



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999146 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580062540.5

(22)申请日 2015.02.27

(30)优先权数据

62/081,275 2014.11.18 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/018068 2015.02.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/081023 EN 2016.05.26

(71)申请人 C·R·巴德公司

地址 美国新泽西

(72)发明人 J·B·卡克斯 M·A·兰德尔

郑鹏 D·M·阿狄森

B·A·马修斯

(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

代理人 申发振

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

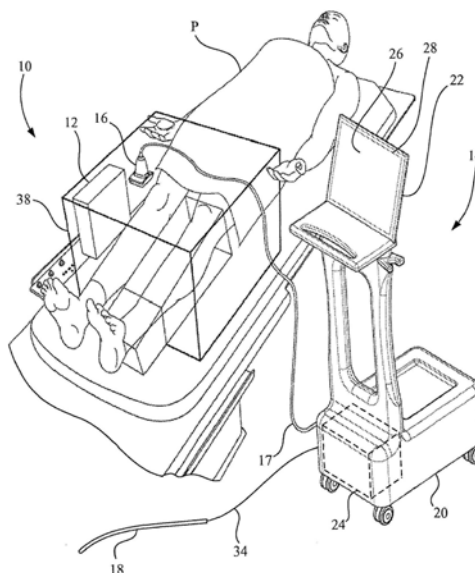
权利要求书5页 说明书15页 附图17页

(54)发明名称

具有自动图像呈现的超声成像系统

(57)摘要

一种超声成像系统,包括具有第一跟踪元件的介入性医疗设备,其中第一跟踪元件基于EM定位器场生成尖端位置数据。超声探头具有超声换能器机构和第二跟踪元件。超声换能器机构具有有源超声换能器阵列,有源超声换能器阵列在三维成像体积内多个离散成像位置中的任何一个位置处生成二维超声切片数据。第二跟踪元件基于EM定位器场生成探头位置数据。处理器电路被配置为执行生成用于显示的超声图像的程序指令,并且被配置为基于尖端位置数据和探头位置数据生成定位信号,以动态地定位有源超声换能器阵列,使得二维超声切片数据包括介入性医疗设备的远侧尖端。



1. 一种超声成像系统,包括:

电磁 (EM) 场发生器,被配置为生成EM定位器场;

介入性医疗设备,由具有远侧尖端和从远侧尖端向近侧延伸的远端部分的细长主体定义,并且具有安装在介入性医疗设备的远端部分中的第一跟踪元件,第一跟踪元件被配置为基于EM定位器场来生成尖端位置数据;

超声探头,具有探头外壳、超声换能器机构和第二跟踪元件,探头外壳具有手柄部分和头部部分,超声换能器机构和第二跟踪元件安装到探头外壳,超声换能器机构具有有源超声换能器阵列,该有源超声换能器阵列被配置为在与头部部分相关联的三维成像体积内的多个离散成像位置中的任何一个位置处生成二维超声切片数据,第二跟踪元件被配置为基于EM定位器场来生成探头位置数据;

显示屏幕,被配置为在虚拟3D环境内显示超声图像,该虚拟3D环境允许向用户描述超声图像的位置和朝向;及

处理器电路,通信耦合到第一跟踪元件、第二跟踪元件、超声换能器机构和显示屏幕,处理器电路被配置为执行程序指令,该程序指令处理二维超声切片数据,以生成用于在显示屏幕处显示的超声图像,及

处理器电路被配置为基于尖端位置数据和探头位置数据生成定位信号,以将有源超声换能器阵列动态地定位在所述多个离散成像位置中期望的成像位置处,使得二维超声切片数据包括至少介入性医疗设备的远侧尖端,只要介入性医疗设备的远侧尖端的位置保持在三维成像体积中即可。

2. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中超声探头与介入性医疗设备的远侧尖端的相对移动导致介入性医疗设备的远侧尖端相对于三维成像体积的移动,所述系统还包括:

运动指示器,位于超声探头和显示屏幕中的至少一个上;并且

处理器电路可操作地耦合到运动指示器,其中,如果处理器电路确定介入性医疗设备的远侧尖端目前位于三维成像体积之外,则处理器电路进一步执行程序指令以在运动指示器处生成视觉提示,以提示用户在特定方向上将超声探头的头部部分移动到一般位置,使得介入性医疗设备的远侧尖端位于三维成像体积中。

3. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中超声换能器机构包括:

运动单元,用于执行线性移动,优选地是被构造为实现旋转到线性平移转换的滑架;

一维超声换能器阵列,作为有源超声换能器阵列,该一维超声换能器阵列连接到运动单元,以与运动单元一致移动;及

优选地还包括具有可旋转轴的步进电机,步进电机可操作地连接到处理器电路,以基于由处理器电路生成的定位信号旋转可旋转轴,可旋转轴可驱动地耦合到滑架,其中滑架将步进电机的可旋转轴的旋转转换成一维超声换能器阵列的平移,以将一维超声换能器阵列定位在由定位信号指定的位置处。

4. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中换能器机构包括二维超声换能器阵列,该二维超声换能器阵列具有以矩阵模式布置的多列和多行超声换能器元件,其中分立的所述多行超声换能器元件中的一行基于定位信号被选择作为有源超声换能器阵列。

5. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中介入性医疗设备是导管、损伤交叉导管、导丝、护套、血管成形术气囊、支架输送导管和针之一。

6. 如权利要求1所述的超声成像系统,该超声成像系统具有三维成像模式,其中超声探头保持在感兴趣区域上方的固定位置,处理器电路被配置为执行程序指令以生成供给超声换能器机构以扫描三维成像体积的至少一部分上方的有源超声换能器阵列的扫描信号,该有源超声换能器阵列在扫描期间被重复地致动,以生成多个顺序的二维超声数据切片,该多个顺序的二维超声数据切片被组合,以形成从其生成三维超声图像的三维超声体积数据。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的超声成像系统,其中处理器电路被配置为执行程序指令以操作有源超声换能器阵列,以生成包括对应于特定位置的元数据的超声图像数据的多个集合,处理器电路被配置为执行程序指令以对超声图像数据的所述多个集合求和,以生成复合的超声图像数据。

8. 如权利要求1至6所述的超声成像系统,包括被配置为附连到患者的第三跟踪元件,其中,当第三跟踪元件被EM场发生器激励时,第三跟踪元件生成六轴患者位置数据,该六轴患者位置数据被供给处理器电路,处理器电路执行程序指令,该程序指令处理六轴患者位置数据,并将用于由有源超声换能器阵列捕获的图像的位置信息指派给从第三跟踪元件引用的3D体积内的已知位置。

9. 如权利要求6所述的超声成像系统,处理器电路被配置为执行程序指令以通过在三维超声体积数据中定义期望的图像平面来渲染并显示至少一个合成的扫描平面。

10. 如权利要求9所述的超声成像系统,其中期望的图像平面是冠状扫描平面和轴向扫描平面之一。

11. 如权利要求6所述的超声成像系统,其中处理器电路被配置为执行程序指令以确定三维超声体积数据中定义三维成像体积的感兴趣区域,并且被配置为执行程序指令以减少超声换能器机构的有源超声换能器阵列的扫描范围,用于从先前扫描的扫描范围的三维超声体积数据获取在所述感兴趣区域的后续三维超声体积数据。

12. 如权利要求6所述的超声成像系统,其中处理器电路被配置为执行程序指令以从三维超声体积数据中的一系列二维超声图像切片生成第一二维超声图像切片,第一二维超声图像切片包括特定的感兴趣区域,第一二维超声图像切片位于与所述一系列二维超声图像切片的成像平面不同的第一成像平面中,并且还包括通信耦合到处理器电路的图形用户接口,图形用户接口具有至少一个切片选择滑块,该切片选择滑块被配置为提供从第一二维超声图像切片开始的顺序平行变化,以手动选择平行于第一二维超声图像的第二二维超声图像切片,其中第二二维超声图像切片位于第一二维超声图像切片的任一侧上。

13. 如权利要求12所述的超声成像系统,其中特定的感兴趣区域包括介入性医疗设备的远侧尖端。

14. 如权利要求12所述的超声成像系统,其中所述至少一个切片选择滑块包括矢状切片选择滑块,并且第一成像平面是矢状平面。

15. 如权利要求12所述的超声成像系统,其中所述至少一个切片选择滑块包括冠状切片选择滑块,并且第一成像平面是冠状平面。

16. 如权利要求1所述的超声成像系统,其中处理器电路被配置为执行程序指令以生成在显示屏幕上描绘面向患者的虚拟环境的面向患者的成像窗口,其中超声图像相对于患者的位置被获取的朝向和位置经由面向患者的虚拟环境的使用被指示并传送给临床医生。

17. 如权利要求16所述的超声成像系统,其中超声图像是二维超声图像和三维超声图像之一。

18. 如权利要求16所述的超声成像系统,其中,相对于患者的位置,在显示屏幕上显示的超声图像的朝向在显示屏幕上维持,而不管超声探头的位置的变化如何。

19. 一种电磁场发生器,适于与如权利要求1至18中任一项所述的系统一起使用。

20. 一种介入性医疗设备,适于与如权利要求1至18中任一项所述的系统一起使用。

21. 一种超声探头,适于与如权利要求1至18中任一项所述的系统一起使用。

22. 一种显示屏幕,适于与如权利要求1至18中任一项所述的系统一起使用。

23. 一种处理器电路,适于与如权利要求1至18中任一项所述的系统一起使用。

24. 一种操作超声成像系统的方法,包括:

获取与介入性医疗设备相关联的第一跟踪元件的位置;

获取与超声探头相关联的第二跟踪元件的位置;

基于第二跟踪元件的位置确定超声探头的超声成像平面位置;

确定介入性医疗设备的第一跟踪元件的位置与该超声平面位置之间的偏移距离;及

驱动超声换能器机构将超声探头的有源超声换能器阵列定位在如由该偏移距离定义的确定的会聚点处。

25. 如权利要求24所述的方法,第一跟踪元件与介入性医疗设备的远侧尖端相关联,所述方法包括:

确定介入性医疗设备的远侧尖端目前是否位于由超声探头定义的三维成像体积之外;及

生成视觉提示,以提示用户在特定方向将超声探头的头部部分移动到一般位置,使得介入性医疗设备的远侧尖端留在超声探头的三维成像体积中。

26. 如权利要求24所述的方法,其中超声换能器机构包括:

运动单元,被布置成执行线性移动,优选地是被构造为实现旋转到线性平移转换的滑架;

一维超声换能器阵列,作为有源超声换能器阵列,该一维超声换能器阵列连接到运动单元,以与运动单元一致移动;及

优选地还包括具有可旋转轴的步进电机,该可旋转轴被旋转对应于偏移距离的旋转量,可旋转轴可驱动地耦合到滑架,其中滑架将步进电机的可旋转轴的旋转转换成一维超声换能器阵列的平移,以将一维超声换能器阵列定位在确定的会聚点处。

27. 如权利要求24所述的方法,其中换能器机构包括二维超声换能器阵列,该二维超声换能器阵列具有以矩阵模式布置的多列和多行超声换能器元件,其中分立的所述多行超声换能器元件中的一行基于偏移距离被选择作为有源超声换能器阵列,以将该有源超声换能器阵列定位在会聚点处。

28. 如权利要求24所述的方法,其中介入性医疗设备是导管、损伤交叉导管、导丝、护套、血管成形术气囊、支架输送导管和针之一。

29. 如权利要求24所述的方法,包括:

在三维成像体积的至少一部分上方扫描有源超声换能器阵列;及

在扫描期间重复地致动有源超声换能器阵列,以生成多个顺序的二维超声数据切片,

该多个顺序的二维超声数据切片被组合,以形成从其生成三维超声图像的三维超声体积数据。

30. 如权利要求24至29中任一项所述的方法,包括:

操作有源超声换能器阵列,以生成对应于特定位置的超声图像数据的多个集合;及
对超声图像数据的所述多个集合求和,以生成复合超声图像数据。

31. 如权利要求24至29所述的方法,包括:

将第三跟踪元件附连到患者;
用EM场激励第三跟踪元件,以生成六轴患者定位数据;及
响应于患者的任何运动,调节超声探头的超声换能器机构的有源超声换能器阵列的位置。

32. 如权利要求29所述的方法,包括:

在三维超声体积数据中定义期望的图像平面;及
生成对应于期望的图像平面的至少一个合成的扫描平面。

33. 如权利要求32所述的方法,其中期望的图像平面是冠状扫描平面和轴向扫描平面之一。

34. 如权利要求29所述的方法,包括:

确定三维超声体积数据中定义三维成像体积的感兴趣区域;及
减少超声换能器机构的有源超声换能器阵列的扫描范围,用于从先前扫描的扫描范围的三维超声体积数据获取在所述感兴趣区域的后续三维超声体积数据。

35. 如权利要求29所述的方法,包括:

从三维超声体积数据中的一系列二维超声图像切片生成第一二维超声图像切片,第一二维超声图像切片包括特定的感兴趣区域,第一二维超声图像切片位于与所述一系列二维超声图像切片的成像平面不同的第一成像平面中;及

提供至少一个切片选择滑块,该切片选择滑块被配置为提供从第一二维超声图像切片开始的顺序平行变化,以手动选择平行于第一二维超声图像的第二二维超声图像切片,其中第二二维超声图像切片位于第一二维超声图像切片的任一侧上。

36. 如权利要求35所述的方法,其中特定的感兴趣区域包括介入性医疗设备的远侧尖端。

37. 如权利要求35所述的方法,其中所述至少一个切片选择滑块包括矢状切片选择滑块,并且第一成像平面是矢状平面。

38. 如权利要求35所述的方法,其中所述至少一个切片选择滑块包括冠状切片选择滑块,并且第一成像平面是冠状平面。

39. 如权利要求24所述的方法,包括调节显示在显示屏幕上的超声图像的朝向,使得所获取的超声图像数据的垂直顶部总是在显示屏幕上相对于患者的位置被渲染为“向上”,并且不管超声探头相对于患者的实际朝向如何。

40. 如权利要求39所述的方法,其中超声图像是二维超声图像。

41. 如权利要求39所述的方法,其中超声图像是三维超声图像。

42. 一种操作超声成像系统的方法,包括:

