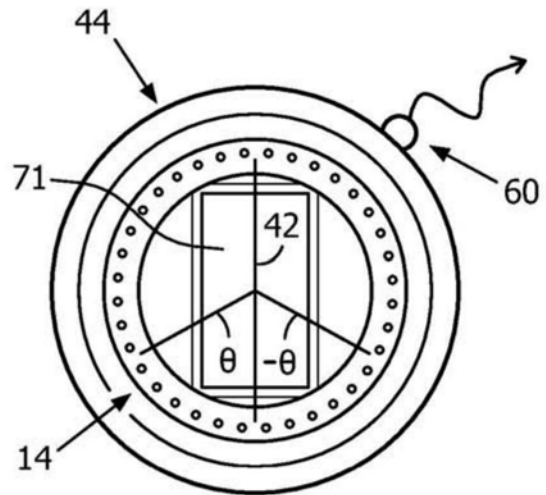


图4

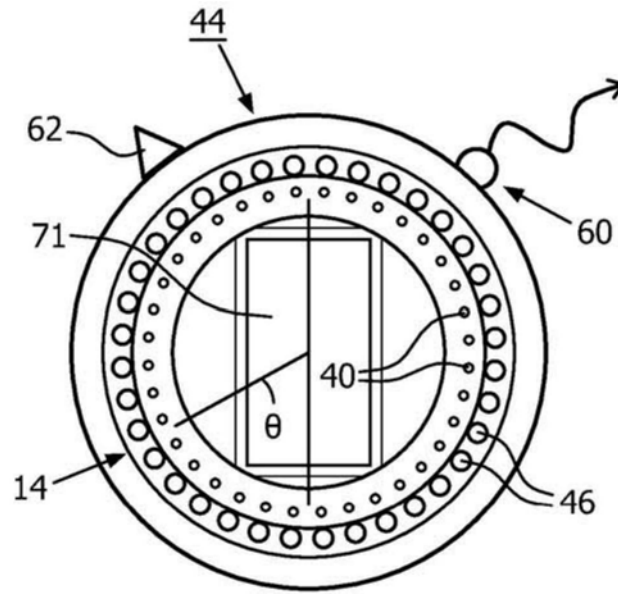


图5a

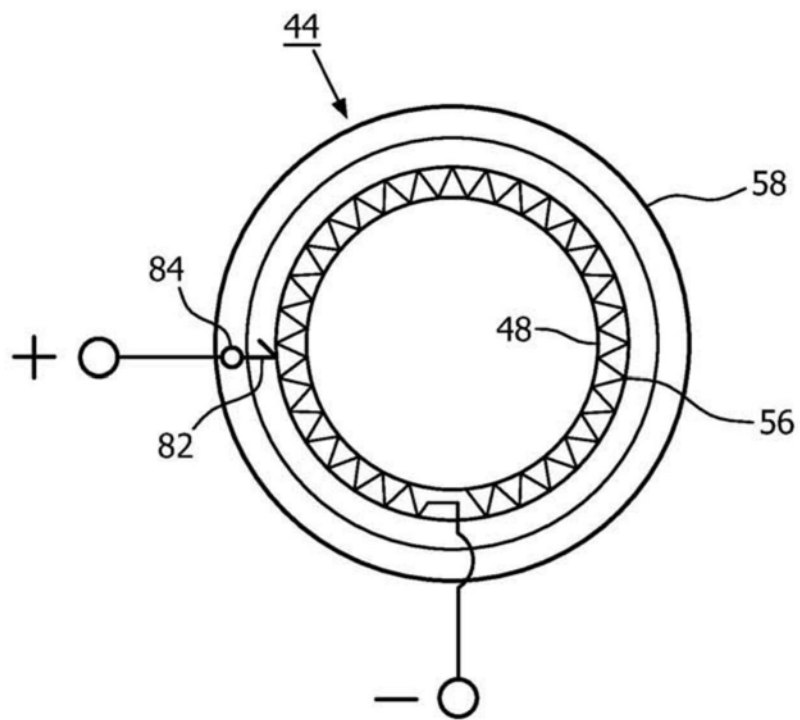


图5b

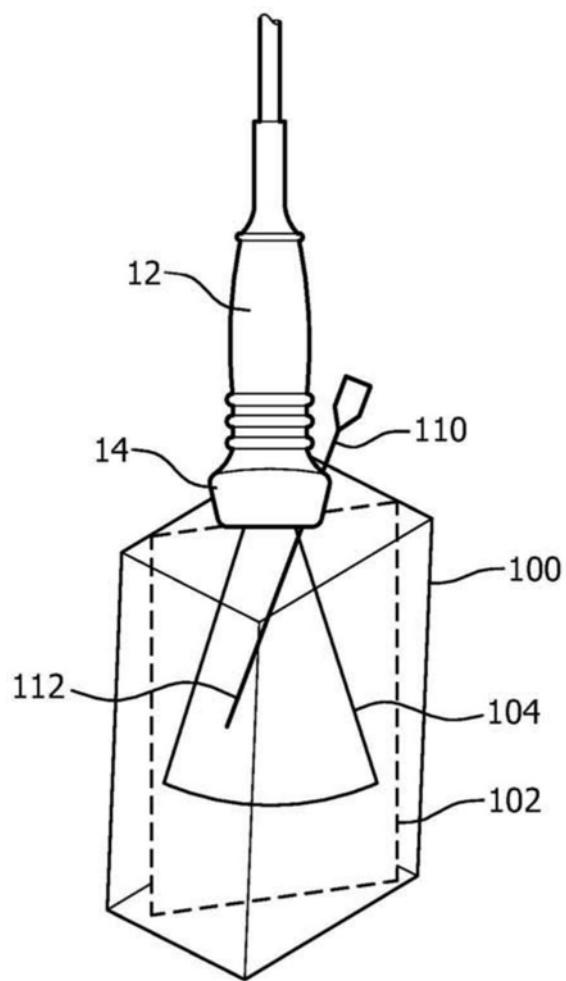


图6

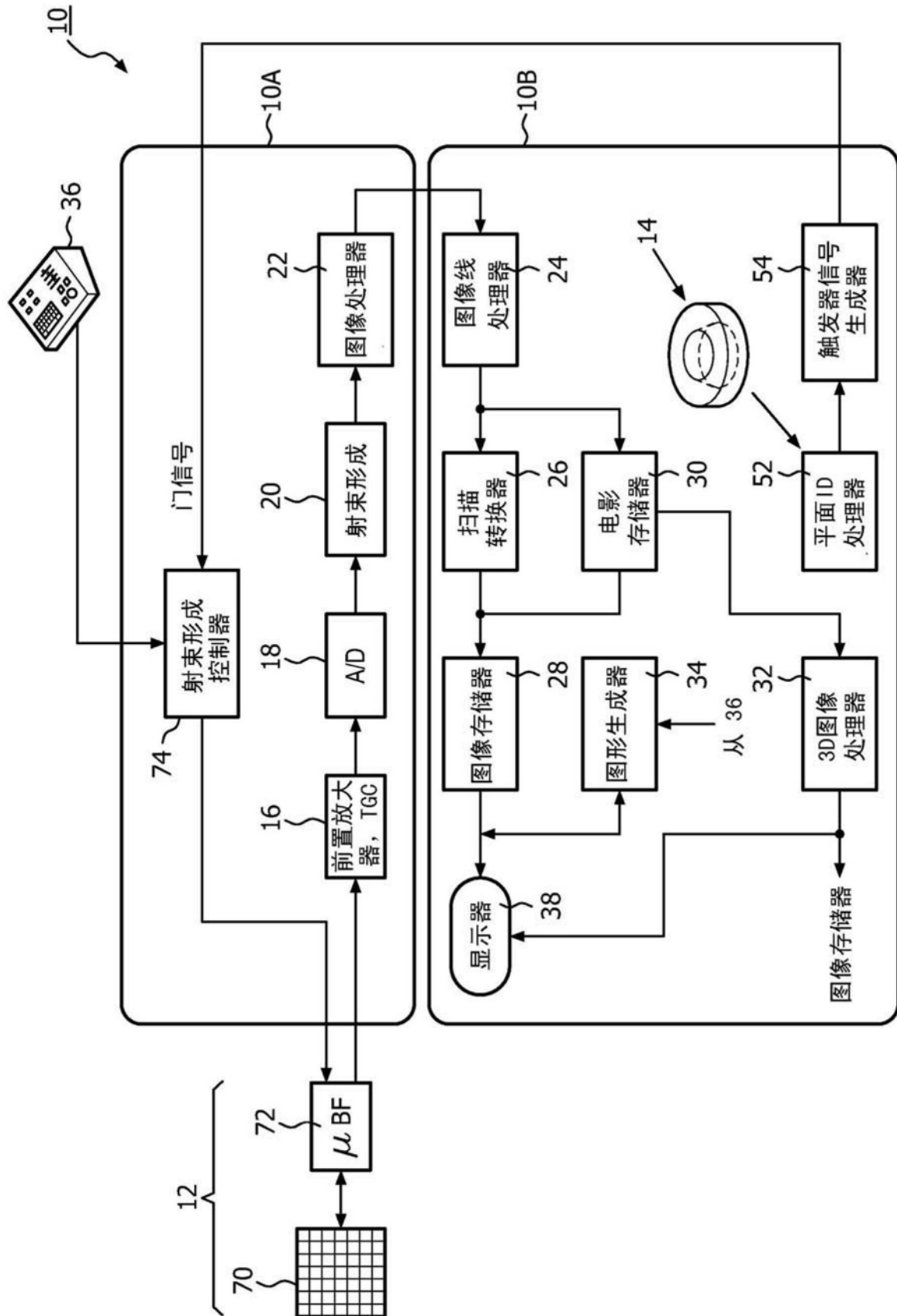


图7

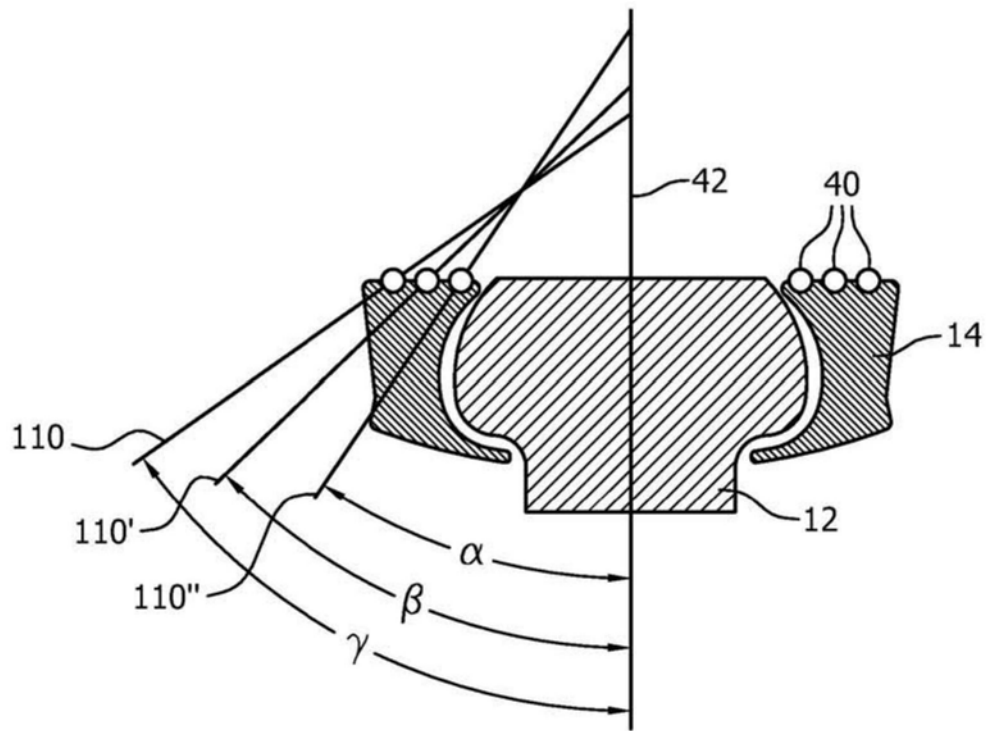


