



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111315300 A

(43)申请公布日 2020.06.19

(21)申请号 201780096410.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.09.29

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2020.04.29

A61M 25/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/054251 2017.09.29

A61B 17/22(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据
W02019/066888 EN 2019.04.04

A61B 17/32(2006.01)

(71)申请人 巴德股份有限公司
地址 美国新泽西

A61M 25/09(2006.01)

(72)发明人 郑鹏

B06B 1/00(2006.01)

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038

B06B 3/00(2006.01)

代理人 周阳君

G06T 7/00(2017.01)

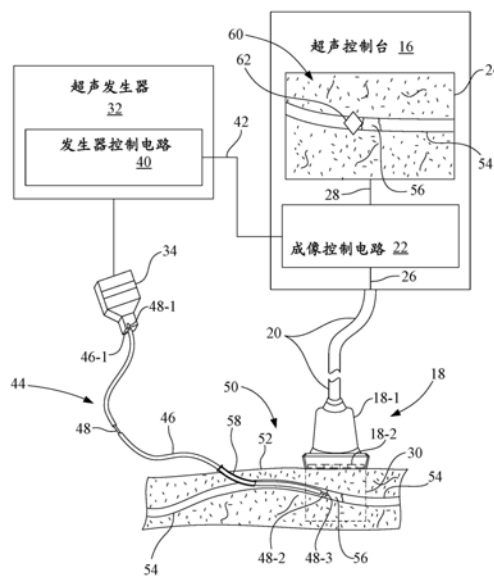
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

用于跟踪医疗超声对象的装置和方法

(57)摘要

血管闭塞治疗系统包括:超声成像系统,其具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏的成像控制电路;以及超声振动系统,其具有可操作地耦合到医疗超声对象的超声发生器,诸如超声导管。超声导管具有带远端尖端的芯线。超声发生器具有发生器控制电路,该发生器控制电路在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换。发生器控制电路在发生器控制电路已经从超声工作频率切换到跟踪频率时,向成像控制电路发送通知。成像控制电路通过在超声成像空间中发起搜索以定位正在以跟踪频率振动的远端尖端,并指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置来做出响应。



1. 一种血管闭塞治疗系统,包括:

超声成像系统,具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏中的每一个的成像控制电路,所述超声成像系统被配置为根据从超声成像空间收集的超声成像数据生成用于在所述显示屏上显示的超声图像;以及

超声振动系统,具有可操作地耦合到超声导管的超声发生器,所述超声导管具有带远端尖端的芯线,所述超声发生器具有被配置为在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换的发生器控制电路,所述发生器控制电路通信地耦合到所述成像控制电路,

所述发生器控制电路被配置为在所述发生器控制电路已经从所述超声工作频率切换到所述跟踪频率时,执行程序指令以向所述成像控制电路发送通知;

所述成像控制电路被配置为通过执行程序指令以:

在所述超声成像空间中发起搜索,以定位正在以所述跟踪频率振动的所述超声导管的芯线的远端尖端;以及

指示所述远端尖端在所述显示屏上显示的所述超声图像中的位置,来响应所述通知。

2. 根据权利要求1所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述超声成像空间由3D成像数据表示,并且所述超声图像是2D超声图像或3D超声图像。

3. 根据权利要求1和2中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述超声工作频率与所述跟踪频率的时间比在80:20至95:5的范围内。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,在所述跟踪频率的预定持续时间之后,所述发生器控制电路执行程序指令以切换回所述超声工作频率。

5. 根据权利要求1至4中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述发生器控制电路执行程序指令,以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率在所述超声工作频率与所述跟踪频率之间进行切换。

6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述发生器控制电路执行程序指令,以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到所述跟踪频率、发送所述通知以及切换回所述超声工作频率的动作。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述跟踪频率在每秒大约1厘米至每秒大约500厘米的范围内影响所述超声导管的远端尖端的振动速度。

8. 根据权利要求1至6中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述跟踪频率高于所述超声工作频率。

9. 根据权利要求1至6中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,所述跟踪频率低于所述超声工作频率。

10. 根据权利要求1至9中的任一项所述的血管闭塞治疗系统,其中,指示所述远端尖端在所述显示屏上显示的所述超声图像中的位置的动作包括所述成像控制电路执行程序指令以突出显示在所述显示屏上显示的所述超声图像的一部分,所述超声图像的一部分对应于所述超声导管的芯线的远端尖端。

11. 一种使用具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统跟踪医疗超声对象的方法,所述超声成像探头在超声成像空间中生成超声成像数据,用于生成用于在所述显示屏上显示的超声图像,包括:

以超声工作频率和跟踪频率交替振动所述医疗超声对象,所述超声工作频率和所述跟踪频率为不同的频率;

向所述超声成像系统通知从所述超声工作频率改变为所述跟踪频率;

由所述超声成像系统发起搜索,以在所述超声成像空间中进行搜索以定位正在以所述跟踪频率振动的所述医疗超声对象;以及

指示所述医疗超声对象在所述显示屏上显示的所述超声图像中的位置。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述医疗超声对象是由超声导管携带的芯线的远端尖端。

13. 根据权利要求11和12中的任一项所述的方法,其中,所述超声成像空间由3D成像数据表示,并且所述超声图像是2D超声图像或3D超声图像。

14. 根据权利要求11至13中的任一项所述的方法,其中,所述超声工作频率与所述跟踪频率的时间比在80:20至95:5的范围内。

15. 根据权利要求11至14中的任一项所述的方法,其中,在所述跟踪频率的预定持续时间之后,所述方法包括切换回所述超声工作频率。

16. 根据权利要求11至15中的任一项所述的方法,其中,交替振动的动作包括以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率在所述超声工作频率和所述跟踪频率之间进行切换。

17. 根据权利要求11至16中的任一项所述的方法,其中,所述交替振动的动作包括以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到所述跟踪频率、通知并切换回所述超声工作频率的动作。

18. 根据权利要求11至17中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率在每秒大约1厘米至每秒大约500厘米的范围内影响所述医疗超声对象的振动速度。

19. 根据权利要求11至17中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率高于所述超声工作频率。

20. 根据权利要求11至17中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率低于所述超声工作频率。

21. 根据权利要求11至20中的任一项所述的方法,其中,所述指示的动作包括突出显示在所述显示屏上显示的所述超声图像的一部分,所述超声图像的一部分对应于所述医疗超声对象。

22. 一种定位与具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统结合使用的超声导管的远端尖端的方法,所述超声成像探头在超声成像空间中生成超声成像数据,用于生成用于在所述显示屏上显示的超声图像,包括:

