



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104411251 B

(45)授权公告日 2017.08.25

(21)申请号 201380034284.X

(22)申请日 2013.06.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104411251 A

(43)申请公布日 2015.03.11

(30)优先权数据

61/665,476 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/IB2013/055319 2013.06.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/002066 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 G·L·安德鲁斯 V·帕塔萨拉蒂

G·C-H·吴 D·A·斯坦顿

A·L·鲁滨逊 J·克吕克尔

C·S·霍尔 J·R·杰戈

V·沙姆达莎尼

(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 8/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

审查员 许流芳

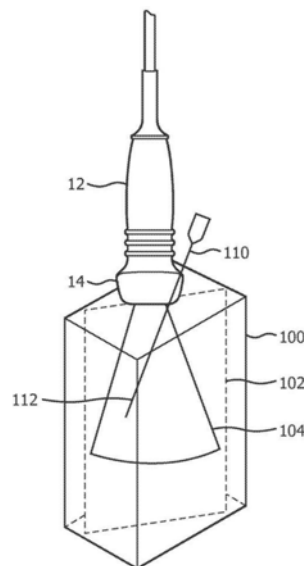
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

三维中超声引导的活检

(57)摘要

一种超声系统包括3D成像探头和附着到所述探头的针引导,所述针引导用于对到能够由所述3D成像探头扫描的体积区域中的针插入的引导。所述针引导通过识别用于由所述探头扫描的平面,响应于针通过所述引导的所述插入,所述平面为所述针在插入期间将穿过的插入平面。所述插入平面的取向被传达到所述探头,以令所述探头扫描识别的平面,并且随着所述针行进通过所述插入平面而产生所述针的图像。



1. 一种在视觉上引导包括针的侵入设备的插入的超声成像系统,包括:
3D超声成像探头,其能够对体积区域的不同平面进行成像;
针引导,其被设计尺寸为以预定的取向附着到所述成像探头,所述针引导具有多个针插入位置,以引导用于通过不同的针插入平面插入到所述体积区域中的针,所述针引导产生识别正被插入到所述体积区域中的针的所述插入平面的平面识别信号;以及
超声系统,其被耦合到所述探头并且响应于所述平面识别信号,并且控制所述3D超声成像探头,以产生所识别的平面的2D图像。
2. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括环型结构,所述环型结构附着到所述3D超声成像探头的远端,并且包含在所述结构周围的多个成角度的孔或槽,针通过所述孔或槽被插入。
3. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括环型结构,所述环型结构附着到所述3D超声成像探头的远端,所述结构具有附着到所述探头的内环和能够围绕所述内环旋转的外滑动环,所述外滑动环具有能够通过所述外滑动环的旋转被选择性地定位在所述内环的周围的孔或槽。
4. 如权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括旋转编码器,所述旋转编码器响应于针在给定的针插入位置处的所述插入,用于产生所述平面识别信号。
5. 如权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述旋转编码器还包括光学编码器。
6. 如权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述光学编码器还包括照射所述孔或槽的光源和与所述孔或所述槽相关联的多个光学探测器,
其中,所述多个光学探测器中的一个光学探测器在对一个孔或槽的所述照射被一个插入的针遮蔽时产生一个平面识别信号。
7. 如权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述旋转编码器还包括电阻编码器。
8. 如权利要求7所述的超声成像系统,其中,所述电阻编码器还包括多个不同的电阻值,所述多个不同的电阻值与被定位在被附着的探头周围的不同的针插入位置相关联。
9. 如权利要求8所述的超声成像系统,其中,所述电阻编码器还包括电位计。
10. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述多个针插入位置以关于法向于所述3D超声成像探头的面的轴的不同倾斜度成角度。
11. 如权利要求10所述的超声成像系统,其中,以不同的倾斜度成角度的多个针插入位置与同一个针插入平面相关联。
12. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括无线通信链路,用于将所述平面识别信号传达到所述超声系统。
13. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述针引导还包括连接到所述超声系统的有线连接,用于将所述平面识别信号传达到所述超声系统并且从所述超声系统接收电功率。
14. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述超声系统响应于所述平面识别信号,用于控制所述3D超声成像探头,以仅扫描所述体积区域的所识别的插入平面。
15. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述超声系统响应于所述平面识别信号,用于控制所述3D超声成像探头,以扫描并产生所述体积区域的厚切片图像,所述厚切片图像包括所识别的插入平面。

三维中超声引导的活检

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体涉及使能够对活检针插入的实时可视化与引导的超声诊断成像系统。

