



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114569155 A

(43) 申请公布日 2022.06.03

(21) 申请号 202111443175.6

(22) 申请日 2021.11.30

(30) 优先权数据

63/119,829 2020.12.01 US

(71) 申请人 巴德阿克塞斯系统股份有限公司

地址 美国犹他州

(72) 发明人 S·索厄德斯 W·R·麦克劳克林

A·K·米森纳

(74) 专利代理机构 北京市联德律师事务所

11361

专利代理师 黄大正 张来光

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

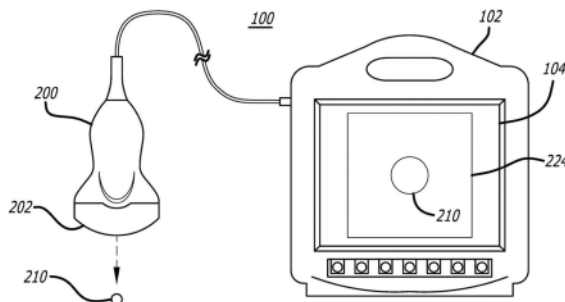
权利要求书3页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

超声成像系统和用于通过其获得超声图像的方法

(57) 摘要

本申请公开了超声成像系统和用于通过其获得超声图像的方法。该超声成像系统可以包括超声探测器,该超声探测器包括被配置为获取超声图像的换能器阵列;以及控制台,该控制台包括处理器和在其上存储有多个逻辑模块的非暂时性计算机可读介质,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行操作,包括:接收超声图像;检测超声图像内的一个或多个目标;以及从超声图像生成可视化,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。生成可视化可以包括裁剪超声图像,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。生成可视化可以包括增加超声图像的裁剪部分的放大倍数,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。



1. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:
超声探测器,其包括换能器阵列,所述换能器阵列配置为获取超声图像;和
控制台,其包括处理器和非暂时性计算机可读介质,所述非暂时性计算机可读介质在其上存储有多个逻辑模块,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行包括如下的操作:
接收超声图像,
检测所述超声图像内的一个或多个目标,以及
从所述超声图像生成可视化,以将一个或多个检测目标居中之于所述超声图像的显示部分内。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,生成所述可视化包括裁剪所述超声图像,以将所述一个或多个检测目标居中之于所述超声图像的显示部分内。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其特征在于,生成所述可视化包括增加所述超声图像的裁剪部分的放大倍数,以将所述一个或多个检测目标居中之于所述超声图像的显示部分内。
4. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,所述超声探测器经由有线连接或无线连接被可操作地连接至所述控制台。
5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,所述控制台包括显示器,并且其中所述多个逻辑模块当由所述处理器执行时被配置为执行包括如下的进一步操作:在显示器上呈现裁剪的超声图像的可视化。
6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,检测所述一个或多个目标包括根据所述超声图像内变化的颜色饱和度而区分所述超声图像内的组成部分。
7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,检测所述一个或多个目标包括将所述一个或多个目标中的每个识别为血管、骨骼、器官或医疗设备。
8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其特征在于,识别所述一个或多个目标中的每个包括将所述一个或多个目标中的每个的特征与阈值进行比较,所述阈值设置以定义器官、血管、骨骼或医疗设备。
9. 根据权利要求8所述的超声成像系统,其特征在于,所述特征包括分析所述超声图像和先前超声图像时检测到的脉动、所述一个或多个目标中的每个的尺寸和所述一个或多个目标中的每个的颜色饱和度中的一个或多个。
10. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其特征在于,将所述特征与一个或多个阈值进行比较的结果是所述一个或多个目标中的每个指示识别选定目标的可能性的置信度。
11. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行包括如下的进一步操作:检测所述一个或多个目标中的至少第一目标在所述超声图像的边缘的阈值距离内。
12. 根据权利要求11所述的超声成像系统,其特征在于,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行包括如下的进一步操作:生成向临床医生指示所述第一目标在所述超声图像的边缘的阈值内的警报。
13. 根据权利要求12所述的超声成像系统,其特征在于,所述警报包括文本通知或指示移动所述超声探测器的方向的箭头。

14. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其特征在于,所述一个或多个目标包括血管和针。

15. 根据权利要求14所述的超声成像系统,其特征在于,所述一个或多个目标包括所述针的远侧尖端。

16. 一种用于通过超声成像系统获得超声图像的方法,其特征在于,所述超声成像系统包括超声探测器和控制台,所述超声探测器包括配置为获取超声图像的换能器阵列,所述控制台包括处理器和在其上存储有多个逻辑模块的非暂时性计算机可读介质,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行操作,所述方法包括:

由所述控制台接收由所述超声探测器获取的超声图像;

检测所述超声图像内的一个或多个目标;和

从所述超声图像生成可视化,以将一个或多个检测目标居于所述超声图像的显示部分内。

17. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,生成所述可视化包括裁剪所述超声图像,以将所述一个或多个检测目标居于所述超声图像的显示部分内。

18. 根据权利要求17所述的方法,其特征在于,生成所述可视化包括增加所述超声图像的裁剪部分的放大倍数,以将所述一个或多个检测目标居于所述超声图像的显示部分内。

19. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述超声探测器经由有线连接或无线连接被可操作地连接至所述控制台。

20. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述控制台包括显示器,并且其中所述多个逻辑模块当由所述处理器执行时被配置为执行包括如下的进一步操作:在显示器上呈现裁剪的超声图像的可视化。

21. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,检测所述一个或多个目标包括根据所述超声图像内变化的颜色饱和度而区分所述超声图像内的组成部分。

22. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,检测所述一个或多个目标包括将所述一个或多个目标中的每个识别为血管、骨骼、器官或医疗设备。

23. 根据权利要求22所述的方法,其特征在于,识别所述一个或多个目标中的每个包括将所述一个或多个目标中的每个的特征与阈值进行比较,所述阈值设置以定义器官、血管、骨骼或医疗设备。

24. 根据权利要求23所述的方法,其特征在于,所述特征包括分析所述超声图像和先前超声图像时检测到的脉动、所述一个或多个目标中的每个的尺寸和所述一个或多个目标中的每个的颜色饱和度中的一个或多个。

25. 根据权利要求24所述的方法,其特征在于,将所述特征与一个或多个阈值进行比较的结果是所述一个或多个目标中的每个指示识别选定目标的可能性的置信度。

26. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行包括如下的进一步操作:检测所述一个或多个目标中的至少第一目标在所述超声图像的边缘的阈值距离内。

27. 根据权利要求26所述的方法,其特征在于,当由所述处理器执行时,所述多个逻辑模块被配置为执行包括如下的进一步操作:生成向临床医生指示所述第一目标在所述超声

图像的边缘的阈值内的警报。

28. 根据权利要求27所述的方法,其特征在于,所述警报包括文本通知或指示移动所述超声探测器的方向的箭头。

29. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述一个或多个目标包括血管和针。

30. 根据权利要求29所述的方法,其特征在于,所述一个或多个目标包括所述针的远侧尖端。

超声成像系统和用于通过其获得超声图像的方法

[0001] 优先权

[0002] 本申请要求2020年12月1日提交的美国临时申请号63/119,829的优先权,该申请的全部内容通过引用结合到本申请中。

技术领域

[0003] 本申请涉及医疗器械领域,更具体地涉及超声成像系统和用于通过其获得超声图像的方法。

背景技术

[0004] 目前有各种现有的超声系统,包括连接至视觉显示器的有线或无线超声探测器。临床医生可以使用这些系统来保持和操纵超声探测器以将血管进入设备(VAD)(例如导管)放置在患者体内。超声成像通常用于将针引导至目标,例如患者的静脉。可以在经皮插入之前和之后实时监测针。通过这种方式,临床医生能够确定针到目标静脉的距离和方向,并确保准确的插入,对患者造成最小的不适。然而,在超声成像期间可能会发生超声探测器的无意和无心地移动。这种移动可能导致临床医生看不见目标静脉和针。在视觉显示器的屏幕上寻找和定位要查看的针和目标静脉可能是困难的,并且可能浪费宝贵的时间。由于包括针的针平面垂直(或接近垂直)于超声探测器的图像平面,因此在刚好经皮插入之前针的距离和定向可能难以确定。

[0005] 当针平面与图像平面平行时,更容易在经皮插入之后立即监测针的距离和定向。当无意中移动或移位超声探测器时,临床医生在经皮插入之前和之后调整图像平面时可能丢失静脉和/或针,这可能导致宝贵时间的损失。现有的超声系统没有提供考虑到无意中移动或移位超声探测器的方便的针引导能力。因此,需要一种用于超声图像目标跟踪的方法和系统,以应对超声探测器的无意中移动或移位,以促进有效的针引导。

[0006] 因此,本文公开了用于分析超声图像以检测出现在超声成像区域内的包括解剖目标和医疗设备的目标,并生成裁剪图像以在超声探头移位的情况下保持检测目标在裁剪图像中的位置的方法和系统。

发明内容

[0007] 简而言之,本文公开的是一种超声探测器,在一些实施方案中包括图像目标跟踪能力。超声探测器系统可以在整个超声引导过程中提供一致的超声视图,同时补偿超声探测器的无意中移动。示例性跟踪特征有利地允许超声探测器在该过程期间的偶然移动,而屏幕上最重要的成像数据不会剧烈移动。

[0008] 在一些实施方案中,公开了一种超声成像系统,其包括超声探测器,该超声探测器包括被配置为获取超声图像的换能器阵列;以及控制台,该控制台包括处理器和在其上存储有多个逻辑模块的非暂时性计算机可读介质,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行操作,包括:接收超声图像;检测超声图像内的一个或多个目标;以及从超声图像生

成可视化,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。在一些实施方案中,生成可视化包括裁剪超声图像,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。在一些实施方案中,生成可视化包括增加超声图像的裁剪部分的放大倍数,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。