建立所述超声导管的芯线的远端尖端的超声工作频率;

建立与所述超声工作频率不同的所述超声导管的芯线的远端尖端的跟踪频率;

在以所述超声工作频率振动远端尖端和以所述跟踪频率振动远端尖端之间交替所述超声导管的操作;

向所述超声成像系统通知所述超声导管的操作从所述超声工作频率改变为所述跟踪频率;

响应于所述通知,由所述超声成像系统发起搜索,以在所述超声成像空间中定位正在以所述跟踪频率振动的所述超声导管的芯线的远端尖端;以及

指示所述超声导管的芯线的远端尖端在所述显示屏上显示的所述超声图像中的位置。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中,所述超声成像空间由3D成像数据表示,并且所述超声图像是2D超声图像或3D超声图像。

24. 根据权利要求22和23中的任一项所述的方法,其中,所述超声工作频率与所述跟踪频率的时间比在80:20至95:5的范围内。

25. 根据权利要求22至24中的任一项所述的方法,其中,在所述跟踪频率的预定持续时间之后,所述方法包括切换回所述超声工作频率。

26. 根据权利要求22至25中的任一项所述的方法,其中,所述交替操作所述超声导管的动作包括以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率从所述超声工作频率切换到所述跟踪频率。

27. 根据权利要求22至26中的任一项所述的方法,其中,所述交替操作所述超声导管的动作包括以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到所述跟踪频率、通知并切换回所述超声工作频率的动作。

28. 根据权利要求22至27中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率在每秒大约1厘米至每秒大约500厘米的范围内影响所述超声导管的远端尖端的振动速度。

29. 根据权利要求22至27中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率高于所述超声工作频率。

30. 根据权利要求22至27中的任一项所述的方法,其中,所述跟踪频率低于所述超声工作频率。

31. 根据权利要求22至30中的任一项所述的方法,其中,所述指示动作包括突出显示在所述显示屏上显示的所述超声图像的一部分,所述超声图像的一部分对应于所述超声导管的芯线的远端尖端。

32. 一种血管闭塞治疗系统,包括:

超声成像系统,具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏中的每一个的成像控制电路,所述超声成像系统被配置为根据从超声成像空间收集的超声成像数据生成用于在所述显示屏上显示的超声图像;以及

超声振动系统,具有可操作地耦合到超声导管的超声发生器,所述超声导管具有带远端部分的芯线,所述远端部分具有远端尖端,所述超声发生器具有发生器控制电路,所述发生器控制电路被配置为在维持相同的超声频率的同时,在用于治疗的输出功率水平和用于图像跟踪的输出功率水平之间交替切换,所述发生器控制电路通信地耦合到所述成像控制电路,

所述发生器控制电路被配置为在所述发生器控制电路已经从所述治疗功率水平切换到所述图像跟踪功率水平时,执行程序指令以向所述成像控制电路发送通知,

所述成像控制电路被配置为通过执行程序指令以:

利用多普勒功能在所述超声成像空间中发起搜索以检测所述超声成像空间中的任何移动分量;以及

指示所述远端尖端在所述显示屏上显示的所述超声图像中的位置,来响应所述通知。

用于跟踪医疗超声对象的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及跟踪患者体内的医疗对象,并且更具体而言,涉及用于跟踪患者中,诸如血管闭塞治疗系统中的医疗超声对象的装置和方法。

背景技术

[0002] 超声导管(catheter)系统在美国专利No.8,690,819中公开,其中超声激活的导管(在下文中简称超声导管)用于通过消融脉管系统血管中的钙化斑块来进行斑块切除术和中断血管阻塞,诸如血管闭塞。超声导管系统包括被配置为生成振动运动的超声振动源,该超声振动源耦合到超声导管的一部分。

[0003] 特别地,超声导管具有带内腔的导管鞘,并且具有可移动地设置在导管鞘的内腔内的超声传输构件。超声传输构件具有经由超声换能器(transducer)耦合到超声振动源的近端部分,超声换能器将振动运动传递到超声传输构件。超声传输构件的远端部分可以从导管鞘暴露。在操作中,远端部分通过由超声换能器生成的超声波来激发,从而在超声导管的超声传输构件的远端部分处产生纵向和横向机械振动,这进而消融了血管中的钙化病变。

[0004] 本领域中需要的是一种装置和方法,其在医疗手术期间利用超声成像系统来定位、跟踪和显示诸如超声导管的医疗超声对象的位置。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种装置和方法,其在医疗手术期间利用超声成像来定位和跟踪患者中的医疗超声对象,并在超声成像系统的显示屏上显示医疗超声对象的位置。

[0006] 在一种形式中,本发明涉及一种血管闭塞治疗系统,其包括超声成像系统和超声振动系统。超声成像系统具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏中的每一个的成像控制电路。超声成像系统被配置为根据从超声成像空间收集的超声成像数据生成用于在显示屏上显示的超声图像。超声振动系统具有可操作地耦合到超声导管的超声发生器。超声导管具有带远端尖端的芯线。超声发生器具有被配置为在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换的发生器控制电路。发生器控制电路通信地耦合到成像控制电路。发生器控制电路被配置为在发生器控制电路已经从超声工作频率切换到跟踪频率时,执行程序指令以向成像控制电路发送通知。成像控制电路被配置为通过执行以下程序指令来响应通知:在超声成像空间中发起搜索,以定位正在以跟踪频率振动的超声导管的芯线的远端尖端,以及指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0007] 在另一种形式中,本发明涉及一种使用具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统跟踪医疗超声对象的方法,超声成像探头在超声成像空间中生成超声成像数据,用于生成用于在显示屏上显示的超声图像。方法包括:以超声工作频率和跟踪频率交替振动医疗超声对象,超声工作频率和跟踪频率为不同的频率;向超声成像系统通知从超声工作频率改变为跟踪频率;由超声成像系统发起搜索,以在超声成像空间中搜索以定位正在以跟踪