背景技术

[0002] 超声成像一直用于对活检针和其他侵入设备的插入路径进行成像,使得临床医师能视觉观察针朝向并且到要被活检的靶解剖结构的插入。常规地,这是利用二维 (2D) 超声成像和被配备有针引导的2D成像探头来完成的。在美国专利6203499 (Imling等人) 中图示了一种这样的针引导。针引导的目的是保持针与超声探头的2D图像的平面对齐,使得针的插入连续地在由超声探头连续地成像的该平面之内发生。针引导夹持到探头上,使得引导中的孔或缝(通过所述孔或槽插入针)与探头的图像平面固定对齐。这将针插入限制到两个位置——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的视野中。临床医师然后通过引导并且以一倾斜度插入针,所述斜度将引起针的尖端朝向靶解剖结构被插入并且进入靶解剖结构。然后能够通过针的内腔提取靶解剖结构的样本。

[0003] 在针活检中常常遇到的困难是保持针的插入路径恒定地与探头的图像平面对齐。该困难有两个来源。一个来源在于,必须利用一只手握持探头使其固定以将图像平面保持在固定位置,同时利用另一只手操纵并插入针。另一个来源在于,针随着其被插入而能够弯曲和偏斜,并且随着其穿透身体的组织而遇到不同密度和硬度的组织。这能够引起针随着其被插入而从单个平面改变。因此,可期望的将是具有靶解剖结构和针插入路径的较宽的视场,例如由三维 (3D) 超声成像所提供的。进一步可期望的将是使能够从多个位置而不是仅从探头的端部插入针。

[0004] 三维超声成像将提供针插入的较宽的视场。然而,许多临床医师不喜欢3D超声成像中的杂乱以及对深度常常是模糊的感知。他们偏好清楚并且容易理解的二维图像。适应该期望的一种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方的包括靶解剖结构的三维体积,然后选择体积中的一个平面来将其重建为2D图像。这使临床医师能够握持3D探头使其固定,并且调节MPR平面位置以适应改变的针插入平面。遗憾的是,这在实践中是个三手流程:一只手握持探头,一只手插入针,并且第三只手调节MPR平面的位置。可期望的是改进该流程,使得将在3D体积中连续地成像针,在这种情况下,一只手握持探头并且另一只手插入针。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,一种诊断超声系统具有带有针引导的3D成像探头,所述针引导自动地将被显示的超声图像的平面与针插入的平面对齐。被附着到所述成像探头的针引导产生一信号,所述信号识别针插入的所述平面在能够由所述探头扫描的体积区域中的位置。所述超声系统优选地通过双平面成像(通过所述双平面成像,仅扫描所识别的一个或多个平面)来产生所识别的平面的图像。在一个实施例中,能够识别多个针的插入平面,这便

于本发明的超声系统针对诸如使用多个针的射频消融的流程的使用。在另一实施例中,能够识别并且可视化不同程度地倾斜的针的插入平面。

附图说明

[0006] 在附图中:

[0007] 图1图示了通过探头把手握持的3D超声探头,在这种情况下,本发明的针引导被附着到探头的远端。

[0008] 图2为图1的3D探头的面的视图,在这种情况下,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示出了被附着到探头的端部的针引导,在这种情况下,探头具有环绕的针位置编码器和无线通信器。

[0011] 图5a图示了本发明的采用光学针位置编码器的针引导。

[0012] 图5b图示了本发明的采用电阻式针位置编码器的针引导。

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

[0014] 图7以框图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图示了本发明的具有用于针插入的多个倾斜角度的针引导。

[0016] 图10图示了对用于微波消融流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3D超声成像探头12,所述3D超声成像探头在其近(缆线)端处被握持,本发明的针引导14被附着到探头的远(声学窗口)端。针引导通过与诸如其探头取向标记的探头的区别性特征对齐来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一侧上的特征,临床医师使用所述探头取向标记以将探头在对象上的取向与解剖结构在超声图像中的取向联系起来。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,所述投影与针引导的内周中的接合槽口对齐,从而保证能够仅以一种已知的取向将针引导附着到探头。当被恰当地附着时,针引导的面与探头的透镜71的面对齐,如图2中的两个部件的面的平面视图所示。所图示的针引导为环型结构,具有被定位在引导周围的多个成角度的孔40。孔略大于引导想要与之一起使用的针的大小,足够小以约束针的插入路径,但又足够大以允许临床医师随着针被插入而移动和引导所述针。在所图示的针引导中,有三十六个均匀间隔的孔40,围绕环型引导的周长每 10° 一个。孔成角度使得被插入的针的路径被导向在透镜71之下,并且行进到探头的孔径中。在所图示的实施例中,孔以关于法向于探头透镜的面的轴为 20° 成角度。探头12为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,能够通过电子射束操控来扫描透镜前方的锥形或梯形体积。也能够使用机械扫描3D探头。随着通过针引导将针引导到对象中,将针的插入路径引导到能够由3D探头12成像的体积区域中。图3图示了法向于透镜71的面并且正交于2D阵列探头的端部来投影的参考平面42。该图图示出了孔40(出于图示的目的而被放大),能够通过所述孔40插入针并

