



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104053403 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 17

(21) 申请号 201380005802. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 01. 17

A61B 8/08 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/00 (2006. 01)

61/587, 784 2012. 01. 18 US

A61B 19/00 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/050417 2013. 01. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/108198 EN 2013. 07. 25

(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·库达维利 R·S·班达卢

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

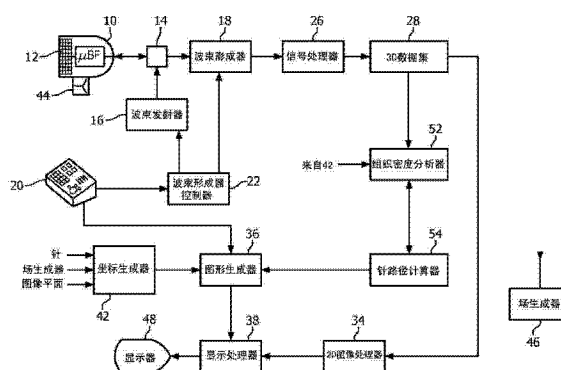
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

活检期间针路径的超声引导

(57) 摘要

描述了一种超声成像系统，其在视觉上辅助活检针插入。所述系统产生沿针插入的一个或多个路径的像素的像素值。组织密度分析器响应于所述像素值，以估计沿针插入的路径的组织密度。针路径计算器响应于所述组织密度分析器，并建议通过被成像组织的一个或多个有利路径，以用于所述活检针的插入。所述系统可以结合三维导航系统使用，所述三维导航系统在 3D 空间中空间定位所述针和超声图像平面。



1. 一种在视觉上引导诸如针的有创设备的插入的超声成像系统,包括:
超声探头,其具有阵列换能器,以对包含目标组织的组织区域进行成像,并产生接收的信号;
超声系统,其处理由所述超声探头接收的信号,以产生一组空间识别的像素,所述像素具有与所接收的信号成比例的像素值;
响应于所述像素值的图像处理器,其产生超声图像;
显示器,其显示所述超声图像;
响应于所述像素值的组织密度分析器,其产生对沿有创设备插入的路径的组织密度的估计,
其中,对组织密度的所述估计被显示在所述显示器上。
2. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,还包括响应于所述组织密度分析器的针路径计算器,所述针路径计算器计算有创设备插入的路径,
其中,所计算的有创设备插入的路径与所述超声图像空间配准地被显示。
3. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,对组织密度的所述估计被显示为沿有创设备插入的路径的相对组织密度的曲线。
4. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,对组织密度的所述估计以数值方式被显示。
5. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,还包括空间导航系统,所述空间导航系统识别针相对于所述目标组织的位置和取向,
其中,所述导航系统能用于识别针插入相对于所述针的所述位置和所述取向的投影路径,
其中,针插入的所述投影路径与所述超声图像空间配准地被显示。
6. 如权利要求 5 所述的超声成像系统,其中,所述组织密度分析器能用于使用与所述投影路径配准的所述像素值来产生对沿针插入的所述投影路径的组织密度的估计。
7. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述超声图像还包括 2D 超声图像;并且
其中,所述组织密度分析器使用所述 2D 超声图像的所述像素值来产生对组织密度的估计。
8. 如权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述阵列换能器还包括由所述探头使用的 2D 阵列换能器,以扫描组织的体积区域;
其中,所述体积区域包括所述 2D 超声图像的平面;并且
其中,所述组织密度分析器使用表示三维区域的像素的集合来产生对组织密度的估计。
9. 如权利要求 8 所述的超声成像系统,其中,所述集合的所述像素中的一些与所述 2D 超声图像的所述平面一致。
10. 如权利要求 8 所述的超声成像系统,其中,所述组织密度分析器产生沿针插入的路径的组织密度估计的序列,
其中,每个估计均是从像素的二维阵列产生的,所述二维阵列在维度的每个中均具有至少两个像素。
11. 如权利要求 2 所述的超声成像系统,其中,所述组织密度分析器能用于产生沿针插

入的多个可能路径的对组织密度的估计，

其中，所述针路径计算器还能用于计算针插入的多个建议路径，

其中，所述建议路径中的一个与所述超声图像空间配准地被显示。

12. 如权利要求 11 所述的超声成像系统，其中，多个建议路径与所述超声图像空间配准地被显示。

13. 如权利要求 1 所述的超声成像系统，还包括图形生成器，所述图形生成器产生用于与所述超声图像重叠显示的图形，

其中，所述图形生成器产生指示针插入的路径的图形。

14. 如权利要求 13 所述的超声成像系统，还包括用户控制，所述用户控制被启动以在所述超声图像中指示目标组织的位置，

其中，所述图形生成器响应于所述用户控制，以产生与所述超声图像配准的目标组织图形。

15. 如权利要求 13 所述的超声成像系统，还包括响应于所述组织密度分析器的针路径计算器，所述针路径计算器计算针插入的路径，

其中，所述图形生成器响应于所述针路径计算器，以产生表示针插入的建议路径的图形。

活检期间针路径的超声引导

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断成像系统,并且尤其涉及诊断超声系统,其在活检或其他有创流程期间提供针的视觉引导。

