



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920775 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680036993.5

(22)申请日 2016.05.12

(30)优先权数据

62/184,594 2015.06.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/032015 2016.05.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/209398 EN 2016.12.29

(71)申请人 瑞文那医疗有限责任公司

地址 美国弗吉尼亚州

(72)发明人 F·W·莫尔丁 K·欧文

A·迪克森

(74)专利代理机构 北京嘉和天工知识产权代理
事务所(普通合伙) 11269

代理人 严慎 王维

(51)Int.Cl.

A61B 5/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

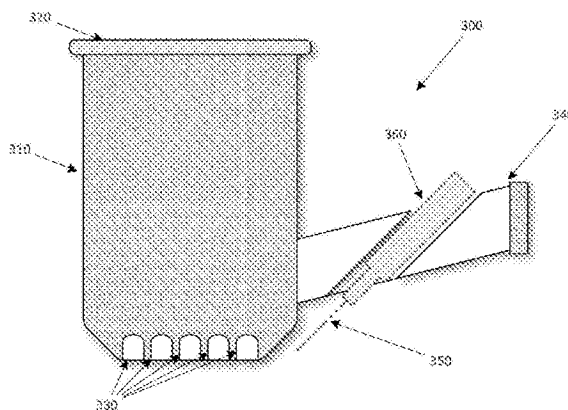
权利要求书2页 说明书18页 附图22页

(54)发明名称

相对于解剖特征的探针超声引导

(57)摘要

用于使用来自使用解剖特征的超声引导的反馈来插入探针的系统和方法。本公开是针对用于产生解剖特征(比如骨骼)的超声图像和/或可视化正被成像的对象中的解剖特征的超声图像的超声成像。具体地说,本发明涉及使用图形用户界面的实时反馈以及用于探针插入的目的的超声成像。探针插入可以以变化的自由度被理想地显示或物理地引导以用于提高准确度和降低失效率。



1. 一种超声成像方法,所述超声成像方法包括:

在包括处理器和探针引导件的探针引导系统中,所述探针引导件具有沿着所述探针引导件插入探针的指定路径:

从所述探针引导系统中的一个或多个换能器发送一个或多个超声信号;

从对象的被成像区域获得至少部分地基于一个或多个超声信号产生的超声数据;

至少部分地基于所述产生的超声数据来选择与所述被成像区域相关联的目标解剖结构;

至少部分地通过组合所述超声数据和所述选择的目标解剖结构来显示所述对象的超声图像;

确定所述被成像区域相对于所述目标解剖结构和所述一个或多个换能器的位置;以及

计算所述探针的投影探针路径,所述投影探针路径指示当所述探针通过所述探针引导件被插入时所述探针将采取的实际路径;

产生图形指示标记,包括产生所述投影探针路径的可见表示,所述投影探针路径的所述可见表示是相对于所述目标解剖结构显示的。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述投影探针路径包括投影针路径。

3. 如权利要求1所述的方法,还包括当所述探针引导系统确定所述投影探针路径和所述目标解剖结构不共线时在一循环中提供反馈。

4. 如权利要求3所述的方法,还包括显示指示平移所述一个或多个换能器以使所述投影探针路径与所述目标解剖结构对齐的方向的方向指示标记。

5. 如权利要求3所述的方法,还包括显示指示使所述投影探针路径与所述目标解剖结构对齐所必需的运动的旋转指示标记。

6. 如权利要求1所述的方法,还包括计算理想探针路径,所述理想探针路径与所述目标解剖结构同轴地相交。

7. 如权利要求6所述的方法,还包括使所述理想探针路径限于展现所述探针引导件可以旋转的角度的一个或多个物理枢转点的潜在探针路径。

8. 如权利要求6所述的方法,还包括使所述理想探针路径限于展现所述探针引导件可以旋转的角度的一个或多个虚拟枢转点的潜在探针路径。

9. 如权利要求3所述的方法,还包括在图形用户界面上计算并且显示一个或多个显示的针路径,并且包括用户经由与图形用户界面的交互选择并且执行所述显示的针路径中的一个。

10. 一种探针引导系统,所述探针引导系统包括:

用户界面,所述用户界面包括具有一个或多个符号指示标记的显示器;

超声成像单元的一个或多个超声换能器,所述一个或多个超声换能器被配置为并且适应于至少部分地基于目标解剖结构来发送和接收信号;

探针引导件,所述探针引导件具有沿着所述探针引导件插入探针的指定路径;

处理器,所述处理器用于:(a) 确定所述目标解剖结构相对于所述超声成像系统的位置,并且(b) 计算平移或旋转所述一个或多个换能器以使(x) 所述探针的投影探针路径与(y) 所述目标解剖结构对齐的方向,所述投影探针路径指示当所述探针通过所述探针引导

件被插入时所述探针将采取的实际路径。

11. 如权利要求10所述的探针引导系统,其中所述显示的符号指示标记表示供用户平移或旋转所述一个或多个换能器的所述方向。

12. 如权利要求10所述的探针引导系统,其中所述探针引导件提供相对于患者的表面的可变旋转方位。

13. 如权利要求13所述的探针引导系统,还包括集成的实时针检测装置。

14. 如权利要求13所述的探针引导系统,其中所述集成的实时针检测装置是光学的。

15. 如权利要求14所述的探针引导系统,其中所述集成的实时针检测装置包括压电元件。

16. 如权利要求13所述的探针引导系统,其中所述处理器计算当前探针角度,并且确定使所述投影探针路径与所述目标解剖结构对齐所需的探针角度调整。

17. 如权利要求10所述的探针引导系统,其中所述显示器包括适应于并且被配置为接受识别所述目标解剖结构的用户输入的触控板。

18. 如权利要求10所述的探针引导系统,其中所述探针引导件的至少一部分是可围绕枢转点旋转的。

19. 如权利要求18所述的探针引导系统,其中所述探针引导件包括限定沿着所述探针引导件插入所述探针的所述指定路径的引导卷轴,所述枢转点在所述引导卷轴上。

20. 如权利要求19所述的探针引导系统,还包括压缩机构,所述压缩机构接触所述引导卷轴以使所述引导卷轴保持在期望方位上。

相对于解剖特征的探针超声引导

[0001] 相关申请: 本申请要求2015年6月25日递交的、题目为“相对于解剖特征的探针超声引导(Ultrasonic Guidance of a Probe with Respect to Anatomical Features)”的美国临时申请No.62/184,594的权益和优先权,该申请特此通过引用并入。

技术领域

[0002] 本公开是针对超声成像以及用于超声图像获取和产生的系统和方法。本公开的各方面涉及产生骨骼的超声图像和/或可视化正被成像的对象中的骨骼的超声图像。具体地说,本发明涉及目标解剖结构的自动检测以及使用具有超声成像的图形用户界面的实时反馈以用于探针插入的目的。

[0003] 联邦资助研究的声明

[0004] 本发明至少部分是使用来自国家卫生研究院的国家生物医学成像和生物工程研究所的授奖编号R44EB015232和来自国际科学基金会的授奖编号1329651的美国政府支持资助的。美国政府由此对于本发明可以具有某些权利。

背景技术

[0005] 各种医学操作包括用探针(probe)(比如针(needle)或导管(catheter))刺入皮肤。例如,脊椎麻醉或脊椎诊断操作可以包括向硬膜外位置经皮递送麻醉药或对脊髓液进行取样。这样的脊椎麻醉或脊椎诊断操作一般包括刺入黄韧带,横向于硬脊膜的棘突之间的韧带。一般来说,硬膜外放置期间的期望的最终针位置是横向于硬脊膜的,而在脊椎抽液中,硬脊膜被刺入以便从脊髓腔获得流体。

[0006] 脊椎抽液具有几个重要的临床应用,包括对脑脊液(CSF)进行取样、直接向脊髓腔给予化疗或其他药物、或排放脊髓腔中的压力以用于心脏手术。CSF的取样也可能是快速诊断各种疾病(比如脑膜炎)所必需的。其他操作可能类似地包括用探针刺入皮肤,比如椎旁躯体神经阻滞(PVB)。

[0007] 神经轴向麻醉阻滞(例如,硬膜外麻醉或脊椎麻醉阻滞)和相关的脊椎麻醉操作目前在美国医院里每年在数百万个操作中进行。对于这样的操作的许多临床指标包括妊娠期间的麻醉、慢性疼痛、或臀部或膝盖置换外科手术。

[0008] 考虑到探针放置由于其敏感位置的重要性,可以使用成像来改善探针引导。在一种方法中,可以使用荧光检查法来以高成功率引导脊椎穿刺针放置。然而,除了荧光检查设备的高成本和缺乏可携带性之外,电离辐射的风险使荧光检查法对于一些大容量操作是一个不具吸引力的选择。

[0009] 其他基于x射线的医学成像技术也可以是有效的,但是有类似的风险和缺点。例如,计算机断层扫描(CT)和2维x射线投射常作用于骨骼成像的成像形态。不幸的是,从这样的医学成像对患者和护理者的电离辐射暴露在过去几十年一直大幅增加(近几十年来估计是几倍增加)。这样的辐射剂量的累积效应一直与癌症的风险增加有联系。

[0010] 在医学操作期间,探针插入有时可以在不需要医学成像的情况下完成(例如,通过

使用无引导技术)。没有医学成像的技术被称为“盲方法”。在脊椎麻醉应用中,这包括在使用手触找出椎骨标志之后插入针。然而,这样的无引导技术有时可能失效。无引导脊椎麻醉或脊椎诊断操作失效通常发生在年长者或重度/病态肥胖者中。无引导操作失效的原因包括穿刺期间的不正确的针插入位置或不正确的针角度的使用。

[0011] 因此,在脊椎麻醉或脊椎诊断操作中,失效可能阻止进入脊髓腔或妨碍针或导管横向于硬脊膜放置以用于给予硬膜外麻醉。盲方法的失效率已经在历史上在(表现出标志不存在、不清楚或畸变)的患者人群的大约一半中被引证。

[0012] 表现出这些特性的大量的并且增长的人群段是目前构成美国总人口的大约三分之一、但是代表不成比例地高的盲失效率的肥胖者。也就是说,无引导操作的失效可能以高达涉及肥胖患者的情况的四分之三的比率出现。这样的失效可能提高医疗成本,比如由需要额外治疗的并发症引起的那些。

[0013] 在重度/病态肥胖者中,这样的失效可能是由于标志和皮肤之间的厚脂肪组织层、解剖标志(例如,脊柱)不能被可靠地触及而发生。失效一般导致多次针刺,这些针刺与不良健康后果(比如脊髓性头痛或水肿的风险提高)是相关的。另外,其他严重的并发症可能由于失效的神经轴向麻醉而发生,包括背痛或血管刺穿,以及更严重的并发症,包括胸腔刺穿、气胸或瘫痪。这样的并发症可以包括脊髓性头痛、背痛、下肢轻瘫、脊髓水肿、神经麻痹、脊柱肿瘤形成或一种或更多种其他的并发症。

[0014] 一般来说,当无引导方法失效时,临床操作包括使用荧光检查法或其他引导操作来帮助探针放置。医学超声可以用作作用于骨骼成像的x射线的替代者。然而,即使它们没有造成电离辐射的风险,常规的超声系统在它们的应用中也是有限的。目前使用的超声系统一般很大、复杂、昂贵,并且需要专门的训练来操作。然而,使用超声的失效率仍可能保持很高,并且超声技术的成功一般很大程度上取决于用户对超声波检查法的熟悉度。此外,传统的超声设备笨重且庞大,由此使得难以与患者一起使用。

[0015] 因此,存在对于用于使用非电离超声成像的探针插入的用户友好的引导系统的需要。

发明内容

[0016] 本文所描述的示例实施方案具有创新的特征,其中没有一个不可缺少地或单独地对它们的期望性质负责。以下描述和附图详细地陈述了本公开的某些说明性实现,这些实现指示可以实现本公开的各种原理的几种示例性方式。然而,说明性实施例不是本公开的许多可能的实施方案的穷举。在不限制权利要求的范围的情况,有利的优点中的一些现在将被总结。当本公开的以下详细描述被结合附图考虑时,本公开的其他目的、优点和新颖特征将在本公开的以下详细描述中被陈述,附图的意图是图示说明本发明,而非限制本发明。

[0017] 本发明的一方面是针对一种超声成像方法。所述方法包括在包括处理器和探针引导件的探针引导系统中从探针引导系统中的一个或多个换能器发送一个或多个超声信号,所述探针引导件具有沿着其插入探针的指定路径。所述方法还包括从对象的被成像区域获得至少部分地基于一个或多个超声信号产生的超声数据。所述方法还包括至少部分地基于产生的超声数据来选择与被成像区域相关联的目标解剖结构。所述方法还包括至少部分地通过组合超声数据和选择的目标解剖结构来显示对象的超声图像。所述方法还包

括确定被成像区域相对于目标解剖结构和所述一个或更多个换能器的位置。所述方法还包括计算探针的投影探针路径,所述投影探针路径指示当探针通过探针引导件被插入时探针将采取的实际路径。所述方法还包括产生图形指示标记,包括产生所述投影探针路径的可见表示,所述投影探针路径的可见表示是相对于所述目标解剖结构显示的。

[0018] 在一些实施方案中,投影探针路径包括投影针路径。所述方法可以包括当探针引导系统确定投影探针路径和目标解剖结构不共线时在一循环中提供反馈。所述方法还可以包括显示指示平移所述一个或更多个换能器以使投影探针路径与目标解剖结构对齐的方向的方向指示标记。所述方法还可以包括显示指示使投影探针路径与目标解剖结构对齐所必需的运动的旋转指示标记。

[0019] 在一些实施方案中,所述方法包括计算理想探针路径,所述理想探针路径与目标解剖结构同轴地相交。所述方法还可以包括使理想探针路径限于展现所述探针引导件可以旋转的角度的一个或更多个物理枢转点的潜在探针路径。所述方法还可以包括使理想探针路径限于展现所述探针引导件可以旋转的角度的一个或更多个虚拟枢转点的潜在探针路径。所述方法还可以包括在图形用户界面上计算并且显示一个或更多个显示的针路径,并且包括用户经由与图形用户界面的交互选择并且执行显示的针路径中的一个。

[0020] 本发明的另一方面是针对一种探针引导系统。系统包括包括具有一个或更多个符号指示标记的显示器的用户界面。所述系统还包括超声成像单元的一个或更多个超声换能器,所述一个或更多个超声换能器被配置为并且适应于至少部分地基于目标解剖结构来发送和接收信号。所述系统还包括探针引导件,所述探针引导件具有沿着其插入探针的指定路径。所述系统还包括处理器,所述处理器用于:(a) 确定目标解剖结构相对于超声成像系统的位置,并且(b) 计算平移或旋转所述一个或更多个换能器以使(x) 探针的投影探针路径与(y) 目标解剖结构对齐的方向,所述投影探针路径指示当探针通过探针引导件被插入时探针将采取的实际路径。

[0021] 在一些实施方案中,显示的符号指示标记表示供用户平移或旋转所述一个或更多个换能器的方向。在一些实施方案中,探针引导件提供相对于患者的表面的可变旋转方位。

[0022] 所述系统可以包括集成的实时针检测装置。在一些实施方案中,集成的实时针检测装置是光学的。在一些实施方案中,集成的实时针检测装置包括压电元件。

[0023] 在一些实施方案中,处理器计算实际探针角度,并且确定使投影探针路径与目标解剖结构对齐所需的探针角度调整。显示器可以包括适应于且被配置为接受识别目标解剖结构的用户输入的触控板。

[0024] 在一些实施方案中,探针引导件的至少一部分可围绕枢转点旋转。探针引导件可以包括限定沿着其插入探针的指定路径的引导卷轴,枢转点在引导卷轴上。所述系统可以包括压缩机构,所述压缩机构接触引导卷轴以使引导卷轴保持在期望方位上。

[0025] 本概述意图提供本专利申请的主题的概述。本概述并非意图提供本发明的排他的或穷尽的说明。常规的传统方法的进一步的限制和缺点通过这样的系统与如在本申请的其余部分中参照附图陈述的本发明的各方面的比较,对于本领域技术人员将变得清晰。

附图说明

[0026] 为了更充分地理解本发明的性质和优点,参照以下结合附图对优选实施方案的详

细描述,在附图中:

[0027] 图1是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的示例性设备的框图,该示例性设备可以包括至少一个超声换能器以及被配置为执行解剖成像的至少一个处理器,处理器的输出可以被呈递给设备显示器;

[0028] 图2是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有图形用户界面反馈和探针引导件的示例性便携式2D超声成像器、连同被成像区域的至少一部分的3D模型的自顶向下视图;

[0029] 图3是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有图形用户界面反馈和探针引导件的示例性便携式2D超声成像器、连同被成像区域的至少一部分的3D模型的侧视图;

[0030] 图4是根据本文所提供的本公开的替代实施方案的具有图形用户界面反馈和探针引导件的示例性便携式2D超声成像器、连同被成像区域的至少一部分的3D模型的侧视图;

[0031] 图5是图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有旋转自由度的示例性探针引导件的示意图;

[0032] 图6是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的至少部分地基于超声成像将固定引导件中的探针指引到预定的解剖位置的说明性过程的流程图;

[0033] 图7是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的至少部分地基于超声成像将固定引导件中的探针指引到用户识别的解剖位置的说明性过程的流程图;

[0034] 图8描绘根据本文所提供的本公开的一些实施方案的示例性图形用户界面,该图形用户界面展示探针方向定位反馈以及目标解剖结构的覆盖超声图像;

[0035] 图9描绘根据本文所提供的本公开的一些实施方案的示例性图形用户界面,该图形用户界面展示探针旋转部署和方向反馈以及目标解剖结构的覆盖超声图像;

[0036] 图10是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有描绘示例性探针插入以及对于其的引导的图形用户界面反馈的便携式2D超声成像器的自顶向下视图;

[0037] 图11是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的用于至少部分地基于产生的超声图像来在没有固定引导件的情况下将探针指引到用户识别的解剖位置的示例性操作的流程图;

[0038] 图12投影根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转以供在装置辅助引导期间使用的示例性虚拟探针引导件的等距视图;