且沿着探头的成像平面中的插入路径送进针,所述成像平面关于参考平面42成 θ 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识别在引导周围的孔(针通过所述孔被插入)的位置。当通过在图4中的引导14的八点钟位置处的孔插入针时,编码器识别在关于参考平面42为 θ 的位置处的扫描平面,能够在所述扫描平面中对针插入路径进行成像。例如,如果通过在四点钟位置处的孔插入针,则编码器将识别在为 $-\theta$ 位置处的扫描平面,能够在所述扫描平面中对插入路径进行成像。通过有线连接或无线连接(例如蓝牙通信链路60),将所识别的扫描平面传达到操作探头的超声系统。用于编码器的功率能够由有线连接或蓄电池62来提供。

[0019] 能够以多种方式构建编码器。一种方式是使用光学编码,如图5a中所示。在该实施例中,有多个光发射器,例如LED 46,所述多个光发射器将光跨过孔40导向到在孔的另一侧上的光探测器。当通过具体的孔插入针时,针将阻挡来自针对该孔的探测器的光,并且探测器信号然后将该具体的孔及其对应的扫描平面识别为针正通过其被插入的一个。超声探头和超声系统将然后对所识别的扫描平面和正在该平面中被插入的针进行成像。如图5a中所示的,当通过在针引导的八点钟位置处的孔40插入针时,光学探测器信号将扫描平面 θ 识别为针插入路径的扫描平面。

[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具有带有一个或多个孔或槽84的外滑动环,能够通过所述孔或槽84插入针。外滑动环58能够围绕内环56旋转,所述内环56具有在环周围的电阻路径48。外滑动环具有与滑动环58的孔或槽74的位置为已知关系的滑动接触82,所述滑动接触为与电阻路径48的电接触。滑动接触和电阻路径从而作为电位计操作,使得对被电连接到滑动接触82和电阻路径的端部的“+”与“-”端子之间的电测量将识别孔或槽在环型结构周围的位置。将该位置信息报告给超声系统,以识别要被探头和超声系统扫描的针插入路径的平面。能够通过将额外的串联电阻与相应的端子连接来单独地识别多个孔或槽,使得针对一个孔所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为对3D成像探头12、可以被探头扫描的体积100以及探头的图像场104被定位于其中的选定的扫描平面102之间的关系的图示。当通过针引导14中的孔或槽插入针110时,针被约束到进入探头的声学窗口下方的视图中的路径。由于探头为3D成像探头,因此所述探头能够扫描体积100中的众多平面取向。针引导14的旋转编码器识别具体的孔(通过所述孔插入针),所述孔对应于能够由3D成像探头成像的具体的扫描平面取向102。探头12然后对所识别的扫描平面取向进行成像,如由平面102中的扇形扫描区104所图示的。临床医师然后能够随着沿着扇形扫描区104中的插入路径插入针110而跟随针110前进,直到针的尖端112进入靶解剖结构。

[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由两个子系统构成——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和微型射束形成器72。所述微型射束形成器包含电路,所述电路控制被应用到阵列换能器70的元件的组(“片”)的信号,并且进行一些对由每组元件接收的回波信号的处理。探头中的微型射束形成有利地减少了探头与超声系统之间的缆线中的导体的数目,并且在美国专利5997479 (Savord等人) 和美国专利6436048 (Pseque) 中得到描述,并且提供对在发射和接收时的射束的电子操控,以用于高帧

