



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103220981 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 24

(21) 申请号 201180055212. 4 (51) Int. Cl.
(22) 申请日 2011. 11. 15 *A61B 8/08* (2006. 01)
(30) 优先权数据 *A61B 19/00* (2006. 01)
61/415, 655 2010. 11. 19 US *G06T 15/00* (2011. 01)
G01S 15/89 (2006. 01)
(85) PCT申请进入国家阶段日
2013. 05. 16
(86) PCT申请的申请数据
PCT/IB2011/055082 2011. 11. 15
(87) PCT申请的公布数据
W02012/066470 EN 2012. 05. 24
(71) 申请人 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 王英 刘炳胜

权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54) 发明名称
利用三维超声成像引导手术仪器的插入的方法

(57) 摘要
通过三维超声成像引导向身体中插入针或其他手术仪器。将具有二维阵列换能器的探头靠着身体放置,并操纵其以采集身体内部手术程序部位的图像。临床医生插入手术仪器,试图遵循处于超声系统产生的单幅图像的平面中的插入路径。临床医生在包括手术程序部位的体积的空间上相邻平面的多个实时 2D 超声图像的显示上观察插入路径和插入进展。如果仪器的插入路径不保持在单个图像的平面中,随着仪器向着手术程序的部位进展,在它与一连串图像平面相交时,仪器的部分将出现在多个相邻图像平面的图像中。

1. 一种用于利用超声成像系统引导有创式仪器的插入的方法,所述超声成像系统具有带二维阵列换能器的探头,所述方法包括:

靠着身体的声学窗口放置所述探头;

操纵所述探头以对所述身体的体积区域中的有创程序部位进行超声成像;

形成并同时显示所述体积区域的相邻平面的多个实时二维(2D)图像,所述图像是以空间相邻的次序显示的,包括有创程序部位的至少一个图像;

沿着指向所述有创程序部位的插入路径,向所述体积区域中插入所述有创式仪器;以及

在一个或多个所述实时二维图像中观察仪器插入的进展,

其中,在所述插入路径不和单个图像平面对齐时,所述有创式仪器的部分出现于多个空间相邻的图像平面的图像中。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括形成平行的相邻图像平面的图像。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括形成成不同角度的不相交图像平面的图像。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括形成在厚度维度上交叠的相邻平面的图像。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括形成在厚度维度上交叠的相邻平面的图像,

其中,出现在一幅图像中的所述有创式仪器的某个部分也出现在相邻图像平面的图像中。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括在所述体积区域中的多个图像平面中发射射束,

其中,每个射束仅扫描单个图像平面。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括从所述体积区域中的点采集回波信号,以形成回波数据的3D数据集;以及

从所述3D数据集的回波数据形成2D图像,其被识别为位于共同的图像平面中。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,形成2D图像还包括利用多平面重定格式器形成2D图像。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,插入所述有创式仪器还包括沿期望插入路径插入所述有创式仪器,所述期望插入路径与所述图像之一的图像平面基本对齐。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,操纵所述探头还包括操纵所述探头以获得所述探头发射的射束方向和所述有创式仪器之间的改善的入射角。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括显示多排超声图像,其中,每排的至少一个图像的图像平面在空间上与另一排的图像的图像平面相邻。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述多排图像中显示的图像包括能够针对其形成2D图像的所述体积区域的所有图像平面的子集;并且

还包括使用用户控制来选择图像的特定子集。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中,形成并同时显示还包括显示空间上相邻的图像

平面的单排图像。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中,所述单排图像中显示的图像包括能够针对其形成 2D 图像的所述体积区域的所有图像平面的子集;并且

还包括使用用户控制选择图像的特定子集。

15. 根据权利要求 13 所述的方法,还包括将所述排中的所述图像之一以比其他图像更大的显示格式进行显示。

利用三维超声成像引导手术仪器的插入的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声引导的有创程序,特别是,涉及通过三维超声成像引导的有创程序。