获取与介入性医疗设备相关联的第一跟踪元件的位置;

获取与超声探头相关联的第二跟踪元件的位置；

基于第二跟踪元件的位置确定超声探头的超声成像平面位置；

确定介入性医疗设备的第一跟踪元件的位置与超声平面位置之间的偏移距离；及

使用该偏移距离来近实时地动态控制超声成像系统的至少一个超声成像设置。

43. 如权利要求42所述的方法，其中所述至少一个超声成像设置包括超声聚焦，使得侧向分辨率在包含介入性医疗设备的深度处被优化。

44. 如权利要求42所述的方法，其中所述至少一个超声成像设置包括深度设置，使得成像深度被自动调节，以匹配介入性医疗设备的深度。

45. 如权利要求42所述的方法，其中所述至少一个超声成像设置包括缩放，其中成像窗口可以被“缩放”，使得感兴趣区域的更大视图被自动地显示给用户。

具有自动图像呈现的超声成像系统

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年11月18日提交的美国临时专利申请序列No.62/081,275的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声成像系统,并且更具体而言涉及有助于超声探头定位的超声成像系统。

背景技术

[0004] 正确定位超声探头使得产生诊断相关的图像是常常仅在训练和一贯的超声使用之后获得的技能。变得精通超声成像所必需的这个初始“训练期”可能是非超声检查医师目前对超声波利用不足的影响因素。

[0005] 本领域中需要的是超声成像系统,如在本发明中,该超声成像系统经由超声探头的系统辅助定位来协助对超声成像没经验的人成功获取图像,使得可以显示超声探头下(即,在成像视图中)感兴趣的位置的图像。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种辅助图像获取和超声探头定位的超声成像系统,使得可以显示超声探头下(即,在成像视图中)感兴趣的位置的图像。例如,该超声成像系统辅助超声探头的定位,使得包含医疗设备和/或周围区域的具体图像可以自动呈现给用户。该系统还可以被用来创建底层结构的三维(3D)图像,这可以传达关于底层解剖结构的状态的附加信息。这可以辅助执行外周动脉疾病(PAD)或其它介入性手术。

[0007] 本发明的一种形式针对包括被配置为生成EM定位器场的电磁(EM)场发生器的超声成像系统。介入性医疗设备由具有远侧尖端和从远侧尖端向近侧延伸的远端部分的细长主体定义。介入性医疗设备具有安装在介入性医疗设备的远端部分的第一跟踪元件。第一跟踪元件被配置为基于EM定位器场来生成尖端位置数据。超声探头具有探头外壳、超声换能器机构和第二跟踪元件。探头外壳具有手柄部分和头部部分。超声换能器机构和第二跟踪元件安装到探头外壳。超声换能器机构具有有源超声换能器阵列,该阵列被配置为在与头部部分相关联的三维成像体积内的多个离散成像位置中的任何一个位置处生成二维超声切片数据。第二跟踪元件被配置为基于EM定位器场来生成探头位置数据。显示屏幕被配置为显示超声图像。处理器电路通信耦合到第一跟踪元件、第二跟踪元件、超声换能器机构和显示屏幕。处理器电路被配置为执行程序指令,该程序指令处理二维超声切片数据,以生成用于在显示屏幕显示的超声图像。而且,处理器电路被配置为基于尖端位置数据和探头位置数据生成定位信号,以在多个离散成像位置中期望的成像位置处动态地定位有源超声换能器阵列,使得二维超声切片数据包括至少介入性医疗设备的远侧尖端,只要介入性医疗设备的远侧尖端的位置保持在三维成像体积中即可。

[0008] 本发明的另一个版本在于适于用在这种系统中的电磁场发生器、适于用在这种系统中的介入性医疗设备、适于用在这种系统中的超声探头、适于用在这种系统中的显示屏幕,以及适于用在这种系统中的处理器电路。本发明的替代版本在于包括前一句中所述的任何对象的组合的系统。

[0009] 本发明的另一种形式针对操作超声成像系统的方法,包括获取与介入性医疗设备相关联的第一跟踪元件的位置;获取与超声探头相关联的第二跟踪元件的位置;基于第二跟踪元件的位置确定超声探头的超声成像平面位置;确定介入性医疗设备的第一跟踪元件的位置与超声平面位置之间的偏移距离;以及驱动超声换能器机构,以在确定的会聚点处(如由偏移距离定义的)定位超声探头的有源超声换能器阵列。

[0010] 根据本发明的另一方面,运动指示器位于超声探头和显示屏幕中的至少一个上。处理器电路可操作地耦合到运动指示器,其中,如果介入性医疗设备的远侧尖端目前位于三维成像体积之外,则在运动指示器处生成视觉提示,以提示用户在特定方向上将超声探头的头部部分移动到一般位置,使得介入性医疗设备的远侧尖端位于三维成像体积中。

[0011] 根据本发明的另一方面,第三跟踪元件附连到患者,其中,当第三跟踪元件被EM场发生器激励时,第三跟踪元件生成六轴患者位置数据,该六轴患者位置数据被供给处理器电路。处理器电路处理六轴患者位置数据,并将用于由有源超声换能器阵列捕获的图像的位置信息指派给从第三跟踪元件引用的3D体积内的已知位置。

[0012] 根据本发明的另一方面,超声成像系统具有三维成像模式,其中,通过将超声探头保持在感兴趣区域上方的固定位置,扫描信号被供给超声换能器机构,以在位于换能器阵列下方的可能成像体积的至少一部分上方扫描有源超声换能器阵列。在扫描期间,有源换能器阵列被重复地致动,以生成多个顺序的二维超声数据切片,这些切片被组合,以形成从其生成三维超声图像的三维超声体积数据。

[0013] 根据本发明的另一方面,有源超声换能器阵列被操作,以生成包括描述三维体积内的扫描位置的元数据的超声图像数据的多个集合。超声图像数据的多个集合被相加,以生成复合超声图像数据。

[0014] 根据本发明的另一方面,在三维超声体积数据中定义期望的图像平面。生成对应于期望的图像平面的至少一个合成的扫描平面。

[0015] 根据本发明的另一方面,从三维超声体积数据获取的一系列二维B扫描超声图像切片中生成第一二维超声图像切片。第一二维超声图像切片包括感兴趣的特定区域。第一二维超声图像切片位于第一成像平面中,该第一成像平面与一系列二维超声图像切片的原生B扫描成像平面不同。至少一个切片选择滑块提供从第一二维超声图像切片开始的顺序平行变化,以手动选择平行于第一二维超声图像的第二二维超声图像切片,其中第二二维超声图像切片位于第一二维超声图像切片的任一侧上。

[0016] 根据本发明的另一方面,调节在显示屏幕上显示的超声图像的朝向,使得所获取的超声图像数据的垂直顶部总是在显示屏幕上相对于患者的位置被渲染为“向上”,并且不管超声探头相对于患者的实际朝向如何。

[0017] 本发明的另一方面针对操作超声成像系统的方法,包括获取与介入性医疗设备相关联的第一跟踪元件的位置;获取与超声探头相关联的第二跟踪元件的位置;基于第二跟踪元件的位置确定超声探头的超声成像平面位置;确定介入性医疗设备的第一跟踪元件的

位置与超声平面位置之间的偏移距离;以及使用该偏移距离来近实时地动态控制超声成像系统的至少一个超声成像设置。如本文所使用的,术语“近实时”是指由处理系统的数据获取和处理速度限制的实时。至少一个超声成像设置可以包括超声聚焦,使得侧向分辨率在包含介入性医疗设备的深度处被优化。而且,至少一个超声成像设置可以包括深度设置,使得成像深度被自动调节,以匹配介入性医疗设备的深度。而且,至少一个超声成像设置可以包括缩放,其中成像窗口可以被“缩放”,使得感兴趣区域的更大视图被自动地显示给用户。

附图说明

[0018] 通过结合附图参考以下本发明实施例的描述,本发明的上面提到和其它特征和优点以及获得它们的方式将变得更加明显,并且本发明将得到更好的理解,其中:

[0019] 图1是根据本发明一方面的超声成像系统的图示。

[0020] 图2是图1的超声成像系统的电气框图。

[0021] 图3示出了在其远侧尖端附近具有跟踪元件的介入性医疗设备,诸如导管或护套。

[0022] 图4示出了具有无线加密狗的介入性医疗设备,诸如导管。

[0023] 图5A示出了具有超声换能器机构的图1的超声探头,该超声换能器机构具有被配置为生成二维超声切片数据的有源超声换能器阵列。

[0024] 图5B示出了具有显示屏幕的图形用户接口,该显示屏幕示出了由图5A中绘出的超声探头获取的二维超声切片数据的二维超声图像。

[0025] 图6A是图1的超声探头的实施例的框图,其具有可移动的一维换能器阵列。

[0026] 图6B示出了图1和6A的超声探头,其中一部分被拆开,以暴露具有可移动的一维换能器阵列、滑架和步进电机的超声换能器机构。

[0027] 图7A是图1的超声探头的另一个实施例的框图,其具有静止的二维换能器阵列。

[0028] 图7B示出了图7A的超声探头,以幻影线(虚线)绘出了二维换能器阵列。

[0029] 图8是绘出根据本发明一方面的锁定跟踪模式的流程图。

[0030] 图9是绘出根据本发明一方面的超声数据获取的流程图。

[0031] 图10示出了具有固定到皮肤上的位置跟踪元件的患者的总体侧视图。

[0032] 图11示出了图1的图形用户接口的屏幕,其被配置为显示一个或多个合成的(用户选择的)扫描平面,诸如冠状扫描平面和轴向(矢状)扫描平面。

[0033] 图12是图1的图形用户接口的图示,绘出了在矢状切片位置270处在三维成像体积中延伸通过一系列二维超声图像切片的矢状平面切片。

[0034] 图13是图1的图形用户接口的图示,绘出了在冠状切片位置150处在三维成像体积中延伸通过一系列二维超声图像切片的冠状平面切片。

[0035] 图14是描述根据本发明一方面的、从三维体积数据集导出或合成并在3D虚拟环境中的正确位置示出的超声图像集合的生成的流程图。

[0036] 图15A是图1的超声探头的示意图,其取得患者腿部的一部分的二维超声成像切片。

[0037] 图15B是图1的图形用户接口的示意图,其具有绘出面向患者的虚拟环境的面向患者的成像窗口,其中所获取的超声图像数据的位置和朝向在显示屏幕上被渲染成对应于患者的朝向,使得图像被获取的位置相对于患者的朝向和位置可以经由虚拟环境的使用被指

示并传送给观看者。

[0038] 图15C是图15B中所示的超声图像的全视图,其中所获取的超声图像数据的位置和朝向在显示屏幕上被渲染成对应于患者的朝向。

[0039] 图15D是当根据现有技术被渲染时图15B中所示的超声图像的比较视图,其中在显示屏幕上被渲染的所获取的超声图像数据的朝向不对应于患者的朝向。

[0040] 图16是根据本发明一方面的、与在3D虚拟环境中正确位置示出的图15B的面向患者的成像窗口的绘制相关联的面向患者的成像窗口模式或者虚拟环境成像模式的流程图。

[0041] 贯穿若干视图,对应的标号指示对应的部分。本文阐述的示例说明了本发明的实施例,并且这些示例不应当被解释为以任何方式限制本发明的范围。

具体实施方式

[0042] 现在参考附图,更具体地参考图1和2,示出了根据本发明的超声成像系统10。

[0043] 超声成像系统10包括电磁 (EM) 场发生器12、超声控制台14和超声探头16 (手持式)。超声探头16通过柔性电缆17连接到超声控制台14。对超声成像系统10的补充是介入性医疗设备18。

[0044] 如本文所使用的,术语“介入性医疗设备”是细长的侵入式医疗装置,其被配置为插入到患者的组织、血管或腔体中。在本发明的语境中,介入性医疗设备18可以是例如导管、损伤交叉导管 (诸如可从C.R.Bard公司获得的**CROSSER®**导管)、导丝、护套、血管成形术气囊、支架输送导管,或针。意图是介入性医疗设备18可以被认为整个超声成像系统10的一部分,但是作为替代,也可以作为单独提供的项被认为是超声成像系统10的辅助部分。

[0045] 超声成像系统10被配置为跟踪超声探头16和介入性医疗设备18的位置,并且进而操作超声探头16,使得超声探头16的有源超声换能器阵列被动态地定位,以成像介入性医疗设备18的期望部分,如下面进一步描述的。

[0046] 在本实施例中,超声控制台14包括移动外壳20,图形用户接口22和处理器电路24安装到该外壳。图形用户接口22可以是触摸屏显示器26的形式,其具有显示屏幕28。图形用户接口22用于向用户显示信息,并且经由触摸屏26适于用户输入。例如,触摸屏26被配置为显示从由超声探头16提供的二维超声切片数据形成的超声图像、显示3D体积内被跟踪的元件的虚拟位置信息,并且显示意在引导用户将超声探头16正确定位在感兴趣区域上方的提示。

[0047] 处理器电路24是具有数据处理能力和命令生成能力的电路,并且在本实施例中具有微处理器24-1和相关联的非瞬态电子存储器24-2。如本领域技术人员将认识到的,微处理器24-1和相关联的非瞬态电子存储器24-2是商业可用的部件。如本领域中已知的,微处理器24-1可以是单个微处理器或者两个或更多个并行微处理器的形式。非瞬态电子存储器24-2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/或电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM)。非瞬态电子存储器24-2还可以包括在上述一种或多种电子存储器形式中或者在计算机硬盘驱动器或光盘上的大容量数据存储。可替代地,处理器电路24可以被组装为一个或多个专用集成电路 (ASIC)。

[0048] 处理器电路24处理从程序源(诸如软件或固件)接收的程序指令,处理器电路24能够电子访问该程序源。更具体而言,如下面更充分描述的,处理器电路24被配置为处理从超声探头16和介入性医疗设备18接收的位置信号,并生成被调节并作为控制输出提供给超声探头16的数字定位信号。更具体而言,数字定位信号和控制输出对应于超声探头16的扫描轴(例如,y轴)上的坐标,在该坐标处将要定位超声探头16的有源超声换能器阵列。

