



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103327905 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 16

(21) 申请号 201180065447. 1

A61B 19/00(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 11. 10

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

61/415, 644 2010. 11. 19 US

CN 101657736 A, 2010. 02. 24, 全文.

CN 101843502 A, 2010. 09. 29, 说明书第

[0054]-[0063] 段、第 [0068] 段、第 [0073] 段、第 [0114] 段, 附图 5-7C.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 17

CN 1764849 A, 2006. 04. 26, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/055018 2011. 11. 10

审查员 赵秋芬

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/066456 EN 2012. 05. 24

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·程

(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)

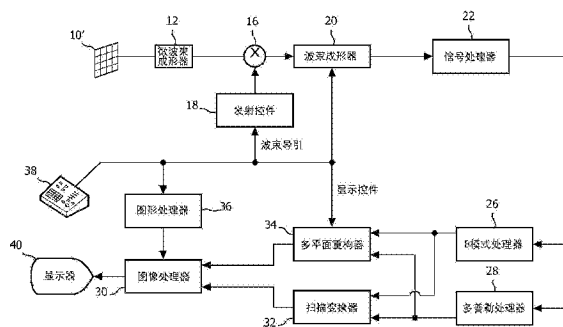
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称

手术器械的三维超声引导

(57) 摘要

一种超声成像系统用于观察和引导针在身体中的插入, 以进入靶手术部位。二维阵列探头扫描包括手术部位的体积区域, 多平面重构器对所得的 3D 回波数据集进行格式化, 以实时形成空间相邻图像序列。同时实时显示多个空间相邻的图像。当临床医生将针插入身体时, 可以在一个平面内观察针插入的进展。但是, 如果不将针的插入路径约束到一个平面, 而是穿过很多平面, 则会在同时显示的相邻图像的相继图像中看到插入路径。



1. 一种用于引导侵入性装置在身体中的插入的超声成像系统,包括:
 - 具有二维阵列换能器的超声探头,其适于在包含所述侵入性装置将要进入的手术部位的体积区域上导引超声波束;
 - 波束成形器,其接收响应于所述波束返回的回波,用于形成回波信号;
 - 多平面重构器,其响应于从所述体积区域接收的回波,用于形成空间相邻图像平面序列的实时图像;以及
 - 耦合到所述多平面重构器的超声图像显示器,其被控制从而以空间相邻的次序同时显示所述手术部位和周围解剖体的空间相邻、高度间隔图像平面的实时 2D 图像的序列,而不需要将所述侵入性装置的插入路径与所述序列中的单个图像平面对准。
2. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述图像平面沿高度方向彼此空间相邻。
3. 根据权利要求 2 所述的超声成像系统,其中,所述图像平面沿厚度维度彼此空间相邻。
4. 根据权利要求 2 所述的超声成像系统,其中,所述图像平面沿所述高度方向彼此空间邻接。
5. 根据权利要求 3 所述的超声成像系统,其中,相邻图像平面沿所述厚度维度彼此空间交叠。
6. 根据权利要求 3 所述的超声成像系统,其中,所述图像是厚层图像。
7. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述空间相邻图像的所述平面沿高度方向彼此平行。
8. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述空间相邻图像的所述平面沿高度方向相对于彼此成角度。
9. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述图像显示器显示空间相邻图像平面的多行图像,每行图像的图像平面与相邻行图像的图像平面空间相邻。
10. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,所述多平面重构器形成给定数量的相邻图像平面的 2D 图像;并且
 - 其中,所述图像显示器显示相邻图像平面的单行或列的图像,其中,所述单行或列中的图像数量小于所述给定数量。
11. 根据权利要求 10 所述的超声成像系统,还包括用户控件;
 - 其中,所述图像显示器响应于所述用户控件,以改变在所述单行或列的图像中显示的相邻图像平面的身份。
12. 根据权利要求 10 所述的超声成像系统,还包括用户控件;
 - 其中,所述行或列在一端显示空间上第一图像平面的图像,并且在所述行或列的另一端显示空间上最后图像平面的图像,
 - 其中,所述用户控件适于显示在所述行或列中所述空间上第一图像平面之前或所述空间上最后图像平面之后的图像平面的图像。
13. 根据权利要求 1 所述的超声成像系统,其中,在所显示图像的一个或多个中示出的所述周围解剖体包括所述侵入性装置的插入路径。
14. 根据权利要求 13 所述的超声成像系统,其中,在多个空间相邻图像中示出所述侵