率实时(实况) 2D或3D成像。

[0023] 探头12被耦合到超声系统的采集子系统10A。所述采集子系统包括射束形成控制器74,所述射束形成控制器74响应于用户控制36和针对本发明的门信号——所述用户控制和所述门信号提供对微型射束形成器72的控制信号,关于发射和接收射束的时间安排、频率、方向以及聚焦要被那些射束扫描的一个或多个平面来指挥探头。通过射束形成器对模数(A/D)转换器18和射束形成器20的控制,射束形成器也控制由采集子系统接收的回波信号的系统波束形成。从探头接收的部分射束形成的回波信号被采集子系统的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路16放大,然后被A/D转换器18数字化。所数字化的回波信号然后被主系统射束形成器20形成为完全操控和聚焦的波束。然后由图像处理器22处理回波信号,所述图像处理器22执行数字滤波、B模式探测和M模式探测以及多普勒处理,并且也能够执行其他信号处理,例如谐波分离、散斑减少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,所述显示子系统处理回波信号以用于以期望的图像格式来显示。由图像线处理器24处理回波信号,所述图像线处理器24能够对回波信号进行采样,将射束的段拼接成完整的线信号,并且对线信号进行平均以用于信噪比改善或流持续性(flow persistence)。由扫描转换器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执行如本领域已知的R- θ 转换。扫描转换器因此能够格式化直线的或扇形的图像格式。然后将图像储存在图像存储器28中,能够从所述图像存储器将图像显示在显示器38上。也将存储器中的图像与要与图像一起显示的图形相叠加,所述图形是由图形生成器34生成的,所述图形生成器响应于用户控制36,使得产生的图新与显示器的图像相关联。能够在图像循环或序列的捕获期间将个体图像或图像序列储存在电影存储器30中。

[0025] 针对实时体积成像,显示子系统10B也包括3D图像绘制处理器32,所述3D图像绘制处理器从图像线处理器24接收图像线,以用于对实时三维图像的绘制。3D图像能够在显示器38上被显示为实况(实时) 3D图像,或者被耦合到图像存储器28来用于对3D数据集的储存,以用于以后的复查和诊断。

[0026] 根据本发明,将由针引导14产生的扫描平面识别信号耦合到平面ID处理器52,所述扫描平面识别信号识别通过针引导插入的针将通过其中并且能够被成像的扫描平面。将由平面ID处理器产生的平面识别信号耦合到产生门信号的触发信号生成器54,所述门信号命令射束形成器控制器74以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。射束形成器控制器74控制微型射束形成器72,以扫描所期望的扫描平面,并且从所期望的平面的扫描产生回波信号,由微型射束形成器部分射束形成所述回波信号,并且将所述回波信号耦合到系统射束形成器20,以用于完成在所期望的平面中对扫描线的射束形成。由图像线处理器24处理平面的扫描线,并且将所述扫描线扫描转换成所识别的平面的二维图像,在显示器38上显示所述二维图像。能够将所识别的扫描平面成像为在探头和系统的海拔分辨率之内的单个薄平面,但是也能够将所识别的扫描平面成像为平面厚度大于单个薄平面的厚度的厚切片图像,如在美国专利申请号US2010/0168580A1(Thiele等人)中描述的。厚切片成像的使用使能够在图像中连续地可视化针,即使针的插入路径从优选的直线变化,只要路径保持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,能够通过所述另一针引导以不同的倾斜角

度 α 、 β 以及 γ 插入针110。图8的横截面视图示出了通过针引导的不同的孔40插入的三个针110、110'以及110",所述孔40沿着分别以角度 γ 、 β 以及 α 倾斜的插入路径引导针。在引导周围的具体旋转位置处的每个三个孔的集都将沿着在相同的扫描平面中的插入路径导向针,在与中心参考平面42有关的图9中示出了所述扫描平面中的两个 θ_1 和 θ_2 。图8和图9的针引导14使临床医师能够以在探头下方的不同深度进入靶解剖结构,同时识别每个插入路径的扫描平面。

[0028] 在给定的侵入流程中,可以期望同时利用若干个侵入器械进入身体中的解剖结构。如图4和图9所图示的,能够同时在不同的识别的扫描平面(例如, θ_1 和 θ_2 或者 $+\theta$ 和 $-\theta$)中插入多个针。当使用通过引导的两个插入路径时,引导将把对两个不同的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。可以针对对靶解剖结构的微波消融使用两个不同的器械,例如,在这种情况下临床医师将想要视觉引导两个消融针到靶,使得它们的尖端与要被消融的解剖结构接触。图10图示了超声显示器,所述超声显示器示出了使用本发明的针引导的侵入程序的四个不同的图像。在该范例中,同时使用三个不同的针110 α 、110 β 以及110 γ 并对其进行成像。在针110 α 的插入路径扫描平面的超声图像202中示出针110 α ,并且将该图像的边缘着色为独特的颜色,例如蓝色,以区分针110 α 的图像。能够通过分割技术来执行在超声图像中识别并着色针,所述分割技术在图像中从针的周围组织特异性地识别针,如在美国专利公开号2004/0002653 (Greppi等人)和例如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617-24页)的文章中所描述的。类似地,在针110 β 和110 γ 的插入路径的相应的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)描画针110 β 和110 γ 的轮廓。图像201为流程的区域的完全的3D体积图像,所述图像201示出了正被全部三个针进入的靶解剖结构。在3D图像中,将每个针着色为其区别性的颜色,蓝色、红色或黄色,使得临床医师能够容易地将3D图像中的每个针与其自己的2D插入平面图像联系起来。以时间交错的方式扫描每个2D图像平面和完全的3D体积,在这种情况下,以比3D图像更大的重复率(以及因此显示器的实时帧速率)扫描个体插入平面。一旦针处于其在靶解剖结构中的期望位置,则能够将个体2D图像冻结在屏幕上,使得将完全的采集时间贡献于3D成像,并且能够继续以实况3D对在靶解剖结构处的流程进行成像。