背景技术

[0002] 活检是涉及用于检查的细胞或组织的去除的医学流程。该流程包括组织从活体对象的医学去除,以确定疾病的存在或程度。被切除的组织一般由病理医师在显微镜下进行检查,并且也能够针对疾病状态以化学方式被分析。当整个肿块或可疑区域被去除时,该流程被称作切除活检。当仅去除组织的样本,而保留组织的细胞的组织学架构时,该流程被称作切口活检或芯活检。当利用针以这样的方式去除组织或流体的样本使得细胞被切除而不保留组织细胞的组织学架构时,该流程被称作针吸活检。

[0003] 为了有效地将针直接插入到目标组织,优选是在诸如超声成像的诊断成像的辅助下执行该流程。临床医师能够在图像中定位目标组织,然后按照图像平面插入针。临床医师然后能够随着针被插入而观察针,并自信地引导针直到针尖端进入目标组织。然后能够通过针吸取或切除目标组织的样本。为了更加容易且精确,该流程也能够使用手术导航系统,例如 Philips PercuNav 引导系统。PercuNav 系统在流程的部位周围并通过流程的部位传播调制的磁场。传感器被定位在针和超声成像探头上,使得该系统能够在三维空间中定位患者、手术部位、针和超声图像平面的位置和取向。PercuNav 系统然后能够辅助针和针尖端在超声图像中的更精确显示以及其相对于图像平面的位置和取向的更精确显示。临床医师能够在超声图像上指示目标组织,并且 PercuNav 系统将以图形方式在显示器上指示针要遵循以达到目标组织的路径。

[0004] 然而,由于超声图像平面和活检针在整个流程中必须保持共面,以显示实际针尖端位置,因此肿瘤瞄准中的困难仍然存在。而且,Philips PercuNav 系统不会建议提供最小插入阻力并避开附近敏感器官的的有利插入路径。在许多情况中,针将随着其在插入期间遇到坚硬或致密组织,而偏折并弯曲。结果,由于通常难以解读针通路,而妨碍活检流程效率,尤其针对可能要求多次重新插入的大深度的针插入。所有前面提及的困难导致活检针的多次重新插入的额外时间,从而增加了患者的不适和病状。因此,合乎期望的是成像系统预测针插入的最有利路径,从而减少技术变化性和对患者的不必要的伤害。这将得到针对活检流程的较短学习曲线,减少流程时间,避免多次活检针插入,并实现一致可重复的活检流程,由此减少患者的不适并改善结果。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,提供一种超声成像系统,以引导针插入流程。超声探头对所述流程的目标组织,以及所述针被插入通过其以进入所述目标组织的组织进行成像。随着插入开始,采集并分析沿投影插入路径的像素的超声回波信息,以确定沿投影路径的组织密度的局部变化。如果分析显示沿预期路径将遇到致密组织的区域,则采集并分析沿其他可

能路径的密度,并呈现可选的插入路径以供临床医师考虑。临床医师然后能够选择对于流程最有效并且对于患者最舒适的插入路径。

附图说明

- [0006] 图 1 以框图形式图示根据本发明的原理构建的用于针引导的超声成像系统。
- [0007] 图 2 图示沿活检针的投影插入路径的一系列像素。
- [0008] 图 3 图示超声探头对身体中的目标组织以及通过其进入目标的组织进行成像。
- [0009] 图 4 图示对用于活检流程的针和插入的投影路径的定位。
- [0010] 图 5 图示图 4 的成像状态,其具有沿插入的投影路径的组织密度的指示。
- [0011] 图 6 图示图 4 的成像状态,其具有在针插入的投影路径中的致密解剖结构。
- [0012] 图 7 图示图 6 的成像状态,其具有建议的可选插入路径。