入性装置的所述插入路径。

15. 根据权利要求 13 所述的超声成像系统, 其中, 在相邻图像平面的多个图像的每个中示出所述侵入性装置的一部分。

16. 根据权利要求 15 所述的超声成像系统, 其中, 在一幅图像上示出的所述侵入性装置的所述部分的一些还在相邻图像平面的图像中示出的所述侵入性装置的所述部分中示出。

手术器械的三维超声引导

技术领域

[0001] 本发明涉及超声引导的侵入性过程,具体而言,涉及通过三维超声成像引导的侵入性过程。

背景技术

[0002] 很多手术侵入性过程可以通过超声成像来引导,所述超声成像显示作为侵入性过程所针对的对象的组织的内部。在这样的过程中占主导地位的是需要针引导和靶向的那些操作,例如乳房中被观察肿块的活检和区域麻醉给药。在这些过程中,可以利用超声和针穿过组织朝向靶组织行进的路径,对靶组织进行可视化。已经开发了多种超声成像系统和装置用于执行这样的过程。在使用二维(2D)超声成像时,保持针与图像平面对准是十分重要的。在图4中示出了这种情况,图4示出了扫描2D图像平面102的超声探头100。定位该探头,使得靶组织104在图像中可见。进入靶组织104的针106必须要在图像平面102内不断行进。如果针行进到图像平面之外,就不再能够在其接近靶组织的过程中,对其进行可视化和观察。市场上可以买到用于很多超声探头的活检导管,其允许仅在超声图像的平面内将针引入身体。在美国专利5,158,088(Nelson等人)中描述了针对这种要求的另一种技术。在Nelson等人的系统中,换能器位于导引器管心针的尖端,其广播由超声成像探头接收的信号。在管心针的尖端接近并随后与成像平面相交时,该信号被探头接收并用于产生听觉信号。由管心针换能器接收的信号能够用于在2D超声图像中识别管心针的尖端。在美国专利5,095,910(Powers)中描述了另一种2D成像技术。Powers系统使管心针振动,并且由超声多普勒技术探测这种振动运动。超声图像中的彩色多普勒信号指示管心针尖端的位置。不过,管心针必须同样在图像平面内,以便进行多普勒探测和成像。

[0003] 三维(3D)超声成像有希望克服2D图像平面对准问题。由于3D成像对组织的体积而非仅仅单个平面成像,所以避免了与单个平面对准的约束。但很多临床医生不熟悉3D超声或3D超声图像中的解剖体外形。此外,周围组织能够遮掩靶组织、被成像体积中的针,或两者。美国专利7,529,393(Peszynski等人)示出了处理这些难题的几种方式,包括利用更大的显示线密度显示针的尖端,在更小的子体积中显示针尖端,以及在一个显示中组合2D和3D成像。使用3D成像的另一种方式是显示会聚在手术器械尖端的三个相互正交的图像平面,如美国专利6,572,547(Miller等人)和美国专利公开No. US2010/0121190中所述。在美国专利公开No. US2007/0100234(Arenson等人)中还描述了用于计算机断层扫描和CT荧光检查的第三种方式。在Arenson等人的系统中,向若干排探测器元件投影x射线的扇形波束。使用每排探测器重建图像,并且所有排用于多层CT荧光检查成像。在针穿过被多层成像的组织时,在每幅图像中探测到针,并且组合多幅图像以形成显示了所有组合层图像中的所有针片段的复合厚层图像。不过,必须不断调整患者台或扫描架以保持靶组织在x射线源和探测器之间的直线上。此外,荧光检查使患者和操作者暴露于电离辐射。因此,期望提供一种用于手术器械引导的超声技术以避免电离辐射。还期望一种超声技术,以避免现有技术遇到的图像平面和针对准的问题,并提供一种使用简单且容易被不是很熟

悉 3D 超声成像的人理解的系统。

发明内容

[0004] 根据本发明的原理,描述了用于将诸如手术针的侵入性器械引导至身体内的靶组织的超声成像系统和方法。该系统使用具有二维换能器元件阵列的探头,其在三维空间中电子地导引波束,以实时扫描身体的体积区域。能够容易地操纵 2D 阵列探头,以采集靶组织和为了到达靶组织侵入性装置行进的路径的图像,并优化超声波束和器械之间的入射角。由多平面重构器将从组织的三维空间中接收的回波处理成多个空间相邻的 2D 图像平面。以其在组织中的空间次序的序列同时显示空间相邻平面的图像并连续实时更新。在侵入性装置接近靶组织时,能够从一个图像平面到下一个图像平面跟踪其行程,图像的空间次序给予临床医生关于器械行进进展的直观感觉。相邻的图像能够在厚度维度上彼此交叠,从而可以同时从相邻图像中看到针,并且更容易跟随其插入进展。