[0009] 在一些实施方案中,超声探测器经由有线或无线连接可操作地连接至控制台。在一些实施方案中,控制台包括显示器,并且其中,多个逻辑模块在由处理器执行时被配置为执行包括在显示器上呈现裁剪的超声图像的可视化的进一步的操作。在一些实施方案中,检测一个或多个目标包括根据超声图像内变化的颜色饱和度来区分超声图像内的组成部分。在特定实施方案中,检测一个或多个目标包括将一个或多个目标中的每个识别为血管、骨骼、器官或医疗设备。在其他实施方案中,识别一个或多个目标中的每个包括将一个或多个目标中的每个的特征与为定义器官、血管、骨骼或医疗设备而设置的阈值进行比较。

[0010] 在一些实施方案中,特征包括在分析超声图像和先前超声图像时检测到的脉动、一个或多个目标中的每个的尺寸和一个或多个目标中的每个的颜色饱和度中的一个或多个。在一些实施方案中,将特征与一个或多个阈值进行比较的结果是一个或多个目标中的每个的置信度,该置信度指示识别特定目标的可能性。在特定实施方案中,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行进一步的操作,包括:检测一个或多个目标中的至少第一目标在超声图像的边缘的阈值距离内。

[0011] 在一些实施方案中,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行进一步的操作,包括:生成向临床医生指示第一目标在超声图像的边缘的阈值内的警报。在一些实施方案中,警报包括文本通知或指示移动超声探测器的方向的箭头。在其他实施方案中,一个或多个目标包括血管和针。在又一其它实施方案中,一个或多个目标包括针的远侧尖端。

[0012] 在一些实施方案中,公开了一种用于通过超声成像系统获得超声图像的方法,其中,超声成像系统包括超声探测器,该超声探测器包括被配置为获取超声图像的换能器阵列;以及控制台,该控制台包括处理器和在其上存储有多个逻辑模块的非暂时性计算机可读介质,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行操作,包括:接收超声图像;检测超声图像内的一个或多个目标;以及通过裁剪一个或多个检测目标周围的超声图像,从超声图像生成可视化。在一些实施方案中,该方法包括接收超声图像,检测超声图像内的一个或多个目标,以及从超声图像生成可视化,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。在一些实施方案中,生成可视化包括裁剪超声图像,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。在一些实施方案中,生成可视化包括增加超声图像的裁剪部分的放大倍数,以将一个或多个检测目标居于超声图像的显示部分内。

[0013] 在一些实施方案中,超声探测器经由有线或无线连接可操作地连接至控制台。在一些实施方案中,控制台包括显示器,并且其中,多个逻辑模块在由处理器执行时被配置为执行进一步的操作,包括在显示器上呈现裁剪的超声图像的可视化。在一些实施方案中,检测一个或多个目标包括根据超声图像内变化的颜色饱和度来区分超声图像内的组成部分。在特定实施方案中,检测一个或多个目标包括将一个或多个目标中的每个识别为血管、骨骼、器官或医疗设备。在其他实施方案中,识别一个或多个目标中的每个包括将一个或多个目标中的每个的特征与为定义器官、血管、骨骼或医疗设备而设置的阈值进行比较。

[0014] 在一些实施方案中,特征包括在分析超声图像和先前超声图像时检测到的脉动、

一个或多个目标中的每个的尺寸和一个或多个目标中的每个的颜色饱和度中的一个或多个。在一些实施方案中,将特征与一个或多个阈值进行比较的结果是一个或多个目标中的每个的置信度,该置信度指示识别特定目标的可能性。在特定实施方案中,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行进一步的操作,包括:检测一个或多个目标中的至少第一目标在超声图像的边缘的阈值距离内。

[0015] 在一些实施方案中,当由处理器执行时,多个逻辑模块被配置为执行进一步的操作,包括:生成向临床医生指示第一目标在超声图像的边缘的阈值内的警报。在一些实施方案中,警报包括文本通知或指示移动超声探测器的方向的箭头。在其他实施方案中,一个或多个目标包括血管和针。在又一其它实施方案中,一个或多个目标包括针的远侧尖端。

[0016] 鉴于附图和以下描述,本文提供的概念的这些和其他特征对于本领域技术人员将变得更加明显,附图和以下描述更详细地描述了这些概念的特定实施方案。

附图说明

[0017] 将参考在附图中示出的公开文本的特定实施方案来呈现公开文本的更具体描述。应当理解,这些附图仅描绘了本发明的典型实施方案,并且因此不应被认为是对其范围的限制。将通过使用附图以额外的具体和细节描述和解释本发明的示例实施方案,其中:

[0018] 图1示出了根据一些实施方案所示的超声成像系统的框图。

[0019] 图2A示出了根据一些实施方案的连接至控制台的探测器。

[0020] 图2B示出了根据一些实施方案的连接至在裁剪图像中显示目标静脉的控制台的探测器。

[0021] 图3A示出了根据一些实施方案的裁剪图像中的目标静脉的裁剪图像的可视化视图。

[0022] 图3B示出了根据一些实施方案的当探测器移位时目标静脉的裁剪图像的可视化视图。

[0023] 图3C示出了根据一些实施方案的包括当探测器移位时的移动警告的目标静脉的裁剪图像的可视化视图。

[0024] 图3D示出了根据一些实施方案的当探测器移位并且不再捕获目标静脉时在控制台显示器上显示的警告消息的视图。

[0025] 图4A示出了根据一些实施方案的连接至显示目标静脉和针的控制台的探测器。

[0026] 图4B示出了根据一些实施方案的连接至在裁剪图像中显示目标静脉和针的控制台的探测器。

[0027] 图5A示出了根据一些实施方案的目标静脉的裁剪图像的可视化和针投影的跟踪的视图。

[0028] 图5B示出了根据一些实施方案的当探测器移位时目标静脉的裁剪图像的可视化和针投影的跟踪的视图。

[0029] 图5C示出了根据一些实施方案的目标静脉的裁剪图像的可视化以及示出当探测器移位时包括移动警告的针尖投影的跟踪的视图。

具体实施方式

[0030] 在更详细地公开一些特定实施方案之前,应当理解,本文公开的特定实施方案不限制本文提供的概念的范围。还应该理解,本文公开的特定实施方案可以具有能够容易地从特定实施方案中分离出来的特征,并且可选地与本文公开的许多其他实施方案中的任何一个的特征相结合或替代。

[0031] 关于本文使用的术语,还应当理解,这些术语是为了描述一些特定实施方案,并且这些术语不限制本文提供的概念的范围。序数(例如,第一、第二、第三等)通常用于区分或识别一组特征或步骤中的不同特征或步骤,并且不提供序列或数字限制。例如,“第一”、“第二”和“第三”特征或步骤不必以该顺序出现,并且包括这种特征或步骤的特定实施方案不必限于这三个特征或步骤。诸如“左”、“右”、“顶”、“底”、“前”、“后”等标签是为了方便而使用的,并不意味着例如任何特定的固定位置、定向或方向。相反,这种标签用于反映例如相对位置、定向或方向。单数形式“一种”、“一个”和“该”包括复数形式,除非上下文另有明确规定。

[0032] 为了清楚起见,应当理解,词语“远侧”指的是相对更靠近本文所述的将在其上使用医疗设备的患者的方向,而词语“近侧”指的是相对远离患者的方向。此外,包括权利要求书在内的本文使用的词语“包括”、“具有”和“带有”应与词语“包含”具有相同的含义。

[0033] 最后,在下面的描述中,本文使用的术语“或”和“和/或”被解释为包含或意味着任何一个或任何组合。例如,“A、B或C”或“A、B和/或C”指“下列任何一项:A;B;C;A和B;A和C;B和C;A、B和C”。只有当元素、部件、功能、步骤或行为的组合在某些方面固有地相互排斥时,才会发生此定义的例外情况。

[0034] 除非另有定义,本文使用的所有技术和科学术语具有与本领域普通技术人员通常理解的含义相同的含义。

[0035] 本文公开的实施方案涉及一种超声成像系统,该超声成像系统用于在将针放置到患者的目标静脉中的同时进行超声成像。在一些实施方案中,提供包括图像目标跟踪能力的超声成像系统。超声成像系统可以在整个超声引导过程中提供一致的超声视图,同时补偿超声探测器的无意中移动。示例性跟踪特征有利地允许超声探测器在该过程期间的偶然移动,而屏幕上最重要的成像数据不会剧烈移动。根据示例性实施方案,超声成像系统可主要用于进入设备(例如针)的插入。图像跟踪提供了将针精确地放置到目标静脉或另一解剖目标中,而不管超声探测器的无意中移动。

[0036] 参考图1,示出了根据一些实施方案所示的超声成像系统100的框图。控制台102可以容纳超声成像系统100的各种部件。在控制台102中可以包括处理器116和存储器118,例如随机存取存储器(RAM)或非易失性存储器(例如,电可擦除可编程只读存储器EEPROM),用于控制超声成像系统100的功能,以及用于在超声成像系统100的操作期间根据存储在存储器118中以供处理器116执行的可执行指令120执行各种逻辑操作或算法。例如,控制台102被配置为通过指令120实例化一个或多个过程,用于调整激活超声换能器148与预定目标(例如,目标静脉)或区域的距离、激活超声换能器148到预定目标或区域的定向、或激活超声换能器148相对于预定目标或区域的距离和定向两者,以及将来自超声探测器106的电信号处理成超声图像。可以使用控制台102接收的超声成像数据、磁场数据、光纤形状感测数据或其组合来调节激活超声换能器148。控制台102可以激活超声换能器148的2D阵列中的