[0039] 图13图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转以供在装置辅助引导期间使用的示例性虚拟探针引导件的侧视图;

[0040] 图14图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转以供在装置辅助引导期间使用的示例性虚拟探针引导件的自顶向下视图;

[0041] 图15是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0042] 图16是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0043] 图17是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例

性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0044] 图18是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0045] 图19是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0046] 图20是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴旋转的示例性虚拟探针引导件的侧视图的图形抽象,该固定枢转轴在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出并列的图像平面中;

[0047] 图21图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有图形用户界面反馈和非附着的探针引导件的示例性手持2D超声成像器、连同被成像区域的至少一部分的3D模型;以及

[0048] 图22图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的经由数据通信耦合到外部计算单元的示例性便携式2D超声成像器。

具体实施方式

[0049] 以下描述和附图详细地陈述本公开的某些说明性实现,这些实现指示可以实现本公开的各种原理的几种示例性方式。然而,说明性实施例不是本公开的许多可能的实施方案的穷举。本公开的其他目的、优点和新颖特征在前面在适用情况下鉴于附图被陈述。

[0050] 所提出的设备的实施方案可以通过向用户提供关于骨骼相对于探针的深度或位置的信息来使得能够实现更准确的穿刺或探针插入操作。本发明的各方面是针对基于解剖特征的声像图成像的探针引导和插入。发明人已经认识到,用于医学操作的无引导针插入表现出巨大的失效率,特别是在所述人群的增加的人口中。解剖特征不能在所有患者中被准确地触及。对对象的围绕操作位置的区域进行成像并且通过自动识别组织的目标区域来扩大超声图像大大地改进了探针插入的成功率和易用性。

[0051] 发明人还已经认识到,如果超声图像参照正被成像的结构解剖模型被呈现(例如,呈现给用户),则超声图像可能更易于解释。在实施例中,正被成像的结构包括位于骨骼结构附近或之间的骨骼或组织。因此,一些实施方案涉及通过产生包括三维(3D)结构模型的对应部分的二维(2D)超声图像的显现来可视化超声数据。在某些应用中,感兴趣的结构是骨骼结构,比如椎骨解剖结构。3D模型的对应部分(例如,2D截面)可以至少部分地通过使用将2D超声图像配准到3D模型的配准技术来识别。配准结果可以被用来识别2D超声图像中的一个或多个解剖标志的位置(一个或多个),并且该图像的所产生的显现可以指示识别的位置中的一个或多个。

[0052] 本发明的各方面公开了用于使用图形用户界面(GUI)的实时反馈的目的的以针为目标的解剖结构的超声图像的产生和/或可视化对象中的超声图像以及用于探针插入的目的的超声成像。在应用中,目标解剖结构是相对于骨骼结构(例如,腰椎或其他骨骼结构)以及这样的骨骼结构中或之间的组织限定的。然而,这仅仅是应用本构思的一种方式,这些构

思可以同样地应用于其他目标区域。本发明人还已经在其他针引导的应用(比如关节注射和抽吸、血管进入以及活组织检查)中认识到类似的需要。在这样的情况下,医学成像可以被用来将针或探针导航到目标解剖结构。目标解剖结构和实时引导反馈的自动化可以使医学成像引导更易于使用。

[0053] 本发明人还已经认识到便携式设备可能没有一般可用的B模式成像设备那么昂贵。此外,显示器到手持装置中的合并可以被制造以提供目标解剖结构位置或深度的与可能难以解释的B模式声波图相比直观的或易于理解的指示。手持设备的使用还可以降低医学成本,因为手持设备可以被用于引导式探针插入或自动定位,从而降低探针插入期间出现失效或并发症的可能性。该设备还可以在沒有超声波检查法的广泛训练的情况下被操作。

[0054] 这样的手持设备的操作可能比一般可用的超声成像设备更简单。例如,手持设备提供的信息可能消耗的资源更少并且解释更简单——与一般可用的B模式超声成像设备相反。本公开设想具有用于给予探针插入、深度、部署、位置和方位的用户反馈的图形用户界面(GUI)的新颖便携式装置的制作、以及用于该便携式装置的应用并且补救这些和/或其他相关联的问题的实用方法。

[0055] 本文所描述的技术的各方面是在脊椎麻醉引导的背景下进行说明的,但是应意识到,本文所描述的技术对于许多其他的设置是有用的,并且可以被应用于许多其他的设置中。例如,本文所描述的技术可以用于其中使用超声来引导针或探针到达目标解剖结构的其他临床应用,包括但不限于骨科关节注射、血管进入和活组织检查。

[0056] 在一些实施方案中,提供了一种用于用图形用户界面(GUI)执行超声成像的方法。该方法可以包括至少部分地基于患者解剖特征、连同已知模型和/或预定患者模型(比如从先验的MRI或CAT扫描推导的那些)来构建3D模型。发明人还认识到以简单的、易于理解的方式——特别是用全面的、可全局辨识的图形符号和视觉线索——相对于探针引导装置显示模型的功效。本发明人认识到,检测解剖目标可以通过除了模型拟合之外的其他方法来执行,包括本领域技术人员已知的各种特征检测算法,比如形状模型或霍夫变换。

[0057] 在一些实施方案中,所述方法包括:将至少一个2D超声图像配准到包括骨骼的区域的3D模型;并且生成包括骨骼的区域的2D和/或3D显现,其中显现是至少部分从所述至少一个2D超声图像到脊椎的3D模型的配准推导得到。配准可以通过以下方式执行,即,超声地调查患者的脊椎的实质部分;访问现有库并且对其关于与患者的声波图的模式匹配的内容进行分析;和/或加载来自患者以前进行的扫描(例如,MRI等)的3D模型。

[0058] 下面进一步描述上述方面和实施方案以及另外的方面和实施方案。这些方面和/或实施方案可以被单个地使用、全都一起被使用、或按两个或更多个的任何组合使用,因为本文所描述的技术在这个方面不受限制。

[0059] 图1图示说明可以用于产生和/或显示超声图像的设备100的实施例。如所示,设备100包括至少一个处理器控制电路104、至少一个超声换能器106、至少一个超声信号调理电路122、至少一个运动传感器(加速度计)114、至少一个存储器电路116以及图形用户界面/显示器118。所述一个或更多个超声换能器106可以被配置为产生将被对准正被成像的对象内的目标组织结构110的超声能量108(例如,超声换能器106可以被配置为声穿透对象内的一个或更多个感兴趣区域)。

[0060] 超声能量108中的一些可以被目标组织结构110反射120,并且反射的超声能量中的至少一些可以被超声换能器106接收。在一些实施方案中,所述至少一个超声换能器106可以形成超声换能器阵列的可以被放置成与正被成像的对象的表面(例如,皮肤)接触的一部分。在一些实施方案中,被正被成像的表面反射120的超声能量可以被超声换能器(一个或更多个)106和/或一个或更多个其他超声换能器接收,比如是换能器阵列的一部分的一个或更多个超声换能器。接收反射的超声能量的超声换能器(一个或更多个)可以以任何合适的方式(例如,布置为环形阵列、活塞阵列、直线阵列、二维阵列)或任何其他合适的方式几何地布置,因为本文所提供的本公开的各方面在这个方面不受限制。

[0061] 如图1所示,超声换能器(一个或更多个)106可以被耦合到超声信号调理电路112,超声信号调理电路112被示为被耦合到设备100中的电路。超声信号调理电路112可以包括用于与超声成像结合使用的各种类型的电路,比如举例来说束形成电路。作为其他实施例,超声信号调理电路可以包括被配置为对接收的超声信息(比如回波信息)(比如提供给处理器电路104)进行放大、相移、时间门控、滤波和/其他方式调理的电路。

[0062] 在一些实施方案中,从换能器阵列(比如包括第一超声换能器106的阵列)的一部分的每个换能器元件的接收路径可以包括以下中的一个或更多个:低噪声放大器、主级放大器、带通滤波器、低通滤波器以及模数转换器。在一些实施方案中,一个或更多个信号调理步骤可以被数字地执行,例如通过使用处理器控制器电路104数字地执行。

[0063] 在一些实施方案中,设备100可以被配置为获得与垂直于超声换能器阵列的表面的一个或更多个平面相对应的超声回波信息(例如,以提供“B”模式成像信息)。例如,设备100可以被配置为获得与平行于超声换能器阵列的表面的一个或更多个平面相对应的信息(例如,以提供对象的组织内的指定深度处的平行于换能器阵列的表面的平面中的轨迹的“C模式”超声图像)。在多于一个的平面被收集的实施例中,超声回波信息的三维集合可以被收集。

[0064] 在一些实施方案中,处理器控制器电路104可以被耦合到一个或更多个非暂时性计算机可读介质,比如存储器电路116、盘、或一个或更多个其他存储器技术或存储装置。在一些实施方案中,第一超声换能器106、信号调理电路112、处理器控制电路104、存储器电路116以及图形用户界面(显示器)118中的一个或更多个的组合可以作为超声成像设备的一部分被包括。超声成像设备可以包括被配置为经由来自回波目标组织结构110的超声能量的反射来获得深度信息的一个或更多个超声换能器106,回波目标组织结构110可以是骨骼目标、血管、伤口或其他解剖目标。

[0065] 在实施例中,处理器控制器电路104(或一个或更多个其他的处理器电路)可以被通信地耦合到用户输入装置(比如图形用户界面118)中的一个或更多个。在其他实施方案中,用户输入装置可以包括以下中的一个或更多个:小键盘、键盘(例如,位于超声扫描组件的一部分附近或之上,或者作为被配置为呈现或操纵超声成像信息的工作站的一部分被包括)、鼠标、旋转控件(例如,旋钮或旋转编码器)、与显示器的一部分对齐的软键盘触摸屏、和/或一个或多个任何合适类型的其他控件。

[0066] 在一些实施方案中,处理器控制器电路104可以被配置为执行基于模型配准的成像并且经由GUI 118向用户呈现构造的一个图像或多个图像。例如,同时2D/3D显示可以由GUI 118被呈现给用户。

[0067] 在一些实施方案中,随着设备100在沿着对象表面(例如,皮肤)的整个位置范围上被扫掠或移动,从目标组织110反射120的超声能量可以在通过超声信号调理电路112进行信号调理之后被获得或被采样。复合体可以被构造,比如使用关于设备100的至少换能器106(或整个设备)的位置的信息(比如由运动传感器114提供)以及关于超声换能器106获得的反射的超声能量的信息。

[0068] 运动传感器或加速度计114可以是配置为获得关于正被成像的对象的运动的信息(例如,位置信息、速度信息、加速度信息、姿势信息等)的任何合适类型的传感器。例如,运动传感器114可以包括被配置为感测沿着一个或更多个轴的加速度的一个或更多个加速度计。作为另一实施例,运动传感器114可以包括一个或更多个光学传感器。运动传感器114可以被配置为使用一种或更多种其他的技术来感测设备100的相对运动和/或绝对位置,比如使用电磁、磁、光学或声学技术、或陀螺仪,比如独立于接收的超声成像信息(例如,不需要基于被成像物体的根据接收的超声信息确定的位置的运动跟踪)。

[0069] 来自运动传感器114的信息和超声换能器104获得的超声能量可以被发送给处理器控制器电路104。处理器控制器电路104可以被配置为使用下面在进一步的实施例中描述的过程来确定设备100的至少换能器的运动或位置信息。运动或位置信息可以被用来执行基于模型配准的成像或免提3D成像。

[0070] 其他技术可以包括使用可以被机械地扫描的一个或更多个换能器,比如以提供与二维阵列提供的信息类似的成像信息,但是不需要用户在医学操作期间手动地重新定位设备100。设备100可以是小型的且便携的,以使得用户(例如,医生或护士)可以在整个医疗设施内容易地运输它,或者它可以是传统的基于小车的超声设备。

[0071] 在一些实施方案中,设备100可以使用非电离能量来提供成像,它可以是安全的、便携的、低成本的,并且可以提供对齐探针的位置或插入角度以到达期望的目标深度或解剖位置的设备或技术。下面描述的基于模型配准的过程的实施例集中于脊椎麻醉临床操作,医疗专业人员通过这些操作将探针插入到椎骨解剖结构中或周围以递送麻醉药。

[0072] 在这种情况下,基于模型配准的过程使用椎骨解剖结构的3D模型。然而,本文所描述的设备和方法不限于被用于对脊椎进行成像,而是可以被用来对任何合适的目标解剖结构(比如骨关节、血管、神经束、小结、囊肿或伤口)进行成像。另外,设备100可以被用于临床诊断或介入性操作中,介入性操作比如骨科关节注射、腰椎穿刺、骨折诊断和/或骨科手术的引导。

[0073] 应意识到,参照图1描述的设备100是被配置为执行根据本文所提供的本公开的实施方案的超声成像的设备的说明性的非限制性实施例。设备100的许多变型是可能的。例如,在一些实施方案中,超声成像设备可以包括用于产生超声能量的一个或更多个换能器以及接收并且处理被正被成像的目标反射的能量以产生对象的一个或更多个超声图像的电路,但是可以不包括显示图像的显示器。相反,在一些实施方案中,超声成像设备可以被配置为产生一个或更多个超声图像,并且可以被耦合到一个或更多个外部显示器以向一个或更多个用户呈现产生的超声图像。

[0074] 图2是具有图形用户界面反馈270和探针引导件210的示例性便携式2D超声系统200的自顶向下视图。在一方面,该系统包括自动解剖结构检测器,该自动解剖结构检测器可以利用各种(或多种)成像形态的解剖结构成像。在另一方面,该系统与被成像目标区域

250的至少一部分的模型一起使用,该模型可以是3维(3D)模型或其他合适的模型,但是这并非系统操作所必需的。在一个实施方案中,超声系统200自动进行目标解剖结构250的识别,提供目标中线和深度260的指示,并且提供使目标解剖结构与期望探针深度对齐所需的换能器运动的指示。本领域技术人员将意识到,本构思一般适用于自动解剖结构检测,并且可以利用一种或更多种成像形态。

[0075] 借助于经由触摸屏240的用户输入或其他方法的目标解剖结构250的识别提供目标中线和深度260的指示,然后指示如何移动换能器以使目标与探针220路径对齐。超声系统200继续用具有关于相对于探针220路径的位置的连续反馈的每个新帧来跟踪目标。在一个或多个实施方案中,探针是针。在其他实施方案中,探针是导管或其他类似装置,这不超出本发明的范围。

[0076] 目标解剖结构250的自动识别可以通过各种方法来实现。在一个实施方案中,目标解剖结构250可以经由用户与触摸屏240图像特征的交互来检测。一旦目标解剖结构250被用户识别,超声系统200然后就可以随着该特征在换能器相对于目标解剖结构250的位置改变时改变位置或方位跟踪该特征。

[0077] 目标解剖结构250特征的跟踪可以通过本领域技术人员已知的各种方法来实现。这样的方法包括模板匹配技术——例如,规范化互相关、绝对差求和等。其他方法包括模型拟合,比如使用自适应形状模型的模型拟合。形状模型可以由目标解剖结构的先验知识形成,或者自适应地由用户指示的图像区域形成。

[0078] 在一个实施方案中,可以使用基于模型的技术来自动地检测目标解剖结构。在该方法中,模型是基于期望的目标解剖结构250的知识先验地形成的。在检测目标解剖结构的基于模型的技术中,该方法将不需要用户输入。然而,用户输入可以被用来帮助引导搜索过程。例如,如果用户指示图像的特定位置,可选地使用用户界面指示,则该算法可以使搜索结果偏向于该位置。

[0079] 在另一实施方案中,可以使用血流或其他功能测量的检测来识别目标。例如,如果目标解剖结构是血管,则可以从血流图像计算目标位置。具体地说,可以从其中血流存在被检测到的所有图像位置计算血流的质心位置。血流存在的图像位置可以使用标准方法(比如彩色多普勒、B-flow、脉冲波多普勒或能量多普勒)来测量。

[0080] 在其他实施方案中,霍夫变换、形状模型或模板匹配方案可以识别图像中表现出代表性形状或空间变化强度的位置。各种位置的质心可以被计算。多个潜在目标可以被呈现给用户以用于经由图形用户界面输入(比如,经由触摸屏)选择。

[0081] 在图2中例示的本实施方案中,所述装置包括针引导件210,该针引导件210具有被设置在把手230上或中以使得整个装置200被手持的固定路径。装置200可以是电池操作的,方便便携的,并且被放置在从业者的口袋里、旅行袋、箱子或类似壳体里。在使用中,临床从业者可以将该装置(从从业者的视点上面看)部署到患者身体的表面(例如,患者的脊柱区域上面的皮肤)上。引导件210提供将被通过该引导件插入的刚性结构或探针220遵循的路径,该路径可以显示(260)在显示屏幕上覆盖目标解剖结构250的超声图像。本领域技术人员将意识到,本构思可以应用于将针插入到患者的身体中,并且还可以应用于将其他细长探针、导管等相对于患者的解剖结构(例如,骨骼解剖结构)插入到患者中。

[0082] 超声图像可以是任何模式的超声成像,并且可以是2D或3D的。在一些实施方案中,

超声系统显示B扫描声波图。可以包括帮助预期操作的后处理的增强图像的彩色声波图也可以如本领域技术人员在审阅本公开时将意识到的那样被采用。C扫描超声波检查法也在本发明的范围内。任何合适设计和配置的超声成像阵列和换能器可以被采用。本公开不限于任何给定几何形状、大小或频率范围的换能器或换能器阵列。但是高千赫到低或中等兆赫范围内的超声在一些实施方案中可以被使用。

[0083] 如上面所提到的,本示例性实施方案的超声针引导和成像系统200可以如所展示的那样是手持的。然而,基于小车的小型系统也容易被合并,这将稍后在本公开中被讨论。

[0084] 图3是示例性便携式超声成像和探针引导系统300的侧视图,该系统包括本体310(可以是手持的)、图形用户界面320以及探针引导件340,针组件360可以通过探针引导件340被插入以用于引导。超声系统本体310在其邻近感兴趣区域接触患者身体的下端包括一个或更多个超声成像换能器330,例如,换能器330可以被放置在患者的皮肤上(使用超声耦合凝胶被耦合)以对探针下面的解剖结构进行成像。探针引导件340针对针350成角度设置以用于非垂直插入。然而,探针引导件340的角度、因此针组件360相对于本体310的角度无需是固定的。