[0029] 能够通过其他引导来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流程,例如在针插入中引导临床医师,以避免硬组织和关键解剖结构,如在2012年1月18日递交的标题为“ULTRASONIC GUIDANCE OF A NEEDLE PATH DURING BIOPSY”(Kudavelly等人)的美国专利申请号61/587784中所描述的。在插入路径中对硬组织的避开能够帮助防止针在插入期间的偏斜和弯曲。该引导辅助能够用于在流程之前规划插入路径,或者用于随着针正被插入而提供引导。

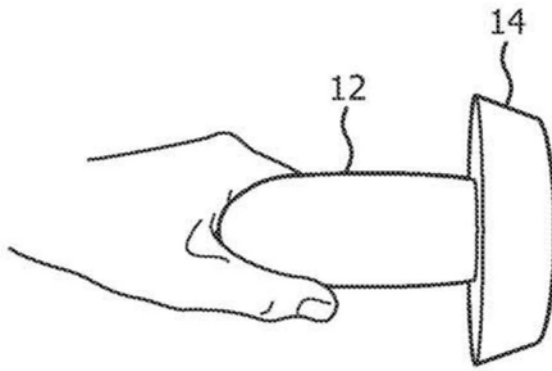


图1

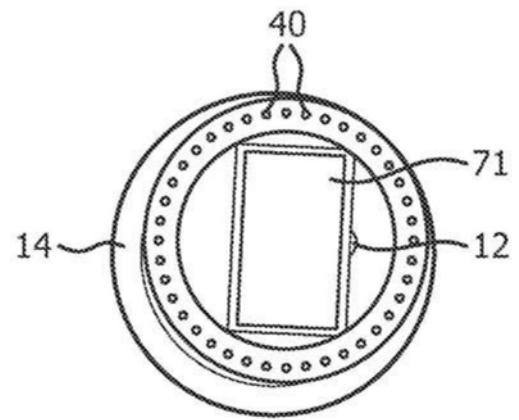


图2

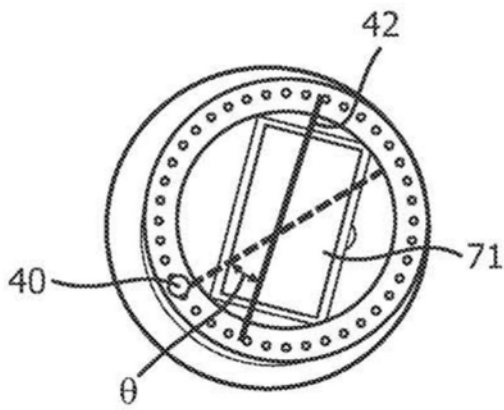