某些超声换能器,或者移动在超声换能器148的线性阵列中已经激活的换能器。

[0037] 数字控制器/模拟接口122也可以包括在控制台102中,并且与处理器116和其他系统部件通信,以管理超声探测器106和本文所述的其他系统部件之间的接口。超声成像系统100进一步包括用于与附加部件(例如包括打印机、存储介质、键盘等的可选部件126)连接的端口124。端口124可以被实施为通用串行总线(USB)端口,尽管其他类型的端口可以用于此连接或本文示出或描述的任何其他连接。控制台102包括电源连接128,以实现到外部电源130的可操作连接。内部电源132(例如,电池)也可以与外部电源130一起使用或不与外部电源一起使用。电源管理电路134包括在控制台102的数字控制器/模拟接口122中,以调节电源的使用和分配。可选地,独立光学询问器154可以通过端口124之一通信地联接到控制台102。可替代地,控制台102可以包括集成到控制台502中的光学询问器。这种光学询问器被配置为将输入光学信号发射到伴随的光纤管心针156中,用于与超声成像系统100一起进行形状感测。光纤管心针156进而可以被配置为插入诸如针的医疗设备的内腔内,并且可以沿着光纤管心针156的长度将来自光学询问器154的输入光信号传送到多个光纤布拉格光栅(FBG)传感器。光学询问器154还可以被配置为接收由光纤管心针156传送的从多个FBG传感器反射的反射光信号,该反射光信号可以指示光纤管心针156的形状。

[0038] 光学询问器154还可以被配置为将反射光信号转换为对应电信号,以便由控制台102处理成相对于目标的距离和定向信息,并且用于当接近目标时动态调整相对于目标(例如目标静脉)或医疗设备(例如针)的激活超声换能器148的距离、激活超声换能器148的定向,或者激活超声换能器148距离和定向两者。例如,可以相对于作为目标的静脉调整激活超声换能器148的距离和定向。可以通过基于目标静脉的定向(例如,垂直或平行于其他配置)由与目标静脉成特定角度布置激活超声换能器148来建立图像平面。在另一个实施方案中,当医疗设备(例如针)靠近超声探测器106时,可以通过激活超声换能器148垂直于包括针204的医疗设备平面来建立图像平面。距离和定向信息还可以用于在显示器上显示医疗设备的图像表示。

[0039] 显示屏104可以集成到(或连接至)控制台102中,以便以超声探测器106获取的目标的超声图像的形式为临床医生提供GUI和显示信息。此外,超声成像系统100可以使得诸如针的磁化医疗设备的距离和定向能够实时叠加在目标的超声图像之上,从而使得临床医生能够准确地将磁化医疗设备引导到预定目标(例如静脉)。可替代地,显示屏104可以与控制台102分离并通信地(例如,无线地)耦接到控制台102。控制台按钮接口136可用于由临床医生立即将所需模式调出到显示屏104,以在基于超声的医疗过程中提供帮助。在一些实施方案中,显示屏104可以被实施为LCD设备。超声探测器106可以可选地包括内部测量单元(IMU)158,其可容纳加速度计160、陀螺仪162和磁强计164。

[0040] 在准备将针或另一医疗设备插入目标中时,超声探测器106可以与诸如静脉的目标的基于超声的可视化结合使用。这种可视化给出实时超声引导,并有助于减少通常与这种插入相关联的并发症,包括无意中的动脉穿刺、血肿、气胸等。超声探测器106可以被配置为向控制台102提供对应于超声成像数据、磁场数据、形状感测数据或其组合的电信号,用于实时超声针引导。

[0041] 在一个实施方案中,目标检测逻辑166可以由处理器116执行以检测超声图像中的血管和其他解剖目标。目标检测逻辑166可以包括脉动检测逻辑168和组成部分识别逻辑

170。目标检测逻辑166可以使用脉动检测逻辑168和组成部分识别逻辑170。脉动检测逻辑168可以比较血管的图像序列以检测由血管尺寸的周期性变化(例如,血管直径的扩展)指示的脉冲。目标检测逻辑106还可以通过基于超声图像中的颜色饱和度识别具有高密度的组织来检测骨骼。组成部分识别逻辑170可以分析每个超声图像中回波的反射。例如,这可以使用阈值设置来识别器官、血管和骨骼来实施。各个逻辑166、168和170可以存储在控制台102的非暂时性计算机可读介质上。可以在处理器116上执行图像裁剪逻辑172,以裁剪具有检测到的解剖目标(例如,目标静脉)的图像,从而解剖目标位于裁剪图像的中心,也就是整个超声成像区域的中心,如本文将更详细地讨论的。这里,“裁剪”可以指减少显示的超声图像的量。此外,裁剪可以包括增加超声图像的裁剪部分的放大倍数。目标检测逻辑166和图像裁剪逻辑172可以被统称为“控制台逻辑”或“控制台102的逻辑”;然而,术语控制台逻辑还可以包括对图1中所示的任何其他逻辑模块的引用。

[0042] 参考图2A,根据一些实施方案示出了连接至控制台的探测器。在该实施方案中,超声探测器200通过有线连接而连接至控制台102。在一个实施方案中,可以使用无线连接。超声探测器200包括可容纳可操作地连接至超声成像设备220的控制台的主体。超声探测器200可以被配置为辅助用户(例如临床医生的)将进入设备(例如针)插入患者的目标静脉210中。位于超声探测器的头202中的超声换能器被配置为捕获要显示在控制台102的屏幕104上的2-D超声图像222。头202可以容纳超声换能器的线性阵列(未显示)或超声换能器的2-D阵列。超声换能器可以被实施为压电换能器或电容式微机械超声换能器(CMUT)。当超声探测器200配置有超声换能器的2-D阵列时,基于所捕获的超声成像数据,超声换能器的子集可根据超声成像的需要线性激活。

[0043] 换能器可以被配置为将目标保持在图像平面中或切换到包括目标的不同图像平面(例如,从垂直于医疗设备平面的平面到平行于医疗设备平面的平面)。如果超声探测器200配置有超声换能器的可移动线性阵列,则超声换能器可以已经被激活用于超声成像。例如,基于超声成像数据,超声换能器的子集或所有可用的超声换能器可以根据超声成像的需要可在可移动线性阵列上一起移动,以将目标保持在由激活超声换能器建立的图像平面中或切换到包括目标的不同图像平面。

[0044] 探头202可以紧贴患者的皮肤靠近针插入部位放置,因此探头202中的激活超声换能器可以生成超声信号并将生成的超声信号作为脉冲序列发射到患者体内。然后,发射器(未显示)可以接收反射的超声信号(即,从患者身体生成的超声脉冲的反射)。反射的超声信号可以被转换成相对应的电信号,以通过探测器200的控制台处理成超声图像。因此,临床医生可以使用图2A中描绘的超声成像系统100来确定合适的插入部位并使用针或其他医疗设备建立到目标静脉210的血管通路。

[0045] 图2A中描绘的超声成像系统100能够在控制台102的显示器104上所示的总可用超声图像222中可视化目标静脉210。在一个实施方案中,将图像数据从探测器200接收到图1中描绘的控制台102中。目标检测逻辑166可以处理图像数据以在总可用超声图像222中呈现超声图像。如上面参考图1所讨论的,目标检测逻辑166可以使用脉动检测逻辑168和组成部分识别逻辑170。脉动检测逻辑168可以比较血管的图像序列以检测由血管尺寸的周期性变化(例如,血管直径的扩展)指示的脉冲。组成部分识别逻辑170还可以通过基于超声图像中的颜色饱和度识别具有高密度的组织来检测骨骼。组成部分识别逻辑170可以分析每个

图像中回波的反射。这可以使用设置为定义器官、血管和骨骼的阈值来实施。各个逻辑可以存储在控制台102的非暂时性计算机可读介质上。如上面所讨论的,目标检测逻辑166可以处理包括目标静脉210的图像数据以呈现超声图像222。

[0046] 图2A中描绘的超声成像系统100可以用于插入过程部位评估。注意,尽管图2A中描绘的超声探测器组件具有一般形状,但只要探测器捕获插入部位和目标静脉210,超声探测器200可以具有不同的形状。

[0047] 现在参考图2B,探测器200被示为连接至控制台102,控制台102在总可用超声图像的裁剪图像224中显示目标静脉210。如上面参考图2A所讨论的,超声探测器200通过有线连接而连接至控制台102。在一个实施方案中,可以使用无线连接。超声探测器200包括可容纳可操作地连接至超声成像设备220的控制台的主体。超声探测器200可以被配置为辅助用户(例如临床医生的)将进入设备(例如针)插入患者的目标静脉210中。探头202可以紧贴患者的皮肤靠近针插入部位放置,因此探头202中的激活超声换能器可以生成超声信号并将超声信号作为脉冲序列发射到患者体内。然后,发射器(未显示)可以接收反射的超声信号(即,从患者身体生成的超声脉冲的反射)。反射的超声信号可以被转换成相对应的电信号,以通过探测器200的控制台处理成超声图像。因此,临床医生可以使用图2B中描绘的超声成像系统100来确定合适的插入部位并使用针或其他医疗设备建立到目标静脉210的血管通路。

[0048] 图2B中描绘的超声成像系统100能够成像和检测目标静脉210,并提供作为控制台102的显示器104上所示的裁剪图像320的可视化。裁剪图像224是总超声图像的子集。在一个实施方案中,如图1中描绘的,由控制台102从探测器200接收图像数据。在控制台102上运行的目标检测逻辑166可以处理图像数据以检测超声图像内的解剖目标(目标静脉210)。

[0049] 目标检测逻辑166可以使用图1中描绘的脉动检测逻辑168和组成部分识别逻辑170。脉动检测逻辑168可以比较血管的图像序列以检测由血管尺寸的周期性变化(例如,血管直径的扩展)指示的脉冲。组成部分识别逻辑170还可以通过基于超声图像中的颜色饱和度识别具有高密度的组织来检测骨骼。组成部分识别逻辑170可以分析每个超声图像中回波的反射。这可以使用设置为定义诸如器官、血管、骨骼等的解剖目标的阈值来实施。在一个实施方案中,图1中描绘的图像裁剪逻辑172可以裁剪捕获成像区域300的超声图像,使得检测到的解剖目标(例如,目标静脉210)位于裁剪图像224的中心。然后,裁剪图像224在其中心包括静脉210,并且在控制台102的显示器104中显示。除了裁剪捕获成像区域300的超声图像之外,可以放大裁剪图像224以填充或基本上填充显示器104。如在图2A至图2B的比较中所看到的,图2B中的目标静脉210的图像看起来比图2A中的目标静脉210的图像大,这表明裁剪图像224已经发生了放大。