背景技术

[0002] 很多外科有创程序可以通过超声成像来引导,超声成像显示作为有创程序治疗对象的组织的内部。这种程序中占主导地位的是需要针引导和靶定位的那些,例如乳房和区域麻醉给药中被观察体块的活检。在这些程序中,可以利用超声波和针的路径,在其穿过组织向靶组织行进时对靶组织进行可视化。已经开发了若干种超声成像系统和设备用于执行这样的程序。在使用二维(2D)超声成像时,重要的是保持针与图像平面对齐。这在图4中进行了图示,图4示出了扫描2D图像平面102的超声波探头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中连续行进。如果针行进到图像平面之外,在其接近靶组织时就不再能对其进行可视化和观察。市场上可以买到针对很多超声波探头的活检指南,其允许只能在超声图像的平面中向身体中引入针。在美国专利5158088(Nelson等人)中描述了处理这种要求的另一种技术。在Nelson等人的系统中,换能器位于导引器通管针的尖端,其广播由超声成像探头接收的信号。在通管针的尖端接近并随后与成像平面相交时,本信号被探头接收并用于产生声觉信号。通管针换能器接收的信号可用于在2D超声图像中识别通管针的尖端。在美国专利5095910(Powers)中描述了另一种2D成像技术。Powers系统使通管针振动,并且通过超声波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出了通管针尖端的位置。不过,同样通管针必须要在图像平面中,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图像平面的对齐问题。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齐的约束。但很多临床医生不熟悉3D超声波或3D超声图像中解剖结构的出现。此外,周围组织可能使靶组织、被成像体积中的针、或者两者,模糊不清。美国专利7529393(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,在更小子体积中显示针尖,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三个在手术仪器尖端会聚的相互正交的图像平面,如美国专利6572547(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)中描述了针对计算机断层摄影和CT荧光检查的第三种方式。在Arenson等人的系统中,向几排探测器元件投射X射线的扇形射束。使用每排探测器重建图像,将所有排用于多切片CT荧光检查成像。在针穿过被多个切片成像的组织时,在每幅图像中探测针,组合多幅图像以形成复合厚切片图像,该复合厚切片图像示出所有组合切片图像中的所有的针段。不过,必须不断调节患者台或扫描架以保持靶组织在X射线源和探测器之间成直线。此外,荧光检查使患者和操作者暴露于电离辐射。因此,希望提供一种用于引导手术仪器的超声技术以避免电离辐射。还需要一种超声技术,以避免现有技术遇到的图像平面和针对齐的问题,并提供一种使用简单

且容易被不很熟悉 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,描述了一种超声成像系统和方法,用于向身体中的靶组织引导有创式仪器,例如手术针。该系统使用具有换能器元件二维阵列的探头,其三维地以电子方式控制射束,以便实时扫描身体的体积区域。可以容易地操纵 2D 阵列探头以采集靶组织和有创设备行进到达靶组织的路径的图像,以及优化超声波束和仪器之间的入射角。由多平面重定格式器将从组织的三个维度接收的回波处理为多个空间上相邻的 2D 图像平面。空间上相邻平面的图像按照它们在组织中的空间次序的序列中同时显示并连续实时更新。在有创设备接近靶组织时,可以从一个图像平面到下一个平面追踪其路线,并且图像的空间次序给临床医生带来仪器行进进展的直观感觉。相邻图像可能在厚度维度上彼此交叠,使得可以同时相邻图像中看到针并且更容易追踪其插入进展。

附图说明

[0005] 在附图中:

[0006] 图 1 以方框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0007] 图 2a 和 2b 示出了可以由本发明的超声探头产生的不同平面对齐,以及交叠的厚切片图像平面。

[0008] 图 3 图示了根据本发明的原理的针在组织中的空间相邻的图像平面的顺序显示。

[0009] 图 4 图示了在超声探头的二维图像平面中引入针。

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的原理构造的超声诊断成像系统。在图 1 中,在超声探头 10 中提供了换能器阵列 10',用于发送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扫描以进行 3D 成像的换能器元件的二维阵列。换能器阵列耦合到探头中的微射束形成器 12,所述探头控制阵列元件的信号发射和接收。如美国专利 5997479 (Savord 等人)、6013032 (Savord) 和 6623432 (Powers 等人) 中所述,微射束形成器能够进行换能器元件的组或“面片”接收的信号至少部分的射束形成。由探头电缆将微射束形成器耦合到发射/接收(T/R)开关 16,所述发射/接收(T/R)开关 16 在发射和接收之间进行切换,并保护主射束形成器 20 不受高能发射信号的影响。由耦合到 T/R 开关和射束形成器 20 的发射控制器 18 引导在控制微射束形成器 12 之下从换能器阵列 10 发射超声射束,发射控制器 18 从用户对用户界面或控制面板 38 的操作接收输入。发射控制器控制的功能之一是引导射束的方向。如下所述,可以从换能器阵列正前方(与其正交)引导射束,或为了实现更宽视场在不同角度下,引导射束。

[0011] 将微射束形成器 12 产生的部分地射束形成的信号耦合到主射束形成器 20,在主射束形成器 20 中将来自元件各个面片的部分射束形成的信号组合成完全射束形成的信号。例如,主射束形成器 20 可以具有 128 个,每个通道从换能器元件的面片 12 接收部分地射束形成的信号。通过这种方式,通过超过 1500 个换能器元件的二维阵列接收的信号能够有效地贡献为单射束形成的信号。