[0049] 处理器电路24分别经由内部总线结构30-1、31-1和32-1通信耦合到探头输入/输出(I/O)接口电路30、探头位置控制电路31和设备输入/输出(I/O)接口电路32。如本文所使用的,术语“通信耦合”意味着连接为了通信而通过通信介质连接,其中通信介质可以是具有电导体和/或印刷电路导电路径的直接有线连接,并且可以是具有中间电路(诸如放大器或中继器)的间接有线或无线连接。探头输入/输出(I/O)接口电路30和探头位置控制电路31被配置为连接到电缆17,电缆17进而连接到超声探头16。在本实施例中,设备输入/输出(I/O)接口电路32被配置为连接到柔性电缆34,柔性电缆34进而连接到介入性医疗设备18。

[0050] 再次参考图1,EM场发生器12放在患者P的感兴趣区域附近,并且被用于三角测量一个或多个被跟踪的元件的位置,诸如超声探头16和介入性医疗设备18的位置。EM场发生器12可以是例如可从Northern Digital公司(NDI)获得的**Aurora®**电磁跟踪系统的场发生器,其生成在已知朝向辐射以促进电磁空间测量的基本电磁场,该电磁场在下文中将被称为EM定位器场36(参见图2)。为了方便,EM定位器场36的场强定义检测体积38,如图1中作为立方体体积以图形示出的。

[0051] 还参考图3,介入性医疗设备18具有远侧尖端40和从远端尖端40向近侧延伸的远端部分42。在本实施例中,跟踪元件44(即,电线跟踪线圈)安装在介入性医疗设备18的远侧尖端40附近的远端部分42。在前一句的语境中,术语“近”是0至2厘米(cm)的范围,并且远端部分42的范围在1毫米(mm)至3cm的范围内。但是,本领域技术人员将认识到,跟踪元件44在介入性医疗设备18上的确切放置位置将依赖于介入性医疗设备18要被超声成像系统10跟踪的部分。跟踪元件44允许知道介入性医疗设备18相对于超声探头16的位置,如下面更全面描述的。

[0052] 跟踪元件44被配置为基于由EM场发生器12生成的EM定位器场36生成定义五个自由度的尖端位置数据。这五个自由度是X轴、Y轴、Z轴、俯仰和偏航。如果需要,也可以包括第六个自由度,即,滚动。介入性医疗设备18的跟踪元件44经由电缆34通信耦合到超声控制台14的处理器电路24,其中电缆34充当处理器电路24和跟踪元件44之间的通信链路46。如本文所使用的,“通信链路”是指数据(即,信息)和/或电力信号经有线或无线通信介质的电传输。在本实施例中,由电缆34提供的通信链路46是将跟踪元件44物理连接到超声控制台14并进而连接到处理器电路24的多导体电缆。

[0053] 可替代地,如图4中所绘出的,代替物理连接,通信链路46可以是经由附连到介入性医疗设备18的蓝牙加密狗48的短距离无线连接的形式,诸如蓝牙。蓝牙加密狗48被配置为使用蓝牙协议的蓝牙发送器,并且对应的蓝牙接收器连接到处理器电路24。蓝牙加密狗48将来自跟踪元件44的跟踪信息和与介入性医疗设备18相关联的其它信息(诸如操作状态)传送到超声成像系统10的处理器电路24。而且,在EM跟踪部件是需要电源的有源电路的情况下,蓝牙加密狗48可以被用来向结合到介入性医疗设备18中的EM跟踪部件提供电力。

[0054] 蓝牙加密狗48可以是一次性的,并且包括在每个介入性医疗设备18中。可替代地,

蓝牙加密狗48可以是可重用的。通过将灭菌的加密狗放在向介入性医疗设备18进行无菌连接的无菌袋中,解决可重用的加密狗的无菌要求。

[0055] 如图5A中所示,超声探头16包括具有与头部部分54接合的手柄部分52的探头外壳50。在本实施例中,手柄部分52具有与头部部分54大致垂直的范围(+5度的范围)。

[0056] 超声探头16经由电缆17通信耦合到超声控制台14的处理器电路24,电缆17可以是有线或无线连接。在本实施例中,参考图2,电缆17被描绘为将超声探头16物理连接到超声控制台14的多导体电缆,并且包括通信链路56、通信链路58和通信链路60,每个通信链路都形成有电线导体。但是,预期通信链路56、通信链路58和通信链路60中的一个或多个可以是(短距离)无线连接的形式(诸如蓝牙)。处理器电路24的部分也可以嵌在超声探头中,以分析或处理从超声发射元件接收/发送到超声发射元件的信号。然后,经分析或处理的信号经由电缆被发送回控制台。

[0057] 参考图2,超声探头16包括超声换能器机构62和跟踪元件64。超声换能器机构62和跟踪元件64都安装到探头外壳50(也参见图5A),并且可以包含在探头外壳50内,外壳50可以由塑料制成。而且,跟踪元件64可以嵌在探头外壳50的塑料中。超声换能器机构62经由通信链路56和58通信耦合到处理器电路24。

[0058] 参考图2和5A,超声换能器机构62具有有源超声换能器阵列66,该阵列被配置为在与超声探头16的头部部分54相关联的三维成像体积68内多个离散成像位置中任何一个位置处生成表示二维超声成像切片67的二维超声切片数据。三维成像体积68由超声发射在z轴方向上的穿透深度68-1、超声发射在x轴的宽度68-2以及沿y轴的超声换能器扫描范围68-3定义。有源超声换能器阵列66可以是例如线性超声换能器阵列形式的一维换能器阵列,或者可替代地,可以是凸或凹超声换能器阵列的形式。如本文所使用的,术语“一维换能器阵列”是布置成单行的超声换能器元件的阵列,其中行可以是线性的或弯曲的。

[0059] 有源超声换能器阵列66经由通信链路58通信耦合到处理器电路24,并且经由通信链路58将二维超声数据供给处理器电路24。自动地,或可替代地基于图形用户接口22处的用户输入,处理器电路24执行将二维超声数据存储在非瞬态电子存储器24-2中提供的大容量存储中的程序指令。

[0060] 还参考图5B,处理器电路24包括电路系统,或者可替代地执行程序指令,以将二维超声数据转换成用于在图形用户接口22的显示屏幕28上作为二维超声图像69观看的形式。二维超声图像69绘出了具有位于血管BV中的跟踪元件44的介入性医疗设备18,并且绘出了与血管内栓塞IC啮合的介入性医疗设备18的远端部分42的远侧尖端40。

[0061] 再次参考图2和5A,跟踪元件64(即,电线跟踪线圈)被配置为基于由EM场发生器12生成的EM定位器场36生成定义六个自由度的探头位置数据。六个自由度是X轴、Y轴、Z轴、俯仰、偏航和滚动。跟踪元件64经由通信链路60通信耦合到处理器电路24,并且经由通信链路60将探头位置数据供给处理器电路24。跟踪元件64允许确定超声探头16在检测体积38内的位置,如图1中所绘出的,其中检测体积38比图5A中绘出的超声探头16的三维成像体积68大得多(大20多倍)。

[0062] 根据本发明,超声探头16的超声换能器机构62的有源超声换能器阵列66可以结合可移动的一维(1D)换能器阵列,如图6A和6B中绘出的实施例中那样。可替代地,如图7A和7B中所绘出的,超声探头16的超声换能器机构62的有源超声换能器阵列66可以是二维(2D)矩

阵换能器阵列的可选择部分的形式。

[0063] 在图6A和6B中绘出的实施例中,有源超声换能器阵列66在物理上相对于探头外壳50可移动,即,动态地定位在探头外壳50内,以便捕获三维成像体积68内在超声探头16下方的位置的超声图像(为了方便,以图形示出的立方体体积)。

[0064] 在图6A和6B的实施例中,超声换能器机构62包括一维(1D)超声换能器阵列70、滑架72和步进电机74。在本实施例中,一维超声换能器阵列70充当有源超声换能器阵列66。一维超声换能器阵列70具有一行多个分立的超声换能器元件。

[0065] 滑架72连接到一维超声换能器阵列70,使得一维超声换能器阵列70与滑架72一致地移动。在两个平移方向D1、D2中确定的一个方向,滑架72将步进电机74的可旋转轴74-1的旋转转换成滑架72的线性平移,并进而转换成一维超声换能器阵列70相对于探头外壳50的头部部分54的线性平移。

[0066] 步进电机74经由电缆17的通信链路56可操作地(电气和通信地)连接到探头位置控制电路31(参见图2)。在本实施例中,探头位置控制电路31是电机控制电路的形式,其将由处理器电路24供给的数字定位信号转换成步进电机定位信号,该步进电机定位信号可以包括多个步进电机控制信号,并由电机控制电路76提供给步进电机74,以命令旋转轴74-1旋转对应于由数字定位信号规定的量和位置的量。在本实施例中,数字定位信号和步进电机定位信号在本文被统称为“定位信号”,因为步进电机定位信号是数字定位信号的形式变化,并且“定位信号”在本文被认为是由处理器电路24生成的。

[0067] 滑架72将步进电机74的可旋转轴74-1的旋转转换成滑架72的线性平移,并进而两个平移方向D1、D2中确定的一个相对于探头外壳50的头部部分54将一维超声换能器阵列70移动到由处理器电路24生成的数字定位信号所规定的位置。因此,基于由处理器电路24发起的定位信号,一维超声换能器阵列70可以相对于探头外壳50的头部部分54被移动到期望的位置。

[0068] 图6B示出了滑架72的实施例,其中滑架72具有悬挂在两个纵向隔开的空转齿轮/滑轮80-1、80-2之间的环形齿形带78。步进电机74的可旋转轴74-1连接到驱动齿轮82。驱动齿轮82与环形齿形带78的齿可驱动地啮合。一维超声换能器阵列70附连到环形齿形带78的下部行程78-1,并且沿着两个纵向隔开的空转齿轮/滑轮80-1、80-2之间的纵向范围可移动。照此,悬挂在两个纵向隔开的空转齿轮/滑轮80-1、80-2之间的齿形带78的布置将步进电机74的可旋转轴74-1的旋转转换成一维超声换能器阵列70在两个平移方向D1、D2中可选择的一个方向中的平移。

[0069] 在图7A和7B中绘出的替代实施例中,并且被识别为超声探头16-1,替代超声换能器机构62-1包括二维(2D)超声换能器阵列84,并且探头位置控制电路31(参见图2)在用于寻址电子存储器的类型的矩阵地址电路的形式。二维超声换能器阵列84具有以矩阵图案布置的分立超声换能器元件的多个列84-1和多个可寻址行84-2。二维超声换能器阵列84可以是平面换能器布置,或者可以是凹或凸布置。二维超声换能器阵列84经由通信链路58通信耦合到处理器电路24,以将来自二维超声换能器阵列84的二维超声数据供给处理器电路24。

[0070] 在图7A、7B的实施例中,参考图2,探头位置控制电路31电连接到处理器电路24,以接收由处理器电路24生成的数字定位信号。在本实施例中,探头位置控制电路31作为矩阵

地址电路操作,以将由处理器电路24供给的数字定位信号转换成行选择定位信号,该行选择定位信号经由通信链路56被供给二维(2D)超声换能器阵列84,以动态地选择分立超声换能器元件的多行84-2中的一行作为有源线性超声换能器阵列66。因此,行选择定位信号对应于由处理器电路24生成的数字定位信号所规定的位置。

[0071] 在图7A和7B的实施例中,由于行选择定位信号是数字定位信号的形式变化,因此数字定位信号和行选择定位信号在本文被统称为“定位信号”,并且“定位信号”在本文被认为是由处理器电路24生成的。

[0072] 照此,图7A和7B的实施例模拟上面关于图6A和6B讨论的一维超声换能器阵列70的动态定位,并且允许对超声探头将在三维成像体积68内该超声探头下方成像进行类似的控制(参见图5A)。

[0073] 根据本发明,并且鉴于上面讨论的实施例,超声成像系统10提供“锁定”功能,其中超声探头16和介入性医疗设备18中的每一个的位置被跟踪,并且超声探头16中的有源超声换能器阵列66被动态地定位在跟踪信息的会聚处,这将参考图8的流程进一步描述。回想一下,处理器电路24通信耦合到介入性医疗设备18的跟踪元件44、超声探头16的跟踪元件64、超声探头16的超声换能器机构62以及具有显示屏幕28的图形用户接口22中的每一个。

[0074] 参考图8,在步骤S100,超声成像系统10的跟踪和数据获取方面被初始化。具体而言,处理器电路24执行程序指令,该程序指令确定与超声探头16和介入性医疗设备18中的每一个相关联的跟踪元件的类型、处理器电路24和每个超声探头16和介入性医疗设备18之间的通信速率、数据获取更新的速率,以及探头参数。这种探头参数可以包括扫描范围起点和终点,以及有源超声换能器阵列66相对于原点71(参见图5A)的运动的期望速度,其中原点定义X、Y和Z轴上的0,0,0位置。而且,超声探头16和介入性医疗设备18的跟踪元件的位置可以相对于由EM场发生器12(参见图1)定义的3D检测体积38来校准。

[0075] 在步骤S102,“WHILE”定义进入连续循环的入口,以将超声探头16的有源超声换能器阵列66的超声成像平面的位置与跟踪元件44的位置并进而与介入性医疗设备18的尖端40虚拟会聚。处理器电路24保持在这个连续循环中,直到程序执行停止。

[0076] 在步骤S104,相对于由EM场发生器12定义的3D检测体积38确定介入性医疗设备18的跟踪元件44的当前位置。具体而言,介入性医疗设备18的跟踪元件44基于由EM场发生器12生成的EM定位器场36生成作为物理坐标的尖端位置数据,并且将与物理坐标相关联的尖端位置数据提供给处理器电路24。

[0077] 在步骤S106,与步骤S104并行地,相对于由EM场发生器12定义的3D检测体积38确定超声(US)探头16的跟踪元件64的当前位置。具体而言,超声探头16的跟踪元件64基于由EM场发生器12生成的EM定位器场36生成作为物理坐标的探头位置数据,并且将与物理坐标相关联的探测位置数据提供给处理器电路24。