[0050] 现在参考图3A,根据一些实施方案示出了目标静脉的裁剪图像的显示视图。如参考图2A至图2B所讨论的,超声探测器200包括主体和头202,头202容纳可以生成超声信号并将生成的超声信号发射到患者体内的换能器。图3A中描绘的超声成像系统100被配置为获得超声图像,检测目标静脉210并在示出目标静脉210的显示器上呈现裁剪的可视化。在该实施方案中,超声探测器200发射超声脉冲,使得超声探测器200接收包括成像区域300的反射数据,该成像区域包括目标静脉210。

[0051] 成像区域300的超声图像被提供给控制台102,其中控制台逻辑处理超声图像。具

体地,目标检测逻辑166分析超声图像以检测目标静脉210。例如,目标检测逻辑166可以放置围绕目标静脉210的边界框,或者可以检测围绕目标静脉210的框的坐标。应当理解,术语“框”不限于正方形或矩形,而是可以指任何其他形状,例如圆形、椭圆形等。然后,图像裁剪逻辑172以使得目标静脉210位于裁剪图像320的中心的方式裁剪示出目标静脉210的图像周围的成像区域300的超声图像。例如,当由处理器116执行时,图像裁剪逻辑172可以裁剪示出由目标检测逻辑166确定的边界框或坐标处的成像区域300的超声图像。然后,可以在控制台102的屏幕上显示包含目标静脉210的裁剪图像320。

[0052] 参考图3B,根据一些实施方案示出了当探测器移位时目标静脉的裁剪图像的可视化视图。在该实施方案中,探测器200无意中沿第一方向移位,例如,向左。探测器200的移位会产生成像区域300内的目标静脉210的位置的相应移位,其中目标静脉210的相应移位可以被认为是在与第一方向相反的第二方向上。

[0053] 然而,根据示例性实施方案,超声成像系统100的逻辑被配置为检测目标静脉210并在控制台102上显示图像,其中在图像的中心显示目标静脉210(即,补偿探测器200的移位)。因此,即使探测器200可能无意中移位,由控制台102显示的图像也将目标静脉210保持在显示图像的中心;因此,使得临床医生能够继续聚焦于目标静脉210本身,而不是聚焦于探测器200的无意中移位。

[0054] 换句话说,有利地,裁剪图像320不响应于探测器200的移位而改变。超声成像系统100可以识别和区分解剖目标,例如目标静脉210。然后,超声成像系统100可以识别解剖目标并执行该目标的图像跟踪。超声成像系统100的控制台102可以采用控制台逻辑(例如,目标检测逻辑166和图像裁剪逻辑172,如上所述)来从探测器200接收超声图像序列(或连续信号)。此外,控制台逻辑可以重复检测每个图像内的目标静脉210,并且可以裁剪用于可视化的当前图像(例如,作为裁剪图像320)。这样,目标静脉210的裁剪图像320的显示保持不受探测器200的移位的影响,允许临床医生有利地保持目标静脉210的可视化的视线。

[0055] 现在参考图3C,根据一些实施方案示出了当探测器移位时具有移动警告的目标静脉的裁剪图像的显示视图。在一个实施方案中,超声成像系统100可以保持和传送关于所识别的目标静脉210的位置的信息。例如,控制台逻辑可以确定探测器200的移位已经导致目标静脉210在距离成像区域300的边缘的阈值距离内,并且作为响应,生成警告或指示(例如,例如警告322),其被配置为通知用户(例如,临床医生)由于探测器200的移位或移动,目标静脉210可能很快就会离开探测器200的视线。在一些实施方案中,警告或指示可以由控制台102显示的视觉警告,例如图3C中所见的警告322。警告322可以包括文本,例如“移动警告”和/或相对于目标静脉210移动探测器200的方向的指示(例如箭头324),以便将超声成像区域300更中央地定位在目标静脉210上。

[0056] 例如,控制台逻辑可以检测从探测器200接收的每个超声图像中的目标静脉210。当超声探测器200以探头202即将停止捕获目标静脉210的方式意外移动时,控制台逻辑提供在显示器104上显示的“移动警告”警报,例如作为裁剪图像320上的覆盖。控制台逻辑可以检测目标静脉210相对于总超声图像区域300的边界的位置。视觉警报可能伴随着指示以哪种方式移动探测器以远离屏幕边缘的箭头。这样,临床医生在失去目标静脉210的可视化之前及时受到警告。在一个实施方案中,“移动警告”警报可以由控制台逻辑的警报生成逻辑部件生成。在一些实施方案中,警告或警报可以是诸如蜂鸣声的音频警报。在一些实施方

案中,警告或警报可以是探测器200的振动,在这种情况下,探测器200将包括通信地耦接到控制台逻辑的振动马达。在一些实施方案中,警告或警报可以是视觉警报、音频警报和/或振动的任何组合。

[0057] 现在参考图3D,根据一些实施方案示出了当探测器移位并且不再捕获目标静脉时在控制台显示器上显示的警告消息的视图。如上所述,超声成像系统100可以保持和传送关于所识别的目标静脉210的位置的信息。例如,控制台逻辑可以例如通过分析超声图像、未能检测到目标静脉210以及生成要在显示器104上呈现的可视化来通知临床医生目标静脉210已经在特定方向上移出屏幕。当超声探测器200以其不再捕获目标静脉210(即,目标静脉不在成像区域300内)的方式(由双箭头示出)移动时,控制台逻辑可以生成被配置为在显示器104上呈现以供临床医生查看的警报。

[0058] 在图3D中描绘的实施方案中,控制台逻辑可以分析从探测器200接收的每个超声图像,以便检测目标静脉210。当超声探测器200以探头202不再捕获目标静脉210(例如,目标静脉210在成像区域300之外)的方式意外移动时,控制台逻辑提供在显示器104上显示的“移动警告”警报,例如作为裁剪图像320上的覆盖。例如,控制台逻辑可以提供“移动探测器”消息警报326,该消息警报被显示为在总成像区域300的呈现上的覆盖。在一些实施方案中,控制台逻辑还可以提供箭头324,该箭头指示为了恢复目标静脉210的捕获而需要移动探测器的方向。这样,提醒临床医生移动探测器并恢复目标静脉210的可视化。

[0059] 参考图4A,示出了根据一些实施方案示出的连接至图2A的控制台的探测器,包括对目标静脉和针的成像。如上所述,超声探测器200可以经由有线或无线连接而连接至控制台102。如图所示,探头202可以紧贴患者的皮肤靠近针插入部位放置,因此探头202中的激活超声换能器可以生成超声信号并将生成的超声信号作为脉冲序列发射到患者体内。然后,发射器(未显示)可以接收反射的超声信号(即,从患者身体生成的超声脉冲的反射)。反射的超声信号可以被转换成相对应的电信号,以通过探测器200的控制台处理成超声图像。因此,临床医生可以使用图2A中描绘的超声成像系统100来确定合适的插入部位并使用针210或其他医疗设备建立到目标静脉210的血管通路。此外,反射的超声信号可以包括来自针404的反射,从而使得超声成像系统100能够显示示出成像区域400的超声图像。

[0060] 现在参考图4B,探测器200被示为连接至控制台102,控制台102在总可用超声图像的裁剪图像420中显示目标静脉210和针404的一部分。如所讨论的,超声成像系统100可以被配置为获得示出超声成像区域400的超声图像,并在控制台102的显示器104上呈现示出超声成像区域400的一部分的裁剪图像420。在一些这样的实施方案中,控制台102的目标检测逻辑166可以处理图像数据(超声反射数据)以裁剪超声图像并使得裁剪图像420的呈现。具体地,目标检测逻辑166可以使用脉动检测逻辑168和组成部分识别逻辑170。脉动检测逻辑168可以比较血管的图像序列以检测由血管尺寸的周期性变化(例如,血管直径的扩展)指示的脉冲。组成部分识别逻辑170还可以通过基于超声图像中的颜色饱和度识别具有高密度的组织来检测骨骼。

[0061] 组成部分识别逻辑170可以分析每个图像中回波的反射。可以基于将检测到的组成部分的特征(例如,在多个图像上的脉动性、检测到的组成部分的尺寸、颜色饱和度等)与设置为定义器官、血管和骨骼的阈值进行比较来实施组成部分的识别。基于将检测到的组成部分的特征与一个或多个阈值进行比较的结果,可以确定指示识别特定组成部分的可能

性的置信度(或分数)(例如,特定检测到的组成部分是骨骼或血管的置信度分数)。

[0062] 此外,以类似的方式,目标检测逻辑166还可以被配置为用超声图像检测针。针,例如针404,可以包括特定已知的反射特征(例如,尺寸、颜色饱和度等),使得目标检测逻辑166的组成部分识别逻辑170可以以与关于血管和骨骼检测所讨论的相同的方式检测和识别针。因此,超声探测器200可以被配置为辅助用户(例如临床医生的)将进入设备(例如针404)插入患者的目标静脉210中。探头202可以紧贴患者的皮肤靠近针插入部位放置,因此探头202中的激活超声换能器可以生成超声信号并将超声信号作为脉冲序列发射到患者体内。然后,发射器(未显示)可以接收反射的超声信号(即,从患者身体生成的超声脉冲的反射)。反射的超声信号可以被转换成相对应的电信号,以通过探测器200的控制台处理成超声图像。因此,临床医生可以使用图2B中描绘的超声成像系统100来确定合适的插入部位并使用针210或其他医疗设备建立到目标静脉210的血管通路。