[0012] 射束形成的信号被耦合到信号处理器 22。信号处理器 22 能够通过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,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。信号处理器还可以进行额外的信号增强,例如斑点去除、信号混合和噪声消除。

[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 采用幅度检测以对身体中的结构成像,所述结构例如是正常组织、囊肿、神经纤维和血细胞。可以形成谐波模式或基本模式或两者的组合和身体结构的 B 模式图像,如美国专利 6283919 (Roundhill 等人) 和美国专利 6458083 (Jago 等人) 中所述。多普勒处理器处理来自组织和血流的时间区分的信号,以探测像场中物质的运动,例如血细胞的流动。将这些处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换器 32 和多平面重定格式器 34,其产生组织结构、流的图像数据,或两种特性的组合图像。扫描转换器将把带有极坐标的回波信号转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。多平面重定格式器将从身体体积区域中的共同平面中的点接收的回波变换成该平面的超声图像,如美国专利 6443896 (Detmer) 中所述。也可以采用体积绘制器(未示出)将 3D 数据集的回波信号转换成从给定参考点观看到的投影 3D 图像,如美国专利 6530885 (Entrekin 等人) 中所述。从扫描转换器、多平面重定格式器和体积绘制器(在使用时)将 2D 或 3D 图像耦合到图像处理器 30 以进行增强、缓冲和暂时存储,以在图像显示器 40 上显示。

[0014] 图形处理器 36 也耦合到图像处理器 30,所述图像处理器 30 产生图形叠加,用于和超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,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,图形处理器从用户界面 38 接收输入,例如键入的患者姓名。用户界面还耦合到发射控制器 18 以控制从换能器阵列 10' 生成的超声波信号,因此控制由换能器阵列和超声波系统产生的图像。用户界面还耦合到多平面重定格式器 34,用于根据如下所述的本发明选择和控制多个多平面重定格式的(MPR) 图像。

[0015] 根据本发明的原理,探头 10 扫描二维阵列换能器前面的体积区域,从扫描这个三维体积接收的回波被布置成在空间上对齐的 2D 图像平面,如图 2a-2c 所示。图 2c 中示出了与二维阵列换能器 10' 相关的这种空间对齐。在该图中,可以看出在二维阵列换能器前面(在此图中在下方)的体积被超声射束扫描,响应于射束发射而接收的回波被布置为形成相邻图像平面的序列,标识为 a) 到 n)。在本范例中,多平面重定格式器 34 对平行不相交平面的空间序列进行格式化。在图 2a 中,从结合图 2c 所示的箭头 2a、2b 的角度来看,这些图像平面 a) 到 n) 被示为“边缘朝上”(与图的平面正交)。由用户和探头 10 中使用的阵列换能器类型决定图像平面的间距和数量。例如,可以有数十个图像平面或几十个图像平面。如果在高度维上射束分布密集,可以形成密集分布的图像平面,给定体积上的平面数量可以很大。间距更宽的射束将在同样维度上产生分布更宽的图像平面。射束紧密聚焦时,图像平面在高度维中的厚度可以很薄,并且图像平面可以彼此稍微间隔开或是连续的。如图 2a 左侧的放大图所示,图像平面也可以在厚度维中交叠。在该范例中,每个图像平面与其每侧上的相邻图像平面交叠一半,如指示图像平面 a)、b) 和 c) 的厚度的括号所示。如美国专利公开 No. US 2010/0168580 (Thiele) 中所述,可以通过交叠“厚切片”图像形成厚度上交叠的图像平面。

[0016] 图 2b 示出了由探头 10 扫描的图像平面 a) 到 n) 的另一个序列。在本范例中,不

相交平面并非完美地平行,而是稍微成角度,以随着深度的增加而彼此稍微偏离。可以通过与正交(法线)方向偏离小的角度来控制透射射束来执行这种扫描,如图像平面的这种“边缘朝上”视图所示。与图 2a 的在高度上平行的平面相比,这些图像平面将在更大深度上覆盖更宽的视场,但随着深度增大,平面中心之间的间距增大。当在这种技术中使用厚切片图像时,可以形成平面以在近场中显著交叠,但在高度方向上随着深度增大而交叠减小。

[0017] 可以通过本发明实施例中的两种方式的任一种,形成平行平面中或成角度图像平面中的相邻图像的序列。一种方式是向期望的图像平面中引导扫描射束,然后利用从扫描该平面的射束接收的回波形成每幅图像。另一种方式是从被扫描体积中的点采集回波信号的 3D 数据集,然后使用多平面重定格式器 34 以寻址和形成定位于每个期望平面中的回波数据的图像。这种寻址技术能够通过寻址并仅利用位于期望平面中的那些数据点来形成通过 3D 数据集的任何取向的平面的图像。