[0078] 在步骤S108,基于探头位置数据确定超声平面位置(B扫描位置)。具体而言,处理器电路24执行定义垂直于超声探头16的头部部分54的表面(例如,从该表面向下指向)的单位向量的程序指令,即,在图5A的原点71(0,0,0)处的Z轴,其中单位向量最初位于当前超声图像平面上。处理器电路24执行程序指令,该程序指令虚拟地将向量旋转成与当前超声图像平面正交。然后,处理器电路24执行程序指令,该程序指令使用在步骤S106获取的探头位置数据绕Z轴旋转法向向量,其对应于超声探头的朝向角度。然后,处理器电路24执行程序

指令,该程序指令使用以下等式来确定当前超声图像平面相对于原点的位置:

[0079] 等式1:超声平面位置 = $(Ax+By+Cz+D)$, 其中A、B、C是定义超声探头16的平面的(探头位置数据的) x、y、z位置坐标的系数,并且D是从原点71到 $Ax+By+Cz$ 平面的距离向量的长度。

[0080] 在步骤S110,处理器电路24执行程序指令,该程序指令计算如由尖端位置数据定义的介入性医疗设备18的位置与超声探头16的(在步骤S108确定的)超声平面位置之间的偏移距离,通过使用以下等式:

[0081] 等式2: $OFFSET = (Ax1+By1+Cz1+D) / \sqrt{A^2+B^2+C^2}$, 其中:A、B、C和D是超声平面位置的系数(参见步骤S108),并且x1、y1、z1是介入性医疗设备18的(尖端位置数据的)位置坐标。

[0082] 等式2偏移计算给出了从介入性医疗设备18的跟踪元件44到超声平面位置的最小或垂直距离,该距离是超声换能器机构62需要移动有源超声换能器阵列66的距离(和方向),使得存在超声位置平面与介入性医疗设备18的跟踪元件44并进而与远侧尖端40的会聚(交叉)。因此,在本质上,该计算确定用来实现尖端位置数据与和探头位置数据相关联的超声平面位置的会聚的偏移。

[0083] 在步骤S112,驱动超声换能器机构62,以将有源超声换能器阵列66定位在如由步骤S110计算出的OFFSET定义的所确定的会聚点处。具体而言,处理器电路24执行处理OFFSET的程序指令,该程序指令生成对应于会聚点的定位信号,并且该定位信号被通信耦合到超声换能器机构62,以动态地将有源超声换能器阵列66定位在多个离散成像位置中的期望成像位置,使得由有源超声换能器阵列66捕获的二维超声切片数据包括至少介入性医疗设备18的远侧尖端40的图像,只要介入性医疗设备18的远侧尖端40保留在三维成像体积68内超声探头16的头部部分的表面之下。

[0084] 在图6A和6B的实施例中,定位信号将导致供给步进电机74的步进电机控制信号。在图7A和7B的实施例中,定位信号将导致供给二维超声换能器阵列84的行选择信号。如本文所使用的,关于超声探头16的术语“之下”或“底层”是指在超声探头16的可能成像视图范围内。

[0085] 其后,过程返回到步骤S102,“WHILE”,以在连续循环中继续维持超声探头16的有源超声换能器阵列66的位置与介入性医疗设备18的跟踪元件44并进而与远侧尖端40的会聚。

[0086] 参考图9,示出了描述与上面关于图8描述的“锁定”功能并发的,即,在“锁定”功能期间,获取超声数据的流程图。

[0087] 在步骤S200,超声探头16被配置用于获取超声数据。例如,可以设置参数,诸如期望的分辨率,以及用以实现期望的穿透深度的有源超声换能器阵列66的发射强度。对于二维图像扫描,超声成像系统10被配置为收集一系列二维超声成像切片(超声B扫描)数据。对于体积扫描成像,超声成像系统10被配置为收集一系列超声B扫描数据,以形成表示三维成像体积68的三维超声体积数据,C扫描数据或其它面向平面的数据可以从该数据得出。

[0088] 在步骤S202,“WHILE”利用超声探头16的有源超声换能器阵列66定义用于获取超声数据的连续循环的入口。

[0089] 在步骤S204,获取超声图像数据。更具体而言,参考图2和5A,处理器电路24被配置

为执行程序指令,或者可选地包括电路系统,以处理由超声探头16的超声换能器机构62的有源超声换能器阵列66生成的二维超声切片数据,并且生成用于在图形用户接口22的显示屏幕28处显示的超声图像。而且,处理器电路24可以执行程序指令,该程序指令自动将二维超声切片数据存储在非瞬态电子存储器24-2中,并且因此累积感兴趣的位置的多个图像数据集。可替代地,图形用户接口22可以向处理器电路24提供用户命令,以根据需求按来自用户的命令将二维超声切片数据存储在非瞬态电子存储器24-2中。

[0090] 对于二维图像扫描,收集一系列二维超声成像切片(超声B扫描)数据并将其存储在非瞬态电子存储器24-2中。对于体积扫描成像,有源超声换能器阵列66沿着Y轴跨三维成像体积68的所有或选定部分扫描,以对超声探头16的头部部分54下方的底层区域取得详细体积扫描,使得表示三维成像体积的一系列超声B扫描数据被收集并存储在非瞬态电子存储器24-2中。

[0091] 其后,该过程返回到步骤S202,“WHILE”,以继续获取和更新超声数据。

[0092] 虽然超声探头16与介入性医疗设备18的远侧尖端40的相对运动将导致介入性医疗设备18的远侧尖端40的位置在三维成像体积68中的运动,只要跟踪元件44以及因此介入性医疗设备18的远侧尖端40保持在超声探头16的三维成像体积68中,超声成像系统10能够动态地定位有源超声换能器阵列66,以在三维成像体积68中的多个离散成像位置中的期望成像位置处会聚,使得二维超声切片数据包括介入性医疗设备18的至少远侧尖端40的图像,用于生成在显示屏幕28上显示的超声图像。

[0093] 但是,再次参考图5A,在介入性医疗设备18的跟踪元件44在三维成像体积68之外的情况下,位于超声探头16和图形用户接口22(也参见图2)的显示屏幕28中的至少一个上的运动指示器88被提供,以引导用户相对于被跟踪的介入性医疗设备18可接受地放置超声探头16。运动指示器88可操作地耦合到处理器24,并且可以是方向箭头的形式,其可以被处理器电路24选择性地照射,以便引导用户相对于被跟踪的介入性医疗设备18可接受地放置超声探头16。

[0094] 具体而言,基于由介入性医疗设备18的跟踪元件44提供的尖端位置数据和由处理器电路24处理的超声探头16的跟踪元件64的探头位置数据,处理器电路24执行程序逻辑,以确定是否介入性医疗设备18的跟踪元件44在三维成像体积68之外,并因此在超声探头16的可成像范围之外。

[0095] 例如,当具有跟踪元件64的超声探头16和具有跟踪元件44的介入性医疗设备18放在EM场发生器12的检测体积38内时,跟踪元件44和跟踪元件64二者的位置以及跟踪元件44与跟踪元件64之间的相对距离由处理器电路24计算。使用这种位置和距离信息,处理器电路24执行程序指令,该程序指令确定介入性医疗设备18的远侧尖端40是否目前位于三维成像体积内。如果是这样,则超声成像系统10的处理器电路24还执行程序指令,该程序指令在运动指示器88处生成视觉提示,以提示用户在特定方向将超声探头16的头部部分54移动到一般位置,使得介入性医疗设备18的跟踪元件44以及因此远侧尖端40留在三维成像体积68内超声探头16下方,由此允许超声探头16的有源超声换能器阵列66自动捕获包含介入性医疗设备18的跟踪元件44和远侧尖端40的超声图像数据,用于在显示屏幕28上显示。

[0096] 因此,在实践本发明的“锁定”功能动作模式时,如果介入性医疗设备18的跟踪元件44以及因此远侧尖端40在超声探头16的三维成像体积68之外,则将运动指示器88的

形式生成手动探头定位提示,该提示在超声探头16和/或图形用户接口22上存在,以提示用户将超声探头16移动到包含具有跟踪元件44的介入性医疗设备18的一般位置,使得介入性医疗设备18的跟踪元件和远侧尖端40留在超声探头16的三维成像体积68内。

[0097] 一旦用户将超声探头16放在要被可视化的一般区域上方,来自超声探头16和介入性医疗设备18的位置信息就被进一步用来移动超声探头16的有源超声换能器阵列66的位置,即使超声探头16没有直接放在介入性医疗设备18的跟踪元件44/远侧尖端40上方,这也允许超声成像系统10会聚在包括底层介入性医疗设备18的二维超声图像切片上。

[0098] 超声探头16的有源超声换能器阵列66的位置被近实时地动态调节,受数据获取和处理速度的限制,这允许超声成像系统10适应超声探头16位置、介入性医疗设备18的跟踪元件44的位置和/或患者位置的小变化,使得底层介入性医疗设备18的超声图像维持在超声探头16的视野内。

[0099] 如果待成像的介入性医疗设备18移动到超声探头16下面的可能的三维成像体积68之外,则再次生成以运动指示器88的形式的定位提示,并被用来提示用户在允许超声成像系统10再次会聚在底层介入性医疗设备18上并显示其的方向移动超声探头16。

[0100] 参考图9的步骤S204,超声成像系统10还可以以三维(3D)高分辨率扫描成像模式操作。

[0101] 一般而言,进一步参考图5A,在三维(3D)高分辨率成像模式下,超声探头16被保持在感兴趣区域上的固定位置,并且有源超声换能器阵列66沿着Y轴跨三维成像体积68的所有或选定部分被扫描,以取得对超声探头16的头部部分54下方的底层区域的详细体积扫描。超声探头16可以由用户的手保持在固定位置。包含从在高分辨率模式下获得的每个二维切片的定位位置(position location)的元数据被进一步用来识别从相同的空间点拍摄的图像,并随后被用于图像集成处理。

[0102] 更具体而言,在3D高分辨率成像模式下,超声控制台14的处理器电路24被配置为执行程序指令,该程序指令生成供给超声换能器机构62的扫描信号,以扫描在三维成像体积68的至少一部分上方的有源超声换能器阵列66。有源超声换能器阵列66在扫描期间被重复地致动,以生成存储在存储器24-2中并被组合以形成3D超声体积数据的多个(即,一系列)顺序的二维超声切片,从3D超声体积数据形成三维(3D)高分辨率超声图像并显示在图形用户接口22的显示屏幕28上(也参见图2)。

[0103] 可以通过生成感兴趣的位置的复合超声图像来改善高分辨率3D图像的质量。因为超声探头16的位置是处理器电路24已知的,所以可以取得在三维成像体积68中超声探头16的头部部分54的表面下面(例如垂直于该表面)的特定位置的2D或3D超声图像的多个集合,并且存储在非瞬态电子存储器24-2中,从该数据集,可以通过将同一位置的超声图像的多个集合加在一起从2D或3D超声图像的多个集合生成混合的复合超声图像。

[0104] 具体而言,处理器电路24被配置为执行程序指令,该程序指令操作有源超声换能器阵列66来产生超声图像数据的多个集合,其包括对应于特定位置的元数据,即,描述三维体积68扫描位置的元数据,并将这多个集合保存在非瞬态电子存储器24-2中。处理器电路24还被配置为执行程序指令,该程序指令对超声图像数据的多个集合求和,以生成复合(混合)超声图像数据,然后数据被存储在非瞬态存储器24-2中和/或显示在图形用户接口22的显示屏幕28上。

[0105] 还参考图10,也可以通过跟踪患者P相对于超声探头16的位置的位置以减少3D图像中的运动伪影来改善高分辨率3D图像的质量。诸如通过粘合剂,第三EM跟踪元件90(即,电线跟踪线圈)被固定到患者身上。跟踪元件90通过通信链路92(诸如有线或无线连接)通信耦合到超声控制台14的处理器电路24。跟踪元件90在被电磁(EM)场发生器12激励时生成经由通信链路92供给处理器电路24的三轴患者位置数据。处理器电路24处理三轴患者位置数据,以进一步响应于患者的任何运动而调节超声探头16的有源超声换能器阵列66的位置。换句话说,跟踪元件90允许患者的位置已知,这进而允许超声成像系统10针对患者产生的任何运动调节超声探头16的有源超声换能器阵列66的位置。

[0106] 超声成像系统10还可以被操作为渲染并显示一个或多个合成的(用户选择的)扫描平面。

[0107] 还参考图11,示出了具有在显示屏幕28上显示的三维超声图像94和用户控件96的图形用户接口22。如上所述,可以生成多个(即,一系列)顺序的二维超声片段并将其组合,以生成定义三维成像体积的3D超声体积数据。使用从超声探头16获取的3D超声体积数据,用户可以选择渲染并显示一个或多个合成的(用户选择的)扫描平面,诸如冠状扫描平面98和轴向(矢状)扫描平面100。

[0108] 具体而言,用户可以使用用户控件96来定义相对于与三维超声图像94相关联的3D超声体积数据的期望的合成平面朝向。从在用户控件96处提供的平面朝向输入,超声成像系统10的处理器电路24执行程序指令,该程序指令在三维超声图像94的3D超声体积数据内识别与期望的合成平面朝向相关联的图像数据。期望的合成平面可以通过3D超声体积数据中的多个二维图像数据切片。一旦识别出与3D超声体积数据内的期望的合成平面朝向相关联的图像数据,期望的一个或多个合成的(用户选择的)扫描平面可以被渲染并显示在三维图形用户接口22的显示屏幕28上所生成的三维超声图像94内,如图11中所示,或者作为独立的二维图像。这些附加视图可以允许进一步检查底层解剖结构,除此之外通常是经由荧光透视获得的解剖结构,这进而可以导致改善的临床结果。

[0109] 各种视图(诸如与矢状平面、横向平面和冠状平面相关联的视图)可以被可视化,并且来自一个或多个或全部平面的切片(如由(一个或多个)被跟踪的设备(例如,介入性医疗设备18的跟踪元件44和/或超声探头16的跟踪元件64)定义的)可以单独显示或作为一组显示。还可以设想,不彼此以90度存在的扫描平面也可以由用户定义和选择。此外,用户定义的扫描平面可以不是平面的,并且可以遵循弯曲的路径。