[0085] 图4是根据本文所提供的本公开的替代实施方案的示例性便携式超声成像器400、连同被成像区域的至少一部分的模型的侧视图,便携式超声成像器400具有包括显示屏幕的图形用户界面440和探针引导件430。在本实施例中,一个或更多个换能器450邻近与其相对的探针引导件430的两边设置。本配置的一个实施方案呈现换能器450朝向与针420和探针引导件430共线。

[0086] 在其他实施方案中,用户界面440可以包括视觉显示屏幕(例如,LCD、触摸显示器或类似的显示屏幕),该视觉显示屏幕被容纳在框架中,并且被机械地耦合到所述装置的本体410,例如,在铰接或枢转耦合连接处耦合。本体410和用户界面440之间的电连接可以通过带状连接器、管脚连接或类似手段442来实现。显示屏幕或界面440的角度由此可以相对于本体410成各种角度倾斜以适合所述装置的用户使用和观看。

[0087] 图5图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有旋转自由度的示例性探针成像和引导机构500。图5大体上图示说明探针引导件530和相关设备的实施例,比如可以被包括在图1-4的实施例或本公开涵盖的其他实施方案中。

[0088] 在一个或更多个实施方案中,可更换的或可移除的插件(比如密封垫550)可以被沿着探针引导件560的一部分定位或被定位在探针引导件560的一部分内。这用于使探针组件510的无菌部分(比如针或导管尖端570)与组件的周围的非无菌部分隔离。密封垫可以被粘合地涂布,或者比如使用夹具或过盈配合被保持,或者使用作为探针引导件530的一部分包括在内的一个或更多个棘爪被保持。

[0089] 在实施例中,探针引导件530的角度可以被调整或定位,要么是被用户手动调整或定位,要么是自动地调整或定位,比如以提供期望的或指定的探针插入角度。例如,可以使用定位螺钉540或弹簧部分520中的一个或更多个来使探针引导件的通道枢转,比如围绕探针引导件560中的销580枢转,或者围绕探针引导件560的另一铰接件或类似部分枢转。在实施例中,定位螺钉540可以被用螺纹块530保持,比如被用机械致动器手动地调整或驱动以使得探针引导件560可以围绕销580自动地或半自动地旋转。

[0090] 一个或更多个限位器(比如限位器545)可以限制探针引导件560在可能的角度位

置的期望范围内的角度移动。在实施例中,可以使用球和弹簧设备以及棘爪,比如用于使用户可以手动地将探针引导件560定位在期望的角度位置上,棘爪将探针引导件560分度(indexing)到指定角度,比如相互偏移指定的角度增量。

[0091] 在一些实施方案中,可以使用压电元件(比如位于开口附近(例如,在探针引导件560的退出口附近))来自动地测量探针引导件560的角度或为自动探针引导件角度控制提供反馈。压电元件的中心和探针引导件的开口之间的初始距离可以在重新定位之前测量以提供参考系或基线,由此开口的位置可以经由与参考系或基线的偏差来跟踪。

[0092] 探针(例如,针)的插入角度可以手动地或经由处理电路(例如,计算机),比如基于经由压电元件提供的信息来确定。以这种方式,根据探针组件510在引导件560内的深度,探针引导件560的角度可以被控制,比如以为针570提供期望的最终深度。

[0093] 例如,针570或导管尖端的位置可以被跟踪,比如使用与角度位置测量分开的压电技术来跟踪。用于跟踪探针组件510位置或针570位置的其他技术可以包括使用光学技术、磁技术或应变计。例如,一个或更多个参考标记可以被提供在探针组件510的在引导件560的进出口内或进出口处可以看得见的一部分上(例如,尺子或刻度可以被压印在探针组件510上,比如在插入期间对于用户是可见的)。在另一实施方案中,针570通过探针引导件560的力可以用压力传感器或应变计来感测,或者可以通过齿轮机构来转动齿轮。这些方法可以被用来提供针570行进通过探针引导件560的距离的估计,并且因此针端部的位置的估计。

[0094] 在实施例中,压电致动器可以被耦合到针570或探针组件510的另一部分。当探针被插入到对象的组织中时,一种或更多种技术然后可以被用来跟踪探针尖端位置,比如经由使用致动器以已知频率或以已知频率范围激励探针,并且使用例如彩色多普勒超声技术来找出探针尖端。这样,关于针570在对象内的位置的信息可以被覆盖于其他解剖信息上或以其他方式与其他解剖信息一起显示,比如以帮助用户将探针尖端定位在期望位置处。在另一实施方案中,探针可以被磁化,并且磁力跟踪可以被用来确定探针的位置。

[0095] 在上面的实施例和其他实施例中,标记或掐夹(pinching)设备可以被用来补充或代替探针组件510,比如被用来掐夹(例如,变色)或标记插入部位处的组织,比如使用探针引导件560提供的路径来掐夹或标记。这样的标记或变色可以被从业者后来用来在穿刺操作中帮助插入或引导探针。在实施例中,模板或斑块可以被沉积或粘附到对象的部位上,比如被沉积或粘附在期望探针插入部位的位置处或附近,比如在使用上面的实施例的手持超声设备或使用一个或更多个其他实施例的设备或技术找出骨骼或其他解剖特征之后。

[0096] 在一方面,旋转引导件设备500的一个或更多个部分可以与图1-4的手持超声组件是分开的,或者如其他实施例中所示和所描述的那样。在这样的实施例中,探针尖端位置仍可以使用手持设备来跟踪,比如使用上面讨论的压电或其他技术来跟踪。在实施例中,手持设备可以被用来标记或以其他方式识别探针的插入部位,并且比如图4中所示的单独的探针引导件设备可以被用来将探针插入在期望的或指定的角度上。

[0097] 图6是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的用于至少部分地基于超声成像来将固定引导件中的探针指引到预定的解剖位置的说明性过程的流程图600。本实施方案中描述的过程利用前面描述的方法中的一种方法来进行自动解剖结构识别。

[0098] 所述过程在610从检测相对于成像装置的预期目标解剖结构位置620开始。在GUI

或类似界面上呈现目标解剖结构的显示指示标记630。然后在GUI的显示器上勾画理想针路径的抽象表示640。在一个实施方案中,针路径是预先确定的固定针路径,比如可以从具有固定位置和角度的针引导件决定。仲裁器或类似装置然后可以进行确定以决定目标解剖结构是否居中位于针路径内650。

[0099] 如果是,则在GUI的显示器上显示针路径和目标解剖结构之间对齐的指示标记660。如果已经确定未对齐,则显示描绘超声装置在目标解剖结构670上居中所必需的运动的方向指示标记,其细节将稍后在本申请中被更详细地讨论。依据实时更新成像,下一帧680循环所述过程以确保准确度。

[0100] 图7是根据本文所提供的一些实施方案的至少部分地基于超声成像将固定引导件中的探针指引到用户识别的解剖结构位置的说明性过程的流程图700。这里,所述过程在705从经由GUI或其他输入装置识别目标解剖结构和操作位置开始。超声装置创建目标位置和周围区域的模板790。目标位置的模板可以是包围在705用户识别的位置的网格点处的图像强度的采样,或者它可以是局部图像区域的某个参数化版本。例如,模板可以包括解剖结构特征在执行边缘提取例程之后的边缘位置,边缘提取例程比如图像处理领域技术人员已知的那些——即,高斯滤波器的拉普拉斯算子。

[0101] 超声装置然后检测当前图像内的模板位置720。当前图像内的模板位置的检测可以通过各种方法来实现,比如上述那些方法——例如规范化互相关、形状模型或霍夫变换。在GUI或类似物上呈现目标解剖结构的显示指示标记730。然后在GUI的显示器上勾画理想针路径的抽象表示740。仲裁器或类似装置然后进行确定以决定目标解剖结构是否居中位于在针路径内750。

[0102] 如果是,则在GUI的显示器上显示针路径和目标解剖结构之间对齐的指示标记760。如果已经确定未对齐,则显示描绘超声装置在目标解剖结构上居中所必需的运动的方向指示标记770,其细节将稍后在本申请中被更详细地讨论。依据实时更新成像,下一帧680循环所述过程以确保准确度。

[0103] 图8描绘了根据本文所提供的一些实施方案的示例性图形用户界面(GUI) 800,该GUI 800展示探针方向定位反馈以及目标解剖结构820的覆盖超声图像。用户界面多半可以使用视觉屏幕以及输入/输出致动器、传感器和类似元件来实现。底层硬件、软件和固件系统可以被用来支持GUI的操作,包括执行操作系统(例如, Linux或嵌入式软件系统)的处理器。指示可以在GUI 800的显示屏幕上用指示标记符号830、850提供,并且可以指示为使目标解剖结构与预期针路径810对齐、超声换能器需要平移的方向。

[0104] GUI指示标记可以指示超声换能器的运动,该运动可以包括平移(如所示)、压缩或旋转。在一个或更多个实施方案中,中线指示标记840、860表达超声装置相对于加载的描绘目标解剖结构820的模板的相对位置。也就是说,虽然所述装置可以在患者解剖结构上被调查,但是GUI图像可以保持某种程度的静态(在模板的界限内)。相反,中线指示标记840、860响应于超声装置的物理位移并且相对于描绘的目标解剖结构820移动。在一方面,从业者可在患者的皮肤上方(例如,在患者的脊椎上面)移动所述装置的成像头部,同时观察所述装置的显示屏幕的图形输出以便确定脊椎的位置、其椎骨和其他解剖结构,并且以便确定针或探针相对于所述脊椎和椎骨被插入的位置。在一个或更多个实施方案中,中线指示标记可以被与目标解剖结构的深度的指示组合,这样的深度可以自动地显示在中线指示标记的旁

边。

[0105] 图9描绘了根据本文所提供的本公开的一些实施方案的示例性图形用户界面(GUI) 900,该GUI 900展示探针旋转部署和方向反馈以及目标解剖结构920的覆盖超声图像。指示在GUI 900的显示屏幕上用指示标记符号930、950、970提供。

[0106] 指示标记符号930指定为使目标解剖结构与预期针路径910对齐、超声换能器需要平移的方向。如所讨论的,GUI指示标记可以指定超声换能器的必要运动,包括平移(如所示)、压缩或旋转。指示标记符号950表示没有平移是必要的并且预期针路径910与目标解剖结构920对齐。

[0107] 指示标记符号970指定为使目标解剖结构与预期针路径910对齐、超声换能器需要平移的旋转方向。在一些实施方案中,指示标记符号(例如,930、950)既表示幅度、又表示方向。例如,更大的必要平移可以用更长的箭头或指示标记指定。在本实施方案中,中线指示标记940、960表达超声装置相对于加载的描绘目标解剖结构920的模板的相对部署。

[0108] 图10是根据本文所提供的一些实施方案的便携式超声成像器装置1000的自顶向下视图,便携式超声成像器装置1000具有描绘示例性探针插入以及对于其的引导的显示器/图形用户界面1010反馈。在本实施方案中,超声系统1000类似于前面已经指示的那样执行。然而,不是采取固定针路径,针路径是不固定的。所述系统检测目标解剖结构,并且还建议理想针路径。

[0109] 所述系统进一步检测图像中的实际针,并且指示使实际针路径与建议的针路径对齐所需的位置变化。在一个实施方案中,针检测由光学检测系统1040(例如,光学摄像机、激光定位装置等)执行。然而,在其他实施方案中,这可以经由附连的运动感测、超声阵列定相或任何其他合适的方法来执行。

[0110] 把手1020提供操作超声成像装置1000的方便方式。把手包括提供进入模板和目标解剖结构选择的途径的按钮1030,因为可假定用户的另一只手将被占据用来操纵插针。可替换地,用户可以经由与触摸屏界面的交互来进行目标解剖结构选择。扩展部分1050大致地限定将显示在显示器1010上的区域。

[0111] 图11是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的用于至少部分地基于产生的超声图像来在没有固定角度探针引导件的情况下将探针指引到检测的解剖结构特征的示例性操作的流程图1100。本实施方案中描述的过程利用前面描述的自动解剖结构识别方法或基于用户交互的检测中的一个。

[0112] 所述过程在1105从检测预期目标解剖结构相对于超声换能器的位置1110开始。在GUI或类似物上呈现目标解剖结构的显示指示标记1115。计算理想针路径并且在GUI的显示器上勾画其抽象表示1120。仲裁器或类似装置然后进行确定以决定目标解剖结构是否居中位于显示区域内1125。

[0113] 在优选实施方案中,计算理想针以找到通过与目标解剖结构的位置最接近地相交的图像平面的路径。计算的理想针路径可以限于展现针可以旋转的角度的一个或更多个虚拟或物理枢转点的针路径。该方法限制超声系统在计算期间可以选择的通过图像平面的可能的针路径。可替换地,建议的针路径可以限于多于一个的虚拟枢转点,但是这些虚拟枢转点限于在在特定区域或体积内。例如,虚拟枢转点将限于皮肤表面外表的并且邻近超声换能器的区域。该限制可以被使用,因为实际枢转点不能存在于皮肤的下面或超声系统的内

部。

[0114] 仲裁器或类似装置然后进行确定以决定目标解剖结构是否居中位于显示区域内1125。

[0115] 如果是,则在GUI的显示器上显示目标解剖结构和图像中心之间对齐的指示标记1130。如果已经确定未对齐,则显示描绘超声装置在目标解剖结构上居中所必需的运动的方向指示标记1135。依据实时更新成像,下一帧循环所述过程以确保准确度1140。

[0116] 可替换地在1120之后,如果图像足够居中,则描绘计算的预期针路径1145。然后仲裁器或类似装置进行确定以决定计算的针轨迹是否居中位于理想针路径内1155。

[0117] 如果是,则在GUI的显示器上显示针对齐的指示标记1150。如果已经确定未对齐,则显示描绘针在目标解剖结构上居中所必需的运动的方向/旋转指示标记1160。依据实时更新成像,下一帧1140循环所述过程以确保准确度。

[0118] 在另一实施方案中,理想针路径的计算和显示1120改为是用户可选的。在该实施方案中,经由图形用户界面向用户显示多个可能的针路径,并且用户可以选择他们期望哪个针路径,例如,经由触摸屏界面用户输入选择来选择。本发明人认识到,当目标解剖结构不准确地对应于针的期望放置时,该实施方案可以是特别有用的。例如,在神经阻滞注射中,目标解剖结构可以被认为是可容易辨识的血管。然而,针的期望放置(其是神经束)邻近血管。就用户可选针路径的实施方案而言,用户可以选择与神经束、而不是目标解剖结构血管的预期位置相交的针路径。

[0119] 图12-14表示本系统的示例性实施方案的视图;就这一点而论,共同的标识符用于其讨论。

[0120] 图12示出用于装置辅助探针引导的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转的示例性虚拟轴探针引导件1200的等距视图。

[0121] 图13图示说明用于装置辅助探针引导的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转的示例性虚拟轴探针引导件1300的侧视图。

[0122] 图14图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的用于装置辅助探针引导的围绕图像平面中的固定枢转轴旋转的示例性虚拟轴探针引导件1400的自顶向下视图。

[0123] 使针路径限于平面内、但是在图像平面内的针引导件,该引导件允许围绕枢转轴旋转以便进入图像平面内的不同区域。探针引导件本体1200、1300和1400包括四个面对的侧面和支架1210,这些支架固定引导件卷轴1220。虽然本实施方案指定四个面对的侧面,但是任何数量的面对的侧面是可接受的,只要引导件卷轴1220在换能器附近被适当地固定到超声系统即可。在本实施方案中,引导件卷轴1220是圆柱形的或圆形的以限制探针在图像平面外的运动,但是允许针围绕枢转点旋转。其他形状,比如椭圆形,没有超出本发明的范围。

[0124] 探针引导件本体1200、1300和1400具有迫使探针1220与直径最小1310的卷轴单元1220物理接触、从而保持枢转点的机构。该压缩机构1230可以是物理弹簧或摩擦力机构,或者它可以是从主轴单元(卷轴引导件1220)施加的磁力。摩擦力机构可以是与针物理干涉的材料,但是具有低硬度(硬度或刚度)以使得当针角度被调整时它是顺从的。

[0125] 物理枢转点可以是可调的。调整可以经由闩锁、电机或其他类似机构来实现。物理枢转部分可以由超声系统自适应地调整以使得枢转部分被针对最佳针接近进行调整。在这

种情况下,物理枢转部分将被电子地连接到超声系统,并且电子电机机构可以基于目标位置和理想针路径的计算来调整枢转部分。

[0126] 图15是示例性探针引导件1400的简化侧视图1500。根据本文所提供的本公开的一些实施方案,该引导件包括在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出1530并列的图像平面中的枢转轴1520。应指出,GUI 1530的并列表明定位图像平面和对应的图形显示。

[0127] 在一个或更多个实施方案中,探针引导件1400在超声换能器阵列1510上被向下套。本发明人认识到,针引导件也可以被集成到物理装置壳体中,或者它可以是被沿着超声换能器阵列向下套的单独的部分。此外,本发明人认识到,针引导件可以被配置为使得针被放置在枢转点和超声装置之间或在枢转点和超声装置两者的外部上。

[0128] 在实践中,目标在所述图像中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。理想针角度在GUI 1530上被指示。图15中描绘的相对配置图示说明理想针路径的平移错位,该平移错位用指示标记符号1540表示。

[0129] 图16是示例性探针引导件1400的枢转轴的侧视图的图形抽象1600。根据本文所提供的本公开的一些实施方案,该引导件包括在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出1630并列的图像平面中的枢转轴1620。应指出,GUI的并列1630表明定位图像平面和对应的图形显示。