频率振动的医疗超声对象;以及指示医疗超声对象在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0008] 在另一种形式中,本发明涉及一种定位与具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统结合使用的超声导管的远端尖端的方法,超声成像探头在超声成像空间中生成超声成像数据,用于生成用于在显示屏上显示的超声图像。方法包括:建立超声导管的芯线的远端尖端的超声工作频率;建立与超声工作频率不同的超声导管的芯线的远端尖端的跟踪频率;在以超声工作频率振动远端尖端和以跟踪频率振动远端尖端之间交替超声导管的操作;向超声成像系统通知超声导管的操作从超声工作频率改变为跟踪频率;响应于通知,由超声成像系统发起搜索,以在超声成像空间中定位正在以跟踪频率振动的超声导管的芯线的远端尖端;以及指示超声导管的芯线的远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0009] 在另一种形式中,本发明涉及一种替代的血管闭塞治疗系统,其中,超声发生器可以具有发生器控制电路,该发生器控制电路被配置为在维持相同的超声频率的同时,在用于治疗输出功率水平和用于图像跟踪的输出功率水平之间交替切换。用于治疗的发生器输出功率水平可以将强烈的振动能量传输到导管中,并导致芯线的导管远端部分(即,有源部分)以超声频率强烈地振动。用于图像跟踪的发生器输出功率水平可以将相对小的能量传输到超声导管中,并导致芯线的远端部分(即,有源部分)振动,但没有任何治疗效果。发生器控制电路通信地耦合到成像控制电路。发生器控制电路被配置为在发生器控制电路已经从治疗功率水平切换到图像跟踪功率水平时,执行程序指令以向成像控制电路发送通知。成像控制电路被配置为通过执行程序指令来响应通知,以利用多普勒功能在超声成像空间中发起搜索。多普勒功能将仅检测超声成像空间中的任何移动分量。因此,超声成像系统将能够检测到超声导管的芯线的远端部分(即,有源部分)的振动。在有源平均和滤波之后,将显示芯线的远端尖端在超声成像系统的显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0010] 本发明的优点是,本发明的装置和方法不需要单独的跟踪场生成系统来生成用于在患者中定位医疗对象的单独的跟踪场。

附图说明

[0011] 通过参考以下结合附图对本发明实施例的描述,本发明的上述和其它特征和优点以及实现它们的方式将变得更加显而易见,并且将更好地理解本发明,其中:

[0012] 图1是包括超声成像系统和超声振动系统的血管闭塞治疗系统的电路框图,该血管闭塞治疗系统被配置为定位和跟踪医疗超声对象。

[0013] 图2是图1的血管闭塞治疗系统在血管闭塞治疗手术期间在定位和跟踪医疗超声对象中的使用的图形描绘。

[0014] 图3是使用图1的血管闭塞治疗系统来定位和/或跟踪医疗超声对象的方法的流程图。

[0015] 对应的附图标记在几个视图中指示对应的部分。本文阐述的示例说明了本发明的实施例,并且这些示例不应以任何方式解释为限制本发明的范围。

具体实施方式

[0016] 现在参考附图,并且更具体而言参考图1,示出了根据本发明的实施例的血管闭塞治疗系统10。血管闭塞治疗系统10包括超声成像系统12和超声振动系统14。

[0017] 超声成像系统12包括超声控制台16,该超声控制台16诸如通过例如电缆(多线)的柔性通信电缆20通信地耦合到超声成像探头18。超声控制台16包括成像控制电路22和显示屏24。成像控制电路22例如通过各自的有线连接26、28通信地耦合到超声成像探头18和显示屏24中的每一个。还参考图2,超声成像系统12被配置为根据从由超声成像探头18限定的超声成像空间30收集的超声成像数据生成超声图像60,用于显示在显示屏24上。例如,在一个实施例中,超声成像空间30可以由三维(3D)成像数据来表示,并且超声图像可以是二维(2D)超声图像或3D超声图像。

[0018] 超声成像探头18包括探头壳体18-1和超声换能器阵列18-2。超声换能器阵列18-2可以被配置为收发器,该收发器例如经由有线连接通信地耦合到成像控制电路22。超声换能器阵列18-2被安装到例如容纳在探头壳体18-1内,并且将超声成像空间30限定为沿着Z-轴18-3从探头壳体18-1延伸的超声体积。超声换能器阵列18-2在超声成像空间30的超声视场体积内生成二维(2D)超声切片数据,其中多个顺序的2D超声数据切片可以合并(例如,缝合在一起)以形成具有3D成像数据的3D数据集。在本实施例中,为了产生3D数据集,超声成像探头18的超声换能器阵列18-2可以是在扫掠运动中电子扫描的压电元件的二维(2D)矩阵。这样,超声成像空间30包括多个顺序生成的2D超声图像切片。可替代地,超声成像探头18的超声换能器阵列18-2可以是压电元件的机械可移动的一维(1D)线性阵列,其被机械地扫描以产生多个顺序生成的超声图像切片。作为另一替代,如果需要的话,超声换能器阵列18-2可以是生成单个超声图像切片(周期性地刷新)的固定位置线性阵列(即,相对于探头壳体18-1是固定的),在这种情况下,超声成像空间30变窄到单个超声图像切片的厚度。

[0019] 在本实施例中,成像控制电路22是具有数据处理能力和命令生成能力的电路,用于处理由超声成像探头18生成的成像数据并生成用于显示在显示屏24上的超声图像。在本实施例中,成像控制电路22具有微处理器22-1和相关联的非暂态电子存储器22-2,以及输入/输出(I/O)电路。如本领域的技术人员将认识到的,微处理器22-1和相关联的非暂态电子存储器22-2是可商购的组件。如本领域中已知的,微处理器22-1可以是单个微处理器或两个或更多个并行微处理器的形式。非暂态电子存储器22-2可以包括多种类型的数字数据存储存储器,诸如随机存取存储器(RAM)、非易失性RAM(NVRAM)、只读存储器(ROM)和/或电可擦除可编程的只读存储器(EEPROM)。非暂态电子存储器22-2还可以包括以上述电子存储器形式中的一种或多种,或在计算机硬盘驱动器或光盘上的海量数据存储。可替代地,成像控制电路22可以被组装为一个或多个专用集成电路(ASIC)。

[0020] 参考图1和图2,超声成像空间30可以由生成并存储在成像控制电路22的非暂态电子存储器22-2中的三维(3D)成像数据来表示。成像控制电路22处理从诸如软件或固件之类的程序源接收的程序指令,以及从超声成像探头18接收和/或先前存储在成像控制电路22可对其进行电子访问的非暂态电子存储器22-2中的超声成像数据,以便生成超声图像60(见图2),用于显示在显示屏24上。换句话说,成像控制电路22根据从超声成像空间30收集的超声成像数据生成超声图像60,用于显示在显示屏24上,其中超声成像数据已经由超声成像探头18的超声换能器阵列18-2生成并存储并且存储在非暂态电子存储器22-2中。

[0021] 显示屏24可以是图形用户界面或形成图形用户界面的一部分,其中显示屏24是容纳用户输入,以及显示由超声成像探头18在超声成像空间30的3D成像体积内提供的2D超声切片数据形成的超声图像的触摸屏。显示屏24可以被配置为标准2D显示器,或者可选地,可