[0110] 本发明的另一方面通过减小沿Y轴的扫描范围(参见图5A)提供围绕所确定的感兴趣区域(即,介入性医疗设备18的跟踪元件44的位置周围的区域)的三维成像体积的集中,从而减少了充分观察包围介入性医疗设备18的区域所需的三维超声体积数据的量。换句话说,在初始的3D超声体积数据扫描之后,对于中心在所确定的感兴趣区域的后续3D超声体积数据扫描,有源超声换能器阵列66沿Y轴的扫描范围减小,即,集中到最感兴趣的区域,从而减少扫描时间和充分表示感兴趣的三维体积所需的数据的量。

[0111] 具体而言,处理器电路24执行程序指令以确定定义三维成像体积68的三维超声体积数据中的感兴趣区域。处理器电路24还执行程序指令,该程序指令减少超声换能器机构62的有源超声换能器阵列66沿Y轴的扫描范围,用于从先前扫描的扫描范围的三维超声体积数据获取在所述感兴趣区域的后续三维超声体积数据,以便减少从先前扫描的数据获取

三维超声体积数据的量。

[0112] 参考图12和13,作为本发明的另一方面,图形用户接口22的用户控件96可以包括一个或多个切片选择滑块102,诸如冠状滑块102-1和矢状滑块102-2,以提供正在显示的自动或手动选择的二维超声图像切片的顺序变化。

[0113] 还参考图5A,可以生成并组合多个(即,一系列)顺序的二维超声B扫描成像切片67并将其组合,以生成定义三维成像体积68的3D超声体积数据。照此,基于介入性医疗设备18的跟踪元件44和超声探头16的跟踪元件64的位置的跟踪,可以从包括特定感兴趣区域(诸如介入性医疗设备18的远侧尖端40)的3D超声体积数据生成期望的成像平面上的期望的二维超声图像切片。期望的二维超声图像切片可以在与顺序二维超声成像切片67的原生B扫描成像平面的成像平面不同的成像平面中,当其被组合时,形成定义三维成像体积的3D超声体积数据68。

[0114] 因此,如果期望,则切片选择滑块102允许用户在一个或多个成像平面中的每一个中选择切片,用于显示,其中所选择的二维超声图像切片可以与自动或手动选择的二维超声图像切片相交或位于其任一侧。切片选择滑块102被配置为提供从初始选择的二维超声图像切片的顺序并行变化,以手动选择平行于最初选择的二维超声图像的第二二维超声图像切片,其中第二二维超声图像切片位于最初选择的二维超声图像切片的任一侧。

[0115] 例如,图12是在图形用户接口22处的图示表示,其绘出了在矢状切片位置270处延伸通过三维成像体积68中的一系列二维超声图像切片67的矢状平面切片104的选择。通过使用上下箭头之一操纵矢状滑块102-2,可以选择平行于矢状切片位置270的矢状切片位置271或其它位置1-269或272-560,以供显示。同样,13是绘出在冠状切片位置150处延伸通过三维成像体积68中的一系列二维超声图像切片67的冠状面切片106的选择。通过使用上下箭头之一操纵冠状滑块102-1,可以选择冠状切片位置151或其它位置1-149或152-560,以供显示。

[0116] 参考图14,示出了描述生成作为三个正交超声图像的集合的3D超声图像的流程图。

[0117] 在步骤S300,为了将三维超声图像作为三个正交图像的集合进行渲染,超声成像系统10被初始化,诸如设置处理器电路24和用于构建3D模型的图形用户接口22。

[0118] 在步骤S302,“WHILE”定义到用于生成和更新所显示的3D超声图像的连续循环的入口。

[0119] 在步骤S304,基于如在图8的步骤S106确定的超声探头16的位置来更新超声(US)体积变换节点。具体而言,处理器电路24执行移动三维成像体积68的3D模型以匹配超声探头16的当前位置的程序指令。

[0120] 在步骤S306,使用从图8的步骤S110计算出的偏移量(OFFSET),以及如图9的步骤S204中所描述的3D图像数据获取,处理器电路24执行程序指令,该程序指令从包括介入性医疗设备18的跟踪元件44并进而包括远侧尖端40的C扫描数据切片中选择二维超声成像切片67(B扫描)。

[0121] 在步骤S308,处理器电路24执行程序指令,该程序指令生成在与匹配超声探头16的当前位置的三维成像体积68相关联的虚拟3D环境中表示三个正交图像的3D显示数据。处理器电路24将3D显示数据发送到用户接口22,用于在显示屏幕28上作为三个正交图像显

示,其包括介入性医疗设备18的跟踪元件44并进而包括远侧尖端40。

[0122] 其后,过程返回到步骤S302,“WHILE”,以继续更新所显示的3D超声图像。

[0123] 现在参考图15A、15B、15C和16,下面描述一种面向患者的成像窗口模式。过去,在超声显示屏幕上渲染为“向上”的朝向遵循超声探头的朝向。但是,在本发明的这个方面中,不管超声探头的实际朝向如何,所显示的超声图像的朝向对于患者的朝向都是真实的。

[0124] 图15A示出超声探头16的图示,其采用患者腿部L的一部分的二维超声成像切片67。为了比较,注意上部血管107-1和左下血管107-2相对于患者P的腿部L的朝向的位置和朝向。

[0125] 图15B是图形用户接口22的图示,其具有绘出图形用户接口22的显示屏幕28上面向患者的虚拟环境的面向患者的成像窗口108,其中所获取的超声图像数据的位置和朝向在显示屏幕上28被渲染为对应于患者P的朝向,其中超声图像相对于患者P的位置被获取的朝向和位置被指示并经由虚拟环境的使用传送给临床医生。具体而言,图15B示出了图形用户接口22的图示,图形用户接口22具有患者定向成像窗口108,其包括腿部L的图像,该图像被渲染为患者腿部L的实际图像,或者作为计算机生成的虚拟渲染,并且包括超声探头16的虚拟渲染和由超声探头16生成的二维超声成像切片67。还示出了包括计算机生成的虚拟渲染(即,图形)的辅助成像窗口110,其包括患者P的身体的朝向以及UP箭头(该箭头指示UP相对于患者的朝向)。

[0126] 还参考图15C,由于超声成像系统10知道超声探头16的朝向,如上所述,因此可以调节图形用户接口22的显示屏幕28上超声图像的显示,使得所获取的二维超声成像切片67的超声图像数据的垂直“顶部”67-1或者3D数据获取中所获取的体积数据的垂直顶部总是在显示屏幕28上相对于患者P的位置被渲染为“UP”,并且不管超声探头16相对于患者的实际朝向如何。换句话说,即使超声探头16的实际朝向相对于图15B中所绘出的腿部L的位置改变,诸如超声探头16的头部指向下方,图形用户接口22的显示屏幕28上超声图像的朝向也维持,如图15C中所绘出的。因此,如在显示屏幕28中所看到的,所显示的图像的特征(诸如上部血管107-1和左下血管107-2)总是相对于患者以正确的朝向显示。

[0127] 相比而言,图15D绘出了图15A中生成的超声图像。如根据现有技术中将呈现的那样,其中在显示屏幕上渲染的所获取的超声图像数据的朝向不对应于患者的朝向。这是因为,在现有技术中,在显示屏幕上渲染图像,其中超声探头的头部位于显示屏幕顶部的虚拟位置,并且显示屏幕上的底部总是对应于所生成的超声图像的远侧范围。更具体而言,对于如图15A和15B中所绘出那样定向的超声探头,现有技术被渲染的超声图像将如图15D中所示的那样在显示屏幕上定位上部血管107-1和左下血管107-2D(即,从图15C中所绘出的旋转90度),因此所显示的图像不再对应于患者P的朝向。相反,如图15D中所示,使用箭头112指定真正的“向上”朝向,现有技术的超声图像实际上被渲染为在显示屏幕上朝左。因而,在现有技术中,需要超声技术人员在精神上将所显示图像的朝向与患者的实际朝向相关联。

[0128] 有利地,上面关于图15A、15B和15C描述的本发明的面向患者的成像窗口方面生成虚拟环境,其帮助临床医生(包括没有超声成像经验的人)成功地进行图像获取。

[0129] 更具体而言,图16是与上面关于图15A、15B和15C描述的与面向患者的成像窗口的生成相关联的面向患者的成像窗口模式(即,虚拟环境成像模式)的流程图。

[0130] 在步骤S400,为了渲染3D超声图像,超声成像系统10被初始化,诸如设置处理器电

路24和用于构建3D模型的图形用户接口22、初始化相机视频数据传送以及配置用于视频的适当的患者照明。

[0131] 在步骤402,“WHILE”定义进入连续循环的入口,用于生成和更新所显示的面向患者的成像窗口108,如图15B和15C中所绘出的。

[0132] 在步骤S404,基于如图8的步骤S106所确定的超声探头16的位置来更新超声(US)体积变换节点。具体而言,处理器电路24执行程序指令,该程序指令移动三维成像体积68(参见图5A)的3D模型,以匹配超声探头16的当前位置。

[0133] 在步骤S406,基于来自图8的步骤S110的计算出的偏移量(OFFSET)来更新超声(US)图像变换节点。具体而言,处理器电路24执行程序指令,该程序指令通过移动三维超声成像数据的3D模型以匹配从超声探头16获取的当前二维超声成像切片67(B扫描)来更新超声图像变换节点。

[0134] 在步骤408,基于如图9的步骤S204所述的2D和/或3D图像数据获取,处理器电路24执行程序指令,该程序指令在面向患者的成像窗口108中的3D环境中显示二维超声成像切片67(B扫描),使得二维超声成像切片67的所获取的超声图像数据的垂直“顶部”67-1或3D数据获取中所获取的体积数据的垂直顶部总是在显示屏幕28上相对于患者的位置被渲染为“向上”,并且不管超声探头16相对于患者的实际朝向如何。

[0135] 其后,过程返回到步骤402,“WHILE”,以继续更新面向患者的成像窗口108。

[0136] 作为附加方面,由于可以使用等式1和2来计算超声探头16与介入性医疗设备18之间的偏移距离(z轴)(参见上面讨论的步骤S108和S110),因此这个偏移量或深度信息还可以被用来近实时地动态控制一些超声成像设置,如下面所识别的。这允许系统优化图像质量设置,使得在显示屏幕28上向用户显示介入性医疗设备18的最佳图像。因为来自超声探头16的z轴偏移可以计算而可以被动态控制的超声成像设置可以包括:

[0137] 1) 超声聚焦;使得在包含介入性医疗设备18的深度处优化侧向分辨率。使用超声探头16与介入性医疗设备18之间的z轴偏移,可以将焦点自动调节到包含介入性医疗设备18的深度。

[0138] 2) 深度设置;因为来自超声探头16的z轴偏移可以被计算,所以深度设置可以被动态控制,使得成像深度被自动调节,以匹配介入性医疗设备18的深度。

[0139] 3) 缩放;因为来自超声探头16的z轴偏移可以被计算,所以成像窗口可以被“缩放”,使得感兴趣区域的更大视图可以自动显示给用户。

[0140] 虽然已经关于至少一个实施例描述了本发明,但是本发明可以在本公开内容的精神和范围内进一步修改。因此,本申请意在覆盖使用其一般原理的本发明的任何变化、使用或改编。另外,本申请意在覆盖属于本发明所属领域的已知或习惯实践并且落入所附权利要求的限制之内的与本公开内容的偏离。