[0130] 如所描述的,目标在所述图像平面中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。目标解剖结构使用上述方法来识别,并且在GUI 1630中与指示标记1660一起被指示。如由超声系统使用上述方法计算的,理想针角度在GUI 1630上被进一步指示。理想针角度限于基于探针引导件1620的虚拟枢转点实现最靠近与目标解剖结构指示标记1660的交点的路径的假定可获得的那些。图16中描绘的相对配置图示说明目标解剖结构不可通过针路径进入——即,针路径指示标记不与目标解剖结构指示标记1660相交。平移指示标记1640指示,为更好地在被探针引导件1620的虚拟枢轴限制的探针可进入的图像平面内对齐目标解剖结构指示标记1660,超声换能器需要被平移的方向。

[0131] 图17是围绕固定枢转轴的示例性探针引导件1400的侧视图的图形抽象1700。根据本文所提供的本公开的一些实施方案,该引导件包括在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出1730并列的图像平面中的枢转轴1720。应指出,GUI 1730的并列表明定位图像平面和对应的图形显示。

[0132] 如所描述的,目标在所述图像平面中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。理想针角度在GUI 1730上被指示。图17中描绘的相对配置图示说明理想针路径的平移对齐,该平移对齐用指示标记符号1740表示。

[0133] 图18是围绕固定枢转轴的示例性探针引导件1400的侧视图的图形抽象1800。根据本文所提供的本公开的一些实施方案,该引导件包括在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出1830并列的图像平面中的枢转轴1820。

[0134] 如所描述的,目标在所述图像平面中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。在实践中,针1860角度被调整,直到它被计算来与同轴地截断理想针路径以到达目标相关。一旦适当的平移被实现来在所述图像平面的针1860通过针引导件1820可进入的一部分中引入目标解剖结构指示标记,指示标记符号1840就被显示并且理想针路径就被确定。实际针

角度由超声系统计算。如所描述的,使针与理想针路径指示标记一致需要旋转。就这一点而论,针旋转指示标记1870被显示以关于将针放置在理想针路径上所需的针角度调整来为用户定向。

[0135] 针1860路径现在被针引导件1820限制为仅两个自由度:针1860前进和旋转角度。理想针角度在GUI 1830上被指示。图18中描绘的相对配置图示说明理想针路径的旋转错位,该旋转错位用逆时针指示标记符号1870表示。

[0136] 图19是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴1920旋转的示例性虚拟探针引导件1400的侧视图的图形抽象1800,固定枢转轴1920在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出1930并列的图像平面中。

[0137] 如所描述的,目标在所述图像平面中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。在实践中,针1960角度被调整,直到它被计算来与同轴地截断理想针路径以到达目标相关。一旦适当的平移被实现来在所述图像平面的针1960通过针引导件1920可进入的一部分中引入目标解剖结构指示标记,指示标记符号1940就被显示,并且理想针路径就被确定。实际针角度由超声系统计算。如所描述的,使针与理想针路径指示标记一致需要旋转。就这一点而论,针旋转指示标记1870被显示以关于将针放置在理想针路径上所需的针角度调整来为用户定向。

[0138] 针1960路径现在被针引导件1820限制为仅两个自由度:针1960前进和旋转角度。理想针角度在GUI 1930上被指示。图19中描绘的相对配置图示说明理想针路径的旋转错位,该旋转错位用顺时针指示标记符号1970表示。

[0139] 图20是根据本文所提供的本公开的一些实施方案的围绕固定枢转轴2020旋转的示例性虚拟探针引导件1400的侧视图的图形抽象2000,固定枢转轴2020在与具有虚拟状态和部署的对应的图形用户界面输出2030并列的图像平面中。

[0140] 如所描述的,目标在所述图像平面中被对齐到针通过针引导件可进入的位置。在实践中,针2060角度被调整,直到它被计算来与同轴地截断理想针路径以到达目标相关。一旦适当的平移被实现来在所述图像平面的针2060通过针引导件1920可进入的一部分中引入目标解剖结构指示标记,指示标记符号2040就被显示,并且理想针路径就被确定。实际针角度由超声系统计算。如所描述的,针与理想针路径指示标记一致。就这一点而论,对齐指示标记2070被显示以向用户表达针沿着理想针路径。

[0141] 针2060路径现在被针引导件2020限制为仅两个自由度:针2060前进和旋转角度。理想针角度在GUI 2030上被指示。图20中描绘的相对配置图示说明理想针路径的旋转对齐,该旋转对齐用十字指示标记符号2070表示。

[0142] 图21图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的具有图形用户界面2130反馈和非附加的探针引导件的示例性手持超声成像器2100、连同目标解剖结构的自动检测和被成像区域的至少一部分的理想针路径。图21展示具有虚拟轴探针引导件1400和自动引导件的手持装置,虚拟轴探针引导件1400被耦合到具有GUI 2130的换能器阵列2110。如所描述的,显示器被直接集成到换能器手握区域中,没有线缆附连。本发明人认识到,该配置具有当显示屏幕与正被探针定为目标的目标的底层解剖结构在一直线上时对于用户更加直观的优点。

[0143] 图22图示说明根据本文所提供的本公开的一些实施方案的示例性便携式2D超声

成像器2200和非附加的探针引导件1400、连同目标解剖结构的自动检测和被成像区域的至少一部分的理想针路径,便携式2D超声成像器2200经由数据通信2230被耦合到外部通信单元2210。图22展示具有被耦合到换能器阵列2210的虚拟轴探针引导件1400与计算单元2210的有潜力的便携式装置2200。

[0144] 已经如此描述了本申请的技术的几个方面和实施方案,要意识到,各种变化、修改和改进将容易被本领域普通技术人员想到。这样的变化、修改和改进意图在本申请中描述的技术的精神和范围内。例如,本领域普通技术人员将容易想像用于执行所述功能和/或获得所述结果和/或本文所描述的优点中的一个或多个的各种其他的手段和/或结构,并且这样的变化和/或修改中的每个被视为在本文所描述的实施方案的范围内。

[0145] 本领域技术人员将认识到,或只是使用常规实验就能够查明,本文所描述的特定实施方案的许多等同形式。因此要理解,前述实施方案仅仅是作为实施例呈现的,并且在所附权利要求书及其等同形式的范围内,发明的实施方案可以以除了具体描述的方式之外的其他方式实施。另外,本文所描述的两个或多个特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合(如果这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不是相互不一致)包括在本公开的范围之内。

[0146] 上述实施方案可以以许多方式中的任何一种方式实现。本申请的涉及执行过程或方法的一个或多个方面和实施方案可以利用装置(例如,计算机、处理器或其他装置)可执行的程序指令来执行这些过程或方法或控制这些过程或方法的执行。

[0147] 在这个方面,各种发明构思可以体现为被编码一个或多个程序的计算机可读存储介质(或多个计算机可读存储介质)(例如,计算机存储器、一个或多个软盘、紧凑盘、光学盘、磁带、闪存、现场可编程门阵列或其他半导体器件的电路配置、或其他有形计算机存储介质),所述一个或多个程序当在一个或多个计算机或其他处理器上被执行时执行实现上述各种实施方案中的一个或多个的方法。

[0148] 所述一个计算机可读介质或多个计算机可读介质可以是可移植的,以使得存储在其上的一个程序或多个程序可以被加载到一个或多个不同的计算机或其他处理器上来实现上述方面中的各方面。在一些实施方案中,计算机可读介质可以是非暂时性介质。

[0149] 计算机系统2210的说明性实现可以与本文所提供的本公开的实施方案中的任何一个结合使用。计算机系统2210可以包括一个或多个处理器104以及一个或多个包括非暂时性计算机可读存储介质(例如,存储器116和一个或多个非易失性存储介质)的制品。处理器104可以控制对于存储器116和非易失性存储装置的任何合适方式的读写数据,因为本文所提供的本公开的各方面在这个方面不受限制。为了执行本文所描述的功能性中的任何一个,处理器104可以执行存储在一个或多个非暂时性计算机可读存储介质(例如,存储器116)中的一个或多个处理器可执行指令,所述一个或多个非暂时性计算机可读存储介质可以用作存储用于供处理器104执行的处理器可执行指令的非暂时性计算机可读存储介质。

[0150] 术语“程序”或“软件”在本文中以一般的意义用来指代可以被用来将计算机或其他处理器编程为实现如上所述的各种方面的任何类型的计算机代码或计算机可执行指令集。另外,应意识到,根据一个方面,当被执行时执行本申请的方法的一个或多个计算机程序无需驻存在单个计算机或处理器上,而是可以以模块化的方式分布在若干个不同的计

算机或处理器之间来实现本申请的各种方面。

[0151] 计算机可执行指令可以为许多形式,比如被一个或多个计算机或其他装置执行的程序模块。一般来说,程序模块包括执行具体任务或实现特定抽象数据类型的例行程序、程序、对象、组件、数据结构等。通常,程序模块的功能性在各种实施方案中可以根据需要组合或分布。

[0152] 此外,数据结构可以以任何合适的形式存储在计算机可读介质中。为简化例示说明,数据结构可以被示为具有通过数据结构中的位置关连的字段。这样的关系可以同样地通过为字段的存储分配计算机可读介质中的表达字段之间的关系的位来实现。然而,任何合适的机制都可以被用来建立数据结构的字段中的信息之间的关系,包括通过使用指针、标签或建立数据元素之间的管理的其他机制。

[0153] 当用软件实现时,软件代码可以在任何合适的处理器或处理器组上被执行,不管是在单个计算机中提供的,还是分布在多个计算机之间的。

[0154] 此外,应意识到,计算机可以体现为若干种形式中的任何一种,作为非限制性实施例,比如机架安装计算机、台式计算机、膝上型计算机或平板计算机。另外,计算机可以被嵌入在一般不被认为是计算机、但是具有合适处理能力的装置中,包括个人数字助理(PDA)、智能电话或任何其他合适的便携式或固定电子装置。

[0155] 此外,计算机可以具有一个或多个输入装置和输出装置。除了其他方面之外,这些装置可以被用来提供用于视觉呈现输出的用户界面(包括打印机或显示屏幕)以及用于可听地呈现输出的扬声器或其他声音产生装置。可以用于用户界面的输入装置的实施例包括键盘和指点装置(比如鼠标、触控板和数字面板)。作为另一实施例,计算机可以通过语言识别接收输入信息或接收其他可听格式的输入信息。

[0156] 这样的计算机可以由任何合适形式的一个或多个网络互连,包括局域网或广域网,比如企业网和智能网络(IN)或互联网。这样的网络可以是基于任何合适的技术,并且可以根据任何合适的协议进行操作,并且可以包括无线网络或有线网络。

[0157] 此外,如所描述,一些方面可以体现为一种或更多种方法。作为所述方法的一部分执行的动作可以以任何合适的方式被排序。因此,按与例示说明的次序不同的次序执行动作(可以包括同时执行某些动作,即使它们在说明性实施方案中被示为是顺序的动作)的实施方案可以被构造。

[0158] 本发明因此应不被认为限于上述特定实施方案。本申请可以适用的各种修改、等同过程以及许多结构对于本发明针对的领域的技术人员来说在审阅本公开后将是容易明白的。