以被配置为3D显示器。例如,由超声成像系统12捕获的3D数据集可以经由向用户呈现3D图像的自动立体或其它显示方法呈现给用户。这样,显示屏24可以将超声图像60显示为2D或3D超声图像。

[0022] 超声振动系统14包括超声发生器32、超声换能器34和医疗超声对象36。在本示例中,医疗超声对象36是振动设备,诸如超声导管的一部分。

[0023] 超声发生器32经由超声换能器34可操作地耦合到医疗超声对象36。更具体而言,超声发生器32经由诸如多线电缆的通信电缆38通信地耦合到超声换能器34。超声发生器32被配置为以超声频率来生成电信号,该电信号进而经由通信电缆38被提供给超声换能器34。诸如声学喇叭的超声换能器34将从超声发生器32接收的超声电信号转换成机械振动波。超声换能器34机械地和/或声学地耦合到医疗超声对象36,以便将超声振动波传递到医疗超声对象36。

[0024] 超声发生器32包括发生器控制电路40。发生器控制电路40是具有数据处理能力和命令生成能力的电路。在本实施例中,发生器控制电路40具有微处理器40-1和相关联的非暂态电子存储器40-2,以及输入/输出(I/O)电路。如本领域的技术人员将认识到的,微处理器40-1和相关联的非暂态电子存储器40-2是可商购的组件。如本领域中已知的,微处理器40-1可以是单个微处理器或两个或更多个并行微处理器的形式。非暂态电子存储器40-2可以包括多种类型的数字数据存储器,诸如随机存取存储器(RAM)、非易失性RAM(NVRAM)、只读存储器(ROM)和/或电可擦除可编程的只读存储器(EEPROM)。非暂态电子存储器40-2还可以包括以上述电子存储器形式中的一种或多种,或在计算机硬盘驱动器或光盘上的海量数据存储。可替代地,发生器控制电路40可以被组装为一个或多个专用集成电路(ASIC)。

[0025] 发生器控制电路40经由通信链路42(诸如有线电缆)或可替代地通过与短距离无线协议操作的无线接口(诸如**蓝牙**[®]),通信地耦合到成像控制电路22。

[0026] 发生器控制电路40被配置为操作超声发生器32以产生可变的超声电信号,其中超声信号的操作频率在超声工作频率和不同于超声工作频率的跟踪频率之间交替切换。更具体而言,发生器控制电路40处理从诸如软件或固件的程序源接收的程序指令,发生器控制电路40对其具有电子访问权,以便操作超声发生器32以多个超声操作频率(即,至少一个超声工作频率和与超声工作频率不同的跟踪频率)来生成可变超声电信号。发生器控制电路40还执行程序指令,以在发生器控制电路40已经将由超声发生器32生成的超声电信号的操作频率从超声工作频率转换为跟踪频率时,经由通信链路42向成像控制电路22发送通知(例如,切换位或消息分组)。

[0027] 在本示例性实施例中,超声工作频率可以是例如大约20千赫兹(kHz)至大约40kHz的频率范围内的操作频率,并且跟踪频率是影响医疗超声对象36(例如,细长超声芯线的远端尖端)的振动速度的不同操作频率,该振动速度的范围为每秒大约1厘米至每秒大约500厘米。在一些实施方式中,可能期望跟踪频率低于超声工作频率,而在其它实施方式中,可能期望跟踪频率高于超声工作频率。

[0028] 如本文所使用的,术语“大约”是指指示单位的指示量,加减10%。

[0029] 每个操作频率,即超声工作频率和跟踪频率,由超声发生器32交替产生,并进而经由超声换能器34耦合到医疗超声对象36。在本实施例中,医疗超声对象36可以是超声导管44的振动部分。

[0030] 例如,参考图1和图2,超声导管44具有导管鞘46和芯线48。导管鞘46具有近末端46-1、远末端46-2和在近末端46-1和远末端46-2之间纵向延伸的内腔46-3。芯线48可移动地设置在导管鞘46的内腔46-3内。芯线48可以形成为由诸如镍钛诺的柔性金属制成的一体的细长构件,以用作超声传输构件。

[0031] 芯线48具有近端部分48-1、远端部分48-2和远端尖端48-3。芯线48的近端部分48-1经由超声换能器34机械地和/或声学地耦合到超声发生器32,使得超声换能器34将振动运动传递到芯线48,更具体而言,传递到芯线48的远端部分48-2。芯线48的远端部分48-2可以从导管鞘46的远末端46-2进行暴露,诸如,例如在5毫米(mm)到200mm的范围内,其中暴露的芯线48的远端部分48-2在这里被称为具有远端尖端48-3的有源部分。

[0032] 参考图2,示出了具有组织52的患者50的一部分(例如,腿的一部分)的图形表示,血管54延伸穿过组织52。钙化的闭塞物56位于血管54中。超声导管44经由导引器插管58插入血管54。在闭塞清除手术期间,芯线48的远端部分48-2与钙化闭塞56接合。芯线48的远端部分48-2通过由超声换能器34生成的超声波以超声工作频率进行激发,其进而在芯线48的远端部分48-2处生成纵向和横向的机械振动。在芯线48的包括远端尖端48-3的远端部分48-2处的该纵向和横向的机械振动消融了患者50的血管54中的钙化闭塞56。

[0033] 为了定位和跟踪医疗超声对象36的位置,例如芯线48的远端尖端48-3,发生器控制电路40在超声工作频率和跟踪频率之间交替地切换,其中跟踪频率不同于超声工作频率。发生器控制电路40执行程序指令,以在发生器控制电路40将由超声发生器32生成的超声信号的操作频率从超声工作频率转换为跟踪频率时,向超声成像系统12的成像控制电路22发送通知(例如,切换位或消息分组)。超声成像系统12的成像控制电路22被配置为通过执行程序指令来响应该通知,以在超声成像空间30中发起搜索,即相关联的3D成像数据,以定位正在以跟踪频率振动的超声导管44的芯线48的远端尖端48-3,并且一旦定位,就指示远端尖端48-3在显示屏24上显示的超声图像60中的位置。指示远端尖端48-3在显示屏24上显示的超声图像60中的位置的动作可以通过成像控制电路22执行程序指令以突出显示在显示屏24上的超声图像60的由菱形62表示的一部分来实现,该超声图像60的一部分对应于超声导管44的芯线48的远端尖端48-3。如本文所使用的,“突出显示”是指提供相对于超声图像60的亮度和/或颜色的对比颜色或亮度。