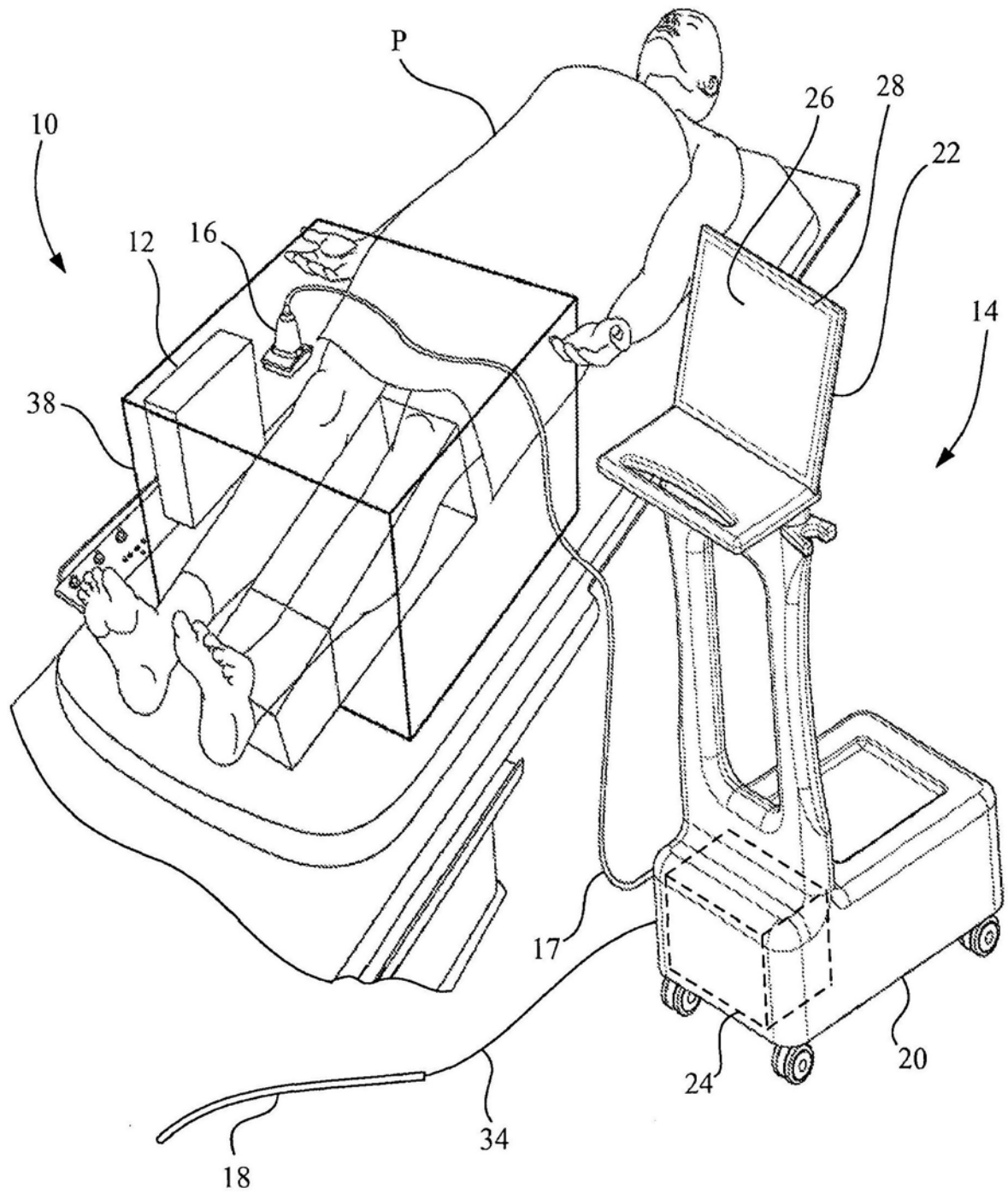


图1

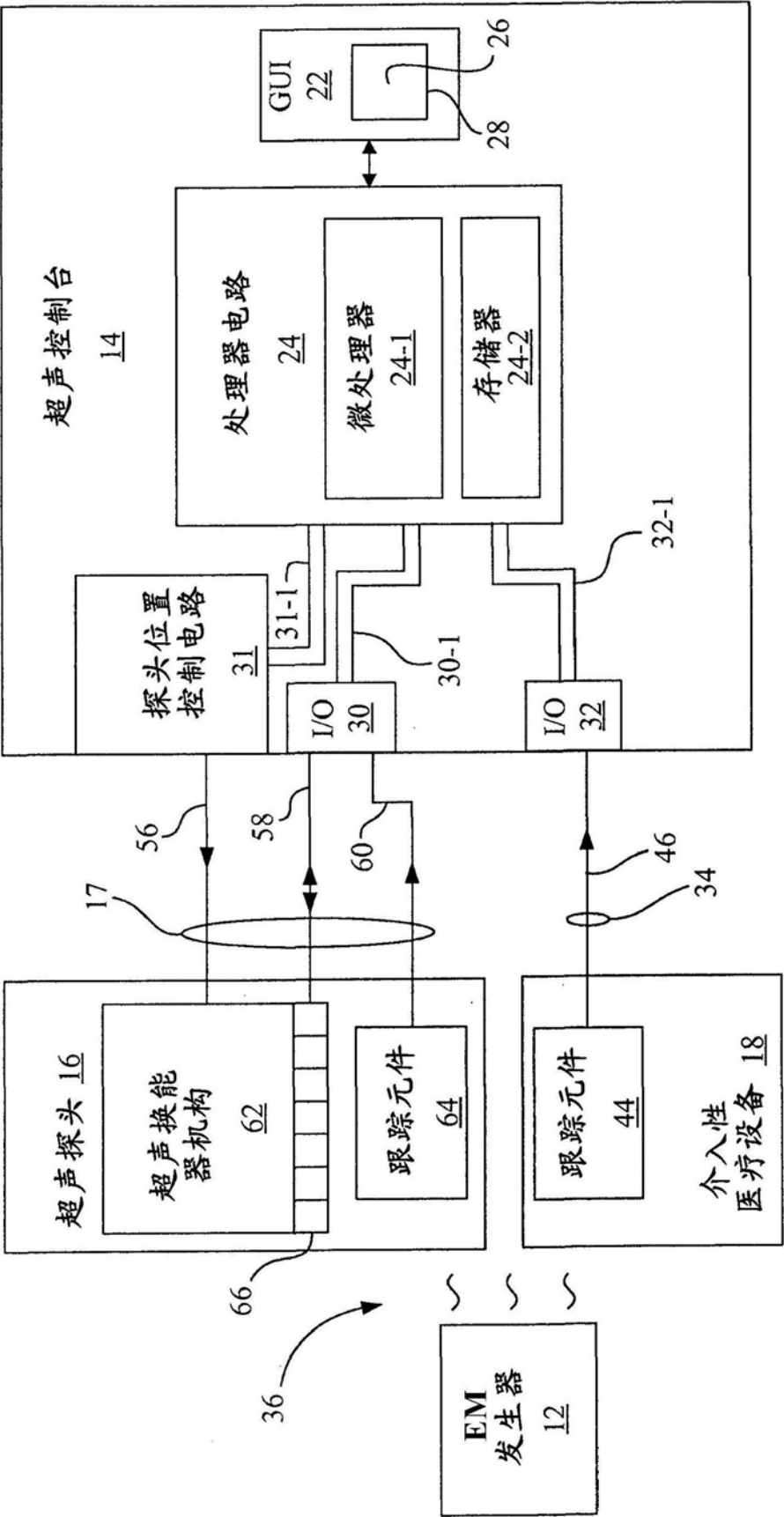


图2

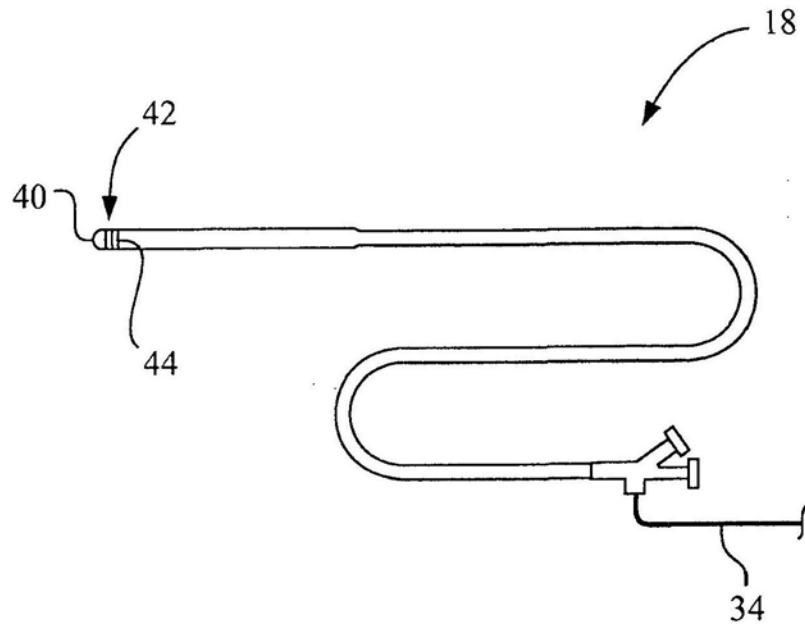


图3

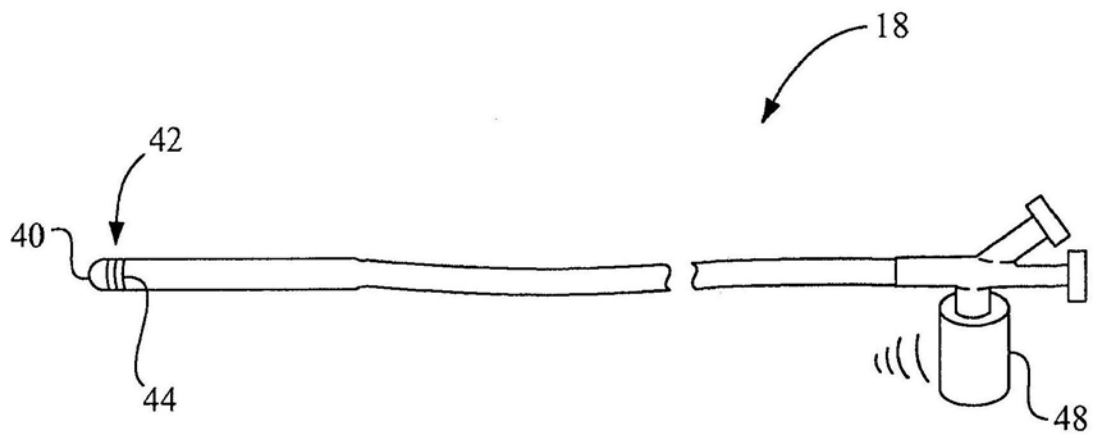


图4

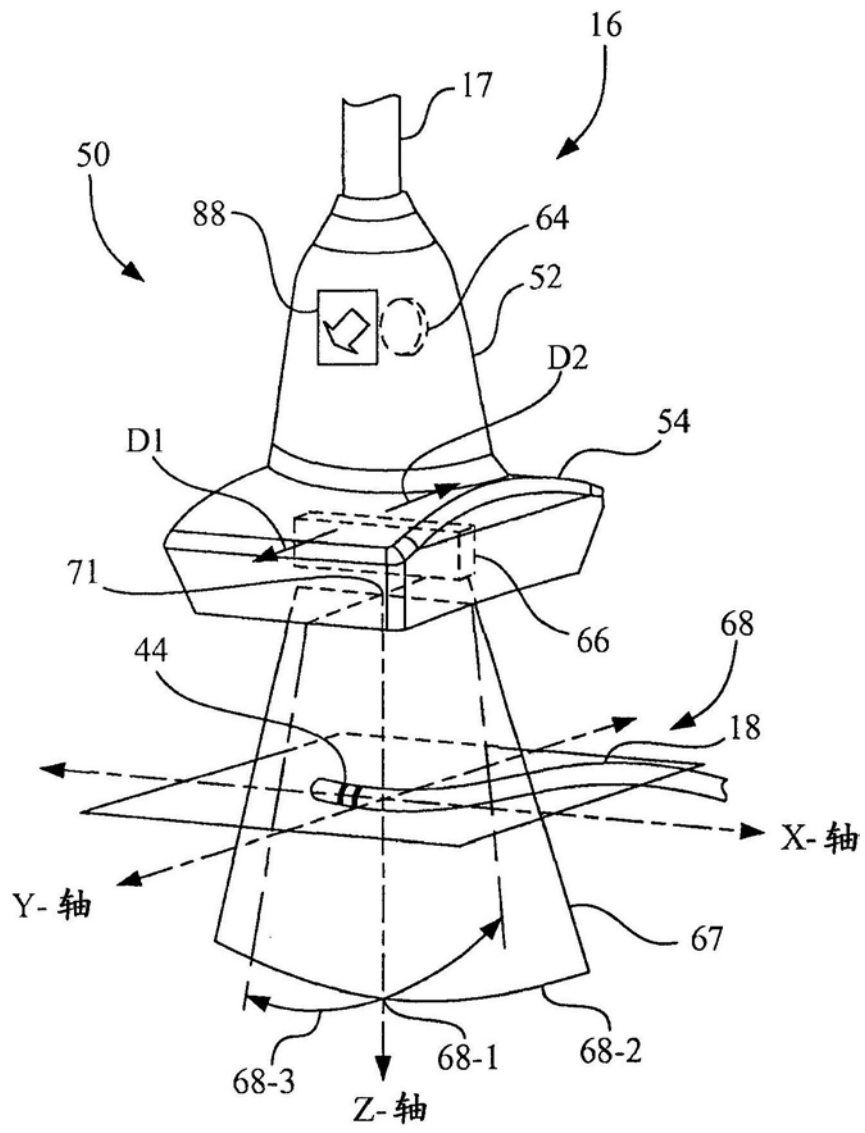


图5A