具体实施方式

[0013] 首先参考图 1,以框图形式示出用于辅助针引导的超声成像系统。超声探头 10 包含阵列换能器 12,以对在换能器前方的区域进行扫描并成像。所述换能器阵列能够为一维 (1D) 阵列,以扫描在探头前方的平面,但优选地所述换能器为二维 (2D) 阵列换能器 12,其在体积区域上发射电子操纵和聚焦的束,并响应于每个发射的束接收单个或多个接收束。利用 2D 阵列 12,所述探头能够扫描图像平面和在所述图像平面的任一立面侧上的组织。所述阵列中毗邻的换能器元件的组(被称作“片”或“子阵列”)由探头 12 中的微波束形成器(μ BF)整体操作,所述微波束形成器执行对接收的回波信号的部分波束形成,并由此减少所述探头与主机超声系统之间的线缆中导体的数目。在美国专利 6419633 (Robinson 等人) 和美国专利 6368281 (Solomon 等人) 中描述了合适的二维阵列。在美国专利 5997479 (Savord 等人) 和 6013032 (Savord) 中描述了微波束形成器。所述阵列发射束特性由波束发射器 16 控制,波束发射器 16 令所述阵列的变迹孔径元件在期望方向上将期望宽度的聚焦束发射通过身体的体积区域。借助于发射/接收开关 14,将发射脉冲从波束发射器 16 耦合到所述阵列的元件。由阵列元件接收并由微波束形成器响应于发射波束部分波束形成的回波信号被耦合到系统波束形成器 18,在这里响应于发射波束对部分波束形成的回波信号进行处理,以形成完全波束形成的单个或多个接收束。在前文提及的 Savord 的 '032 专利中描述了用于此目的的合适的波束形成器。

[0014] 由波束形成器 18 形成的接收束被耦合到信号处理器 12,信号处理器 12 执行诸如滤波和正交解调的功能。沿所述接收束的回波信号被检测并被处理成沿每个束的一连串像素,所述像素被储存为 3D 数据集 28。B 模式超声图像一般是由在灰度值范围内的像素形成的,灰度值与接收的回波信号的强度成比例。血液和非常软的组织将返回相对弱的回波信号,这产生相对低的灰度值,其在 B 模式超声图像中被呈现为较暗的阴影。血管中的血液将被再现为暗的,几乎为黑色的阴影。但硬且致密的物质,例如硬的囊肿和致密组织以及镜面反射体将返回相对强的回波信号。从这些位置显示的相对高像素值的像素被显示为亮的,几乎为白色的像素。不同组织类型之间的边界,例如器官的边界,也将返回强回波信号,其被显示为亮像素。因此像素值为局部组织密度和器官边界的指示符。

[0015] 所扫描体积的平面的像素被耦合到 2D 图像处理器 34,在那里它们被处理,以形成

所述体积的扫描平面的二维超声图像。用于从 3D 数据集形成 2D 图像的技术通常是已知的，并且为多平面重新格式化 (MPR)。MPR 技术为在共同平面中的图像数据的数据值寻址，所述数据值然后被处理以形成所选平面的 2D 图像。或者，能够以时间交错的方式独立地扫描所扫描体积的平面，如在美国专利 6497663 (Fraser 等人) 中描述的，这能够得到具有较高帧速率的 2D 显示。临床医师通过其控制所述超声系统的操作的控制面板 20 包括控制器，所述临床医师通过所述控制器选择并定位 MPR 或被扫描的 2D 图像的平面。2D 图像平面一般与二维阵列换能器的中心对齐，这有利地意味着在图像平面两侧上的区域均被扫描，以产生在图像平面中的像素值，以及立面 (elevation) 维度中在图像平面的任一侧上的像素值。然而，根据本发明，也能够使用偏离所述换能器的中心的平面，并且所述平面能够正交于所述换能器或以非正交的角度倾斜于所述换能器阵列。经处理的 2D 图像被耦合到显示处理器，在那里其与来自图形生成器 36 的图形重叠，并随后被显示在图像显示器 48 上。

[0016] 上述超声系统能够与诸如 PercuNav 系统的导航系统一起使用，所述超声系统的元件示于图 1 中。PercuNav 系统具有场生成器 46，场生成器 46 辐射渗透进流程的部位和周围空间的电磁场。传感器 44 位于探头 10、活检针（未示出）和患者（未示出）上，所述探头、所述活检针和所述患者与所述电磁场相互作用并产生信号，所述信号被用于计算所述探头、所述活检针和针尖端以及所述患者的 2D 图像平面的位置和取向。该计算是由 PercuNav 系统的坐标生成器 42 完成的，坐标生成器 42 被示为从针和图像平面接收信号，并且还出于场配准的目的被耦合到所述场生成器。针和图像平面的坐标信息被耦合到图形生成器 36，图形生成器 36 响应于坐标信息并响应于来自控制面板 20 的操作者控制信号来产生针路径图形，如下文所述。