附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图 1 以方框图形式示出了根据本发明原理构造的超声诊断成像系统。

[0007] 图 2a 和 2b 示出了不同的平面对准,其可以由本发明的超声探头和交叠的厚层图像平面产生。

[0008] 图 3 示出了根据本发明的原理的、在组织中的针的空间相邻图像平面的顺序显示。

[0009] 图 4 示出了针在超声探头的二维图像平面中的引入。

具体实施方式

[0010] 首先参考图 1,以方框图形式示出了根据本发明原理构造的超声诊断成像系统。在图 1 中,在超声探头 10 中设置换能器阵列 10',用于发射超声波并接收回波信息。换能器阵列 10' 是能够在三维空间中进行扫描以用于 3D 成像的二维换能器元件阵列。换能器阵列被耦合到探头中的微波束成形器 12,其控制由阵列元件进行的信号发射和接收。如美国专利 5,997,479 (Savord 等人)、6,013,032 (Savord) 和 6,623,432 (Powers 等人) 中所述,微波束成形器能够对换能器元件的组或“块(patch)”接收的信号进行至少部分波束成形。通过探头电缆将微波束成形器耦合到发射/接收(T/R)开关 16,其在发射和接收之间进行切换,并保护主波束成形器 20 不受高能发射信号的影响。由耦合到 T/R 开关和波束成形器 20 的发射控制器 18 指引超声波束在微波束成形器 12 的控制下从换能器阵列 10 的发射,发射控制器 18 接收来自用户接口或控制面板 38 的用户操作的输入。由发射控制器控制的其中一个功能是波束被导引的方向。可以从(正交于)换能器阵列正前方导引波束,或者如下所述,为了实现更宽视场在不同角度下导引波束。

[0011] 将微波束成形器 12 产生的部分波束成形信号耦合到主波束成形器 20,在此将来自各个元件块的部分波束成形信号组合成全部波束成形信号。例如,主波束成形器 20 可以具有 128 个通道,每个所述通道都从 12 个换能器元件的块中接收部分波束成形信号。以这种方式,由二维阵列的超过 1500 个换能器元件接收的信号能够对单个波束成形信号做出

有效贡献。

[0012] 将波束成形信号耦合到信号处理器 22。信号处理器 22 能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如带通滤波、抽取、I 和 Q 分量分离以及谐波信号分离,所述谐波信号分离用于分离线性和非线性信号,以便能够识别从组织和微泡返回的非线性回波信号。信号处理器还可以执行额外的信号增强,例如散斑去除、信号混合和除噪。

[0013] 将已处理的信号耦合到 B 模式处理器 26 和多普勒处理器 28。B 模式处理器 26 采用幅度检测对身体结构进行成像,所述身体结构例如正常组织、囊肿、神经纤维和血细胞。如美国专利 6,283,919 (Roundhill 等人)和美国专利 6,458,083 (Jago 等人)所述,可以以谐波模式或基本模式或两者的组合,形成身体结构的 B 模式图像。多普勒处理器处理来自组织和血流的在时间上不同的信号,用于检测像场中物质的运动,例如血细胞的流动。将由这些处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描变换器 32 和多平面重构器 34,其产生组织结构、流的图像数据,或两种特性的组合图像。扫描变换器将把具有极坐标的回波信号变换成期望图像格式的图像信号,例如笛卡尔坐标的扇形图像。多平面重构器将把从身体体积区域中的公共平面内的点接收的回波变换成该平面的超声图像,如美国专利 6,443,896 (Detmer) 中所述。如美国专利 6,530,885 (Entrekin 等人)所述,也可以采用体积绘制器(未示出)将 3D 数据集的回波信号变换成从给定参考点看到的投影 3D 图像。将 2D 或 3D 图像从扫描变换器、多平面重构器和体积绘制器(在使用时)耦合到图像处理器 30,用于进一步增强、缓存和暂时存储,以在图像显示器 40 上显示。