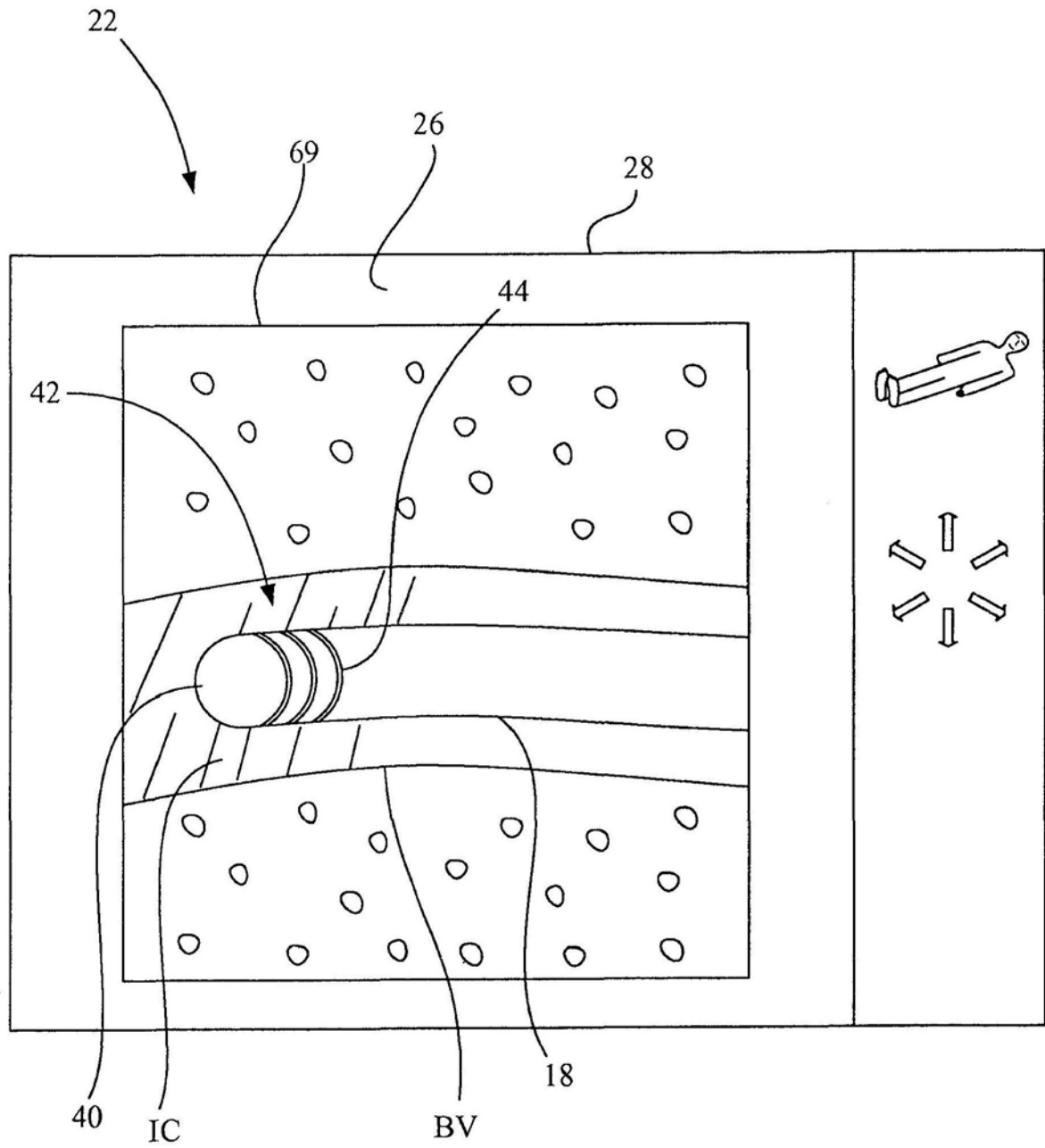


图5B

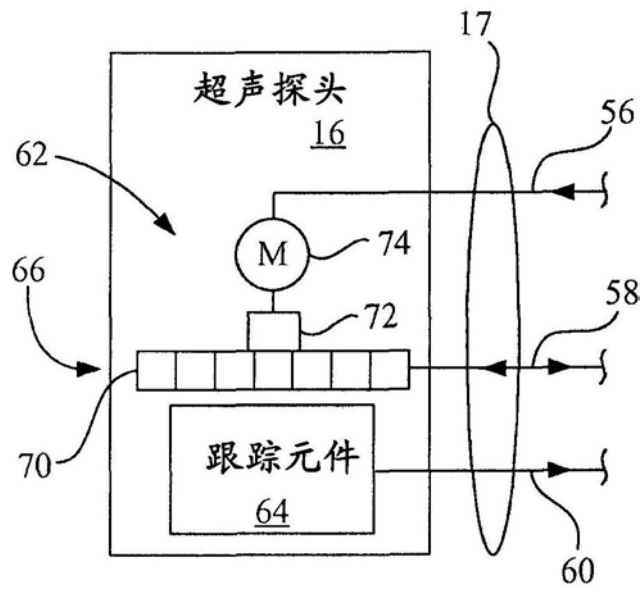


图6A

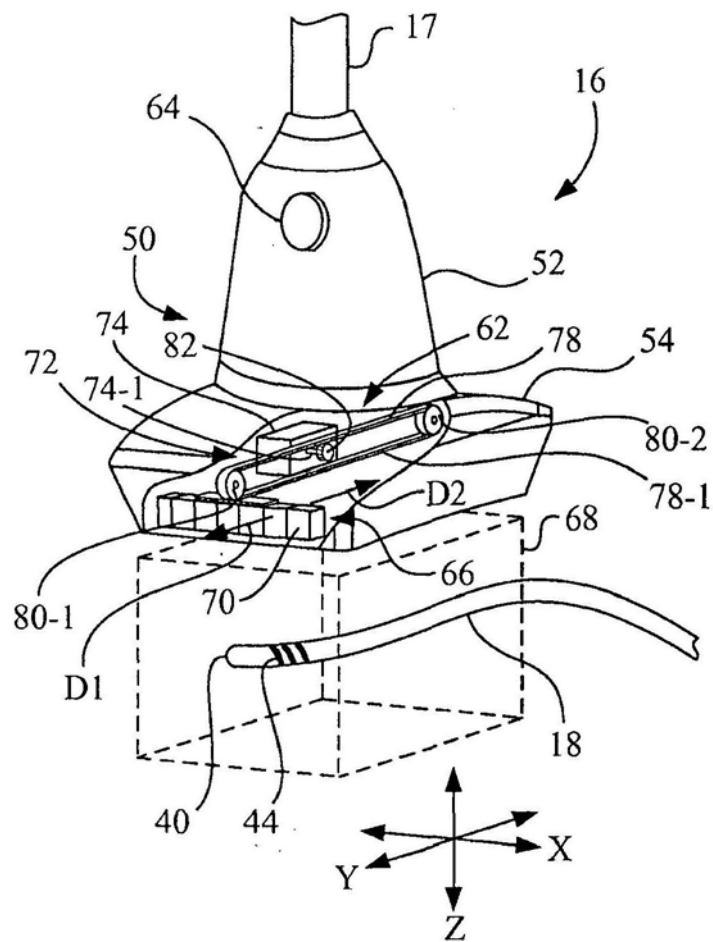


图6B

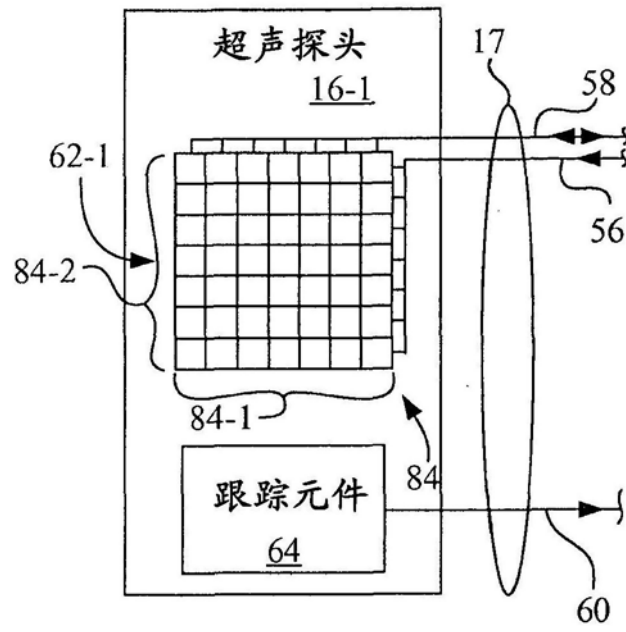


图7A

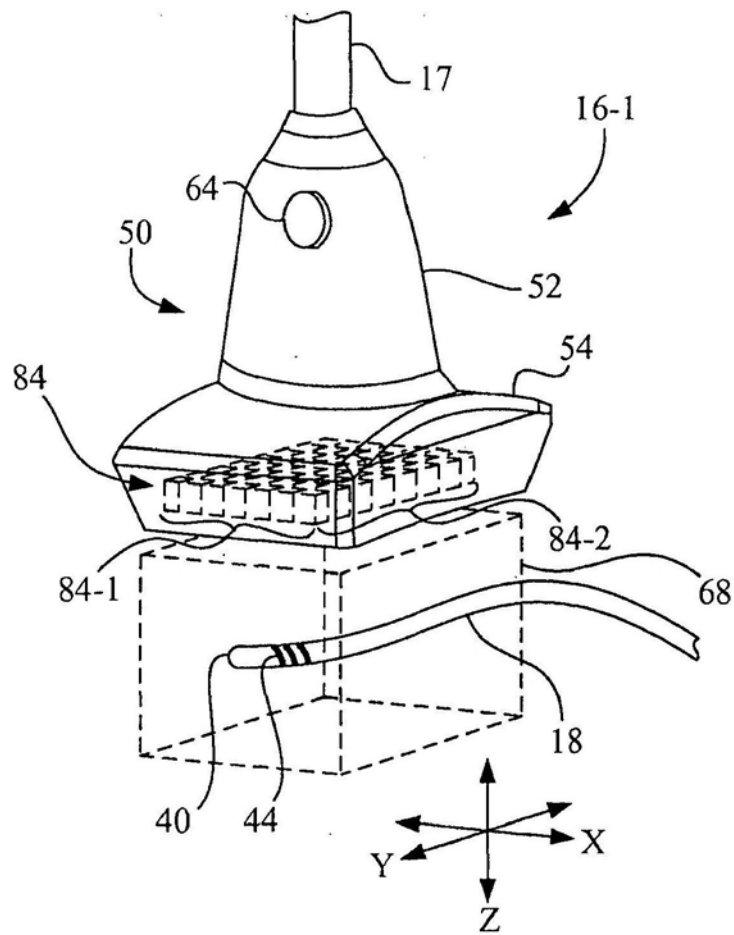


图7B

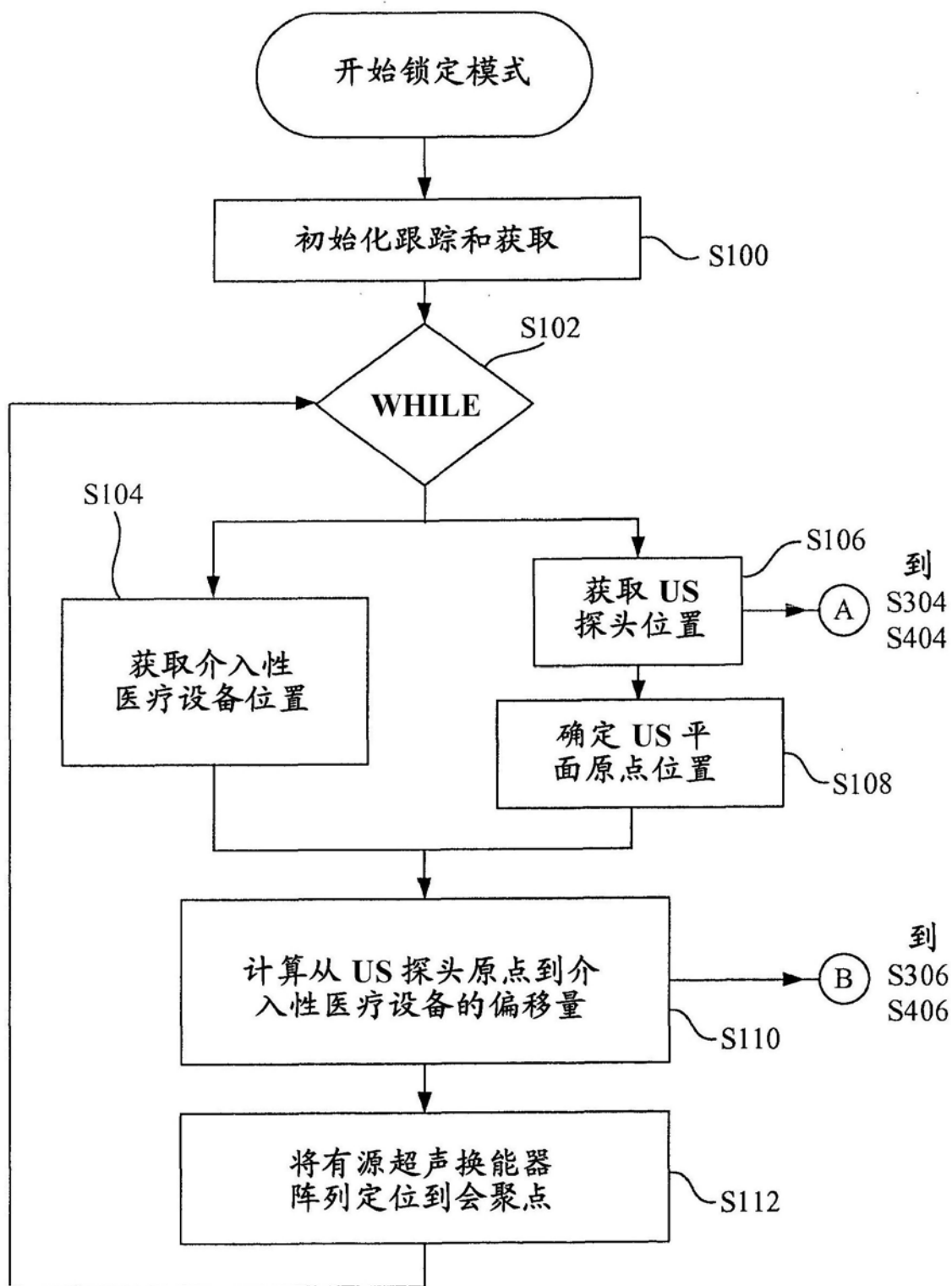