[0017] 根据本发明的原理，提供组织密度分析器 52，组织密度分析器 52 接收 3D 数据集 28 的像素数据。使用来自坐标生成器 42 的针插入的投影路径的坐标信息，所述组织密度分析器选择出并分析沿投影针路径的像素。这些像素能够全部在相同平面中，例如在由 2D 图像处理器 34 产生的 2D 图像的平面中。优选地，像素为一组三维的 3D 数据集的像素（体素），如图 2 中所图示的。该图示出了 $3 \times 3 \times N$ 的像素集合，其中， N 为占据针 60 的尖端 62 之间在 D 方向上的距离的一些或全部的像素的数目。在该范例中，所述针的尖端与像素的这一集合的中间列对齐，所述中间列与所述针的投影路径对齐。该中间列在所有方向上被八个毗邻的像素列围绕。因此，在 $x-y$ 平面中的像素的每个集合均包括投影针路径上的中心像素和来自路径周围空间的像素。尽管能够使用单列像素，但三维集合是优选的，因为其对针路径和路径周围的像素空间进行采样。在该范例中，组织密度分析器 52 平均或合计每个 $x-y$ 平面中的九个像素的值，并产生表示所述集合沿所述针路径在距离 D 处的组织密度的值。例如，如果在给定像素平面处存在致密的、高反射性解剖结构，则沿所述路径的该位置的组合像素的值将相对高，从而指示可能阻碍针插入的致密物质。沿所述路径的器官边界一般也将返回较强的回波信号。如果一位置仅包括柔软组织，则所述组合值将相对低，从而指示应被针容易穿透的较不致密的物质。如此在 D 方向上计算的密度估计的序列被转发到针路径计算器 54。所述组织密度分析器也针对毗邻投影针路径的可能针路径执行该操作。例如，能够在具有相同的 y 和 D 坐标，但 x 增加了三的另一像素集合上执行所述计算，从而识别紧邻第一集合的类似的 $3 \times 3 \times N$ 的像素集合。针对该毗邻像素集合类似地计算密度估计的序列。能够通过递增地使用沿 D 方向的不同 x 坐标，来寻址毗邻但非平行的集合，

这将提供针对毗邻但不平行于初始投影路径的可能插入路径的密度估计。当针路径计算器 54 接收针对投影路径和若干可选毗邻路径的相继密度估计时,其能够选择为针插入造成最小危险和阻力的一个路径。例如,所述针路径计算器能够选择具有最低峰值密度的密度序列。或者,所述针路径计算器能够合计或平均每个路径的相继密度值,并选择具有最低组合或平均密度的一个路径。然后,将已被识别为对于针插入更有利的一个或多个可选路径的坐标耦合到所述图形生成器,以用于在所显示的图像中的指示。

[0018] 根据本发明实施的流程能够如下进行。临床医师通过其手柄 40 握持超声成像探头 30,并将探头 32 的远端(其包含所述换能器阵列)放置为与身体的表面 80 接触。随着建立的与皮肤的声学接触,所述探头将对身体的内部进行成像,如由 2D 扇形区域 84 所图示的,其被示为包含超声图像。身体中被成像的所述区域包含要被活检的目标组织 86。临床医师操纵控制面板 20 的目标图标控制器,以将目标图形定位在图像中的如在图 4 中由圆形图形 92 所示的目标组织上。所述导航系统识别图像 84 中的所述圆形图形的位置,并使用针在电磁场中的位置和取向的坐标,在超声图像上产生图形 90,图形 90 描绘了针 60 的插入路径。如图 4 所示,由与针 60 和目标图形 92 成一条线的点线 90 以图形方式识别针 60 在该范例中的投影路径。当临床医师继续在该取向中插入针时,针的路径将遵循点线 90,并到达由目标图形 92 识别的目标组织。

[0019] 由于现在由点线 90 识别了投影针路径,则组织密度分析器 52 能够访问沿投影路径的像素,并分析它们以确定沿所述路径的组织密度。在图 5 的范例中,所述针路径计算器已经令沿所述路径的密度估计的序列被以图形方式显示为相对于零基线的曲线 94。在该范例中,曲线 94 示出组织密度相对低并且从浅深度到目标组织 86 基本上均匀,其中,目标组织的固体团块导致密度曲线 94 的显著增加。临床医师可能对沿插入的投影路径的组织的这些特性满意,并且然后可以沿点线 90 插入针,以活检团块 86。