[0063] 在检测和识别在成像区域400内包括的组成部分之后,超声成像系统100可以被配置为生成裁剪图像,例如裁剪图像420,其包括目标静脉210和针404的一部分。在一个实施方案中,图1中描绘的图像裁剪逻辑172可以裁剪示出成像区域400的超声图像,使得检测到的解剖目标(例如,目标静脉210)位于裁剪图像420的中心。然后,裁剪图像420在其中心包括静脉210,并且在控制台102的显示器104上显示。除了裁剪超声图像300之外,可以放大裁剪图像420以填充或基本上填充显示器104。如在图4A至图4B的比较中所看到的,图4B中的目标静脉210的图像看起来比图2A中的目标静脉210的图像大,这表明裁剪图像420已经发生了放大。

[0064] 在一些实施方案中,裁剪示出成像区域400的超声图像的边界的确定包括确定针404的定位及其与目标静脉210的距离。例如,当针404非常接近目标静脉210时,裁剪图像420可以由围绕目标静脉210的较小边界框组成,而当针404进一步远离目标静脉210时,裁剪图像420可以由较大边界框组成。因此,在这两种情况下,裁剪图像420示出目标静脉210和针404。然而,在其他实施方案中,在其上创建裁剪图像420的边界框是预定大小,并且裁剪将不考虑针404的位置。如上所述,应当理解,术语“框”不限于正方形或矩形,而是可以指任何其他形状,例如圆形、椭圆形等。

[0065] 现在参考图5A,根据一些实施方案示出了目标静脉和针的一部分的裁剪图像的显示视图。如参考图4A至图4B所讨论的,超声成像系统100被配置为获得超声图像,检测目标静脉210和针404,包括针404的远侧尖端501。此外,超声成像系统100可以被配置为在示出目标静脉210和针404的显示器上呈现裁剪的可视化,例如裁剪图像520。在一些实施方案中,可以使用以下一项或多项美国专利的教导来实施针尖跟踪:5,775,322;5,879,297;6,129,668;6,216,028;和6,263,230,其中每一项通过引用将其全部并入本申请。

[0066] 参考图5B,根据一些实施方案示出了目标静脉和针的一部分的裁剪图像的可视化视图。在该实施方案中,探测器200无意中沿第一方向移位,例如,向左。探测器200的移位可以产生成像区域500内的目标静脉210的位置的相应移位,其中目标静脉210的相应移位可以被认为是在与第一方向相反的第二方向上。然而,根据示例性实施方案,在探测器200无意中移位之后,在裁剪图像520中显示给临床医生的静脉210和远侧尖端501的裁剪图像520中没有发生变化。换句话说,有利地,裁剪图像520不响应于探测器200的移位而改变。超声成像系统100可以识别和区分解剖目标,例如目标静脉210和针404的远侧尖端501,以便执

行远侧尖端501的图像跟踪。超声成像系统100可以采用控制台逻辑来从探测器200接收超声图像序列(或连续信号)。然后,控制台逻辑可以重复检测每个图像内的目标静脉210,并且可以裁剪当前图像以在裁剪图像520中可视化。这样,在裁剪图像520中显示的目标静脉210保持不受探测器200的移位的影响。换句话说,焦点保持在目标静脉210上和针尖501的跟踪上。因此,有利地,临床医生不会失去目标静脉210的可视化和对远侧尖端501的跟踪。

[0067] 换句话说,有利地,裁剪图像520不响应于探测器200的移位而改变。超声成像系统100可以识别和区分解剖目标,例如目标静脉210。然后,超声成像系统100可以识别解剖目标并执行该目标的图像跟踪。超声成像系统100的控制台102可以采用控制台逻辑(例如,目标检测逻辑166和图像裁剪逻辑172,如上所述)来从探测器200接收超声图像序列(或连续信号)。此外,控制台逻辑可以重复检测每个图像内的目标静脉210和针404,并且可以裁剪用于可视化的当前图像(例如,作为裁剪图像520)。这样,目标静脉210的裁剪图像520的显示保持不受探测器200的移位的影响,允许临床医生有利地在针404接近目标静脉210时保持目标静脉210和针404的可视化的视线。

[0068] 现在参考图5C,根据一些实施方案示出了当探测器移位时包括移动警告的目标静脉和针的一部分的裁剪图像的显示视图。在一个实施方案中,超声成像系统100可以保持和传送关于所识别的目标静脉210的位置的信息。例如,控制台逻辑可以确定探测器200的移位已经导致目标静脉210和/或针404的远侧尖端501在距离成像区域300的边缘的阈值距离内,并且作为响应,生成警告或指示(例如,例如警告322),其被配置为通知用户(例如,临床医生)由于探测器200的移位或移动,目标静脉210或针404的远侧尖端501可能很快就会离开探测器200的视线。在一些实施方案中,警告或指示可以是由控制台102显示的视觉警告,例如图5C中所见的警告522。警告522可以包括文本,例如“移动警告”和/或相对于目标静脉210移动探测器200的方向的指示(例如箭头324),以便将超声成像区域500更中央地定位在目标静脉210上。

[0069] 例如,控制台逻辑可以在从探测器200接收的每个超声图像中检测目标静脉210和针404,包括针404的远侧尖端501。当超声探测器200以探头202即将停止捕获目标静脉210或针404的远侧尖端501的方式意外移动时,控制台逻辑提供在显示器104上显示的“移动警告”警报,例如作为裁剪图像520上的覆盖。控制台逻辑可以检测目标静脉210相对于总超声图像区域500的边界的位置。视觉警报可能伴随着指示以哪种方式移动探测器以远离屏幕边缘的箭头。这样,临床医生在失去目标静脉210或针404的远侧尖端501的可视化之前及时受到警告。在一个实施方案中,“移动警告”警报可以由控制台逻辑的警报生成逻辑部件生成。在一些实施方案中,警告或警报可以是诸如蜂鸣声的音频警报。在一些实施方案中,警告或警报可以是探测器200的振动,在这种情况下,探测器200将包括通信地耦接到控制台逻辑的振动马达。在一些实施方案中,警告或警报可以是视觉警报、音频警报和/或振动的任何组合。

[0070] 具有不仅提供超声成像,而且确保基于超声图像跟踪将针精确地插入目标而不考虑意外移位超声探测器的系统,有利地减少在错误的地方或甚至在多个地方刺穿患者皮肤的风险。

[0071] 在不脱离公开文本的精神的情况下,本发明的实施方案可以以其他特定形式实施。所描述的实施方案在所有方面仅被认为是说明性的,而不是限制性的。因此,实施方案