图8

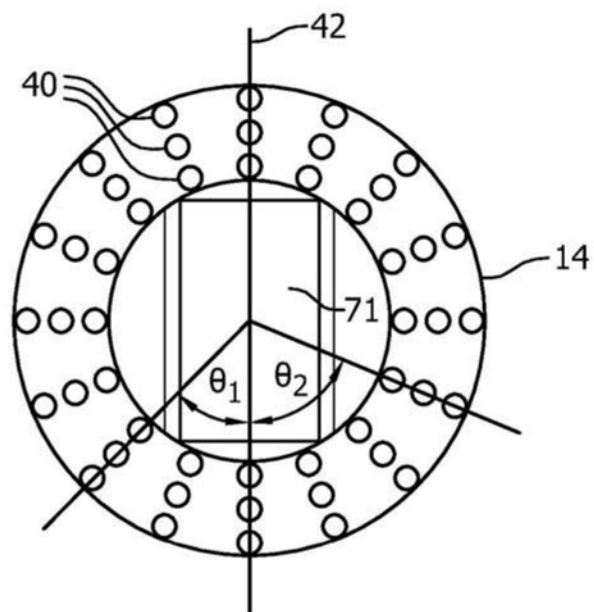


图9

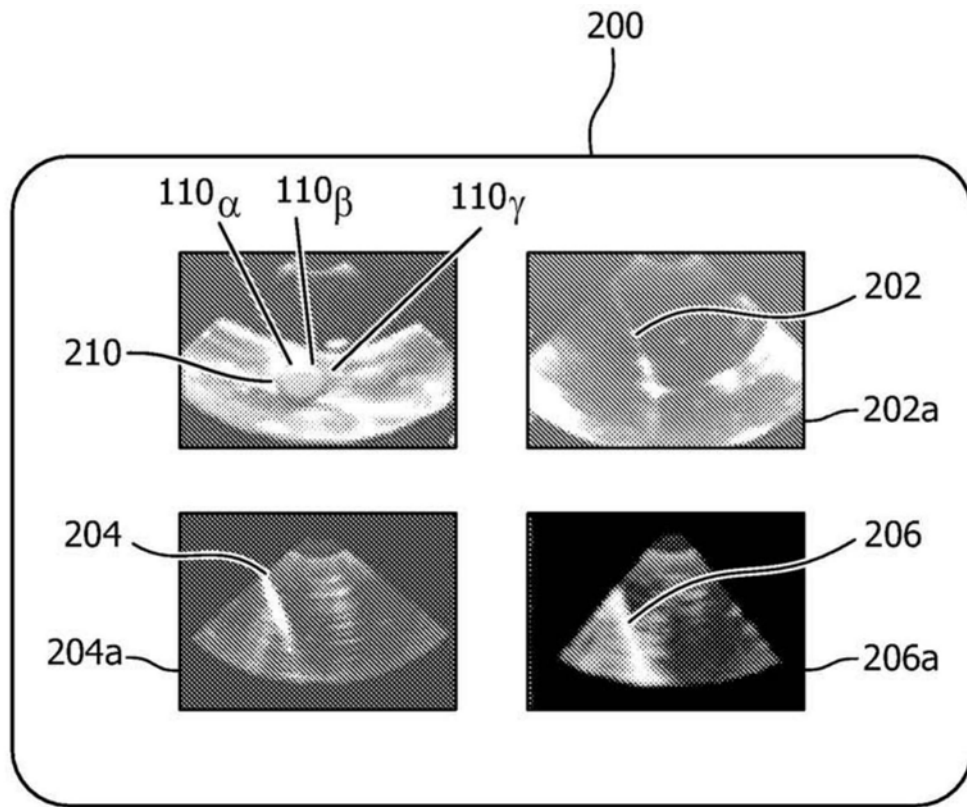


图10

专利名称(译)	多个有创设备的三维超声引导		
公开(公告)号	CN104427944B	公开(公告)日	2017-08-11
申请号	CN201380034170.5	申请日	2013-06-18
[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	V帕塔萨拉蒂 GL安德鲁斯 GC H吴 DA斯坦顿 AL鲁滨逊 J克吕克尔		
发明人	V·帕塔萨拉蒂 G·L·安德鲁斯 G·C·H·吴 D·A·斯坦顿 A·L·鲁滨逊 J·克吕克尔		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00		
代理人(译)	李光颖 王英		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	61/665539 2012-06-28 US		
其他公开文献	CN104427944A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统包括：3D成像探头和针引导，所述针引导被附着到所述探头以用于引导将多个针插入到体积区域中，通过3D成像探头能够扫描所述体积区域。通过识别用于由所述探头扫描的平面，所述针引导对通过所述引导的针的插入做出响应，所述用于由所述探头扫描的平面是插入平面，在插入期间所述针将经过所述插入平面。将插入平面的取向传动到所述探头，以令所述探头扫描所识别的平面，并且当所述针行进通过所述插入平面时产生所述针的图像。