[0014] 图形处理器 36 也被耦合到图像处理器 30,其产生图形交叠,用于和超声图像一起显示。这些图形交叠能够包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期与时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器从用户接口 38 接收输入,例如键入的患者姓名。用户接口还被耦合到发射控制器 18 以控制从换能器阵列 10' 的超声信号生成,因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。如下所述,根据本发明,用户接口还被耦合到多平面重构器 34,用于选择和控制多个多平面重构的(MPR) 图像的显示。

[0015] 根据本发明的原理,探头 10 扫描二维阵列换能器前方的体积区域,并且,从扫描该 3D 体积接收的回波被布置成如图 2a-2c 所示的空间对准的 2D 图像平面的图像。图 2c 中示出了这种相对于二维阵列换能器 10' 的空间对准。在该图中看到,二维阵列换能器 10' 前方(在该示图中为下方)的体积由超声的波束扫描,并且,响应于波束发射接收的回波被布置成形成被识别为 a) 至 n) 的相邻图像平面序列的 2D 图像。在本示例中,多平面重构器 34 已格式化了平行不相交平面的空间序列。从结合图 2c 所示的箭头 2a、2b 的角度来看,在图 2a 中,这些图像平面 a) 至 n) 被示为“边缘朝上”(正交于绘图平面)。图像平面的间距和数量由用户和探头 10 中使用的阵列换能器的类型确定。例如,可以有数十个图像平面或许多个图像平面。如果波束沿高度维度间隔紧密,就能够形成间隔紧密的图像平面,并且给定体积上的平面数量会很大。间隔更宽的波束将在相同维度上产生间隔更宽的图像平面。使用紧密聚焦的波束,沿高度维度的图像平面的厚度可以很薄,而且图像平面能够彼此之间稍微间隔开或邻接。图像平面也能够沿厚度维度交叠,如图 2a 左边的放大视图中所示。在本示例中,每个图像平面在每侧都与其相邻的图像平面交叠一半,如指示图像平面 a)、b) 和 c) 厚度的括号所示。能够通过交叠“厚层”图像形成在厚度上交叠的图像平面,在美国专利公开 No. US2010/0168580 (Thiele) 中描述了这种情况。

[0016] 图 2b 示出了由探头 10 扫描的图像平面 a) 至 n) 的另一序列。在本示例中,不相交图像平面并不是完美平行的,而是随深度的增加轻微地呈角度从而彼此轻微分离。如图像平面的所述“边缘朝上”视图所示,可以通过导引导发射的波束与正交(法线)方向偏离小角度来执行这种扫描。这些图像平面与图 2a 的高度上平行的平面相比在增加的深度处将覆盖更宽的视场,但随着深度的增加,平面中心之间的间距也增加。在本技术中使用厚层图像时,可以形成各平面以在近场中显著交叠,但随着深度的增加,沿高度方向交叠减少。

[0017] 无论是平行平面还是呈角度图像平面,能够通过本发明实施例中的两种方式中的任一种形成相邻图像序列。一种方式是在期望图像平面中指引扫描波束,然后根据从扫描该平面的波束接收的回波形成每个图像。另一种方式是从被扫描体积中的各点采集回波信号的 3D 数据集,然后使用多平面重构器 34 寻址并形成位于每个期望平面的回波数据的图像。该寻址技术能够通过寻址以及仅仅使用位于期望平面中的那些数据点形成穿过 3D 数据集的任意取向的平面的图像。

[0018] 根据本发明的原理,按照图 3 的超声显示器示出的相邻图像平面的空间次序序列显示由多平面重构器 34 形成的体积区域的相邻图像平面。如本示例所示,同时显示这些相邻图像平面。快速连续地重复扫描每个图像平面,以使显示器中的每个图像都是其图像平面的实况、实时图像。在探头 10 紧贴身体使得侵入性过程的靶在探头的视场内时,能够观察实况图像序列,以在针接近并到达靶部位时引导针,并且没有必要保持针与单个图像平面的对准。在针与显示器中的连续图像平面相交时可以跟随针插入的进展。在图 3 的示例中,相邻图像平面 a) 至 n) 的十二幅图像示出了脊柱的超声图像。该过程的目标是通过针 70 向神经束 62 中注入麻醉剂,并且为此,有必要引导针穿过身体组织和软骨 60 插入,以到达神经束 62。在胸活检过程中可以看到类似的图像序列,其中,由胸组织包围的充满液体的囊肿 60 在其中心包含期望进行活检的硬块 62。针接近神经束 62 的路径并不与该序列的单个图像平面对准。相反,针 70 最初在其进入身体时穿过图像平面 h),然后其插入路径的角度穿过图像平面 g),最后针到达图像平面 f) 中的靶神经束 62。在本示例中,将看到针以这样的次序出现在图像 h) 中,其次在图像 g) 中,再其次在图像 f) 中。在结合图 2 所示,当采用交叠的图像平面时,相邻图像将包含一些公共图像信息。于是,可以在相邻图像中出现针的相同部分。这在图 3 中示出,其中图像 g) 的针部分 70 中的一些也可以在相邻图像 f) 中看到,图像 g) 的针部分中的一些也可以在相邻图像 h) 中看到。这种公共图像信息的出现将使得针的更长部分在图像中可见,提供了对针可视化的改进。针 70 在这些相邻图像平面中的相继出现给予医生关于如何相对于探头确定针路径取向,以及因此针在身体内何位置,并且必须如何引导针以到达过程中的预期部位的直观感觉。