的范围由所附权利要求书而不是由前述描述指示。在权利要求的等效意义和范围内的所有变更都应包括在其范围内。

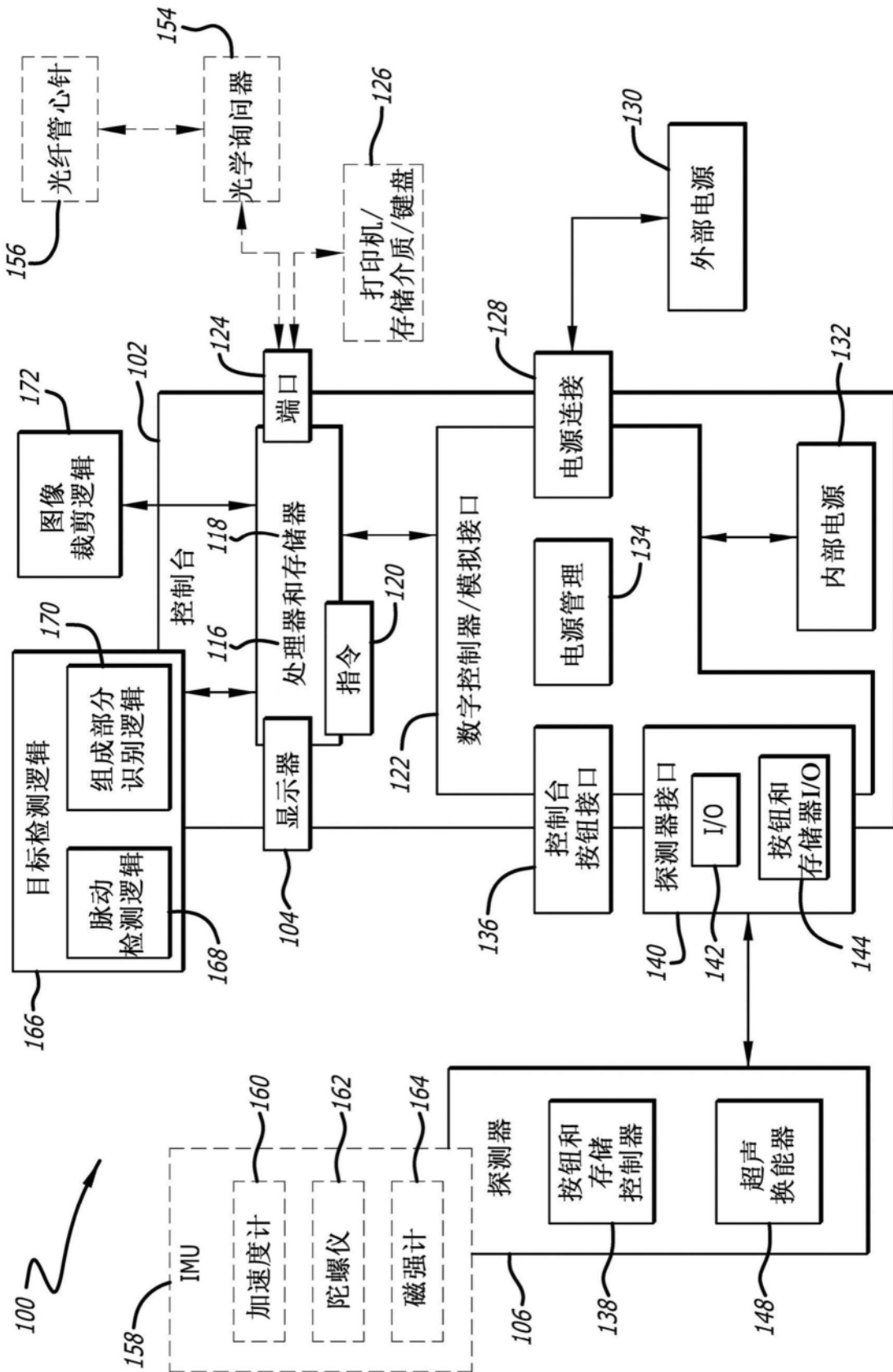


图1

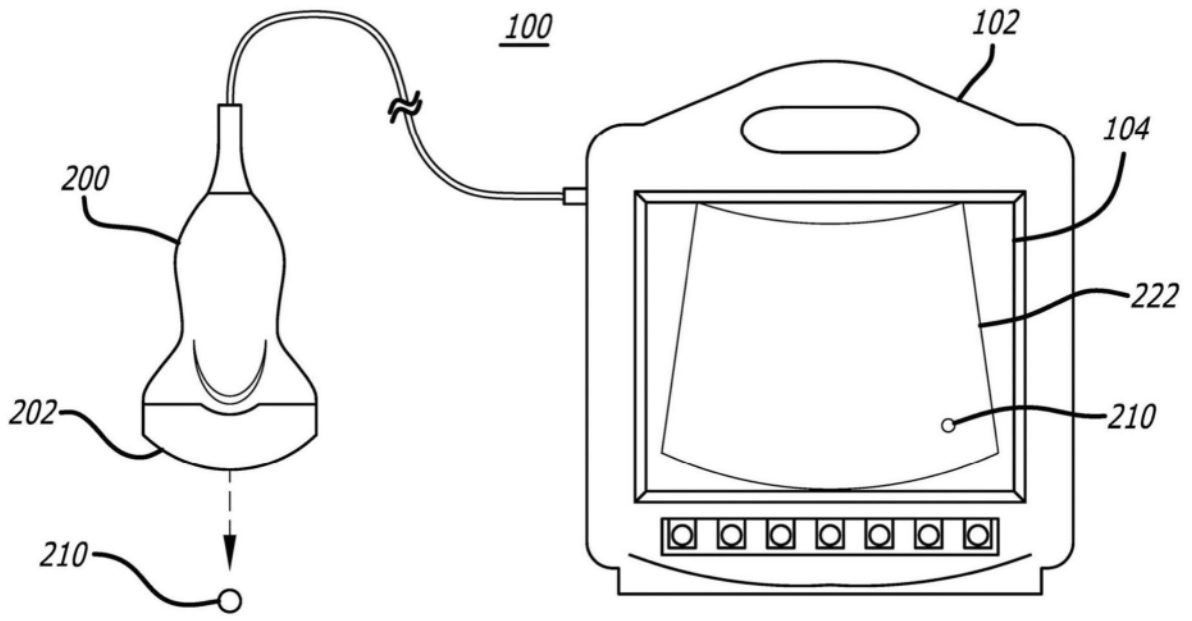


图2A

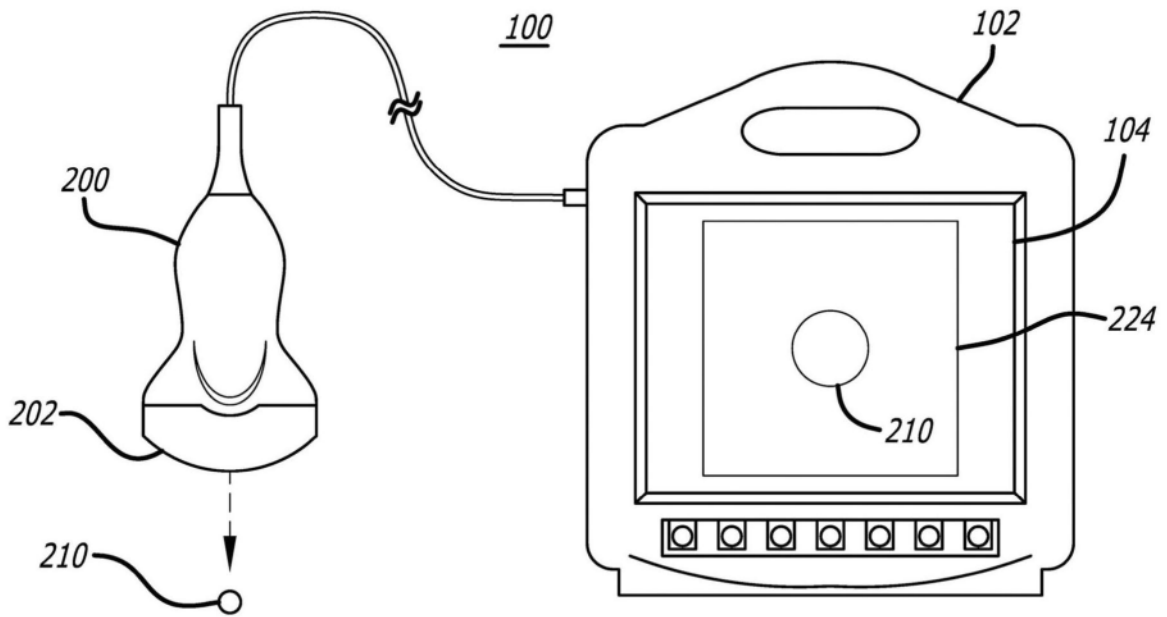


图2B