[0034] 发生器控制电路40可以周期性地、在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换,例如在连续循环中,其中超声工作频率与跟踪频率的时间比可以在80:20至95:5的范围内。例如,超声工作频率的持续时间可以比跟踪频率的持续时间长至少四倍,使得跟踪频率的持续时间不会对芯线48的远端尖端48-3的闭塞清除性能产生不利影响。而且,超声工作频率和跟踪频率之间的切换可以以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率发生。在跟踪频率持续时间结束时,发生器控制电路40执行程序指令以切换回超声工作频率。此外,发生器控制电路40可以将程序指令作为连续循环执行,以设定的或可变的重复频率来重复切换到跟踪频率、发送通知以及切换回超声工作频率中的每个动作,其中重复频率可以在大约1Hz至大约1000Hz的范围内。

[0035] 参考图3,示出了使用具有超声成像探头18和显示屏24的超声成像系统12来定位和/或跟踪医疗超声对象36的方法的流程图。如以上更全面地描述,超声成像探头18在超声成像空间30中生成超声成像数据,用于生成超声图像60以显示在显示屏24上。

[0036] 在步骤S100处,以超声工作频率和跟踪频率交替振动医疗超声对象36,其中超声工作频率和跟踪频率为不同的频率。超声工作频率和跟踪频率中的每一个都是预定的,并且可以在发生器控制电路40的非暂态电子存储器40-2中建立以供参考。医疗超声对象36可以是例如由超声导管44携带的芯线48的远端尖端48-3,或包括芯线48的远端尖端48-3的远端部分48-2。例如,在步骤S100处,超声导管44的操作在以超声工作频率振动远端尖端48-3与以跟踪频率振动远端尖端48-3之间交替。

[0037] 超声工作频率可以是由超声发生器32生成的在大约20kHz至大约40kHz范围内的操作频率,并且跟踪频率可以是由超声发生器32生成的影响医疗超声对象36的振动速度的操作频率,该振动速度的范围为每秒大约1厘米至每秒大约500厘米。跟踪频率可以高于超声工作频率,或者跟踪频率可以低于超声工作频率。

[0038] 超声工作频率与跟踪频率的时间比在80:20至95:5的范围内,其中在跟踪频率的预定持续时间之后,超声发生器32的操作频率被切换回超声工作频率。在跟踪频率的预定持续时间之后,方法切换回超声工作频率。在步骤S100处交替振动的动作以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换。

[0039] 在步骤S102处,向超声成像系统12通知从超声工作频率改变为跟踪频率。特别地,发生器控制电路40执行程序指令,以在发生器控制电路40将由超声发生器32生成的超声电信号的操作频率从超声工作频率转换为跟踪频率时,向超声成像系统12的成像控制电路22发送通知(例如,切换位或消息分组)。

[0040] 在步骤S104处,响应于步骤S102处的通知,超声成像系统12使用超声成像探头18生成和收集的成像数据在超声成像空间30中发起搜索,以定位正在以跟踪频率振动的医疗超声对象36。

[0041] 例如,假设医用超声对象36是具有超声导管44的芯线48的远端尖端48-3的远端部分48-2。响应于通知,由超声成像系统12发起搜索,以在超声成像空间30中定位正在以跟踪频率振动的超声导管44的芯线48的远端尖端48-3。例如,假设选择跟踪频率以影响医用超声对象36(例如,远端尖端48-3)以每秒约50厘米的振动速度。在这样的情况下,例如,成像控制电路22可以调用多普勒功能以搜索与超声成像空间30相关联的成像数据集,以识别正在以大约或者精确地为每秒50厘米的速度振动的对象,以便以与跟踪频率相关联的振动速度,确定振动发生在超声成像空间30内的位置。

[0042] 作为搜索的进一步改进,在一些实现中,超声成像系统12可以结合定位以跟踪频率振动的对象来考虑医疗超声对象36的形状。

[0043] 在步骤S106处,医疗超声对象36的位置被指示在显示屏24上显示的超声图像60中。超声图像60可以是例如2D超声图像或3D超声图像。再次参考图2,指示远端尖端48-3在显示屏24上显示的超声图像60中的位置的动作可以通过成像控制电路22执行程序指令以突出显示在显示屏24上的超声图像60的由菱形62表示的一部分来实现,该超声图像60的一部分对应于医疗超声对象36,例如,超声导管44的芯线48的远端尖端48-3。

[0044] 如果医疗超声对象36,例如,超声导管44的芯线48的远端尖端48-3,未定位在超声成像探头18的超声成像空间30内,那么在显示屏24上显示的超声图像60将不能指示医疗超声对象36的当前位置。为了纠正该情况,用户将使超声成像探头18相对于患者50移动,直到医疗超声对象36被定位在超声成像探头18的超声成像空间30内。一旦将医疗超声对象36定

位在超声成像空间30内,那么将在显示屏24上显示的超声图像60中指示医疗超声对象36相对于患者50的当前位置。

[0045] 一旦识别了医疗超声对象36的位置,那么可以通过观察显示屏24上显示的超声图像60的由菱形62表示的突出显示部分的运动来跟踪医疗超声对象36的位置,该超声图像60对应于医疗超声对象36。

[0046] 作为上述方法和装置的替代方案,超声发生器32的发生器控制电路40可以被配置为在使用相同超声频率的同时,在用于治疗的输出功率水平和用于图像跟踪的输出功率水平之间交替切换。用于治疗的发生器输出功率水平可以将强烈的振动能量传输到超声导管44中,并且导致芯线48的远端部分48-2(即,有源部分)以超声频率强烈振动。用于图像跟踪的发生器输出功率水平可以将相对小的能量传输到超声导管44中,并导致芯线48的远端部分48-2(即,有源部分)振动,但是没有任何治疗效果。发生器控制电路40通信地耦合到成像控制电路22。发生器控制电路40被配置为在发生器控制电路40已经从治疗功率水平切换到图像跟踪功率水平时执行程序指令以向成像控制电路22发送通知。成像控制电路22被配置为通过执行程序指令来响应该通知,以利用多普勒功能在超声成像空间30中发起搜索。多普勒功能将仅检测超声成像空间30中的任何移动分量。因此,将能够通过超声成像系统12检测到超声导管44的芯线48的远端部分48-2(即,有源部分)的振动。在有源平均和滤波之后,芯线48的远端尖端48-3的位置将例如通过以菱形62表示的突出显示在超声成像系统12的显示屏24上显示的超声图像中显示。