[0019] 在典型的过程中,临床医生将操纵探头 10 直到身体内的手术部位在视图中清晰可见,优选地在图像平面序列的中心,其将是图 3 的示例中的图像 f) 和 g)。备选地,探头 10 可以在手术部位的这种初步勘查期间仅扫描中心图像平面,然后在过程开始时切换到多个 MPR 视图。临床医生通常将以不同的取向操控探头,直到临床医生在其中一幅图像中发现看上去良好的针插入路径。这通常将是预期的针插入路径,其与序列中的中心图像之一对准。临床医生通常更喜欢在单个图像中跟随针的插入,但身体解剖体可能不容易提供这一条件。临床医生将观察探头外壳或外壳上标记物的位置,其指示相对于探头位置的图像平面的取向,并且在或不在针引导的协助下,开始沿期望路径插入针。即使在临床医生稳固

地对针进行引导时,随着针的插入,它可能遇到较硬和较软的组织区域,导致针偏离其预期路径。这种方向上的改变能够导致针沿高度方向行进到其单个图像平面之外并进入相邻平面。对于标准的 2D 成像探头而言,则有必要调整探头的位置,以使全部针,尤其是针尖端重新位于图像平面内。也可能移动本示例的二维阵列探头 10,以使针及其尖端与单个图像平面重新对准。但是本发明消除了这种重新定位探头的需求。一旦在身体皮肤上发现了最佳声窗,就能够将探头固定在该位置。没有必要随着针路径改变而从探头的声窗移动探头,这是因为针尖端将出现在相邻图像平面的图像中,如图 3 中所示。于是,临床医生能够保持探头相对于身体的静态位置,或者甚至使得助手将探头保持在位置上,而临床医生将注意力集中于序列图像的显示(图 3)和针的引导。不再需要不断尝试操控针插入或探头以保持针在单个图像平面内。

[0020] 用一只手操控探头 10 同时用另一只手插入针的能力使临床医生能优化针在图像中的可视化。如果超声波束和针的入射角度不是最佳的,针在超声图像中的可视化会较差。如果以较浅角度插入针,使得针几乎平行于皮肤表面和换能器平面,针实际上将是一个镜面反射器,其从接近正交的发射波束返回强回波。但在以较陡峭的角度插入针时,入射角度的陡度将导致波束的能量实际上掠过针并离开探头;然后很少的能量反射回换能器阵列。于是,针可能很难被在图像中清晰地可视化。但是不需要保持针路径与单个图像平面的对准,就可以对探头重新取向或使用如图 2b 中所示的呈角度导引的波束,以更好地优化波束的入射角和针路径,以便将更强的回波信号从针反射回换能器阵列并形成针的更清晰图像。

[0021] 在探头和系统形成大量相邻 MPR 图像时,不可能在显示器上同时查看所有图像。临床医生可能想查看更大尺寸的图像,例如,图 3 中十二个图像的示例,以便能够更好地观察图像。于是,图 3 的图像 a) 至 n) 可以仅是探头产生的十二个中心图像平面的图像。在完整的相邻图像序列中,图像 a) 之前和图像 n) 之后可能有额外的相邻图像。在此情况下,临床医生将调整用户接口 38 的显示控件,以选择将在显示器上显示的相邻图像组。通常,随着针插入的进展临床医生将上下滚动序列,将针尖端的当前位置的图像,即图 3 的示例中的图像 f), 保持在当前显示的图像组的中间。通过这样做,无论在中间一行或在序列上方或下方的行上,当前显示的将总是针尖端到达的下一个相邻图像平面。