[0018] 根据本发明的原理,如图 3 的超声显示所示,通过多平面重定格式器 34 形成的体积区域的相邻图像平面按它们的空间次序的序列显示。如本范例所示,同时显示相邻的图像平面。快速连续地反复扫描每个图像平面,使得显示中的每个图像都是其图像平面的实况实时图像。在靠着身体保持探头 10 使得有创程序的目标在探头的视场之内时,可以观察到实况图像的序列,以在针接近并到达目标部位时引导它,不必保持针与单个图像平面对齐。可以在针与显示中的顺序图像平面相交时,追踪针插入的进展。在图 3 的范例中,相邻图像平面 a)到 n)的十二幅图像示出了脊柱的超声图像。该程序的目的是通过针 70 向神经束 62 中注射麻醉药,为了这样做,必须要引导针通过身体组织和软骨 60 插入,以到达神经束 62。在乳房活检程序的情况下可以看到类似图像的序列,在该情形中被乳房组织包围的囊肿 60 充满流体,在其核心处包括硬块 62,希望对核心进行活检。在针接近神经束 62 时,针的路径不和序列的单个图像平面对齐。相反,针 70 一开始在其进入身体时通过图像平面 h),然后其插入路径的角度通过图像平面 g),最后针到达图像平面 f)中的目标神经束 62。在该范例中,将看出针以这一次序出现在图像 h),然后是图像 g),然后是图像 f)中。在如结合图 2a 所示地采用交叠图像平面时,相邻图像将包括一些公共图像信息。于是,针的相同部分可以出现在相邻图像中。在图 3 中示出了这种情况,其中,在相邻图像 f)中也看到了图像 g)的针的部分 70 的一些,在相邻图像 h)中也看到了图像 g)的针的部分的一些。公共图像信息的这种外观将导致可以在图像中看到针的更长的部分,提供改善的针的可视化。针 70 在这些相邻图像平面中依次出现使医生能够直观感觉到针的路径相对于探头是如何取向的,以及它在身体中哪里,以及必须如何引导其到达程序的期望部位。

[0019] 在典型的程序中,临床医生将操纵探头 10,直到清晰地看到身体之内的手术部位,优选在图像平面序列的中心,在图 3 的范例中会是图像 f)和 g)。或者,探头 10 可以在这种初始考察手术部位期间仅扫描中心图像平面,然后在开始程序时切换到多个 MPR 视图。临床医生一般将在不同取向中调遣探头,直到临床医生在图像之一中发现看起来插入针的好路径。这一般将是期望的针插入路径,其与序列的中心图像之一对齐。临床医生通常将更喜欢在单幅图像中追踪针的插入,但身体的解剖学可能不易容许这种情况。临床医生将观察探头外壳的位置或外壳上的标记,其表示图像平面相对于探头位置的取向,无论有无导针器的辅助,开始沿着期望路径插针。在插入时,针可能遇到较硬或较软的组织区域,令针从其期望路径偏离,即使在临床医生有力地引导针时也会这样。方向的这种变化可能导致

针在高度方向上在其单个图像平面外部行进并进入相邻平面中。利用标准的 2D 成像探头，然后必须要调节探头的位置，使得整个针，尤其是针尖再次在图像平面中。也可以移动本范例的二维阵列探头 10，以将针及其尖端重新与单个图像平面对齐。但本发明避免了重新定位探头的这种需求。一旦在身体皮肤上发现最佳的声学窗口，就可以将探头保持在该位置。在针的路径变化时，不必从其声学窗口移动探头，因为针尖将出现在相邻图像平面的图像中，如图 3 所示。于是，临床医生能够相对于身体保持探头的固定位置，或甚至让助手将探头保持在适当位置，同时临床医生集中注意力于顺序图像显示(图 3)和针的引导。不再需要连续尝试调遣针的插入或探头以将针保持在单一图像平面中。

[0020] 利用一只手操纵探头 10，同时利用另一只手插针的能力使得临床医生能够优化图像中针的可视化。如果超声波射束的入射角和针不是最优的，超声图像中针的可视化可能不好。如果在浅的角度插入针，使其几乎平行于皮肤表面和换能器平面，针实际上将是镜面反射器，从接近正交的发射射束返回强的回波。但是当在陡峭角度下插入针时，入射角的陡峭性将导致射束的能量实际上掠过针并行进离开探头；那么非常少的能量被反射回换能器阵列。于是，可能难以在图像中清晰地对针进行可视化。但不需要保持针的路径和单个图像平面的对齐，可以对探头进行重新取向或者如图 2b 中所示使用有角度的定向射束，以更好地优化射束的入射角度和针的路径，从而从针背向换能器阵列反射更强的回波信号，并形成更锐利的针图像。