[0020] 图 6 图示不同情形,其中,存在半固体团块 88,例如针插入路径中的囊肿。当所述组织密度分析器和所述针路径计算器生成针对该插入路径的曲线时,曲线 94 被见为具有第二峰值 95,其指示由囊肿 88 造成的所述路径中的较大密度。在该范例中,临床医师决定由点 90 建议的插入路径是不可接受的,并且请求所述系统建议更合乎期望的插入路径。临床医师启动控制面板 20 上的控制器,其令组织密度分析器和针路径计算器迭代地识别、分析并建议可选的插入路径,如上所述。在该范例中,针路径计算器已经找到并识别两个可选的插入路径,它们在超声图像上由虚线 97 和 99 以图形方式指示。所建议的插入路径 97 相对于当前插入路径 90 略向左倾斜,并且所建议的插入路径 99 位于所述当前插入路径右边,并且从探头 30 的另一侧进入。当临床医师遵循这些可选插入路径之一移动或重新插入针尖端时,所述导航系统令点线 90 遵循建议路径移动,并且密度曲线 94 将改变并显示沿新对齐路径的密度。临床医师然后能够选择被认为最适合执行活检流程的插入路径。

[0021] 尽管以上范例图示了对组织密度曲线 94 的显示,但在构建的实施例中能够省略曲线的显示。所述系统则将仅示出可选的插入路径。另一种可能的实施方式为通过数值(例如密度值的序列的平均值或峰值或中位值)来图示沿插入路径的组织密度。再另一种可能是省略建议的插入线 97 和 99,并随着针被移动到各个可能的插入位置,仅示出与针成一条线的虚线插入路径的密度曲线或值。临床医师也可以偏好采用针引导,以辅助引导针插入。随着针被插入,所述系统能够监测插入的路径,将其与推荐插入路径进行比较,并