[0022] 可以被采用的另一种显示格式是使用相邻图像的单个行或列而不是如图 3 中所示的多行图像。这行图像将是完整图像序列的一部分,而且临床医生将采用用户控件左右滑动该行以使得在当前显示的组一侧或另一侧显示新图像平面。对于这样的显示,临床医生通常将左右滑动显示的图像,以保持显示针尖端的图像位于该行的中心图像中。与一行中的其它图像相比,可以以更大尺寸显示中心图像,以改善对于该图像中针尖端的可视化。使用单个行通常将比图 3 的多行显示需要更多的用户控件操纵来左右滑动显示器。

[0023] 因为本发明能够通过使用图 3 中所示的仅 2D 图像的序列来引导侵入性过程,熟悉 2D 超声引导的侵入性过程并且不习惯使用用于手术引导的 3D 体积成像的临床医生往往更喜欢实施本发明。因为扫描 3D 体积区域中的多个平面,临床医生获得了 3D 的优势,但是不需观察 3D 体积图像以引导该过程,仅需观察熟悉的 2D 图像。

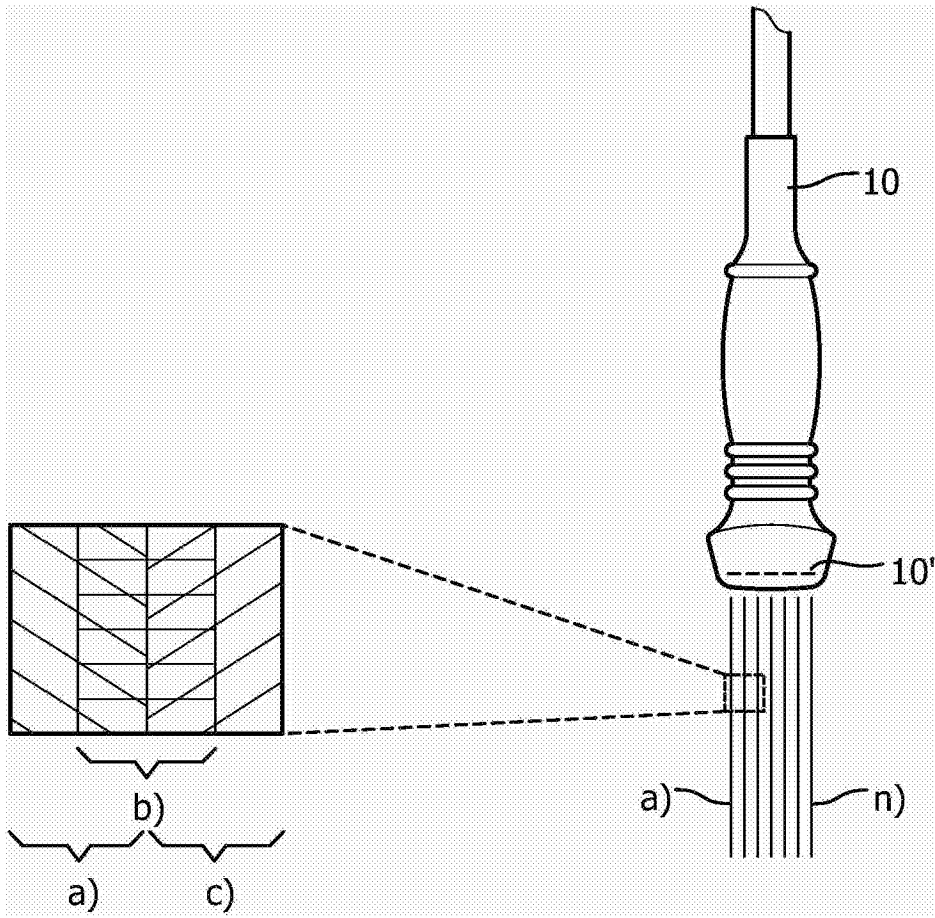


图 2a

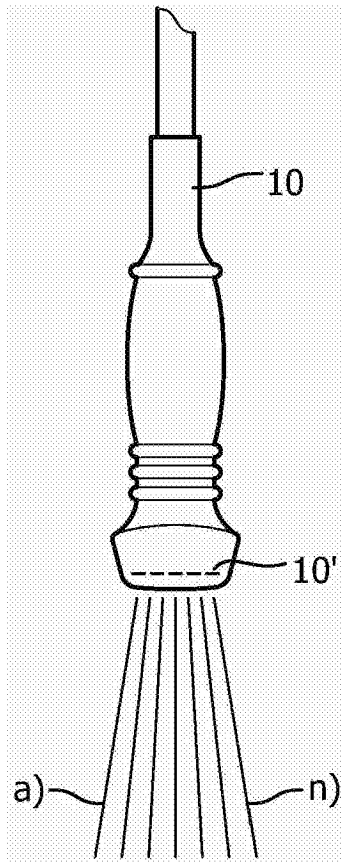


图 2b

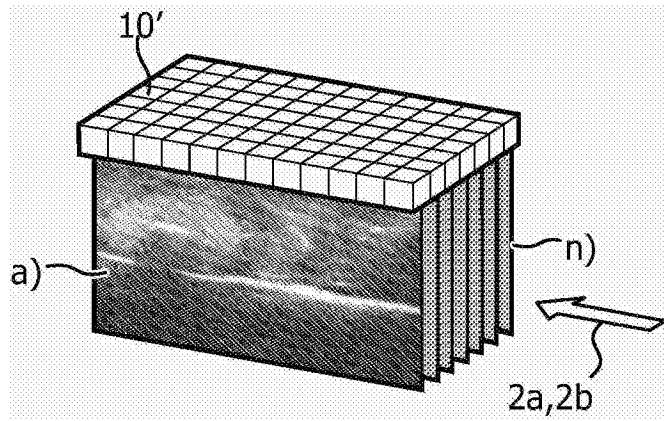


图 2c

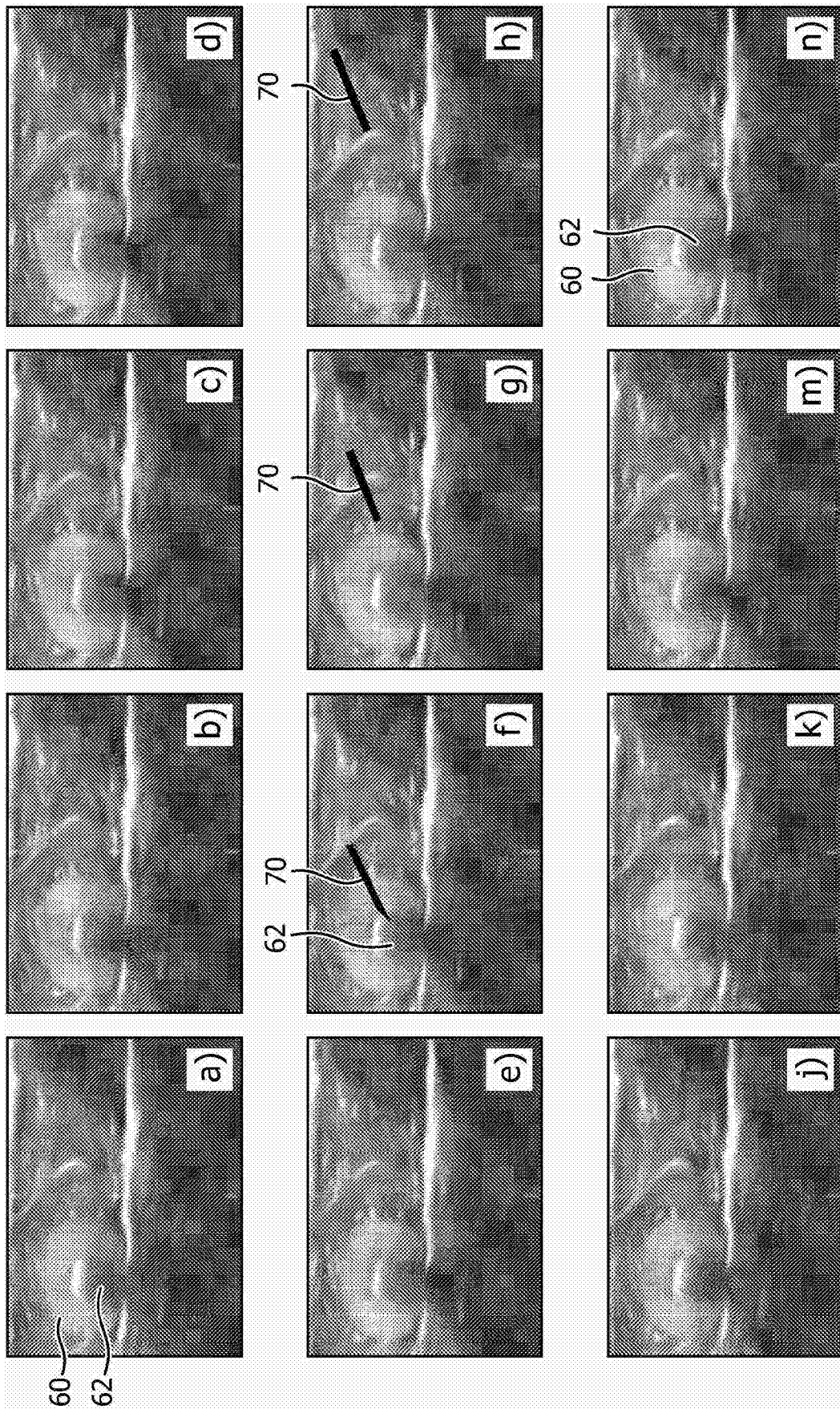


图 3

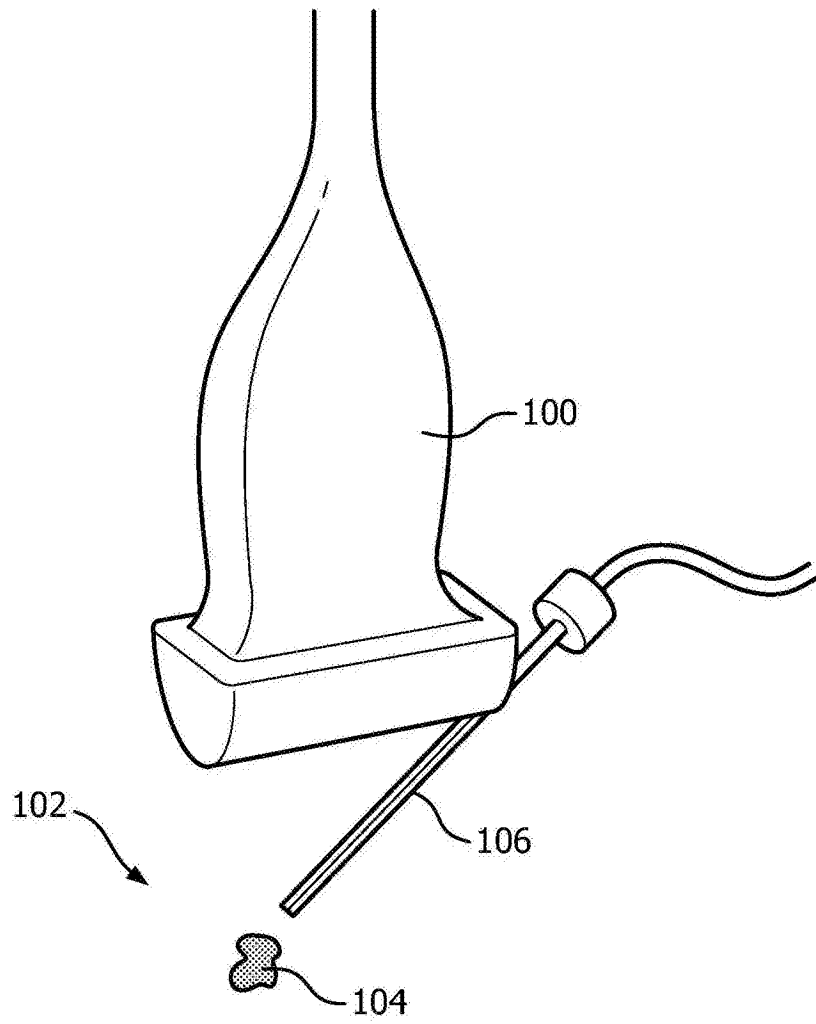


图 4

专利名称(译)	手术器械的三维超声引导		
公开(公告)号	CN103327905B	公开(公告)日	2015-12-16
申请号	CN201180065447.1	申请日	2011-11-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	J·程		
发明人	J·程		
IPC分类号	A61B8/08 A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/463 A61B8/483 A61B2034/2063		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/415644 2010-11-19 US		
其他公开文献	CN103327905A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统用于观察和引导针在身体中的插入，以进入靶手术部位。二维阵列探头扫描包括手术部位的体积区域，多平面重构器对所得的3D回波数据集进行格式化，以实时形成空间相邻图像序列。同时实时显示多个空间相邻的图像。当临床医生将针插入身体时，可以在一个平面内观察针插入的进展。但是，如果不将针的插入路径约束到一个平面，而是穿过很多平面，则会在同时显示的相邻图像的相继图像中看到插入路径。