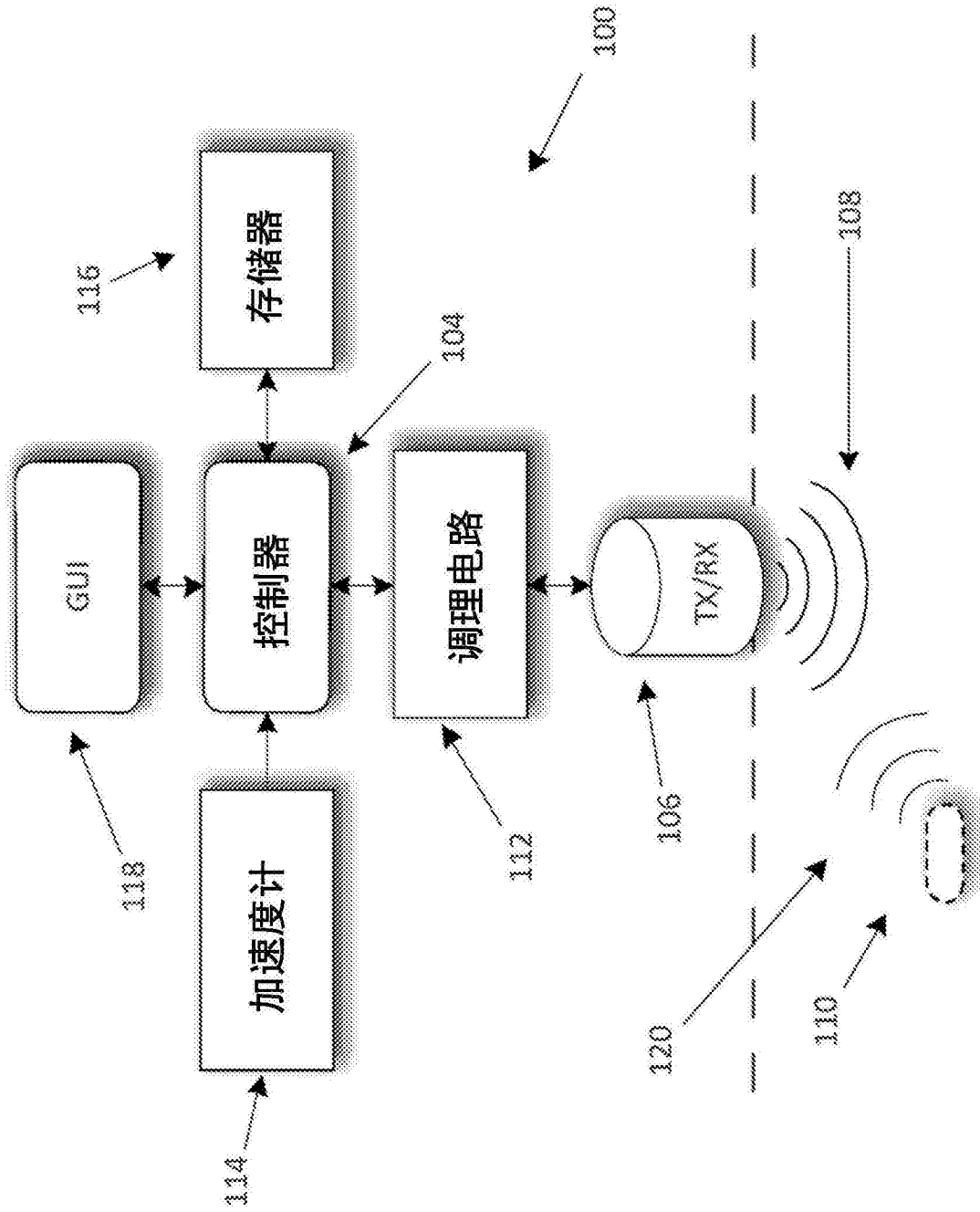


图1

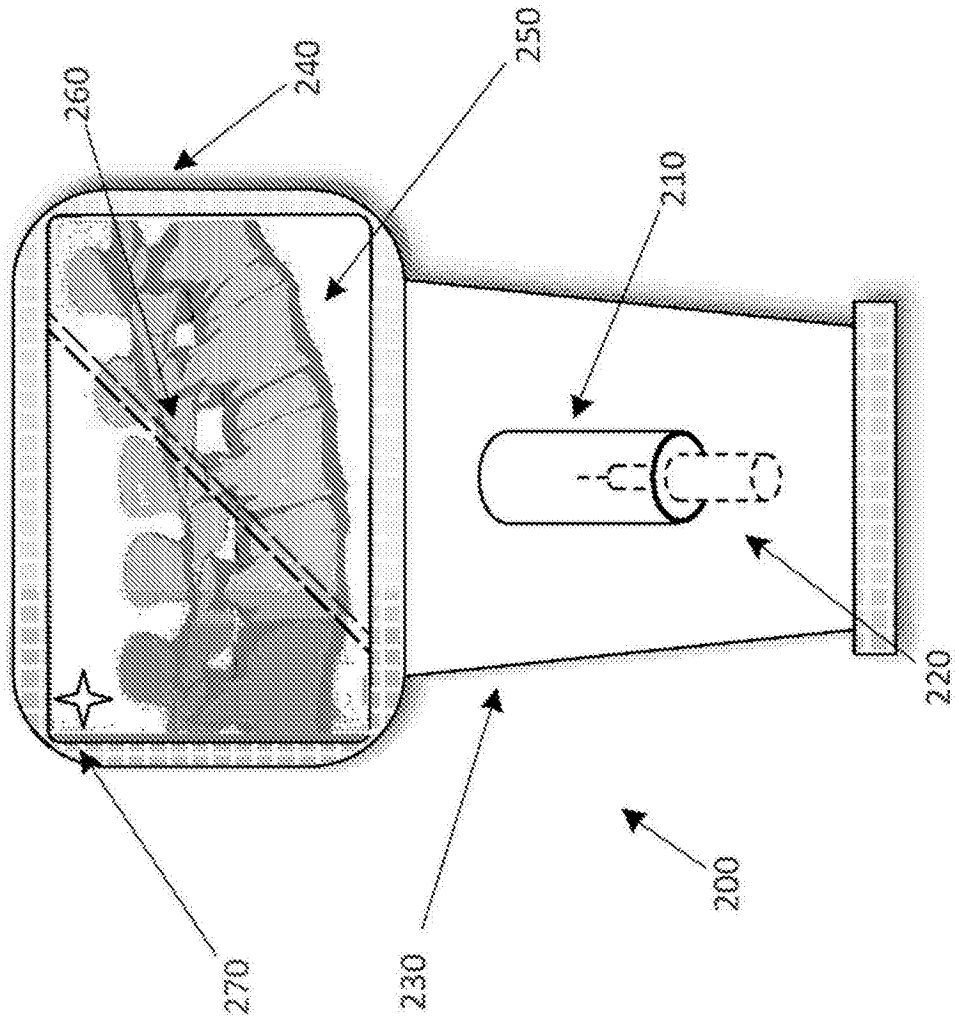


图2

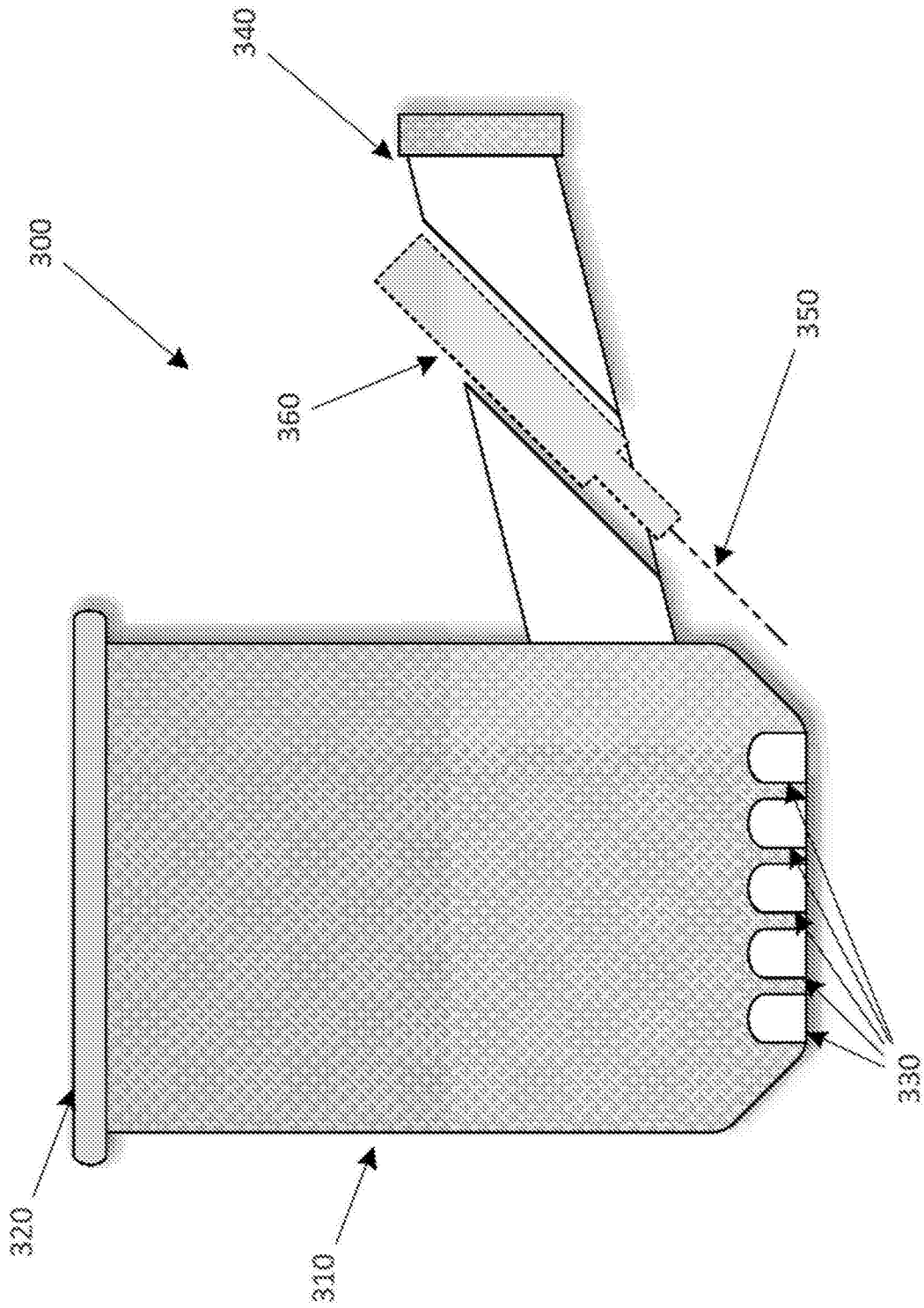


图3

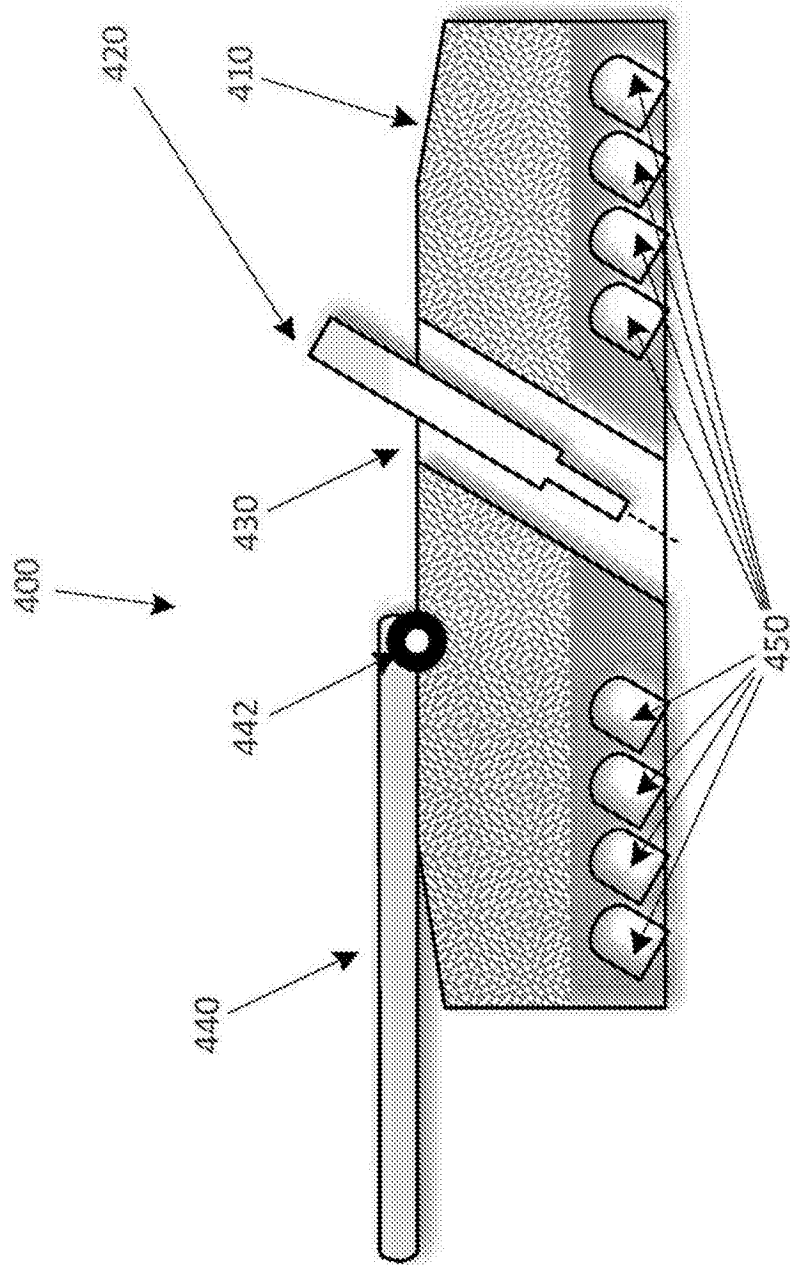


图4

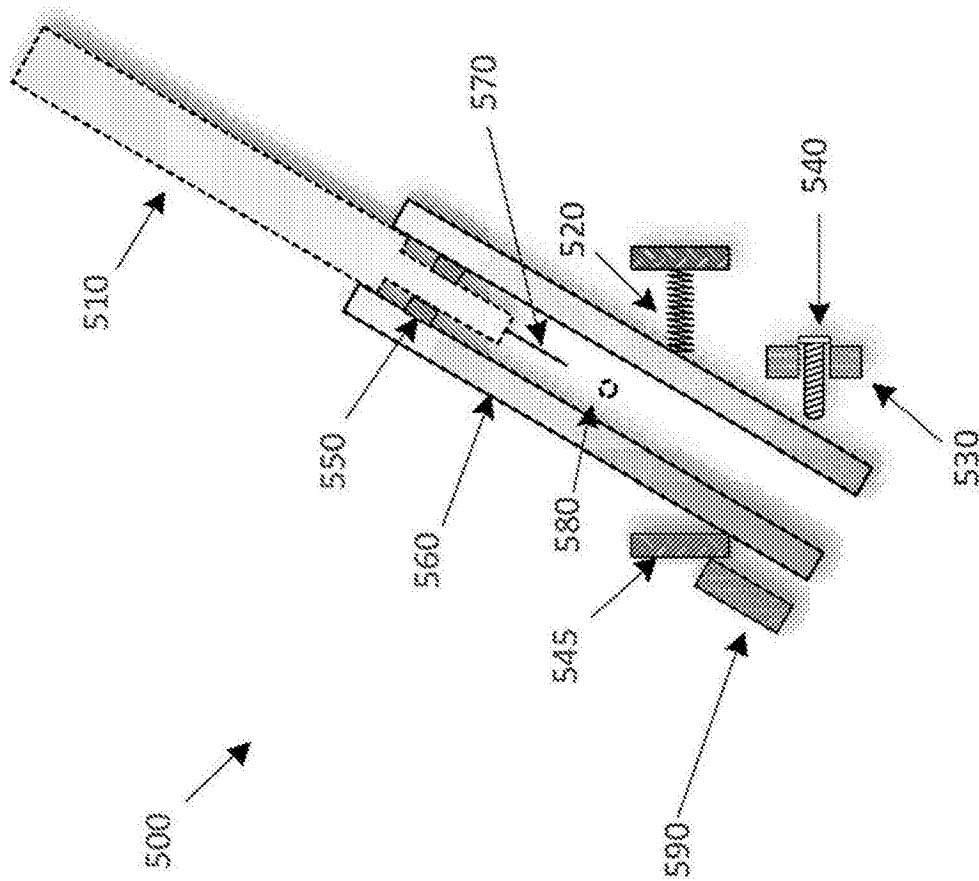


图5

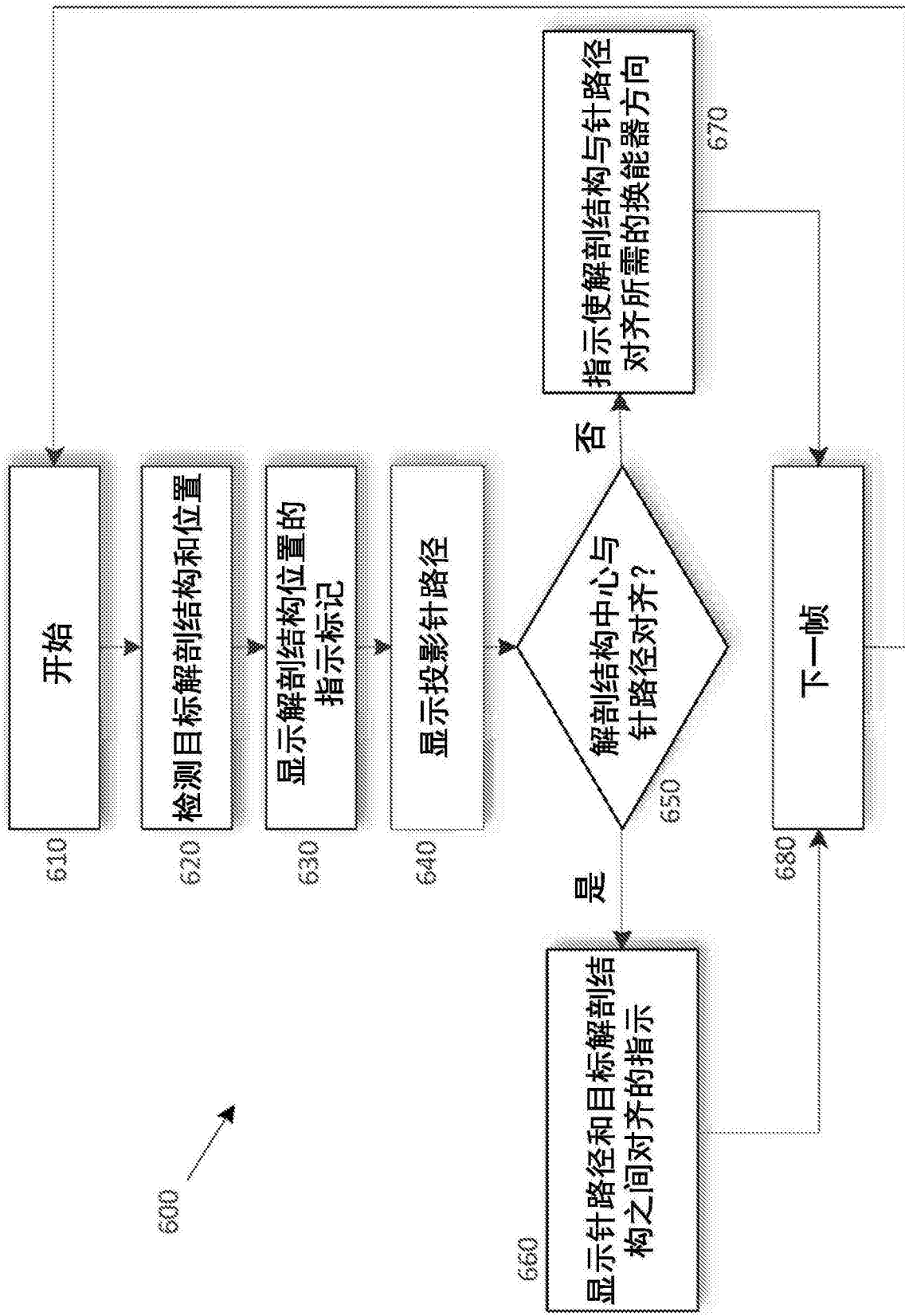