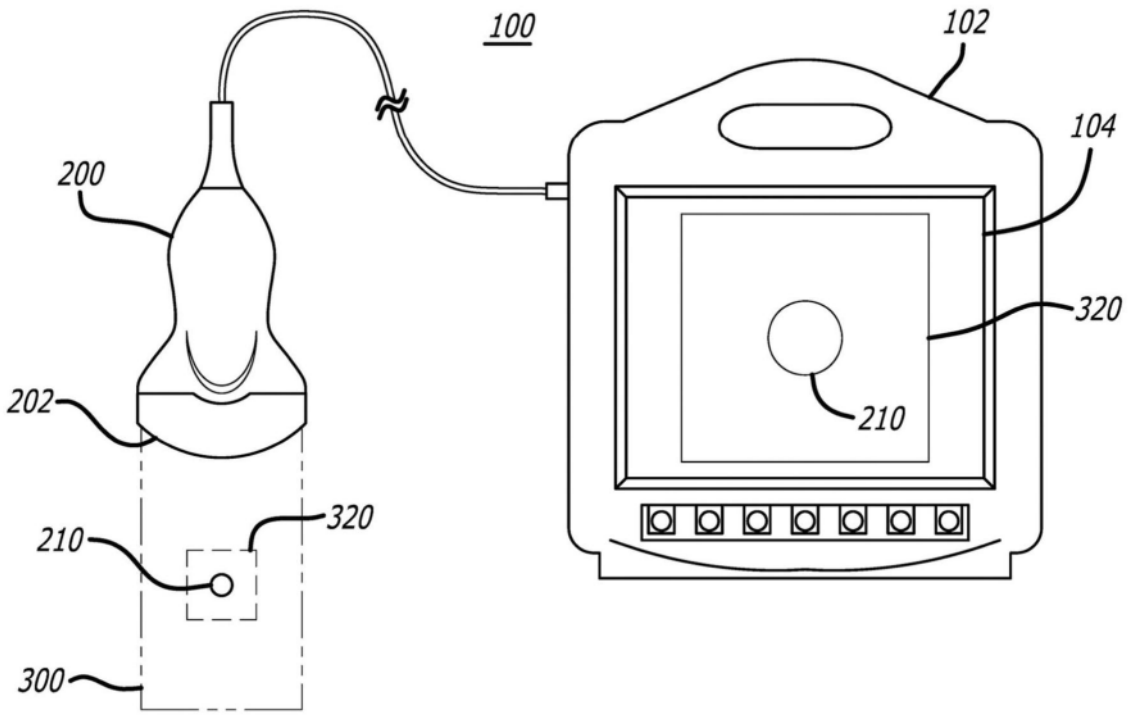


图3A

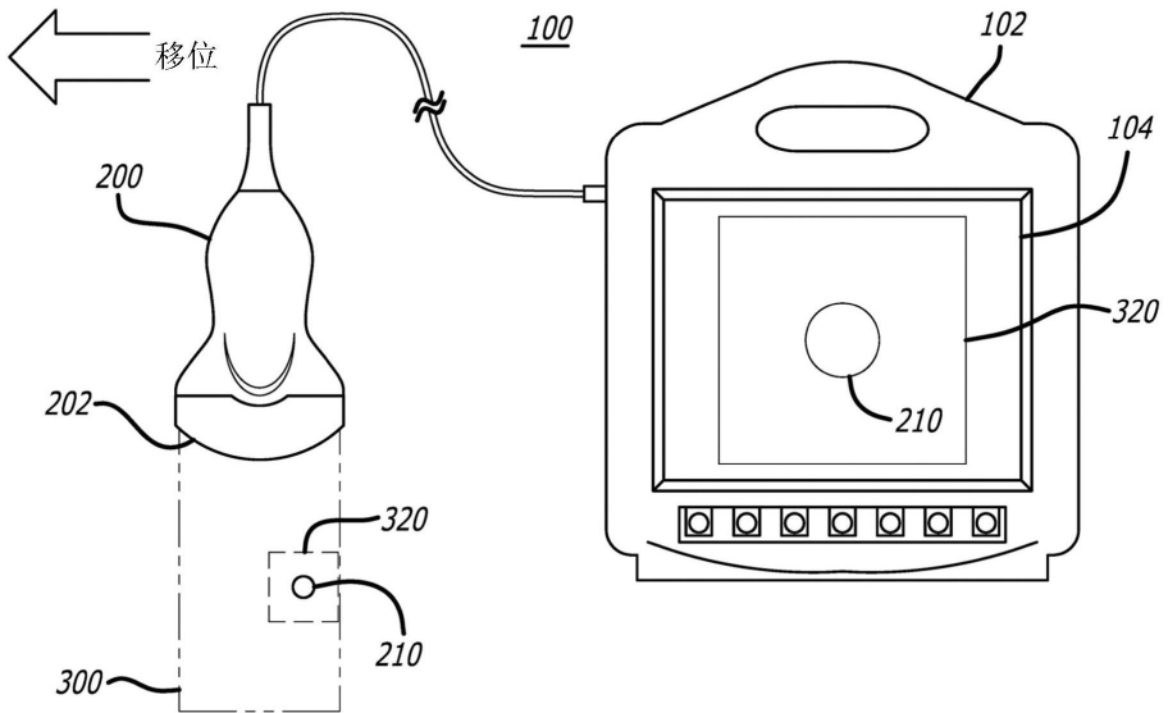


图3B

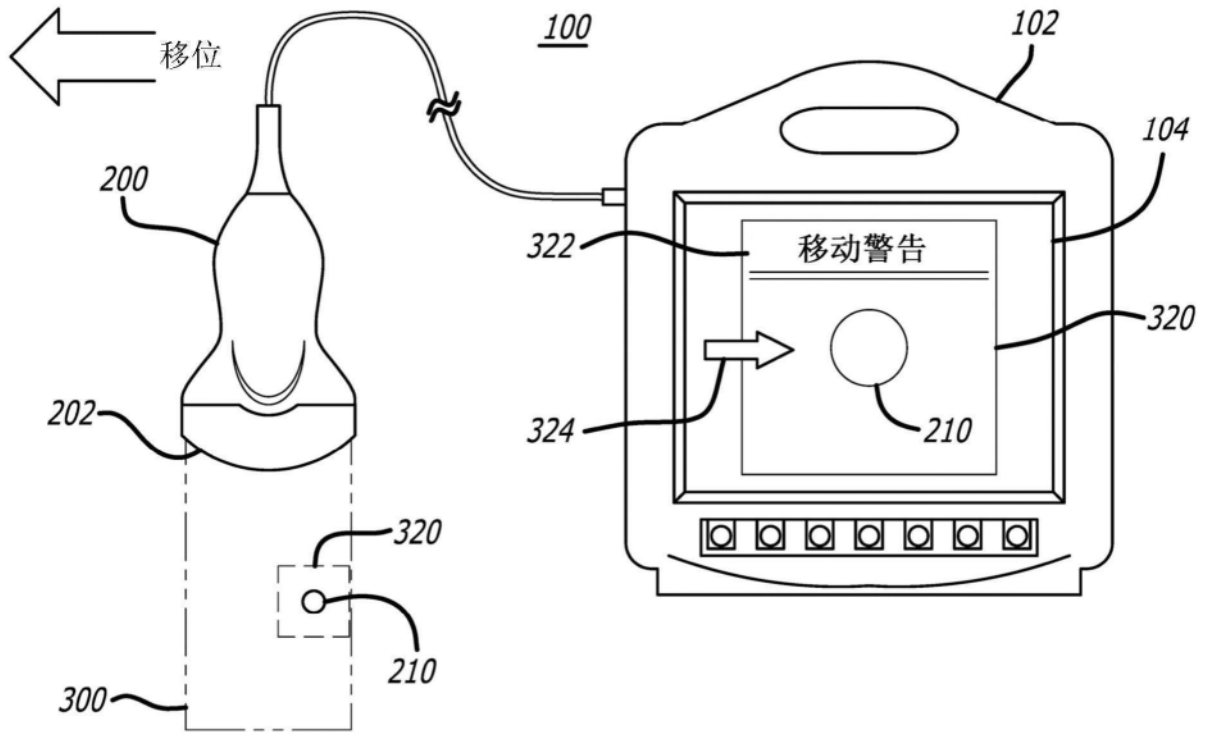


图3C

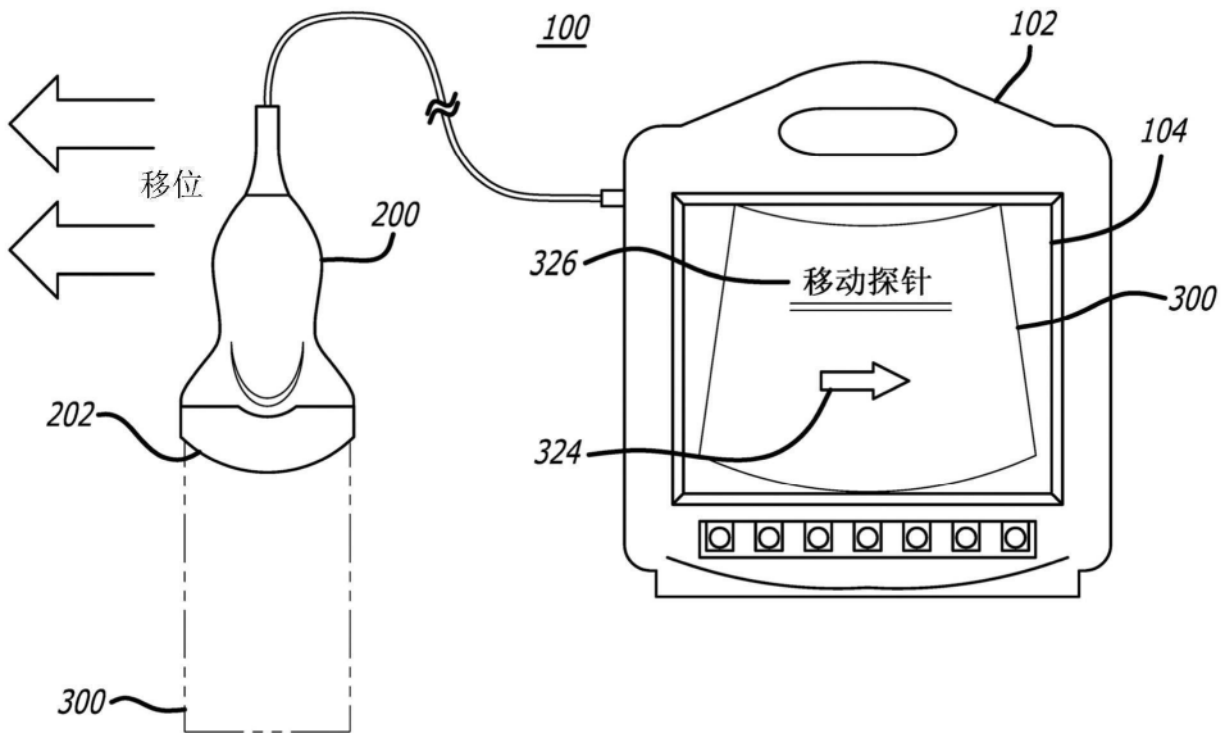


图3D

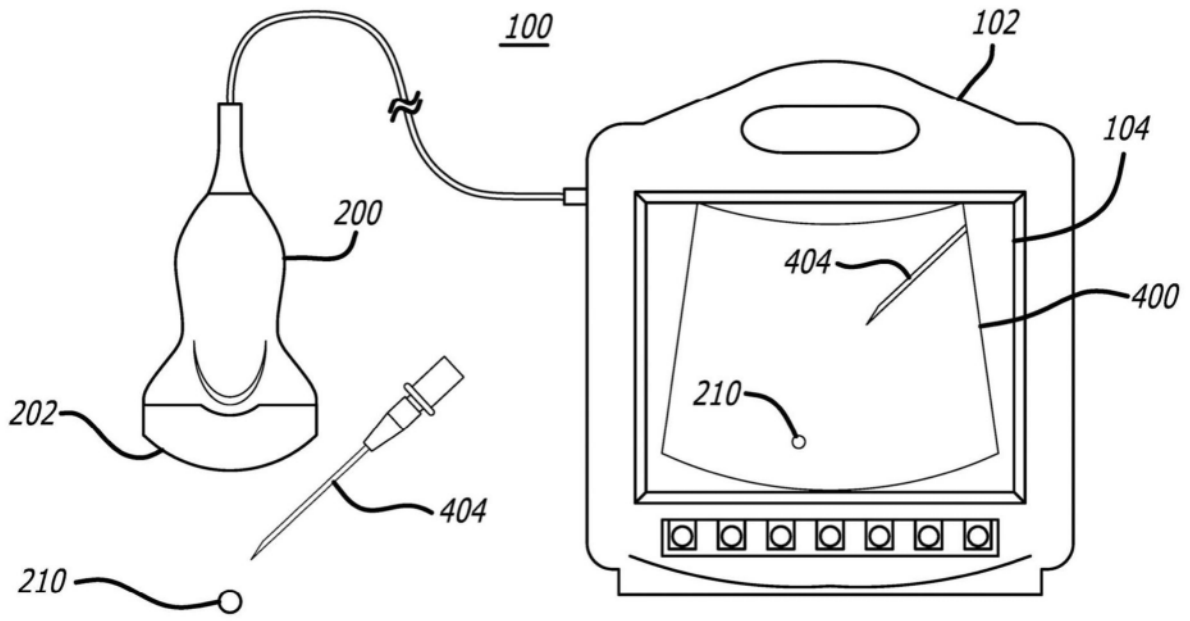