[0047] 以下各项也涉及本发明:

[0048] 在一种形式中,本发明涉及一种血管闭塞治疗系统,其包括超声成像系统和超声振动系统。超声成像系统具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏中的每一个的成像控制电路。超声成像系统被配置为根据从超声成像空间收集的超声成像数据生成用于在显示屏上显示的超声图像。超声振动系统具有可操作地耦合到超声导管的超声发生器。超声导管具有带远端尖端的芯线。超声发生器具有被配置为在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换的发生器控制电路,其中超声工作频率和跟踪频率可以是不同的频率。发生器控制电路通信地耦合到成像控制电路。发生器控制电路被配置为在发生器控制电路已经从超声工作频率切换到跟踪频率时,执行程序指令以向成像控制电路发送通知。成像控制电路被配置为通过执行以下程序指令来响应该通知:在超声成像空间中发起搜索,以定位正在以跟踪频率振动的超声导管的芯线的远端尖端,并指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0049] 超声成像系统可以被配置为通过3D成像数据来表示超声成像空间,并且超声图像可以是2D超声图像或3D超声图像。超声工作频率与跟踪频率的时间比可以是大约80:20至95:5。可选地,在跟踪频率的预定持续时间之后,发生器控制电路执行程序指令以切换回超声工作频率。发生器控制电路可以执行程序指令,以以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率在超声工作频率和跟踪频率之间进行切换。更具体而言,发生器控制电路可以执行程序指令,以以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到跟踪频率、发送通知以及切换回超声工作频率的动作。跟踪频率可以影响超声导管的远端尖端的振动速度,该振动速度的范围为每秒大约1厘米至每秒大约500厘米。跟踪频率可以高于超声工作频率。可替代地,跟踪频率可以低于超声工作频率。成像控制电路可以被配置为通过执行程序指令以突出显示在显示

屏上显示的超声图像的一部分来指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置,该超声图像的一部分对应于超声导管的芯线的远端尖端。

[0050] 在另一种形式中,本发明涉及一种方法,例如用于操作医疗设备,使用具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统跟踪医疗超声对象,超声成像探头生在超声成像空间中成超声成像数据,用于生成用于在显示屏上显示的超声图像。该方法包括:以超声工作频率和跟踪频率交替振动医疗超声对象,超声工作频率和跟踪频率为不同的频率;向超声成像系统通知从超声工作频率改变为跟踪频率;由超声成像系统发起搜索,以在超声成像空间中搜索以定位正在以跟踪频率振动的医疗超声对象;以及指示医疗超声对象在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0051] 医用超声对象可以是由超声导管携带的芯线的远端尖端。超声成像空间可以由3D成像数据来表示,并且超声图像可以是2D超声图像或3D超声图像。超声工作频率与跟踪频率的时间比可以是大约80:20至95:5。可选地,在跟踪频率的预定持续时间之后,方法包括切换回超声工作频率。交替振动的动作可以包括以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率在超声工作频率和跟踪频率之间切换。交替振动的动作可以包括以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到跟踪频率、通知并切换回超声工作频率的动作。跟踪频率可以影响医疗超声对象的振动速度,该振动速度的范围为每秒大约1厘米至每秒大约500厘米。跟踪频率可以会高于超声工作频率。可替代地,跟踪频率可以低于超声工作频率。指示动作可以包括突出显示在显示屏上显示的超声图像的一部分,该超声图像的一部分对用于医疗超声对象。

[0052] 在另一种形式中,本发明涉及一种方法,例如用于操作医疗设备,以定位与具有超声成像探头和显示屏的超声成像系统结合使用的超声导管的远端尖端,超声成像探头在超声成像空间中生成超声成像数据,用于生成用于在显示屏上显示的超声图像。方法包括建立超声导管的芯线的远端尖端的超声工作频率;建立与超声工作频率不同的超声导管芯线远端尖端跟踪频率;在以超声工作频率振动远端尖端和以跟踪频率振动远端尖端之间交替超声导管的操作;向超声成像系统通知超声导管的操作从超声工作频率改变为跟踪频率;响应于通知,由超声成像系统发起搜索,以在超声成像空间中定位正在以跟踪频率振动的超声导管的芯线的远端尖端;以及指示超声导管的芯线的远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0053] 超声成像空间可以由3D成像数据来表示,并且超声图像可以是2D超声图像或3D超声图像。超声工作频率与跟踪频率的时间比可选地在80:20至95:5的范围内。可选地,在跟踪频率的预定持续时间之后,方法包括切换回超声工作频率。交替操作超声导管的动作可以包括以大约1Hz至大约1000Hz的切换频率从超声工作频率切换到跟踪频率。

[0054] 交替操作超声导管的动作可以包括以大约1Hz至大约1000Hz的重复频率重复切换到跟踪频率、通知并切换回超声工作频率的动作。跟踪频率可以影响超声导管的远端尖端的振动速度,该振动速度的范围为每秒大约1厘米至每秒大约500厘米。跟踪频率可以会高于超声工作频率。可替代地,跟踪频率可以低于超声工作频率。指示的动作可以包括突出显示在显示屏上显示的超声图像的一部分,该超声图像的一部分对应于超声导管的芯线的远端尖端。

[0055] 在另一种形式中,本发明涉及替代的血管闭塞治疗系统。系统包括超声成像系统

和超声振动系统。超声成像系统具有通信耦合到超声成像探头和显示屏中的每一个的成像控制电路。超声成像系统被配置为根据从超声成像空间收集的超声成像数据生成用于在显示屏上显示的超声图像。超声振动系统具有可操作地耦合到超声导管的超声发生器。超声导管具有带远端部分的芯线,该远端部分具有远端尖端。超声发生器具有发生器控制电路,该发生器控制电路被配置为在维持相同的超声频率的同时,在用于治疗的输出功率水平和用于图像跟踪的输出功率水平之间交替切换。发生器控制电路通信地耦合到成像控制电路。发生器控制电路被配置为在发生器控制电路已经从治疗功率水平切换到图像跟踪功率水平时,执行程序指令以向成像控制电路发送通知。成像控制电路被配置为通过执行以下程序指令来响应通知:利用多普勒功能在超声成像空间中发起搜索以检测超声成像空间中的任何移动分量;以及并指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置。

[0056] 超声成像系统可以被配置为通过3D成像数据来表示超声成像空间,并且超声图像可以是2D超声图像或3D超声图像。成像控制电路可以被配置为通过执行程序指令以突出显示在显示屏上显示的超声图像的一部分来指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置,该超声图像的一部分对应于超声导管的芯线的远端尖端。