[0021] 在探头和系统形成大量相邻的 MPR 图像时，可能无法同时观看显示器上的所有图像。临床医生可能希望观看更大尺寸的图像，例如，图 3 中十二幅图像的范例，以便能够更好地观察到图像。于是，图 3 的图像 a) 到 n) 可以仅仅是由探头产生的十二幅中心图像平面的图像。在相邻图像的完整序列中，在图像 a) 之前和图像 n) 之后可以有额外的相邻图像。在这种情况下，临床医生将调节用户接口 38 的显示控制以选择相邻图像的组在显示器上显示。通常，临床医生将在插针进展的同时向上或向下滚动序列，将针尖的当前位置图像，在图 3 范例中为图像 f)，保持在当前显示的图像组的中央。通过这样做，针尖到达的下一相邻图像平面将始终被当前显示，要么在中央一排，要么在该序列上方或下方的排上。

[0022] 可以采用的另一种显示格式是使用单行或列的相邻图像，而不是如图 3 所示的多行图像。图像行将是完整图像序列的部分，临床医生将利用用户控制向左或向右滑动该行，以将一侧的新图像平面或当前显示组的另一个放入显示器中。利用这样的显示，临床医生一般将向左或向右滑动显示的图像，以将显示针尖端的图像维持在该行图像的中央。可以用比该行中其他图像以更大尺寸显示中央图像，以改善该图像中针尖的可视化。使用单行一般将需要比图 3 的多行显示更多地操作用户控制，以向左或向右滑动显示。

[0023] 本发明的实施方式常常是熟悉 2D 超声波引导的有创程序而不习惯使用 3D 体积成像指导手术的临床医生优选的，因为可以仅使用图 3 所示的 2D 图像序列来引导程序。临床医生获得了 3D 的利益，因为扫描了 3D 体区域中的多个平面，但不需要观察 3D 体图像来指导程序，而是仅仅需要熟悉 2D 图像即可。