关于是否正遵循所指定的路径或者插入是否不同于所指定的路径而建议临床医师。上述范例的其他变型对本领域技术人员而言将是显而易见的。

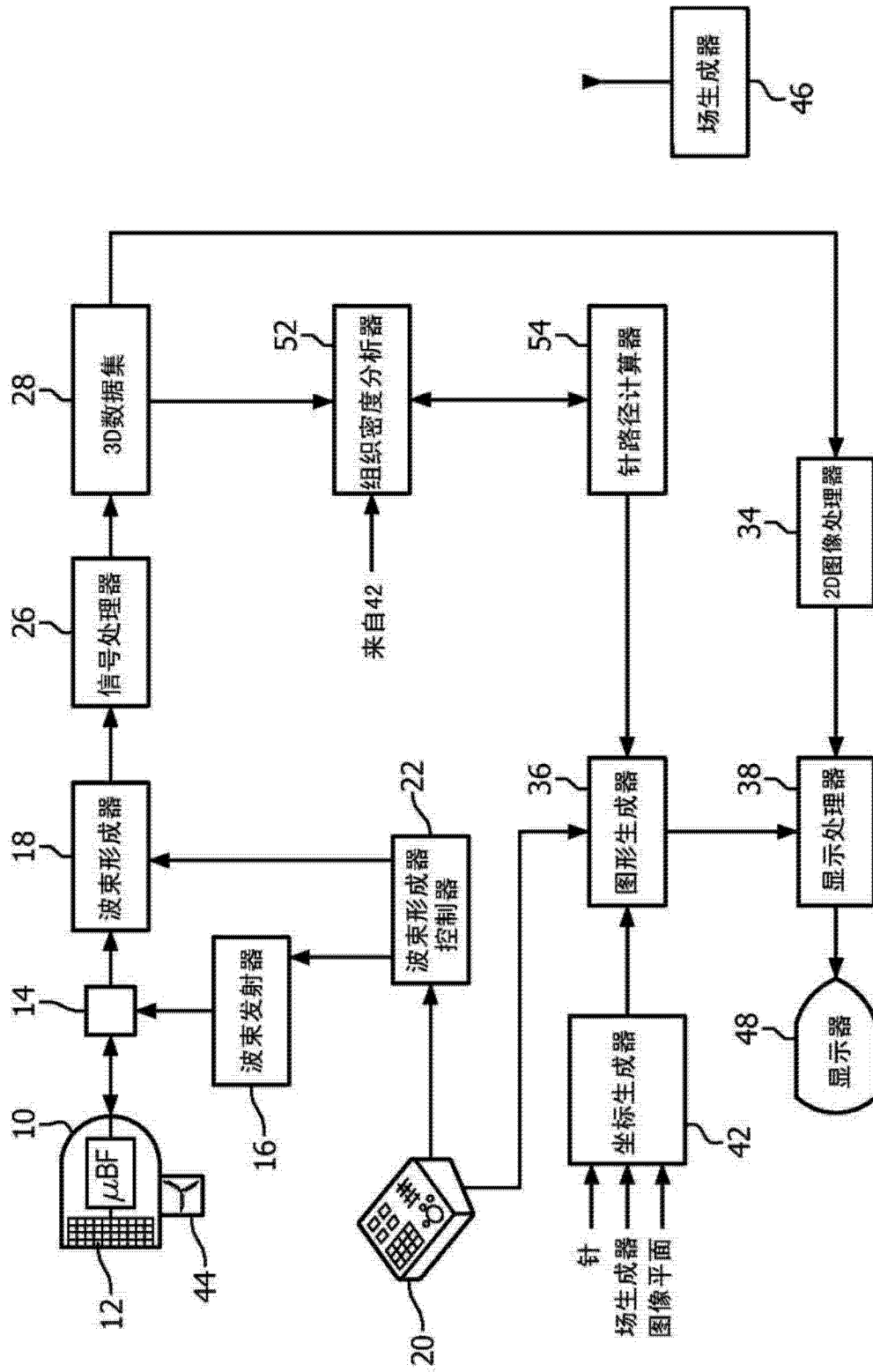


图 1

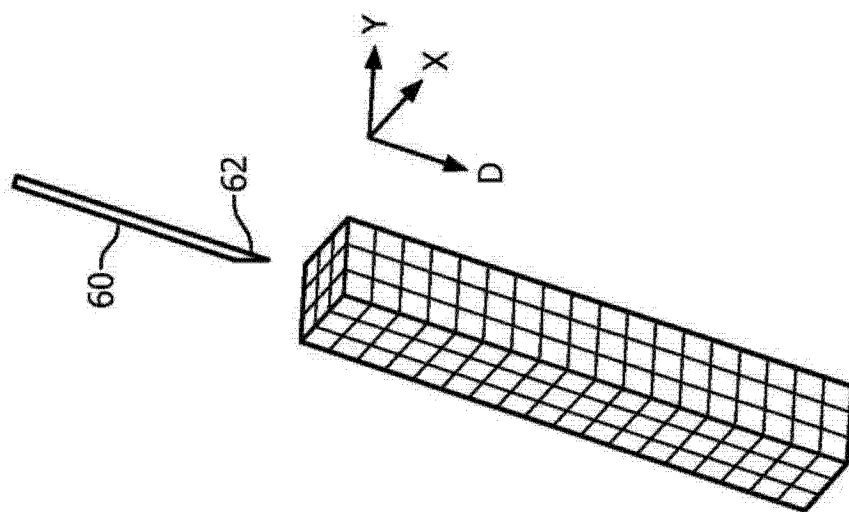


图 2

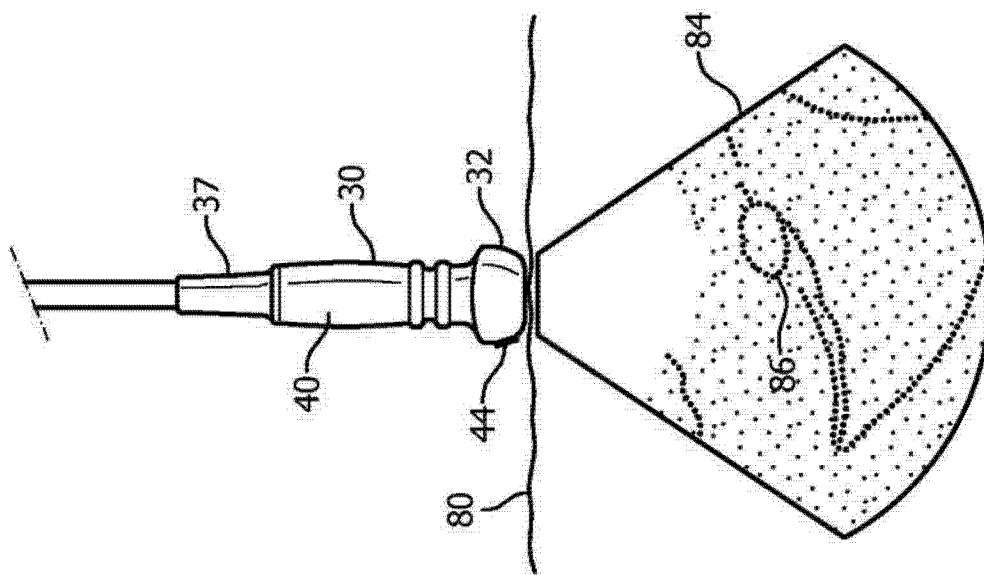


图 3

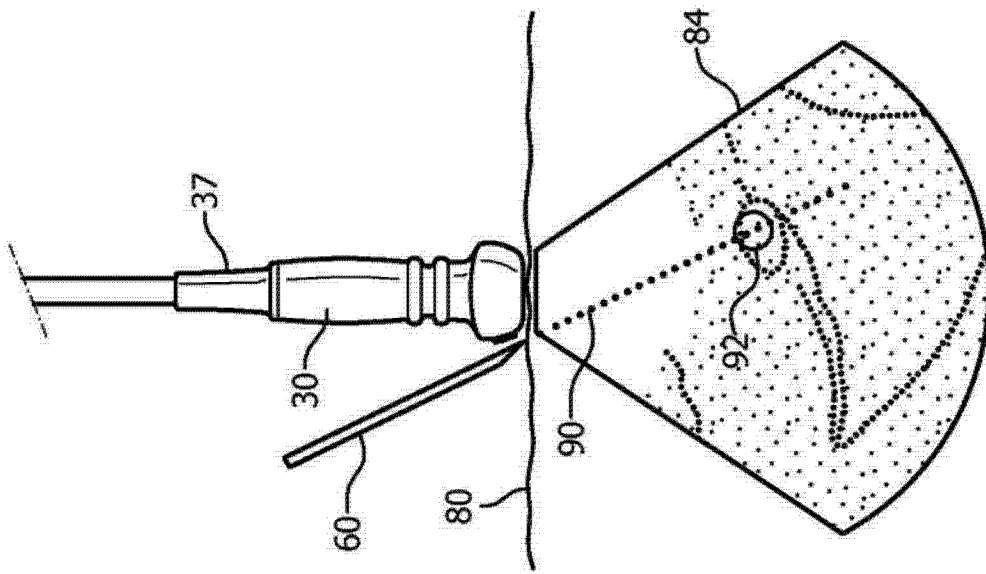


图 4

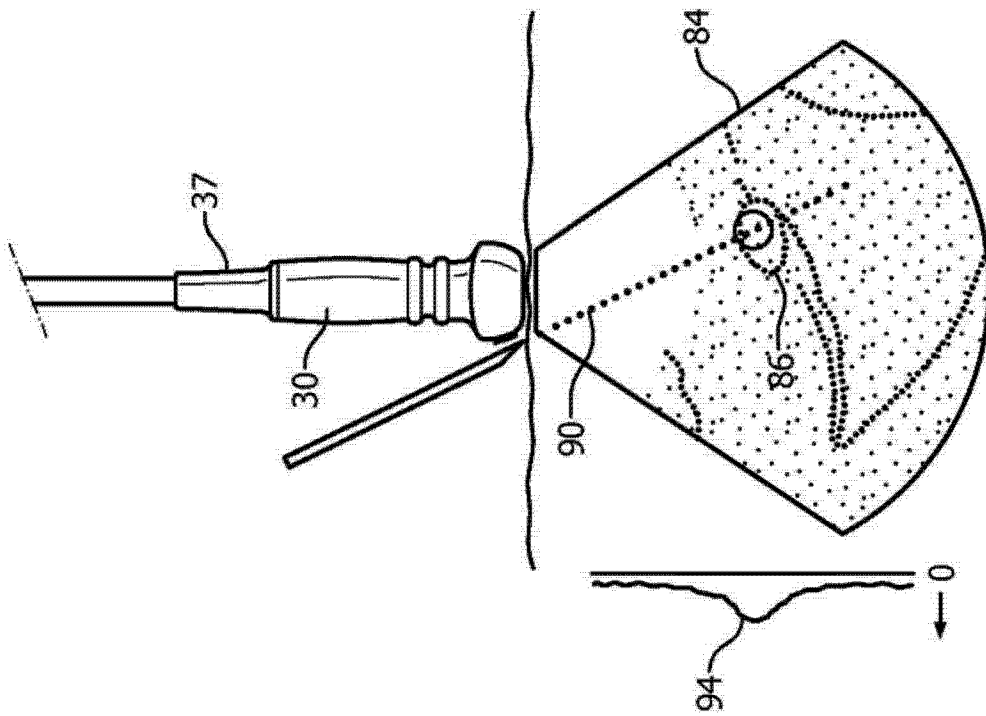


图 5

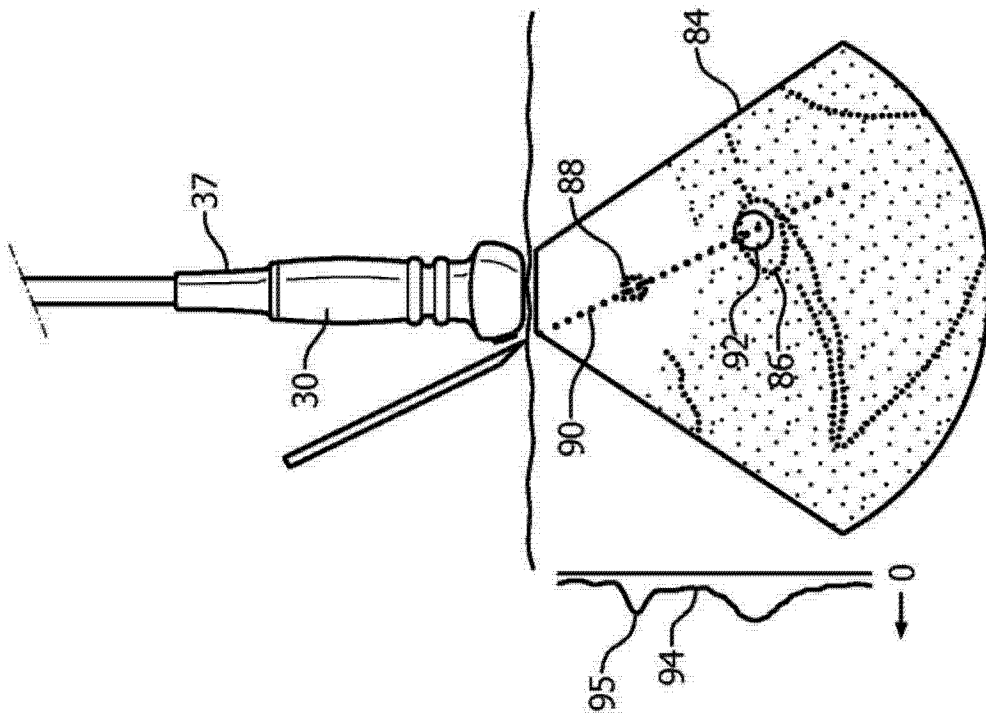


图 6

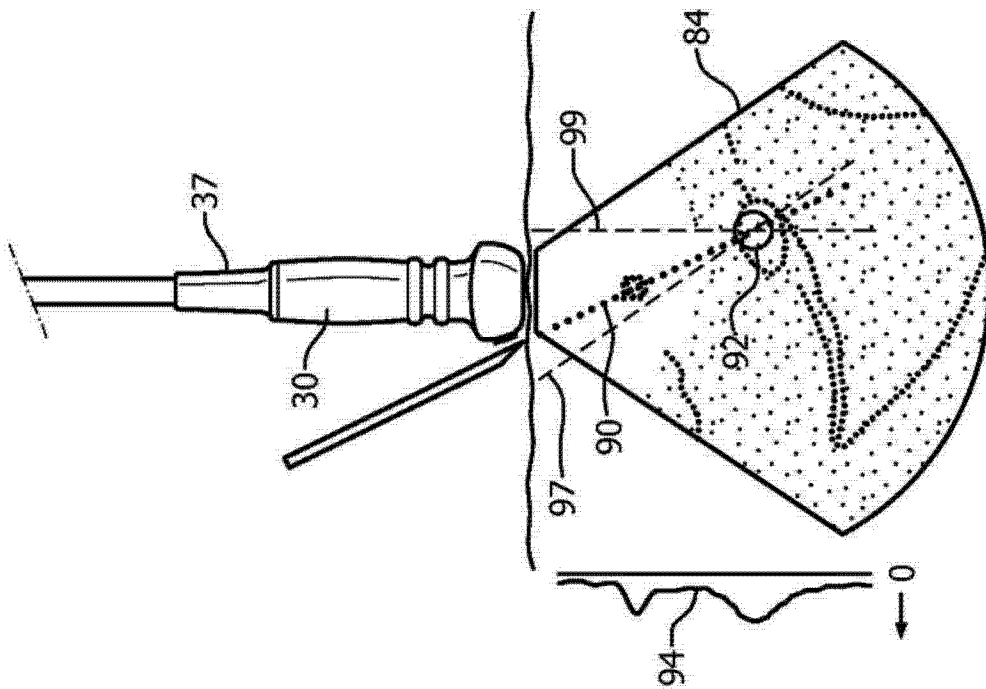


图 7

专利名称(译)	活检期间针路径的超声引导		
公开(公告)号	CN104053403A	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	CN201380005802.5	申请日	2013-01-17
[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库达维利 RS班达卢		
发明人	S·R·库达维利 R·S·班达卢		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B19/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B10/0233 A61B2019/5276 A61B8/0858 A61B8/0841 A61B8/483 A61B19/201 A61B8/5207 A61B2019/507 A61B90/11 A61B2034/107 A61B2090/378		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	61/587784 2012-01-18 US		
其他公开文献	CN104053403B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了一种超声成像系统，其在视觉上辅助活检针插入。所述系统产生沿针插入的一个或多个路径的像素的像素值。组织密度分析器响应于所述像素值，以估计沿针插入的路径的组织密度。针路径计算器响应于所述组织密度分析器，并建议通过被成像组织的一个或多个有利路径，以用于所述活检针的插入。所述系统可以结合三维导航系统使用，所述三维导航系统在3D空间中空间定位所述针和超声图像平面。