图4A

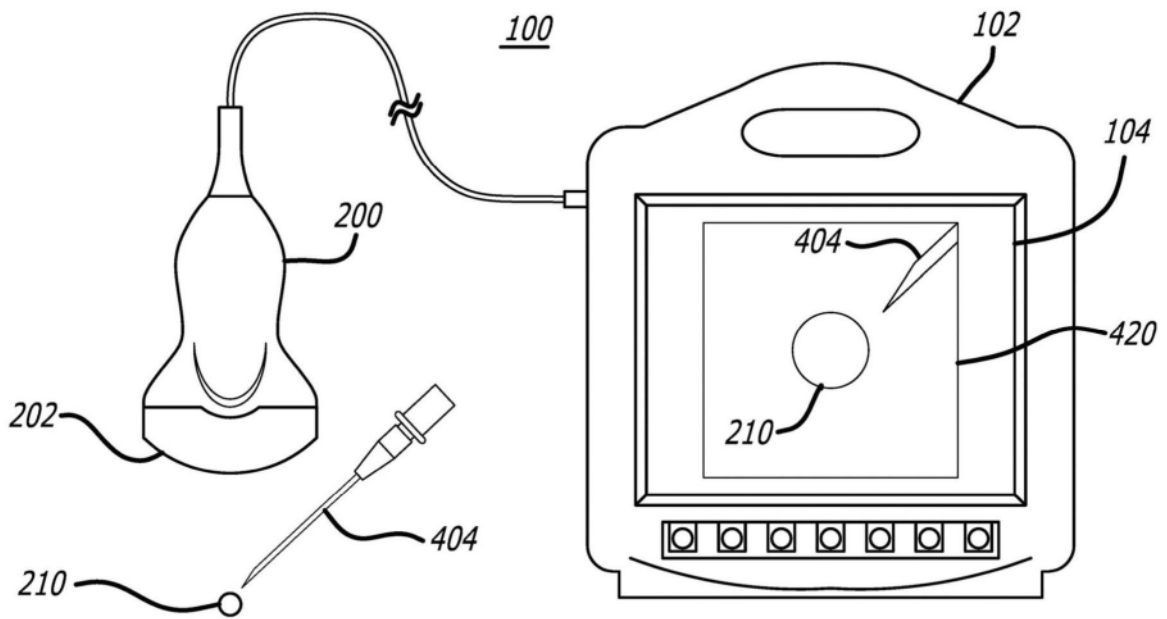


图4B

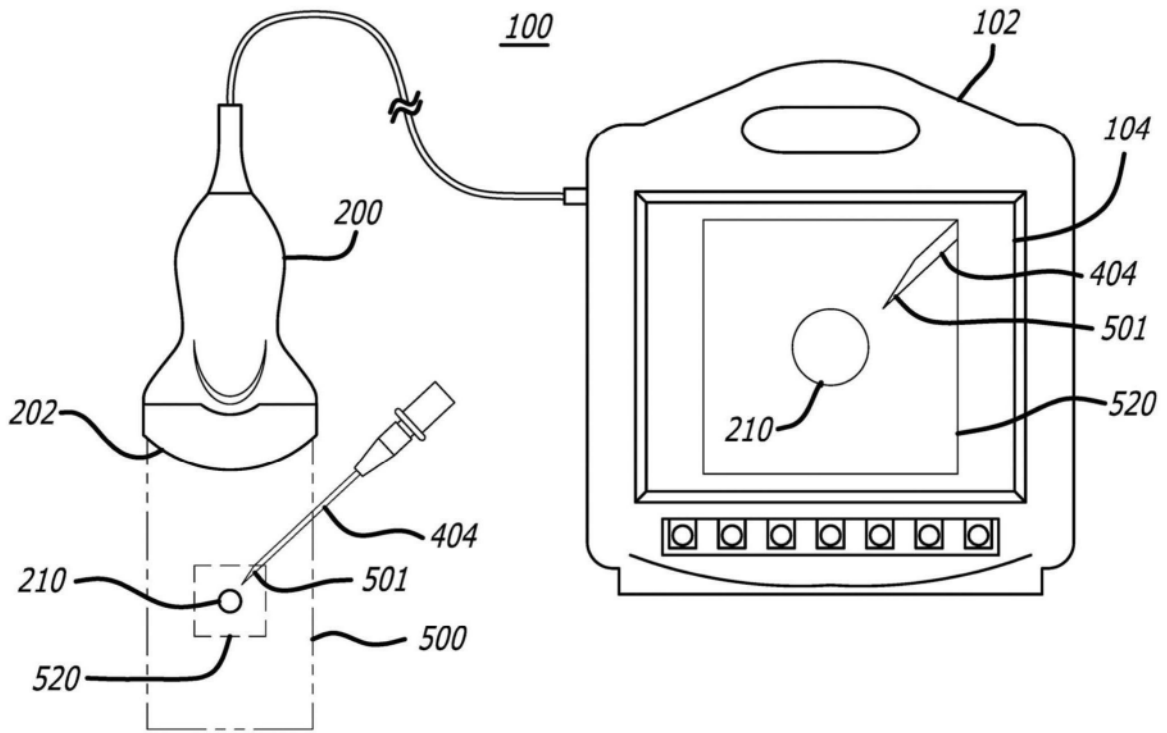


图5A

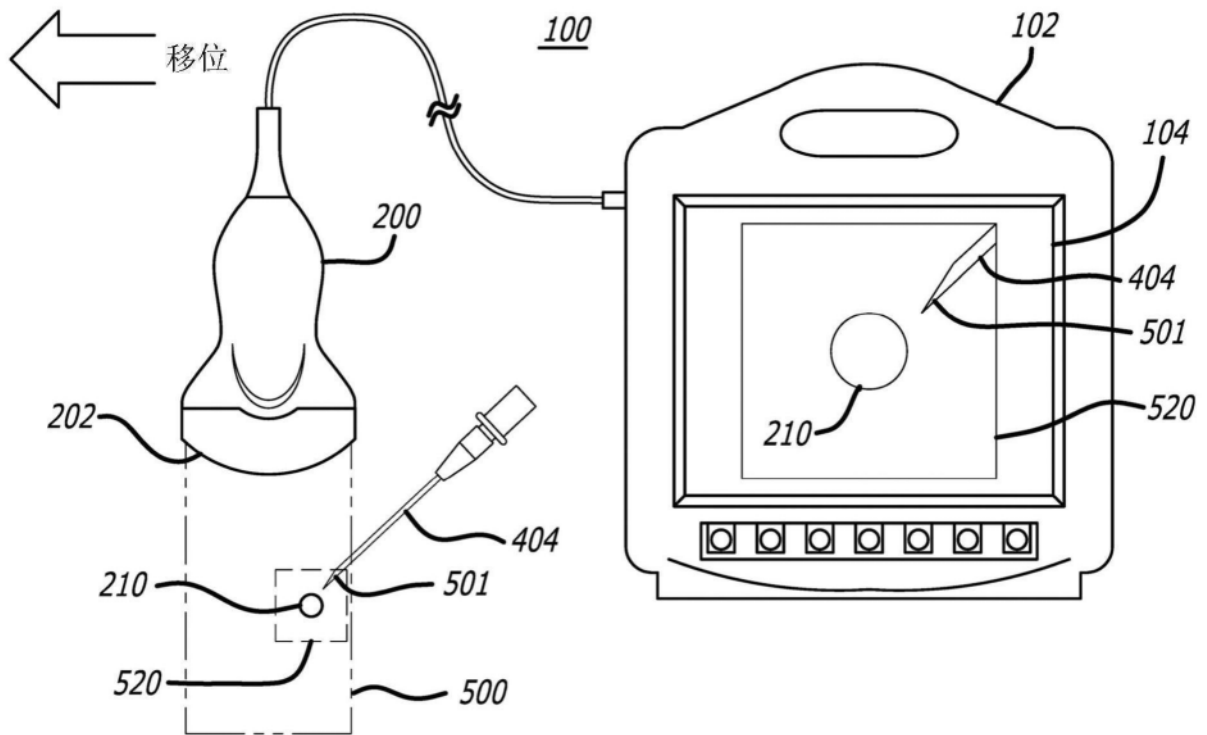


图5B

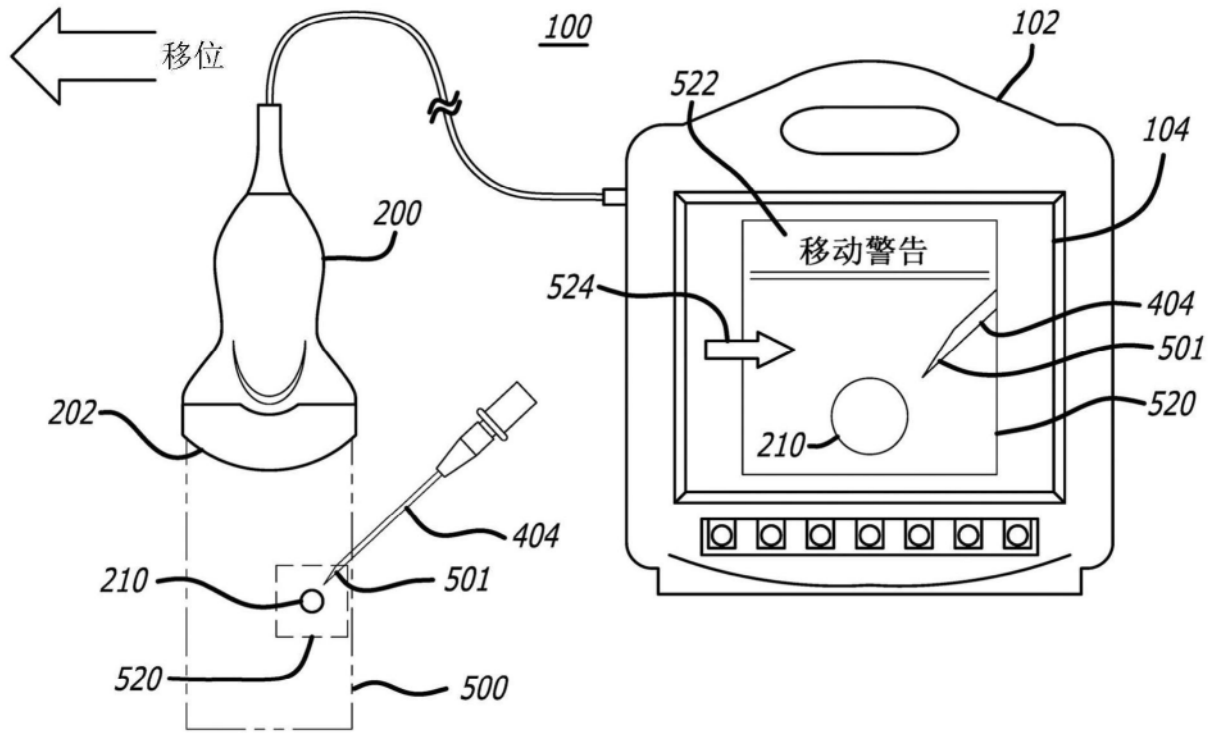


图5C