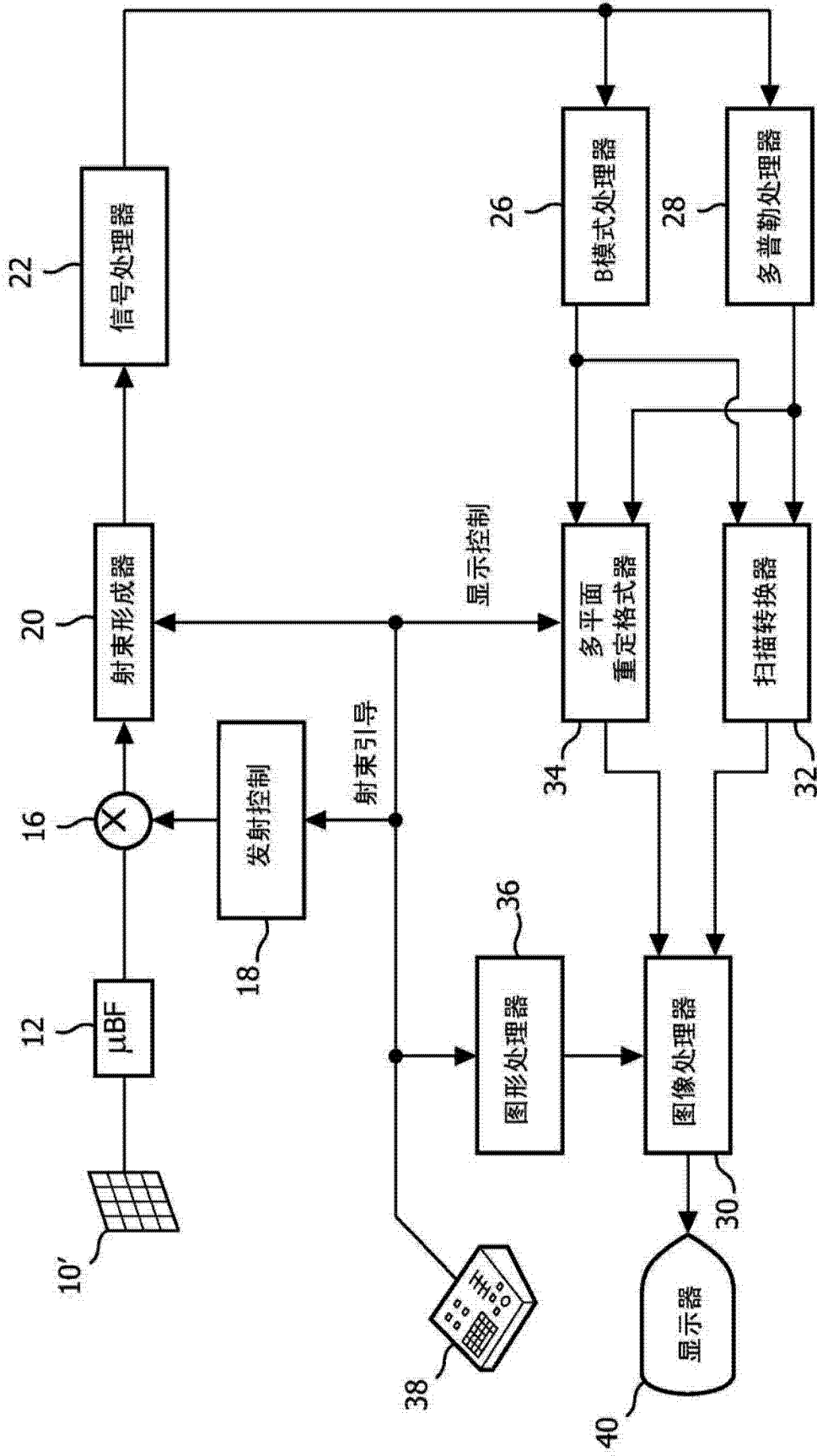


图 1

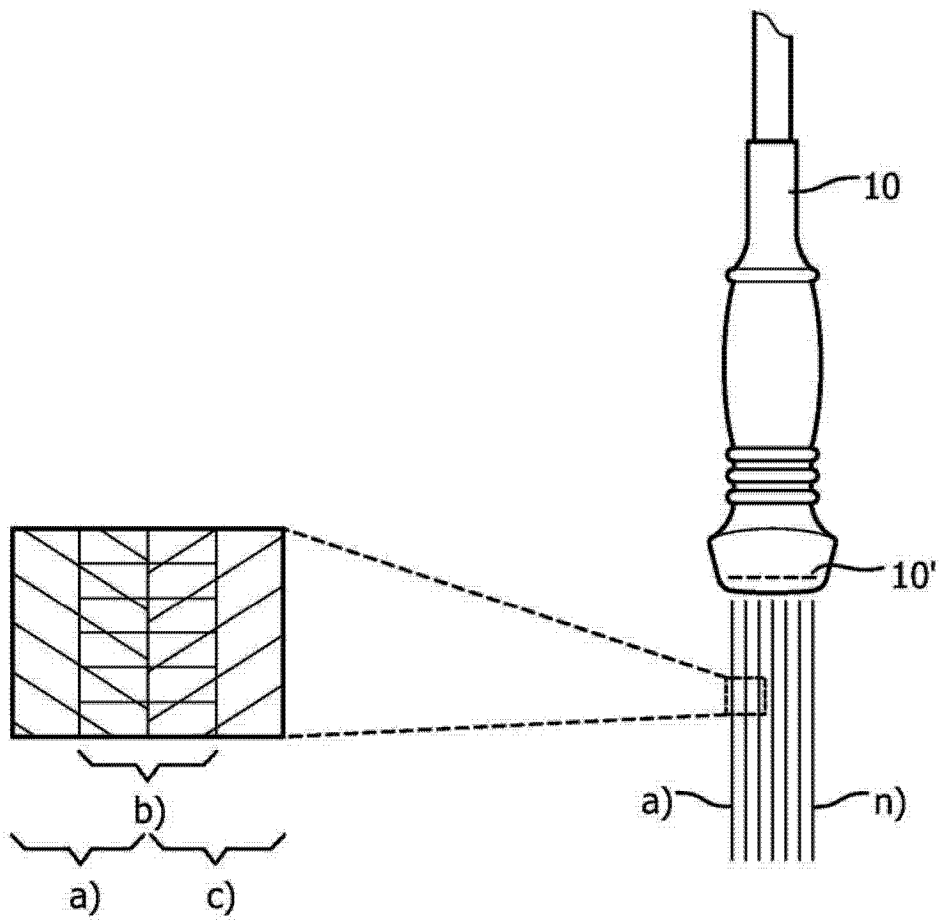


图 2a

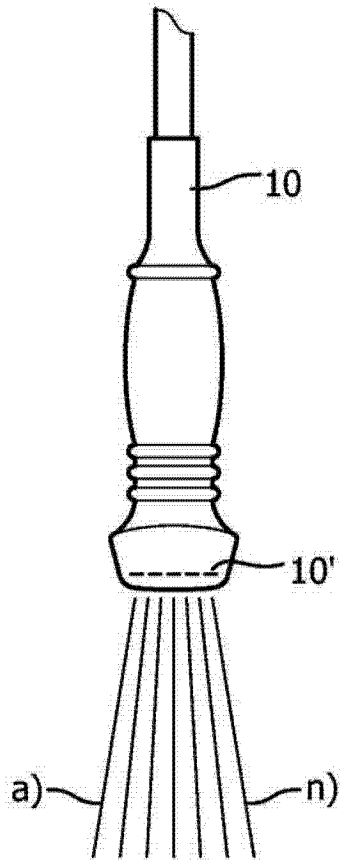


图 2b

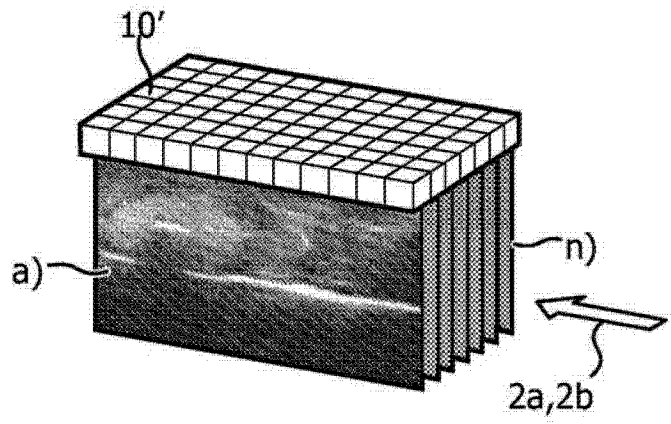


图 2c

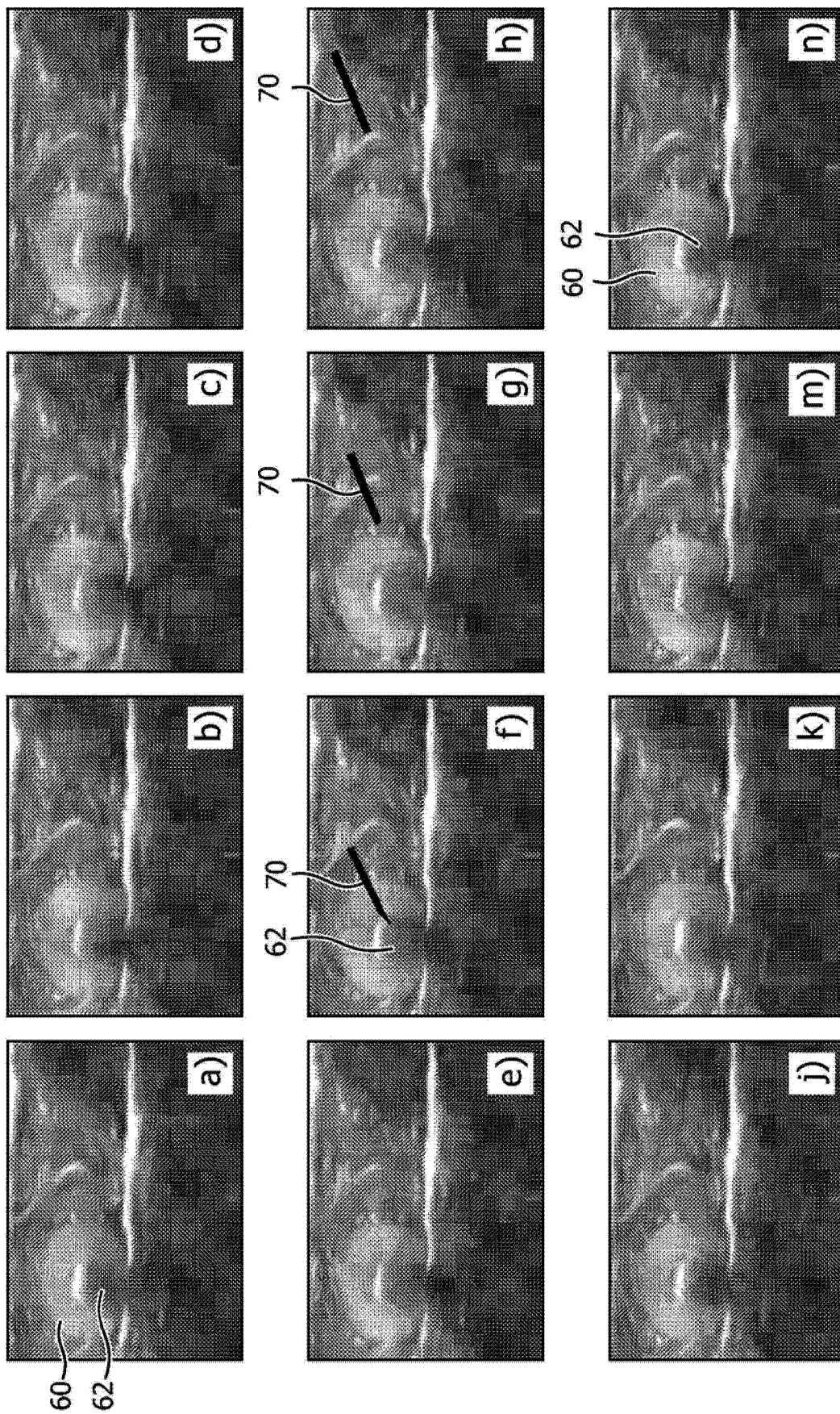


图 3

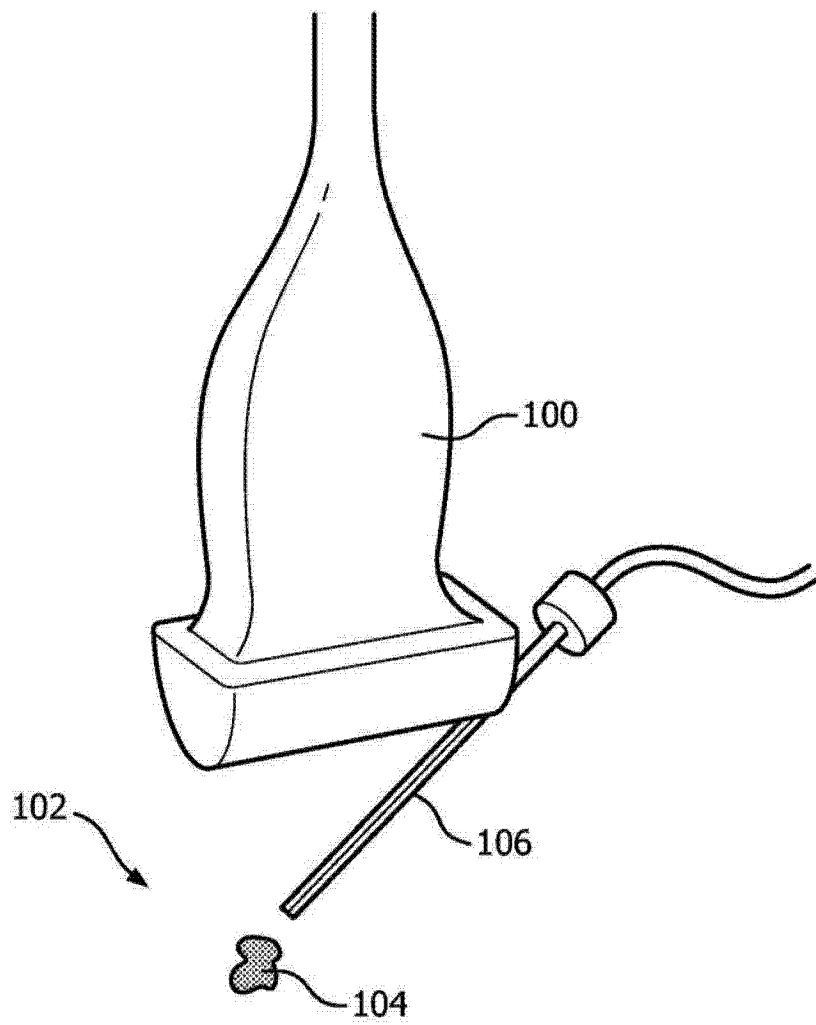


图 4

专利名称(译)	利用三维超声成像引导手术仪器的插入的方法		
公开(公告)号	CN103220981A	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	CN201180055212.4	申请日	2011-11-15
[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 G06T15/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/463 G01S15/899 G06T2219/028 A61B8/483 G01S7/52074 G01S15/8993 G06T2210/41 G06T19/00 A61B2019/5276 G01S7/52053 A61B8/523 G06T2207/30068 G06T15/00 A61B19/5225 A61B8/0841 A61B90/37 A61B2017/3413 A61B2090/378 A61B8/08		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/415655 2010-11-19 US		
其他公开文献	CN103220981B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

通过三维超声成像引导向身体中插入针或其他手术仪器。将具有二维阵列换能器的探头靠着身体放置，并操纵其以采集身体内部手术程序部位的图像。临床医生插入手术仪器，试图遵循处于超声系统产生的单幅图像的平面中的插入路径。临床医生在包括手术程序部位的体积的空间上相邻平面的多个实时2D超声图像的显示上观察插入路径和插入进展。如果仪器的插入路径不保持在单个图像的平面中，随着仪器向着手术程序的部位进展，在它一连串图像平面相交时，仪器的部分将出现在多个相邻图像平面的图像中。