图6

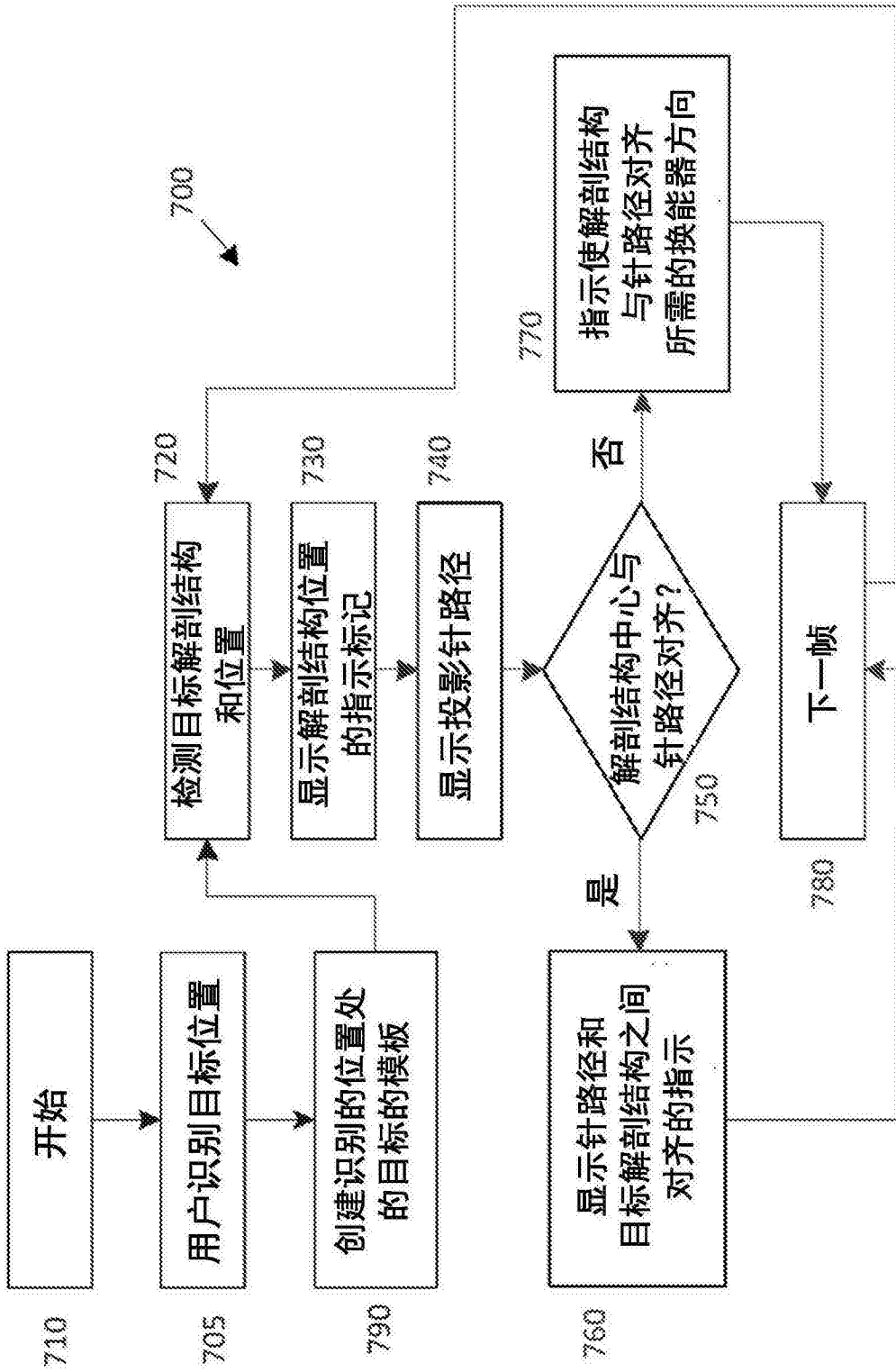


图7

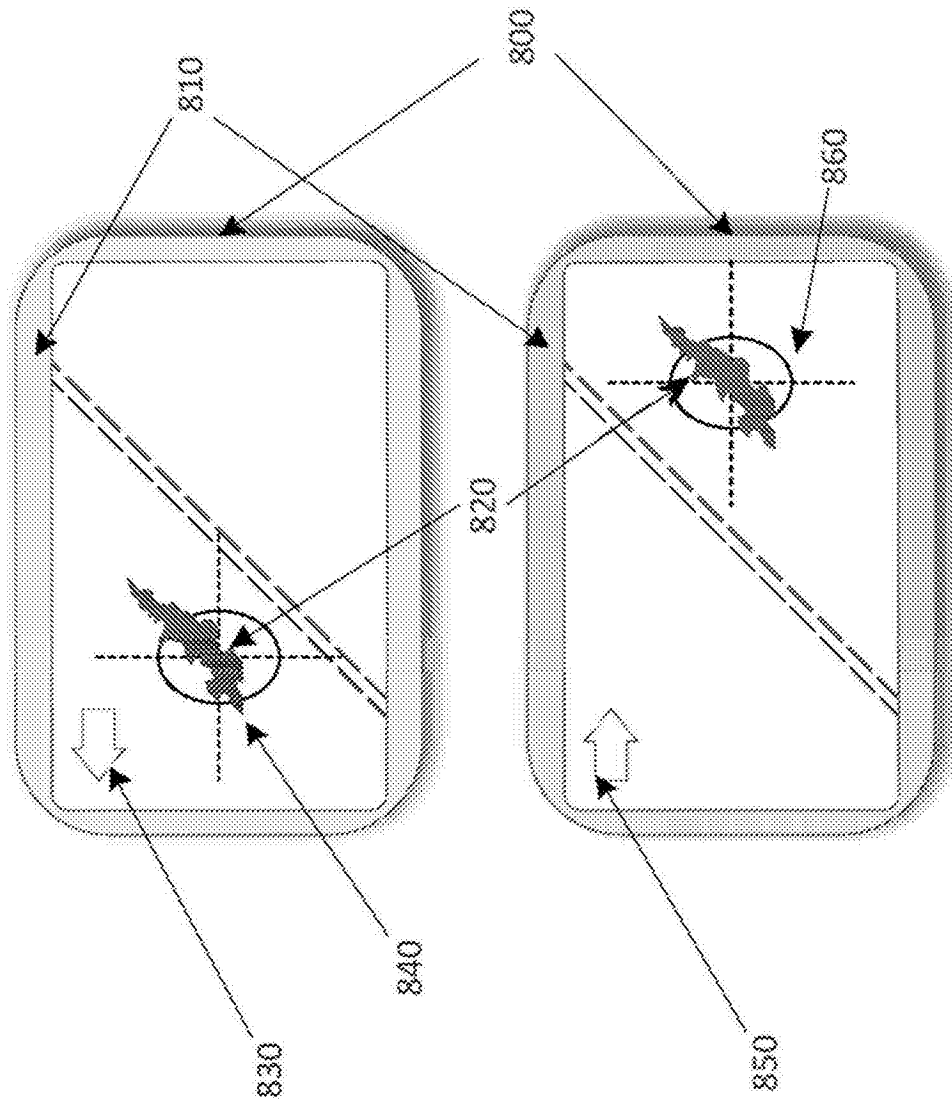


图8

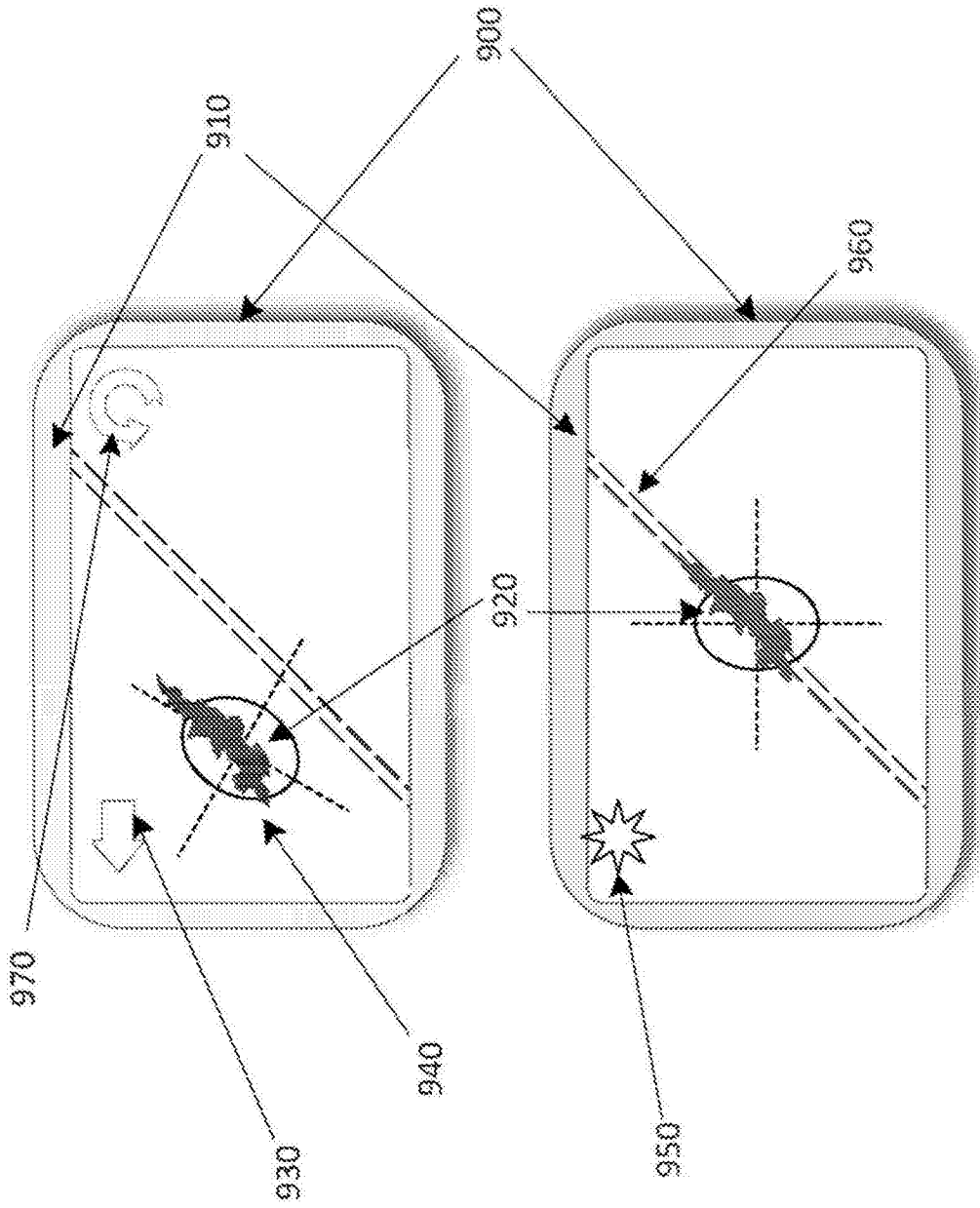


图9

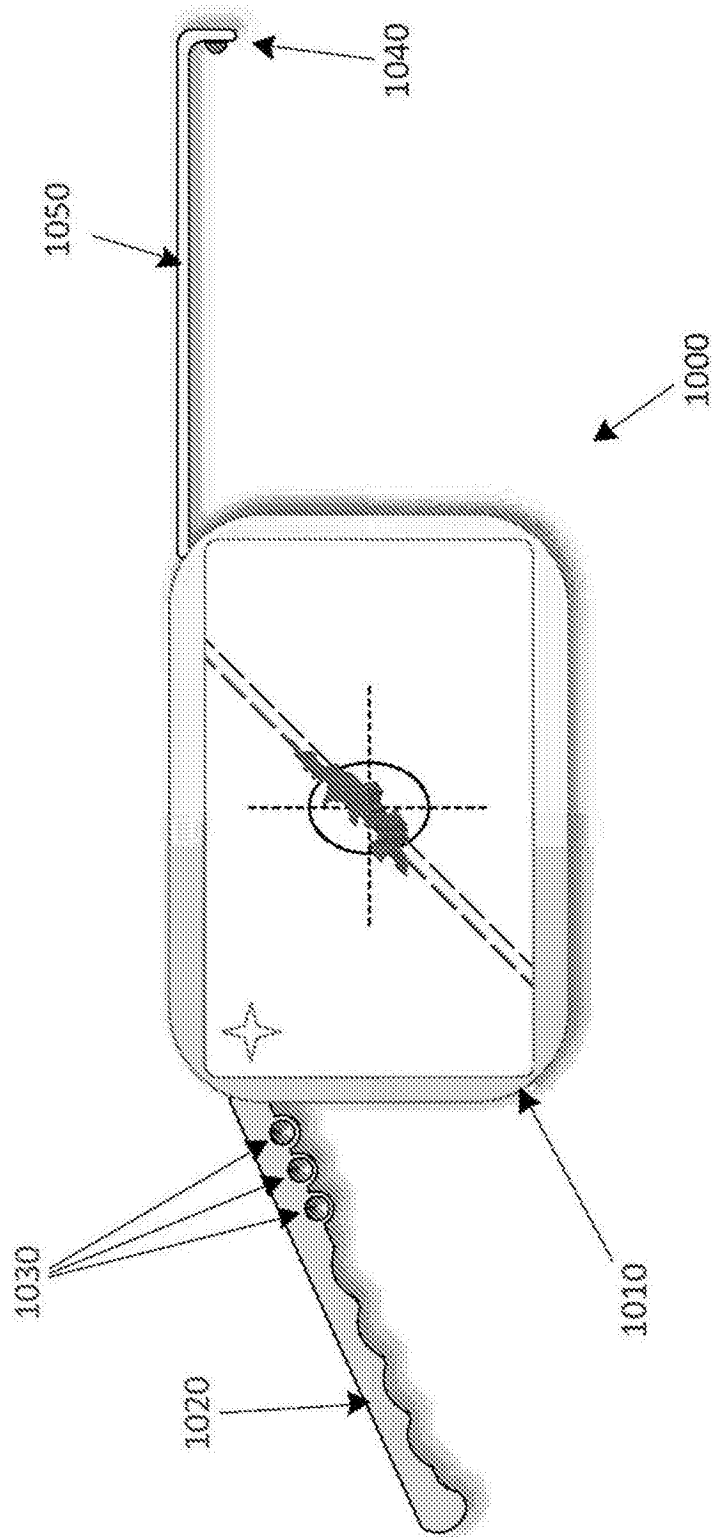


图10

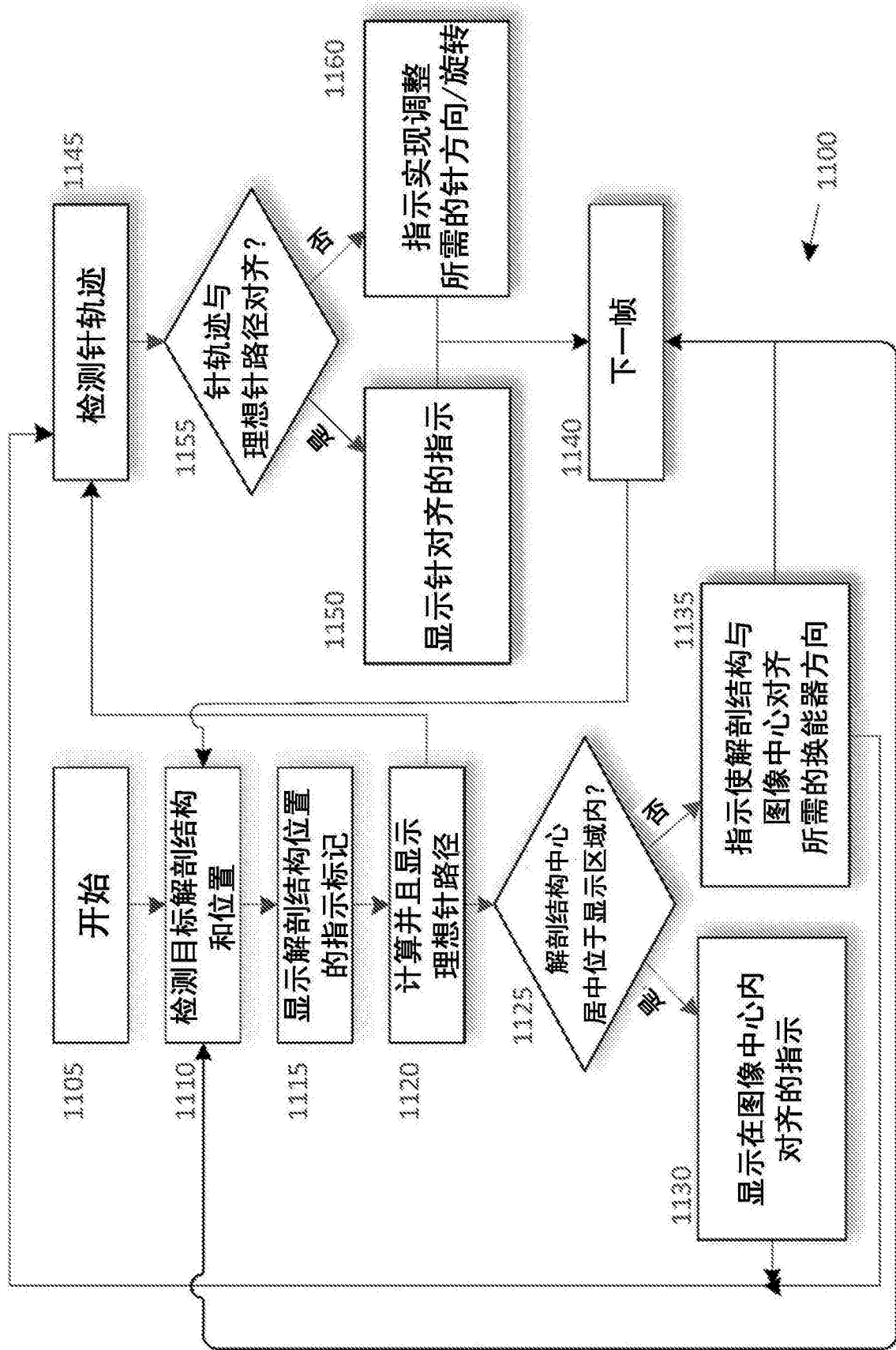


图11