图3

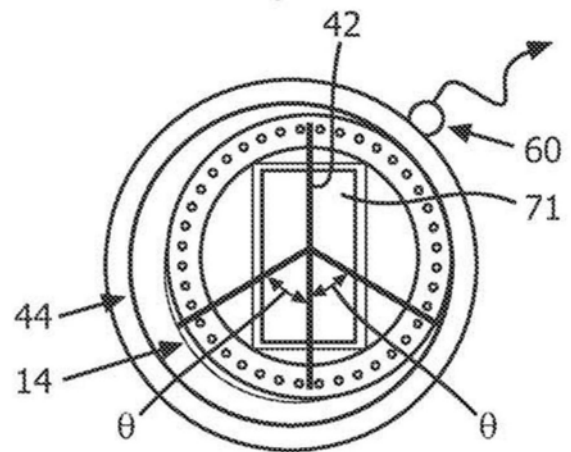


图4

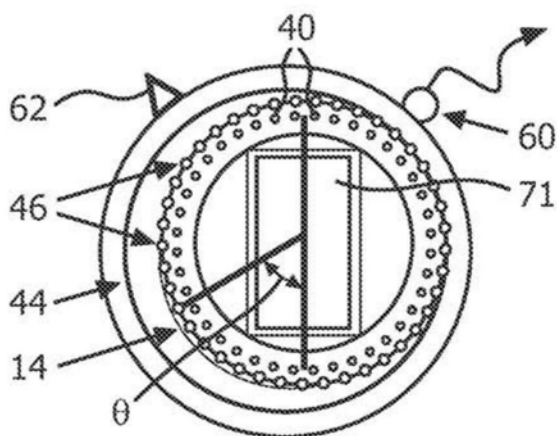


图5a

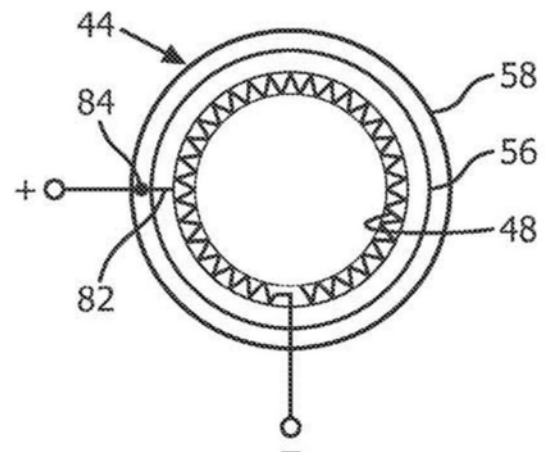


图5b

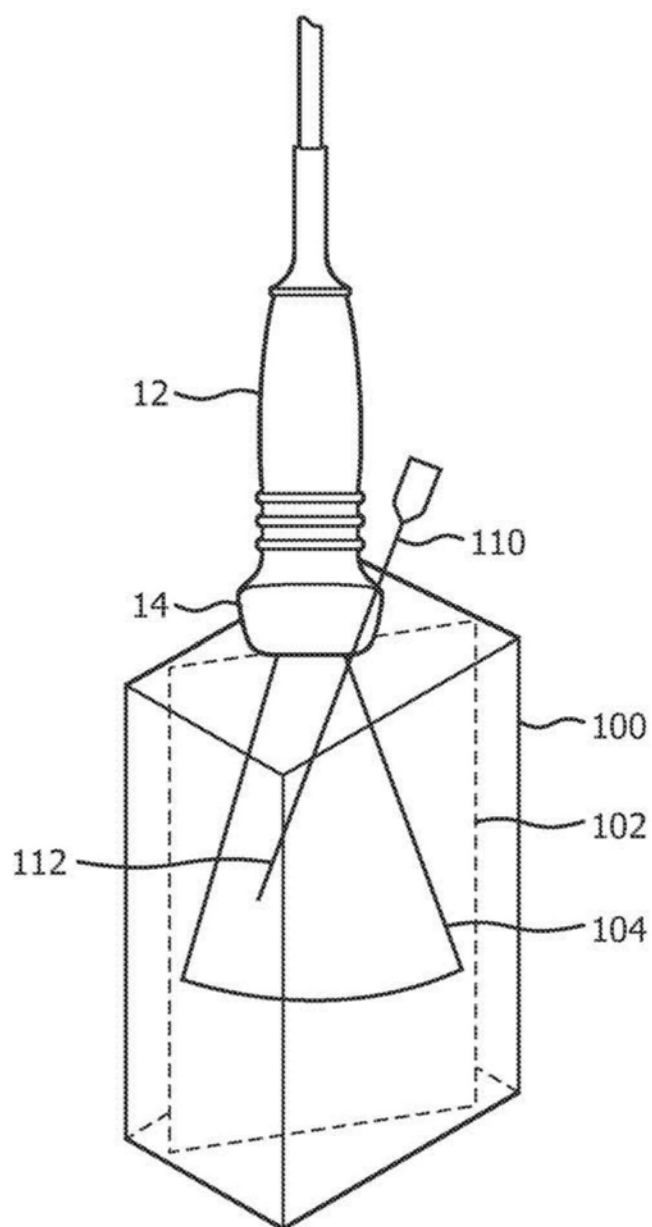


图6

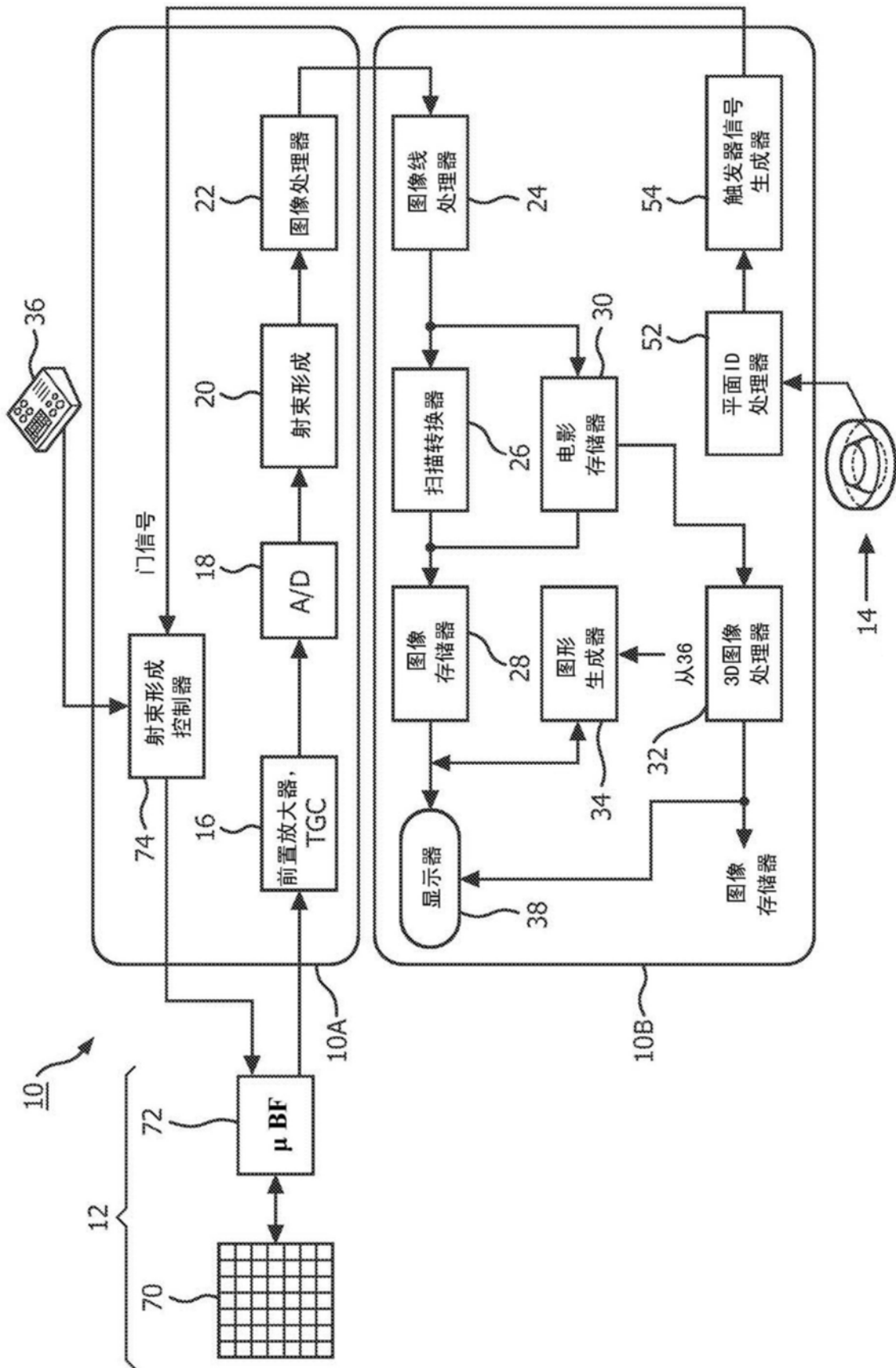


图7

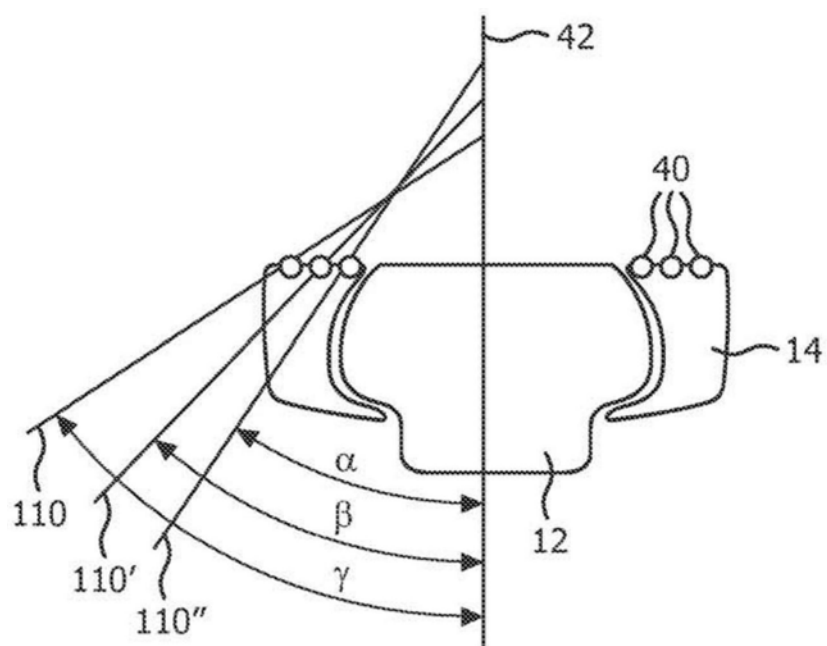


图8

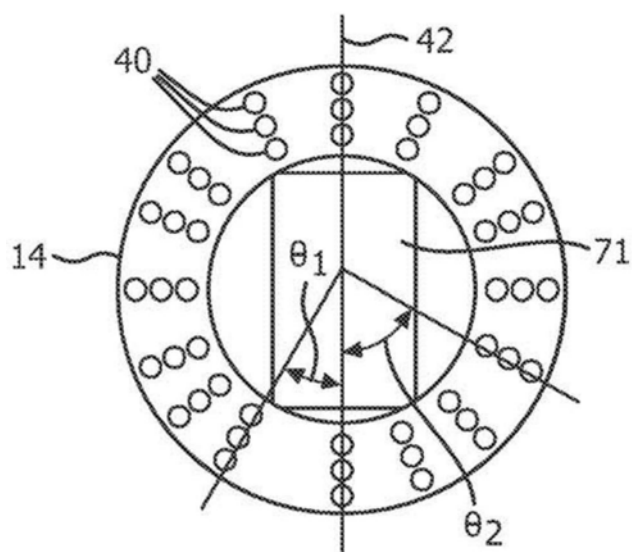


图9

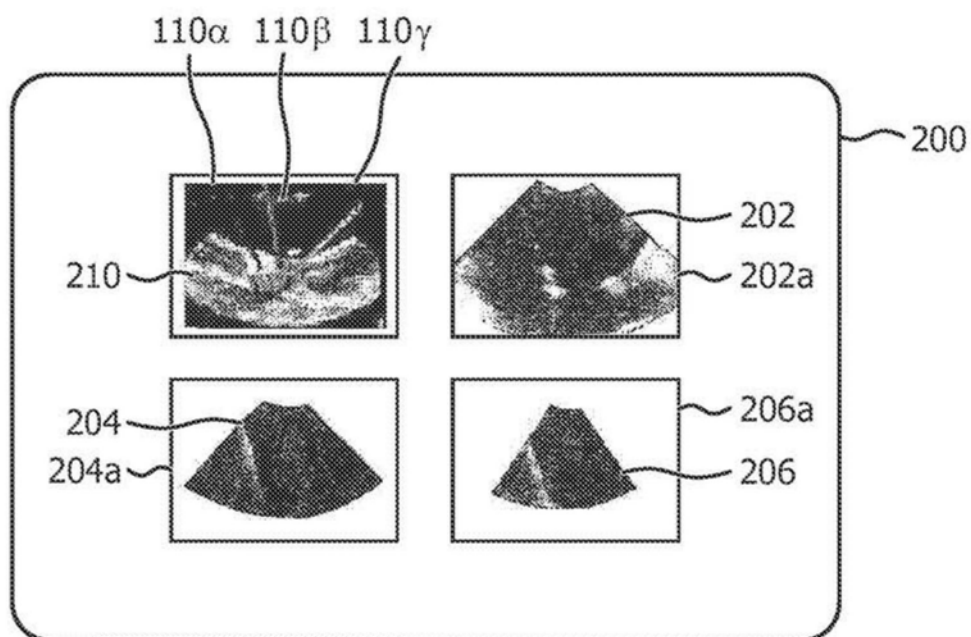


图10

专利名称(译)	三维中超声引导的活检		
公开(公告)号	CN104411251B	公开(公告)日	2017-08-25
申请号	CN201380034284.X	申请日	2013-06-28
[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	GL安德鲁斯 V帕塔萨拉蒂 GC H吴 DA斯坦顿 AL鲁滨逊 J克吕克尔 CS霍尔 JR杰戈 V沙姆达莎尼		
发明人	G·L·安德鲁斯 V·帕塔萨拉蒂 G·C·H·吴 D·A·斯坦顿 A·L·鲁滨逊 J·克吕克尔 C·S·霍尔 J·R·杰戈 V·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4444 A61B8/4455 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 A61B8/56 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2090/0807		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/665476 2012-06-28 US		
其他公开文献	CN104411251A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统包括3D成像探头和附着到所述探头的针引导，所述针引导用于对到能够由所述3D成像探头扫描的体积区域中的针插入的引导。所述针引导通过识别用于由所述探头扫描的平面，响应于针通过所述引导的所述插入，所述平面为所述针在插入期间将穿过的插入平面。所述插入平面的取向被传达到所述探头，以令所述探头扫描识别的平面，并且随着所述针行进通过所述插入平面而产生所述针的图像。