[0057] 虽然已经针对至少一个实施例描述了本发明,但是可以在本公开的精神和范围内进一步修改本发明。因此,本申请旨在涵盖使用其一般原理的本发明的任何变型、用途或修改。此外,本申请旨在涵盖落入本发明所属领域的已知或惯例中的并且落入所附权利要求书的限制内的与本公开的此类偏离。

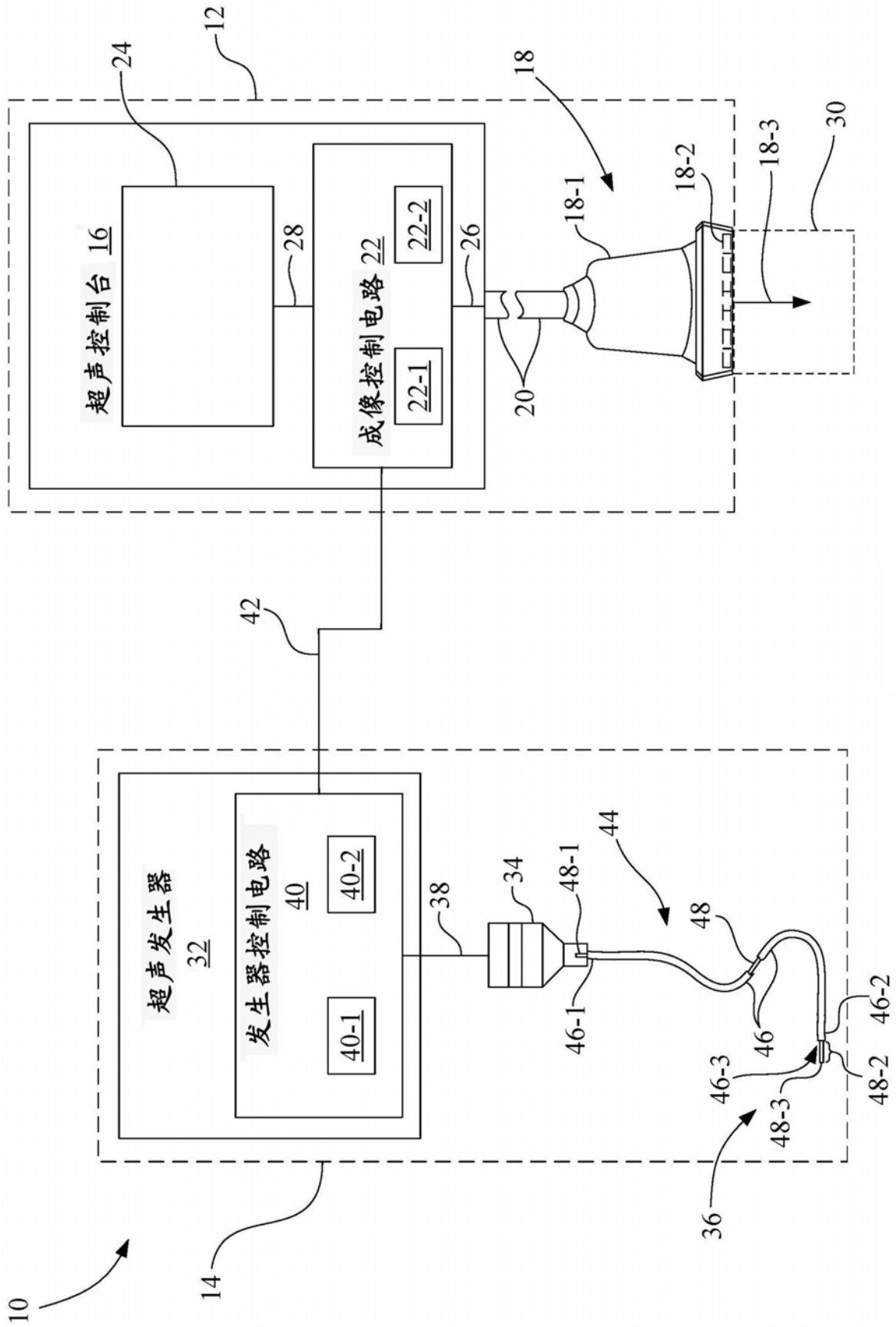


图1

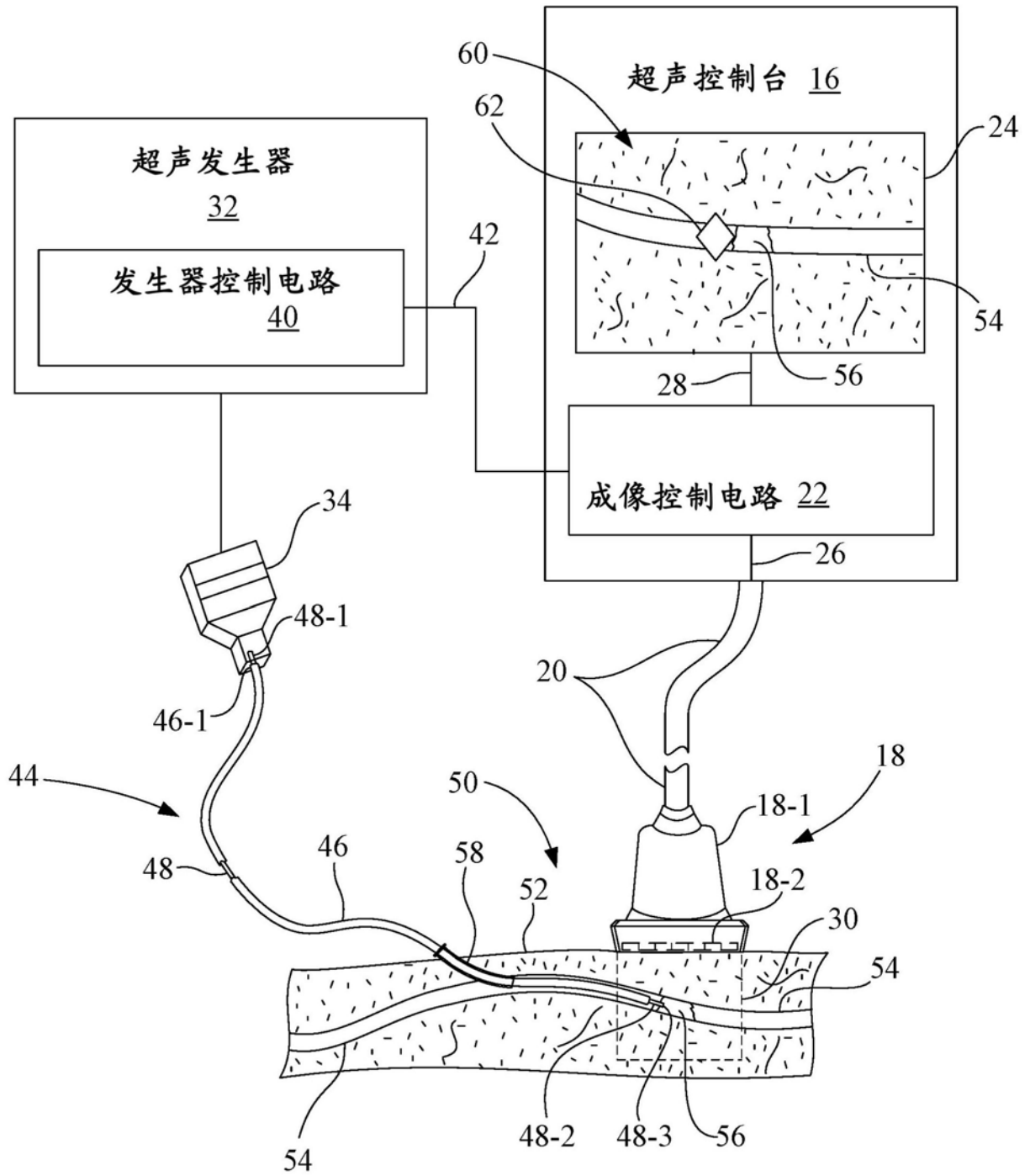


图2

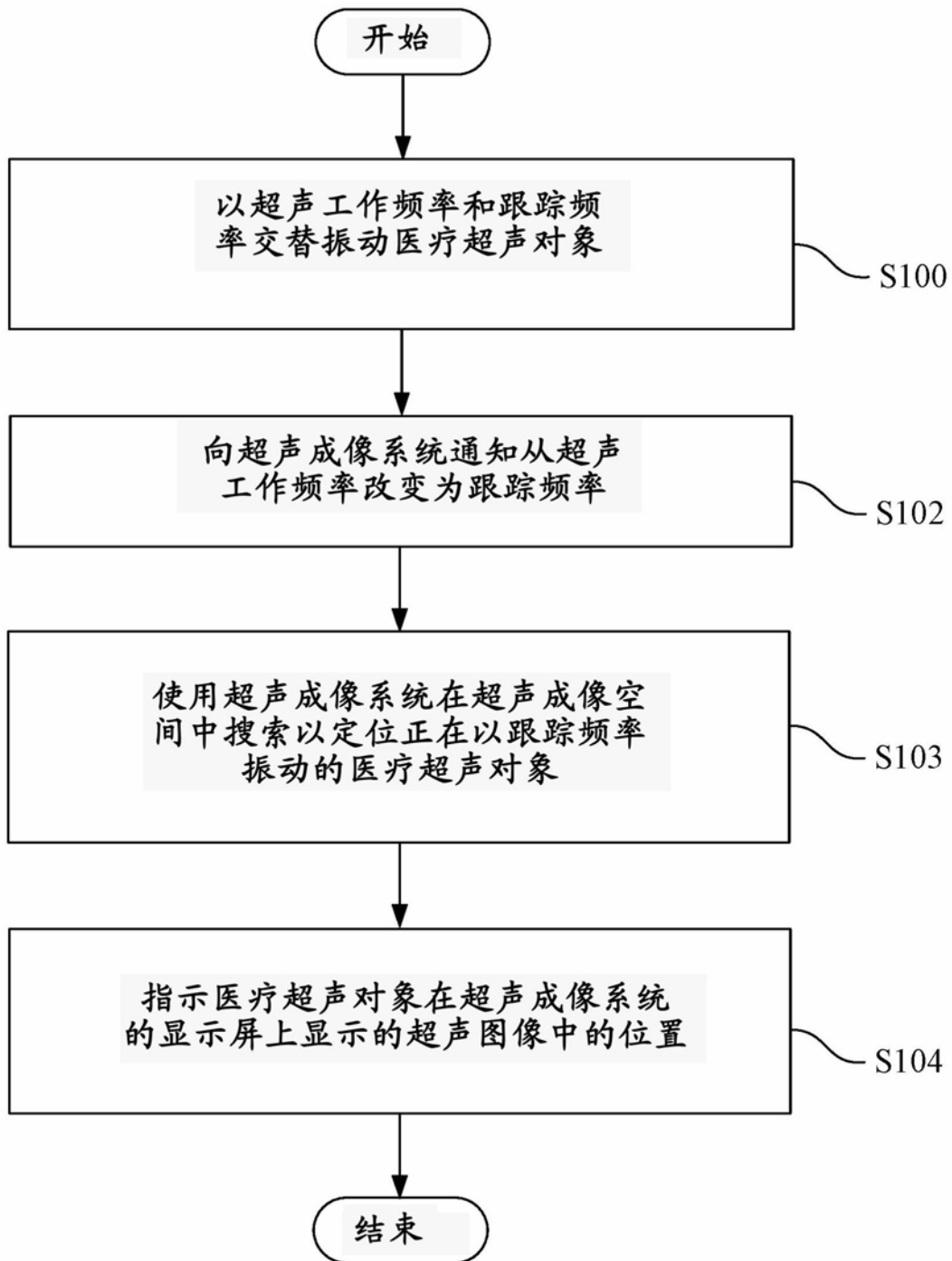


图3

专利名称(译)	用于跟踪医疗超声对象的装置和方法		
公开(公告)号	CN111315300A	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN201780096410.2	申请日	2017-09-29
[标]发明人	郑鹏		
发明人	郑鹏		
IPC分类号	A61B8/08 A61M25/00 A61B17/22 A61B17/32 A61M25/09 B06B1/00 B06B3/00 G06T7/00		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

血管闭塞治疗系统包括：超声成像系统，其具有通信地耦合到超声成像探头和显示屏的成像控制电路；以及超声振动系统，其具有可操作地耦合到医疗超声对象的超声发生器，诸如超声导管。超声导管具有带远端尖端的芯线。超声发生器具有发生器控制电路，该发生器控制电路在超声工作频率和跟踪频率之间交替切换。发生器控制电路在发生器控制电路已经从超声工作频率切换到跟踪频率时，向成像控制电路发送通知。成像控制电路通过在超声成像空间中发起搜索以定位正在以跟踪频率振动的远端尖端，并指示远端尖端在显示屏上显示的超声图像中的位置来做出响应。