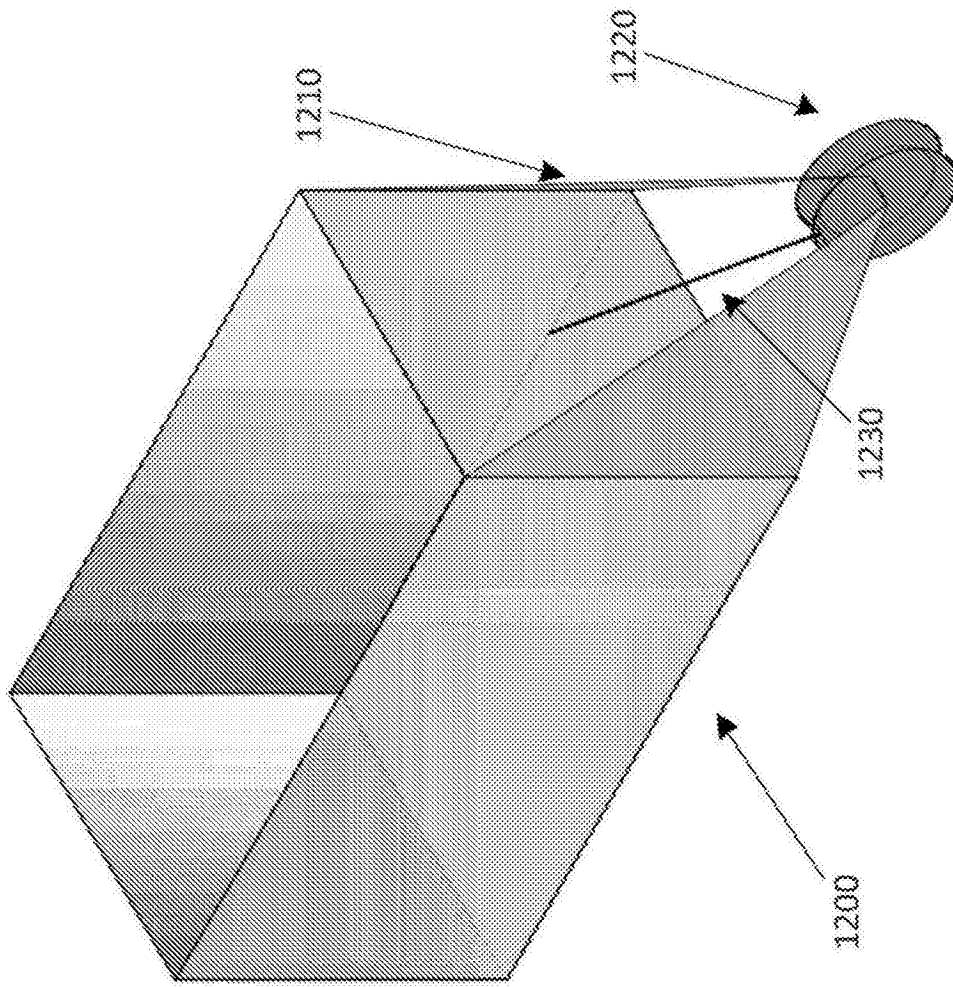


图12

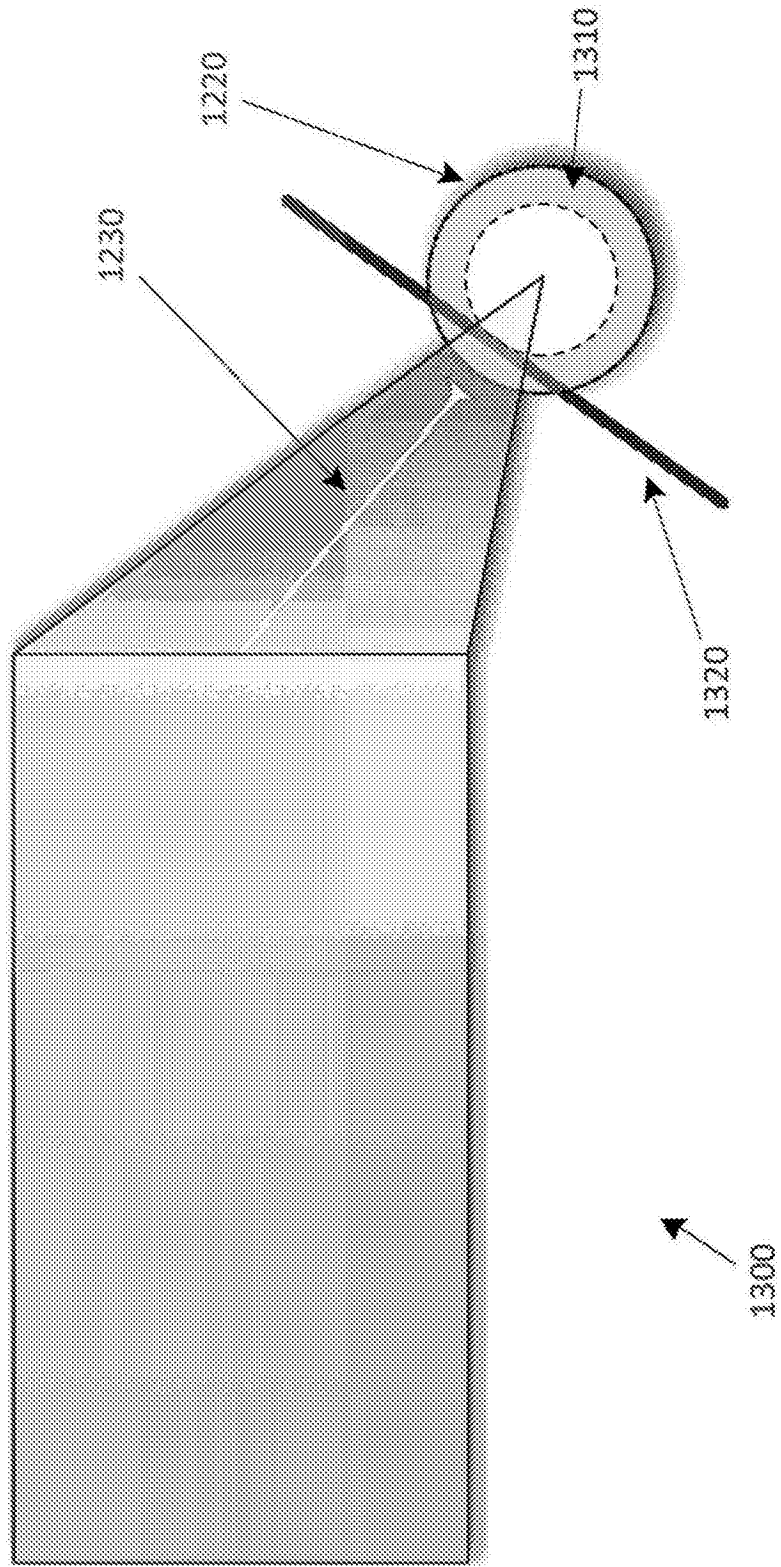


图13

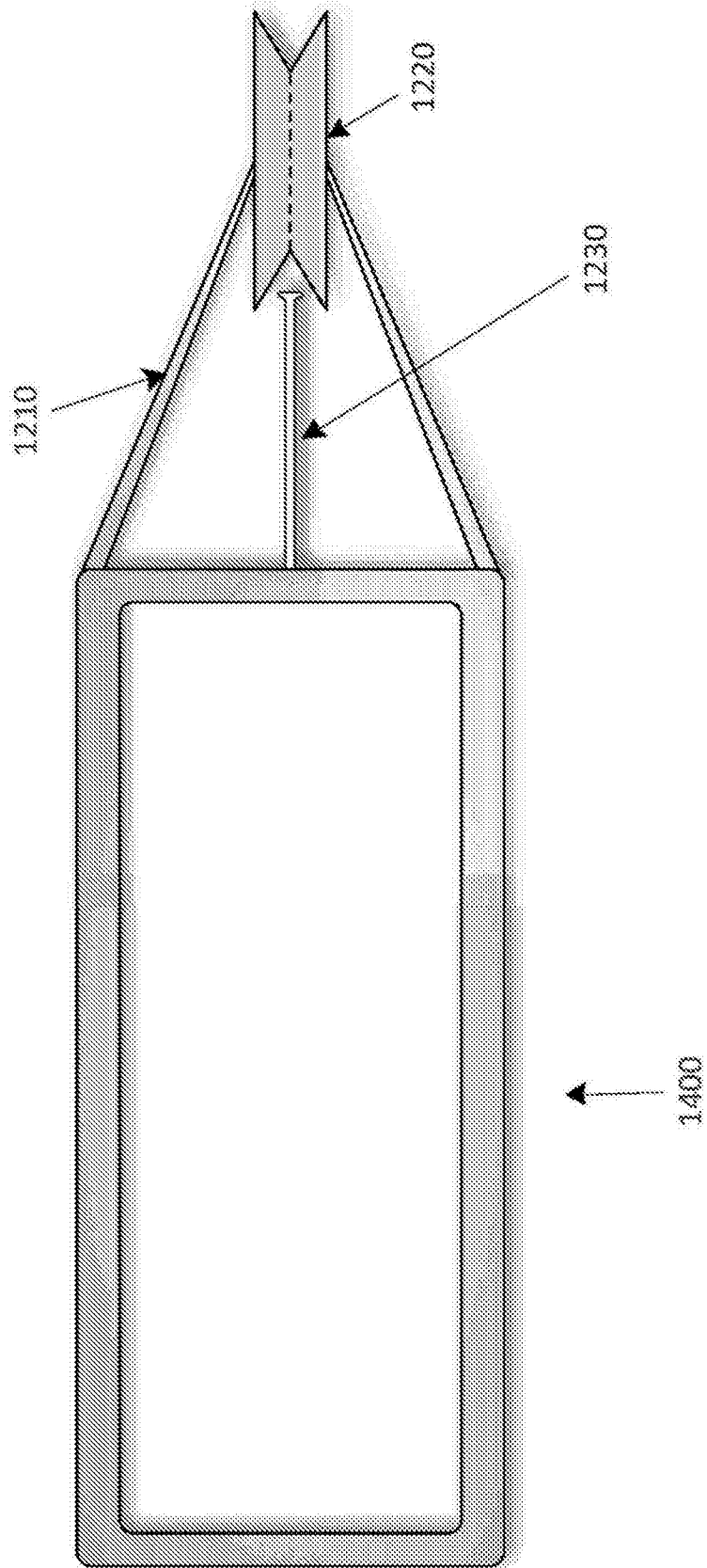


图14

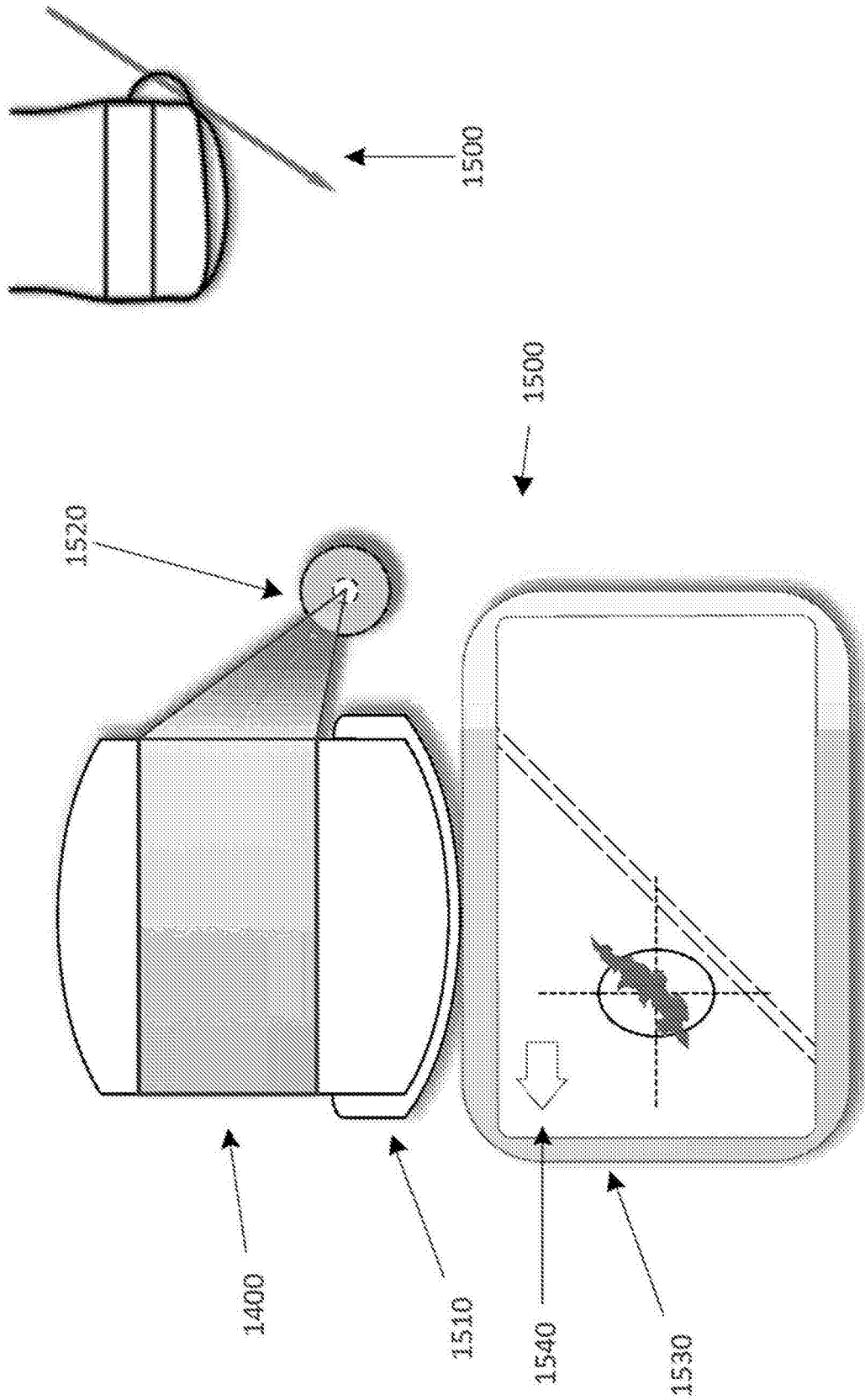


图15

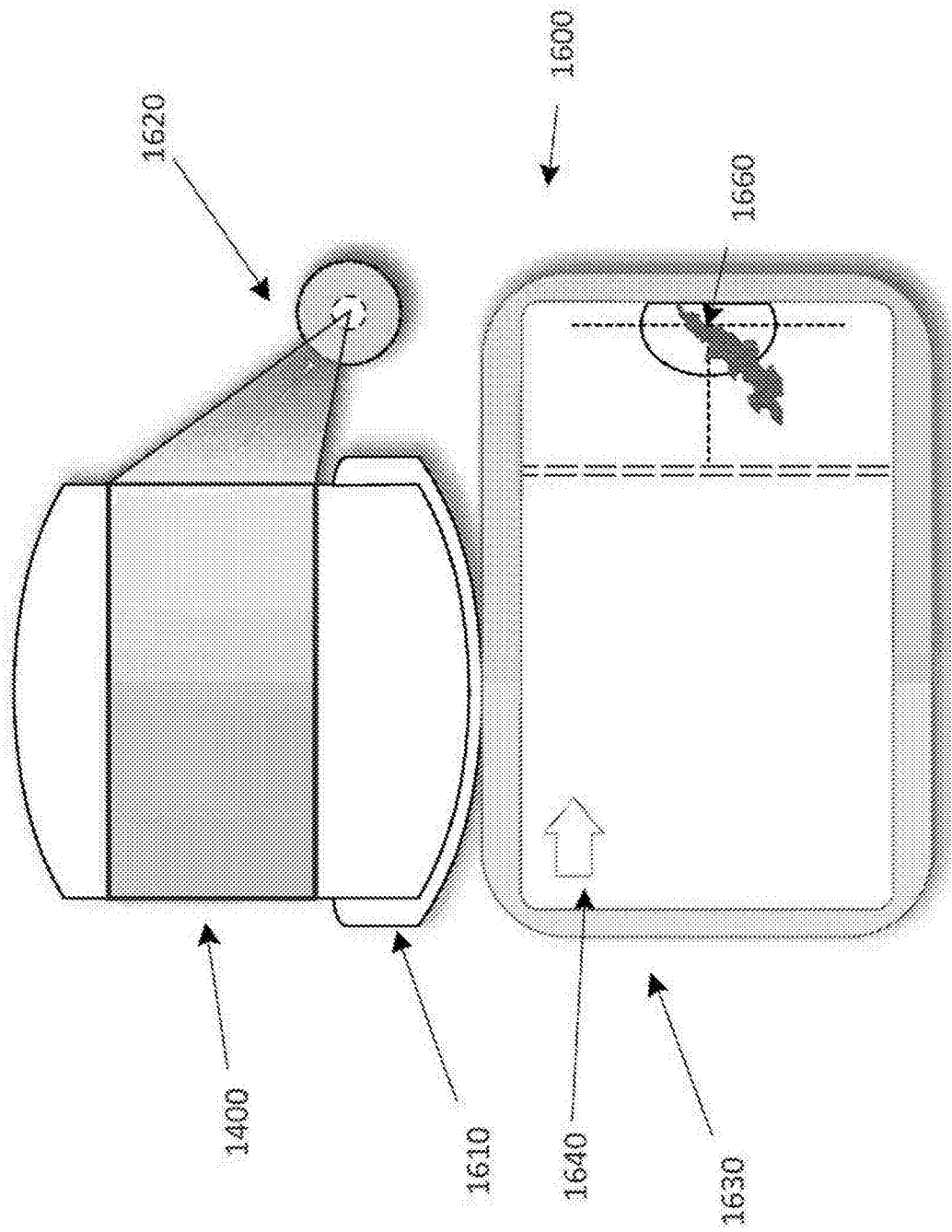


图16

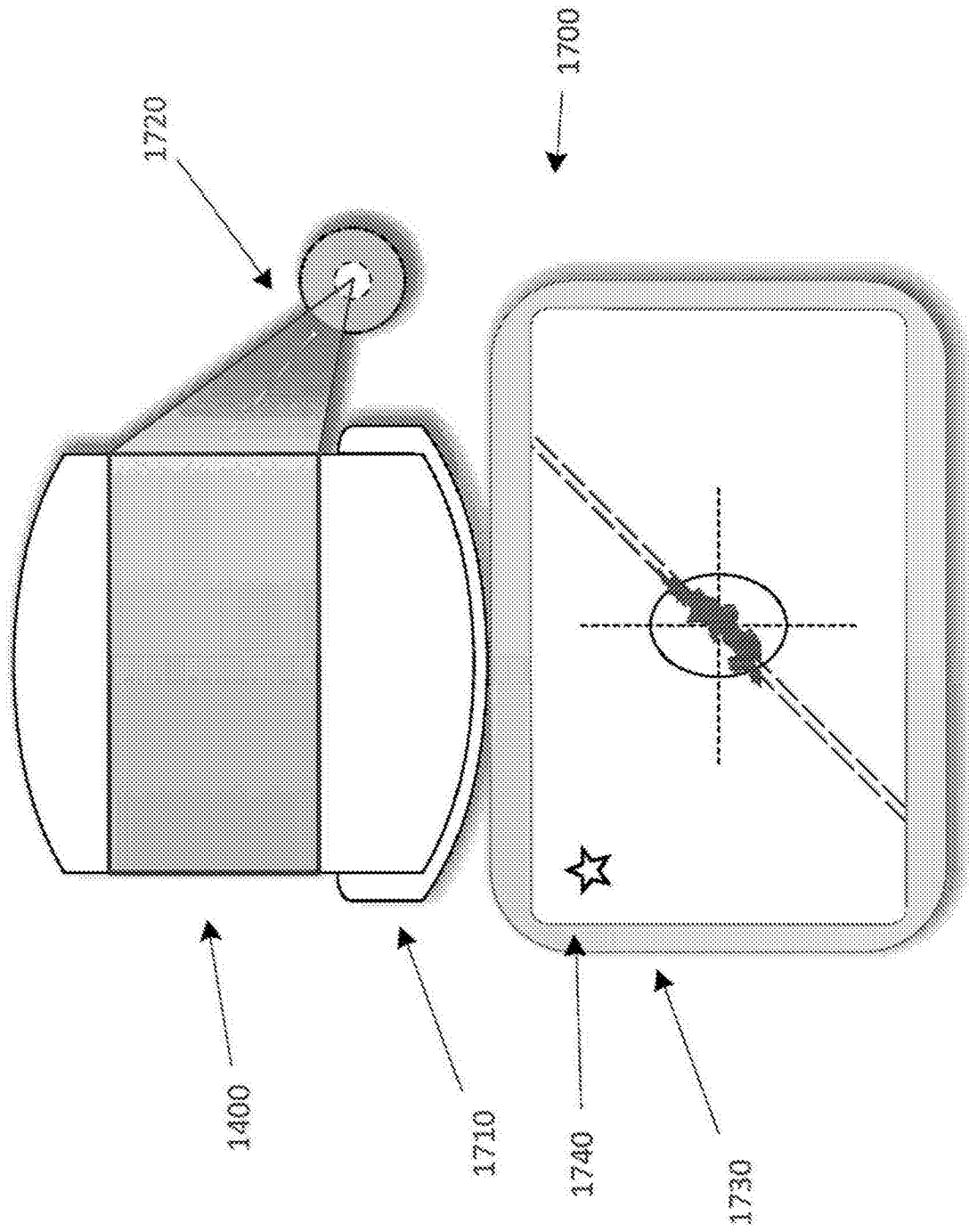


图17

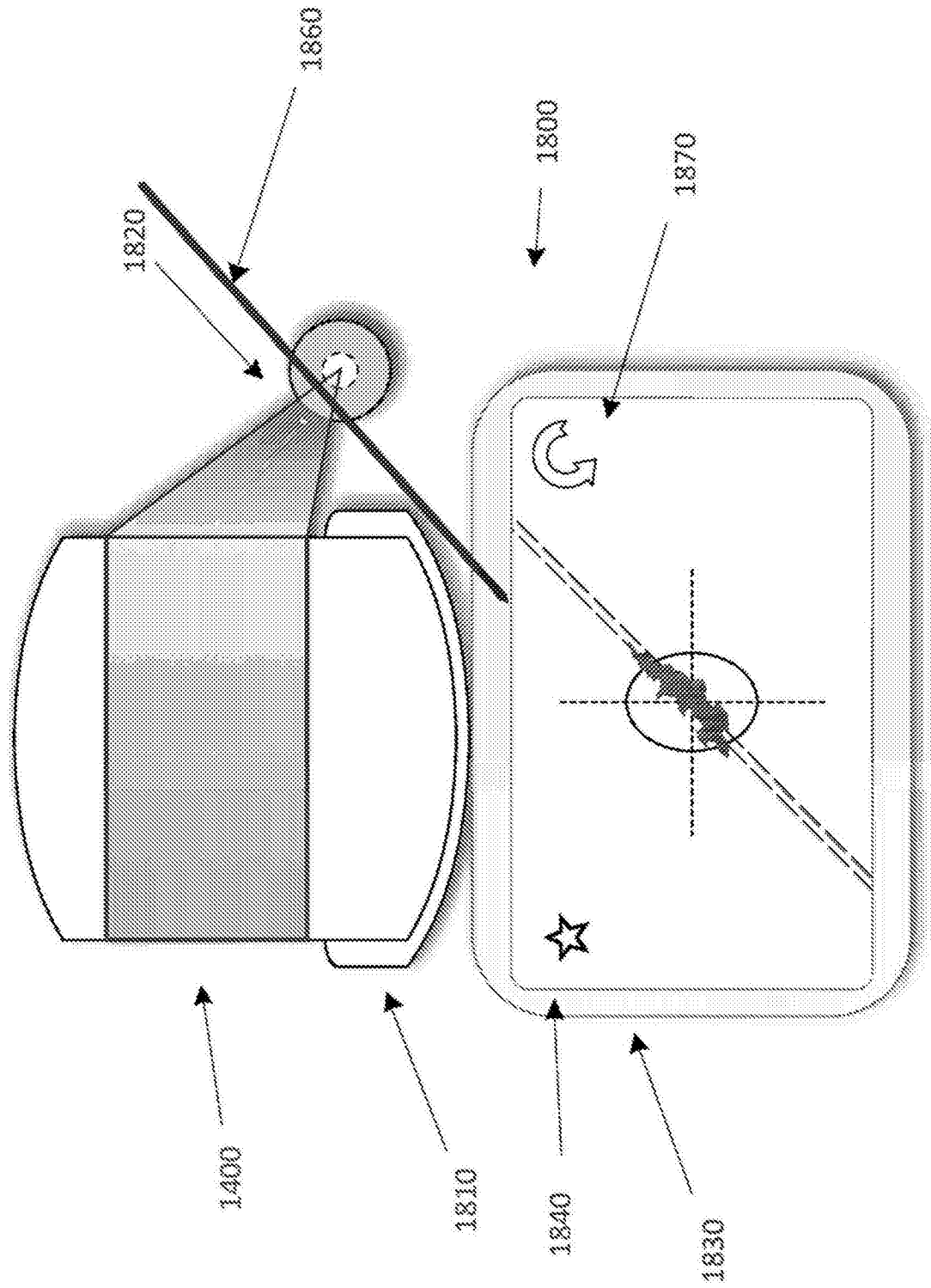


图18

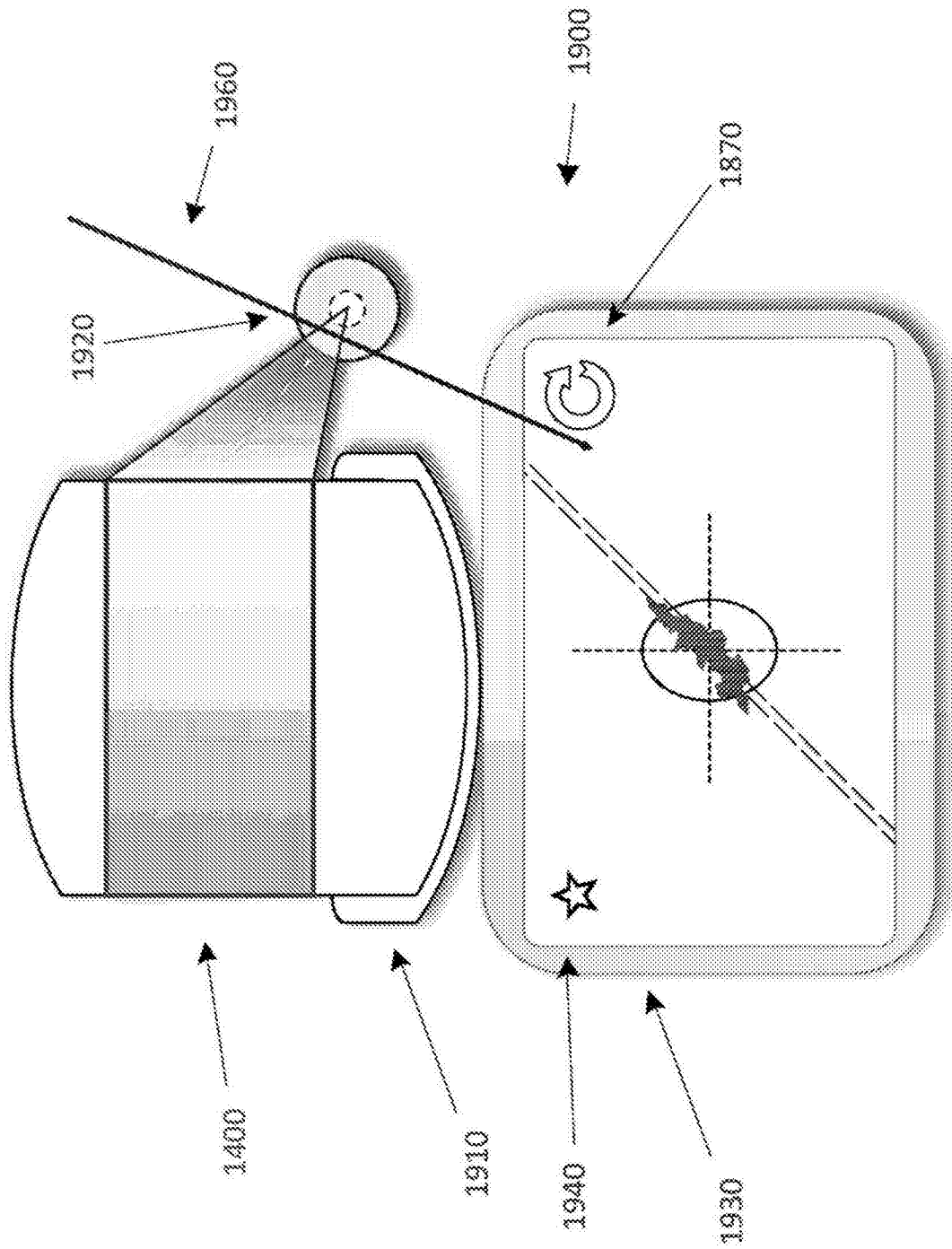


图19

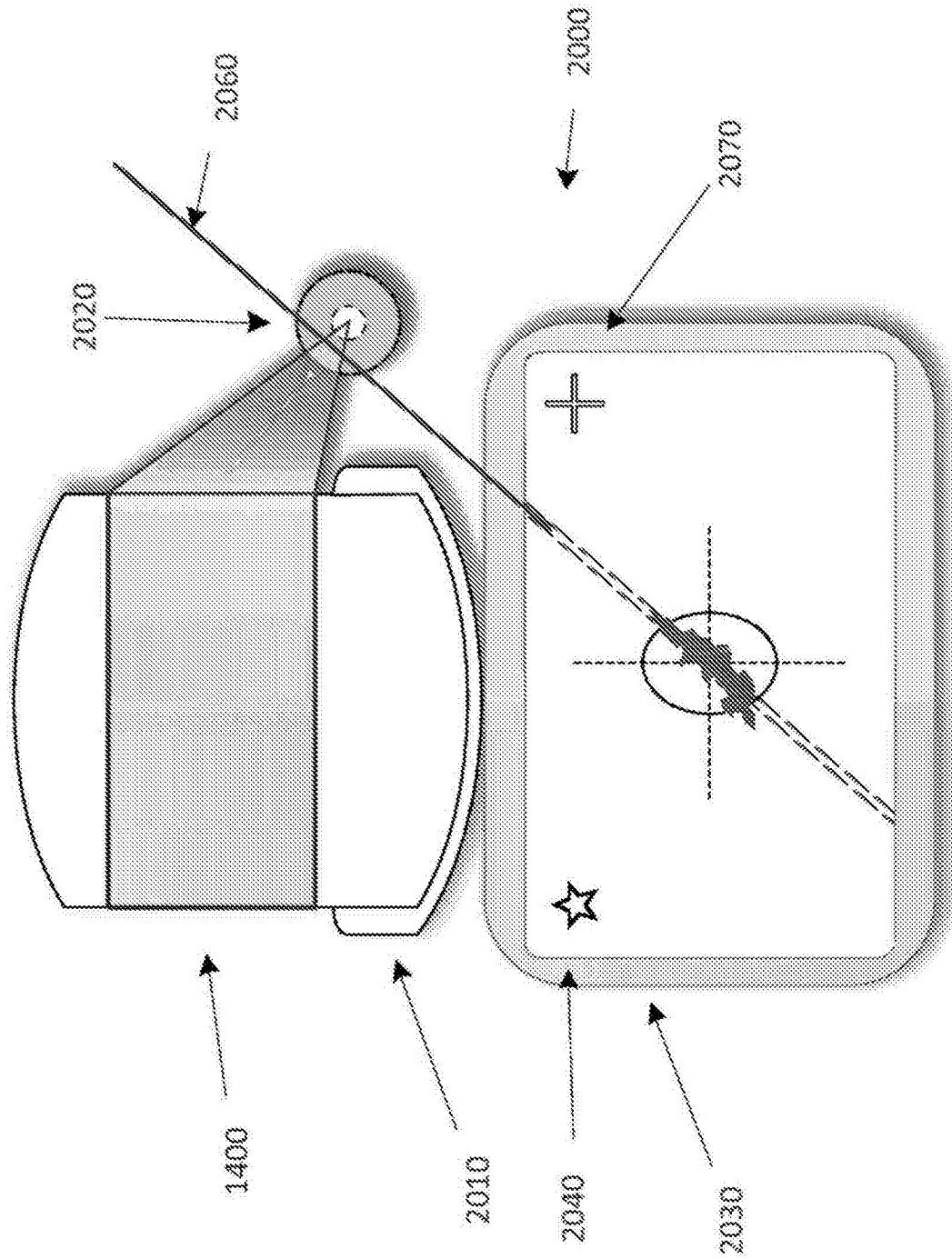


图20

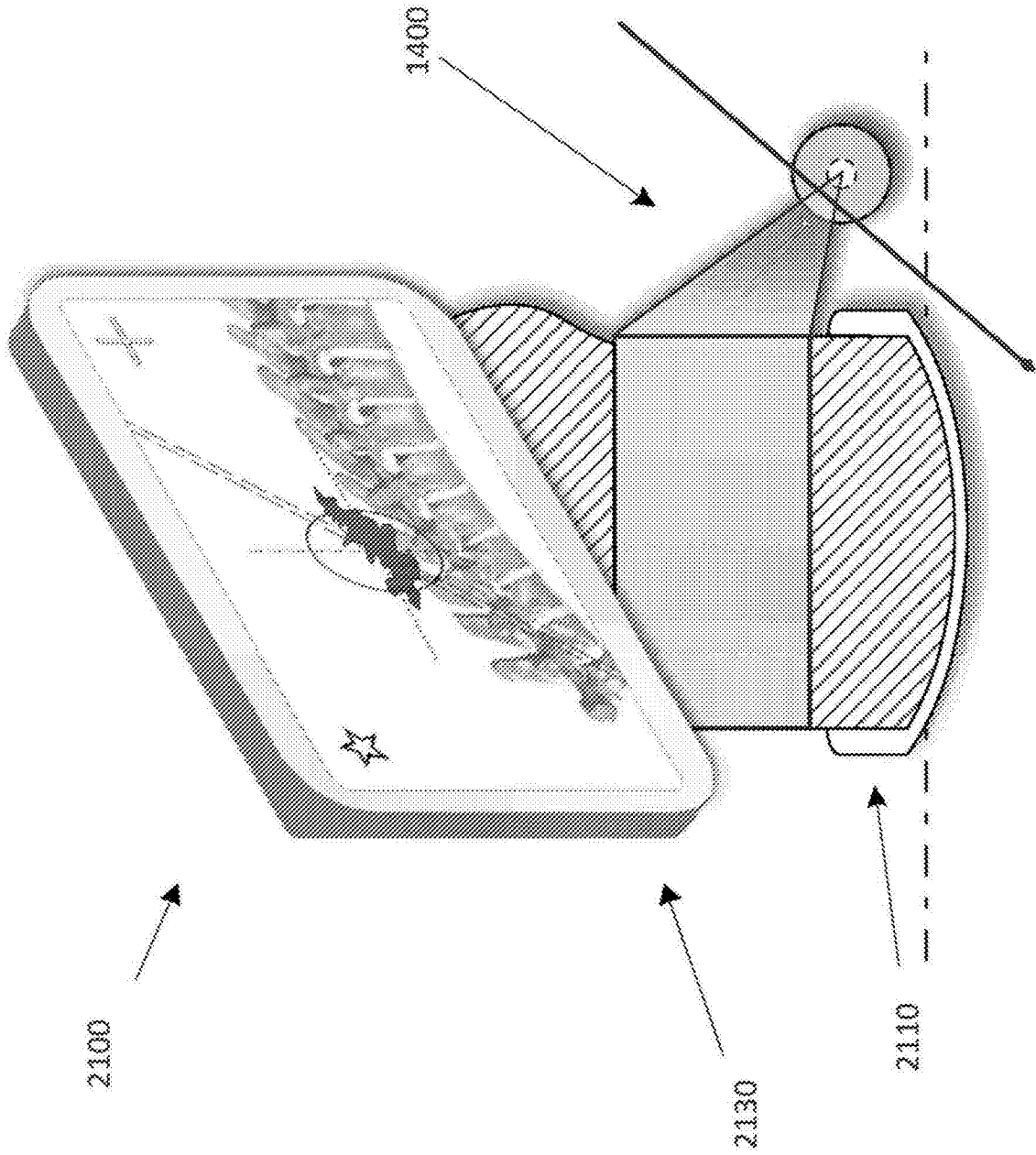


图21

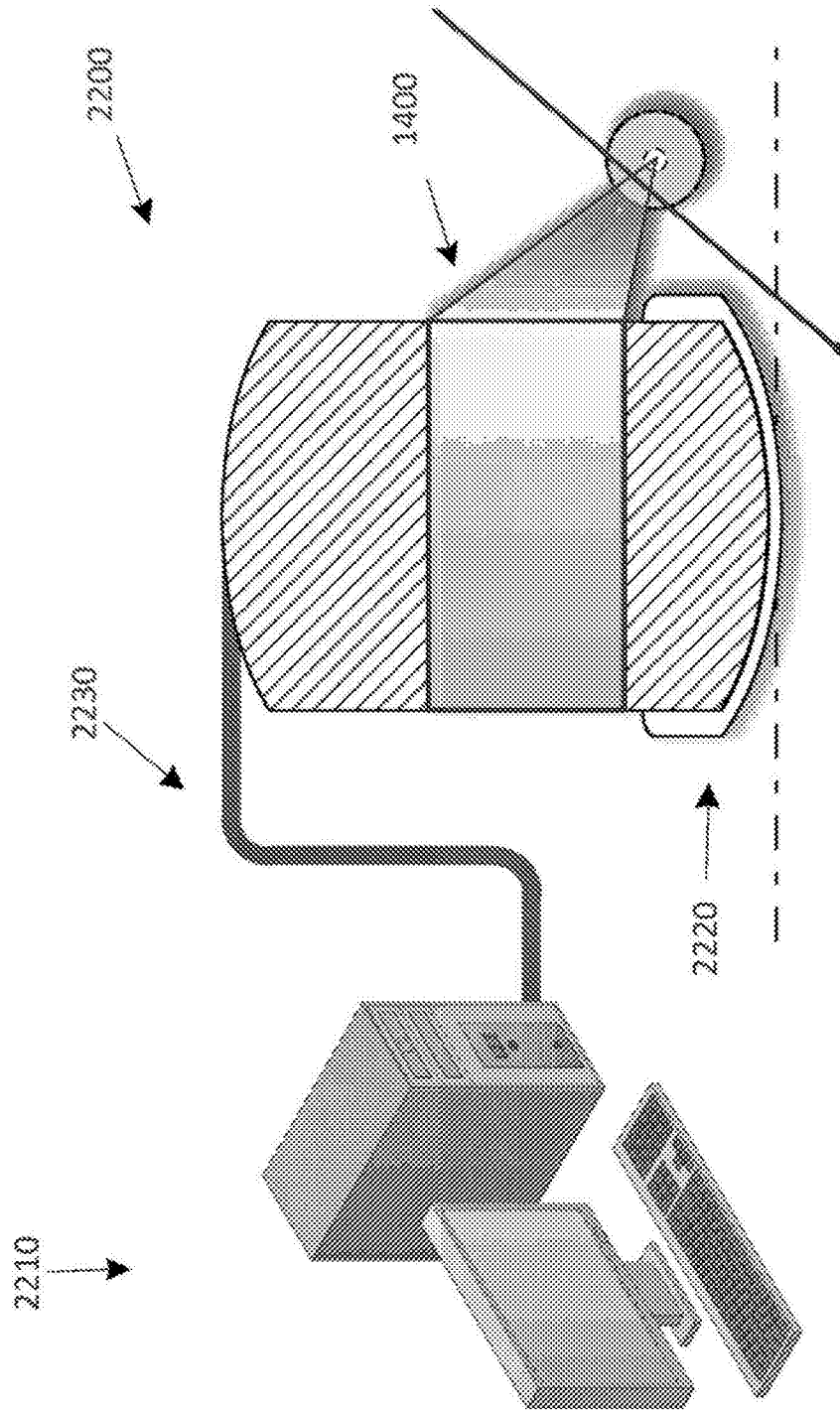


图22