图8

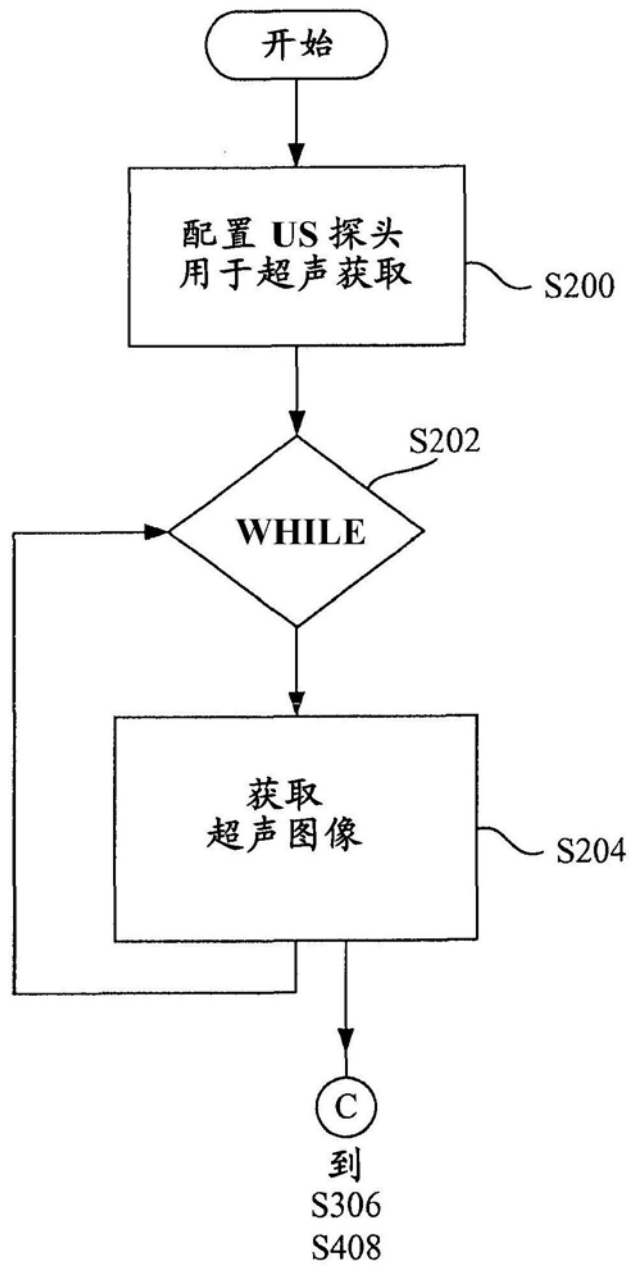


图9

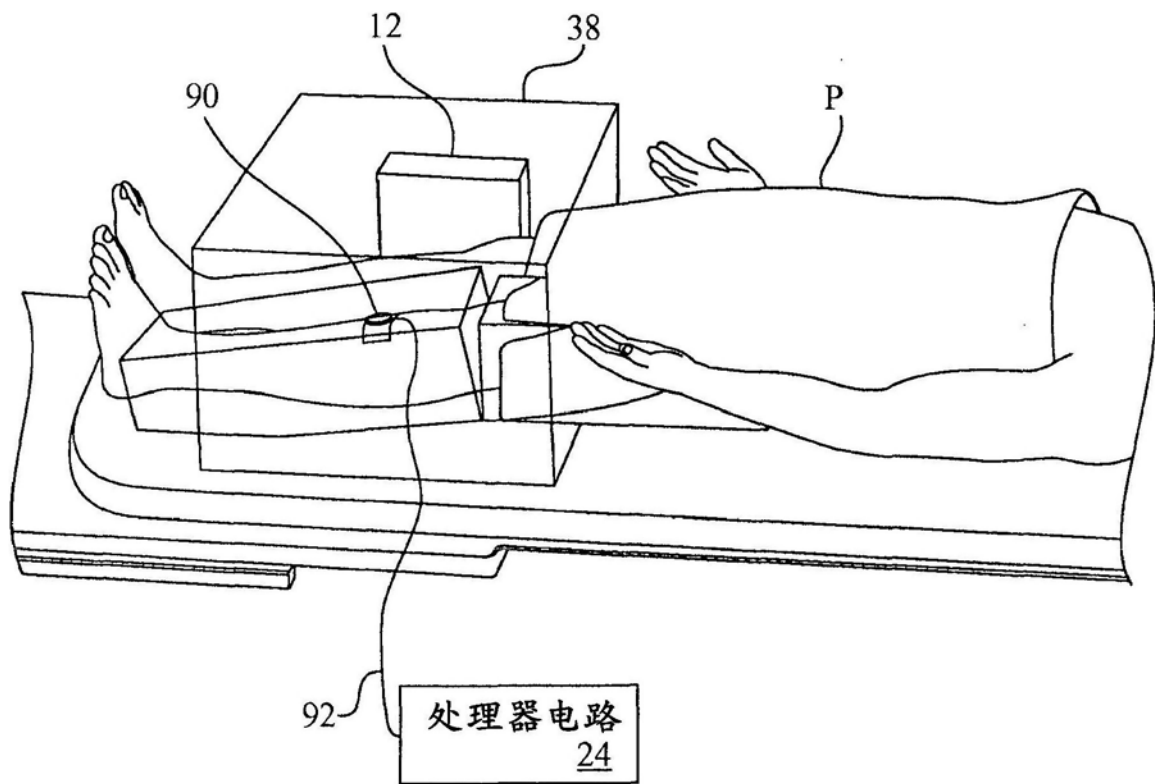


图10

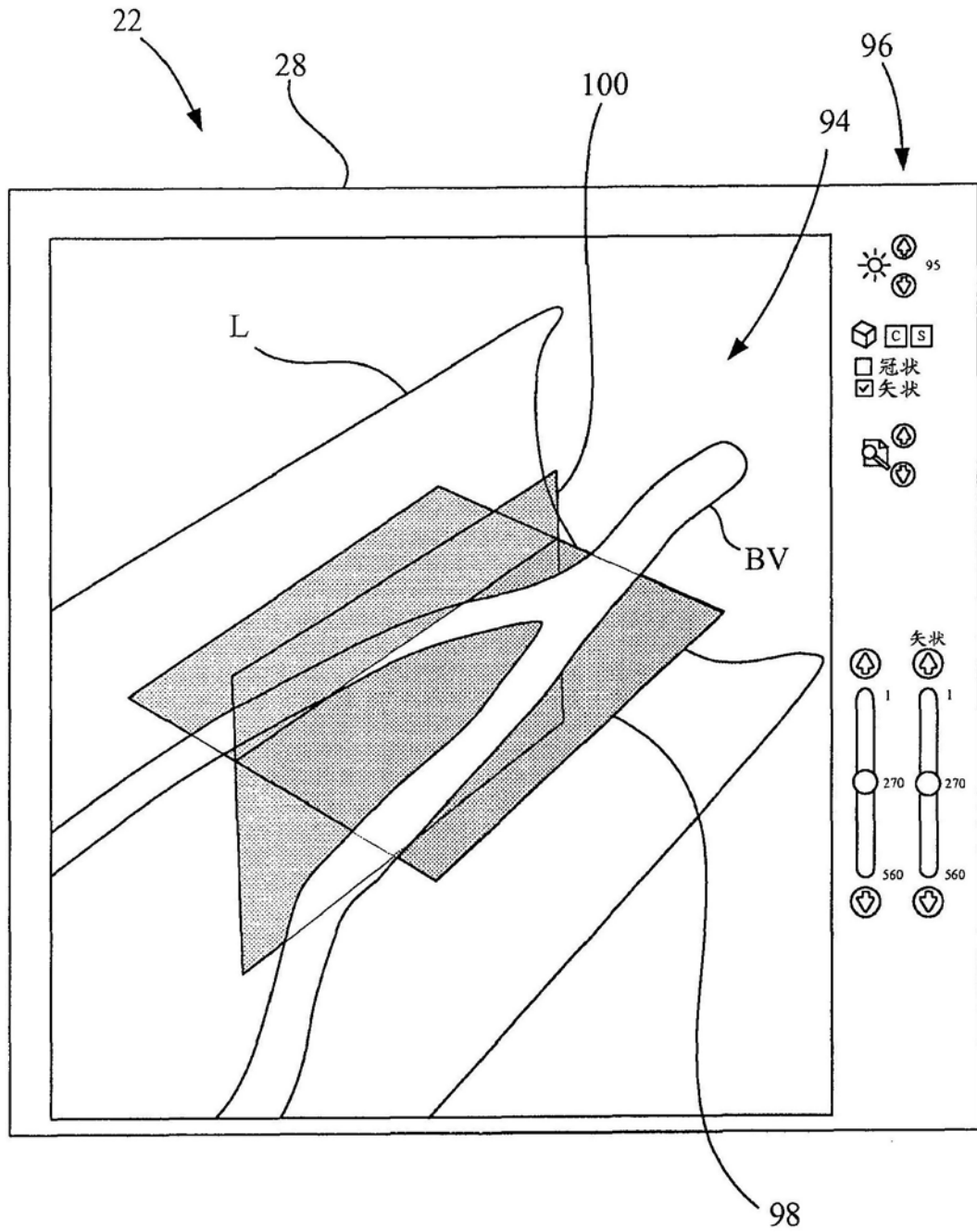


图11

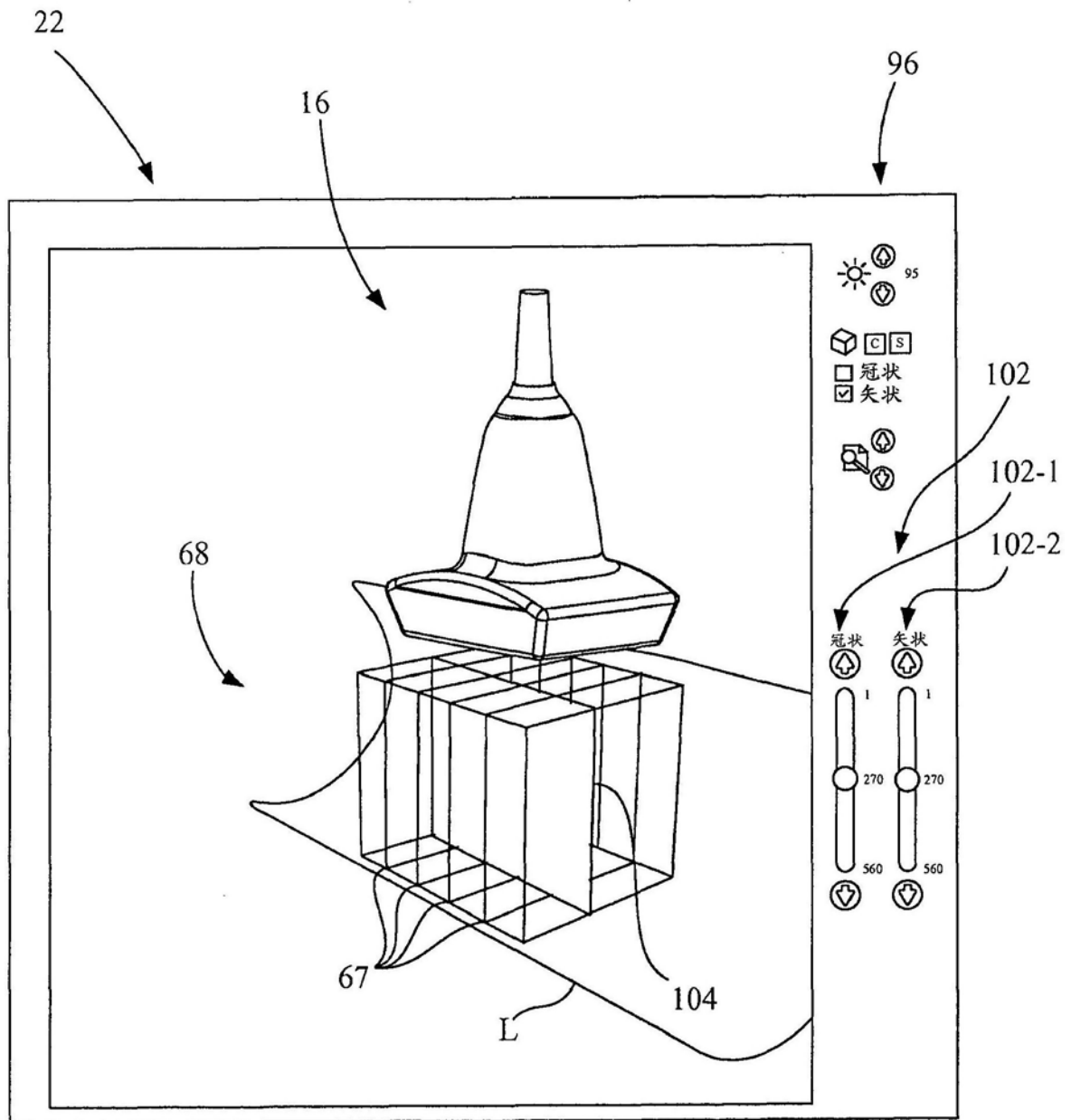


图12

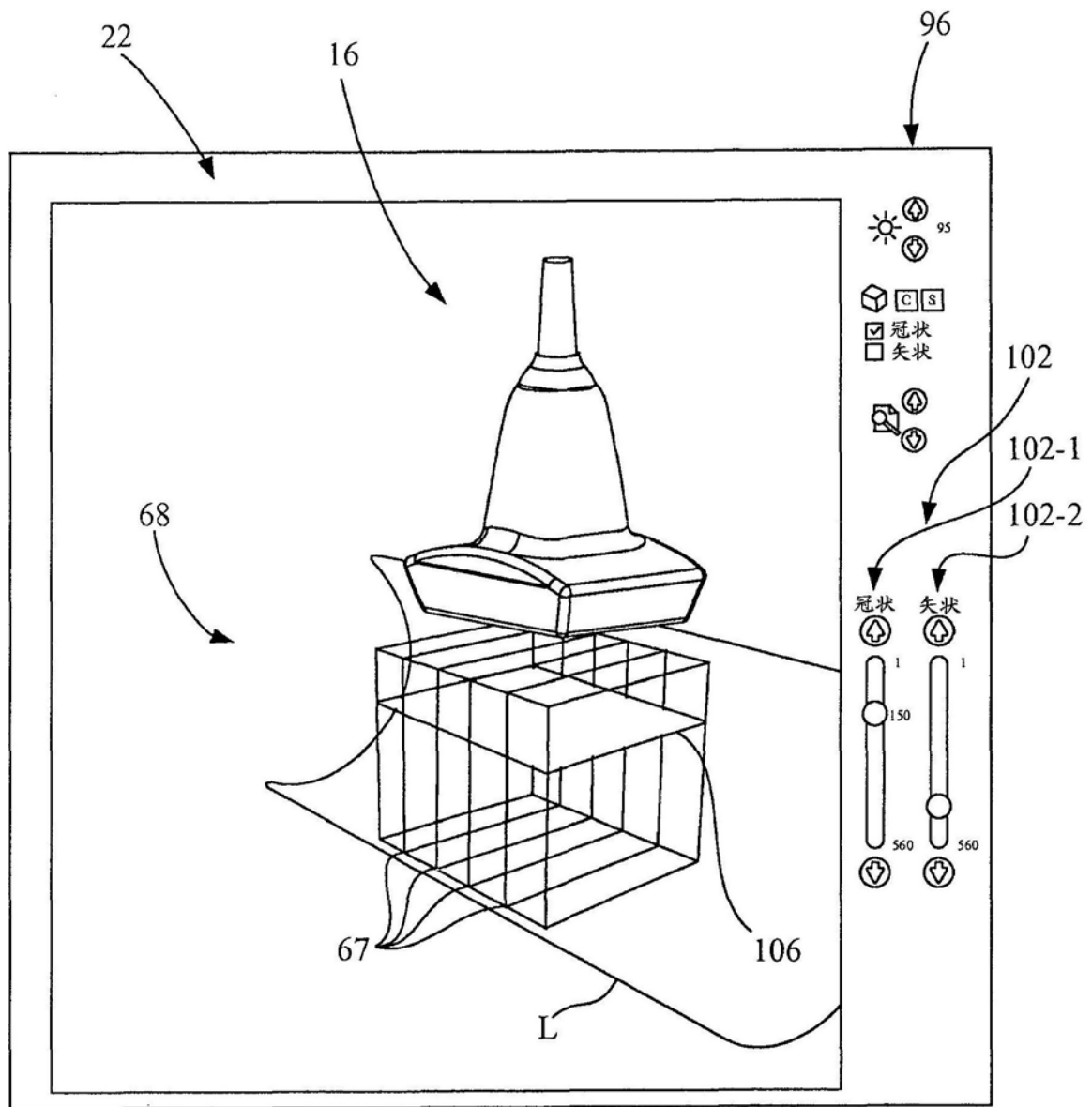


图13

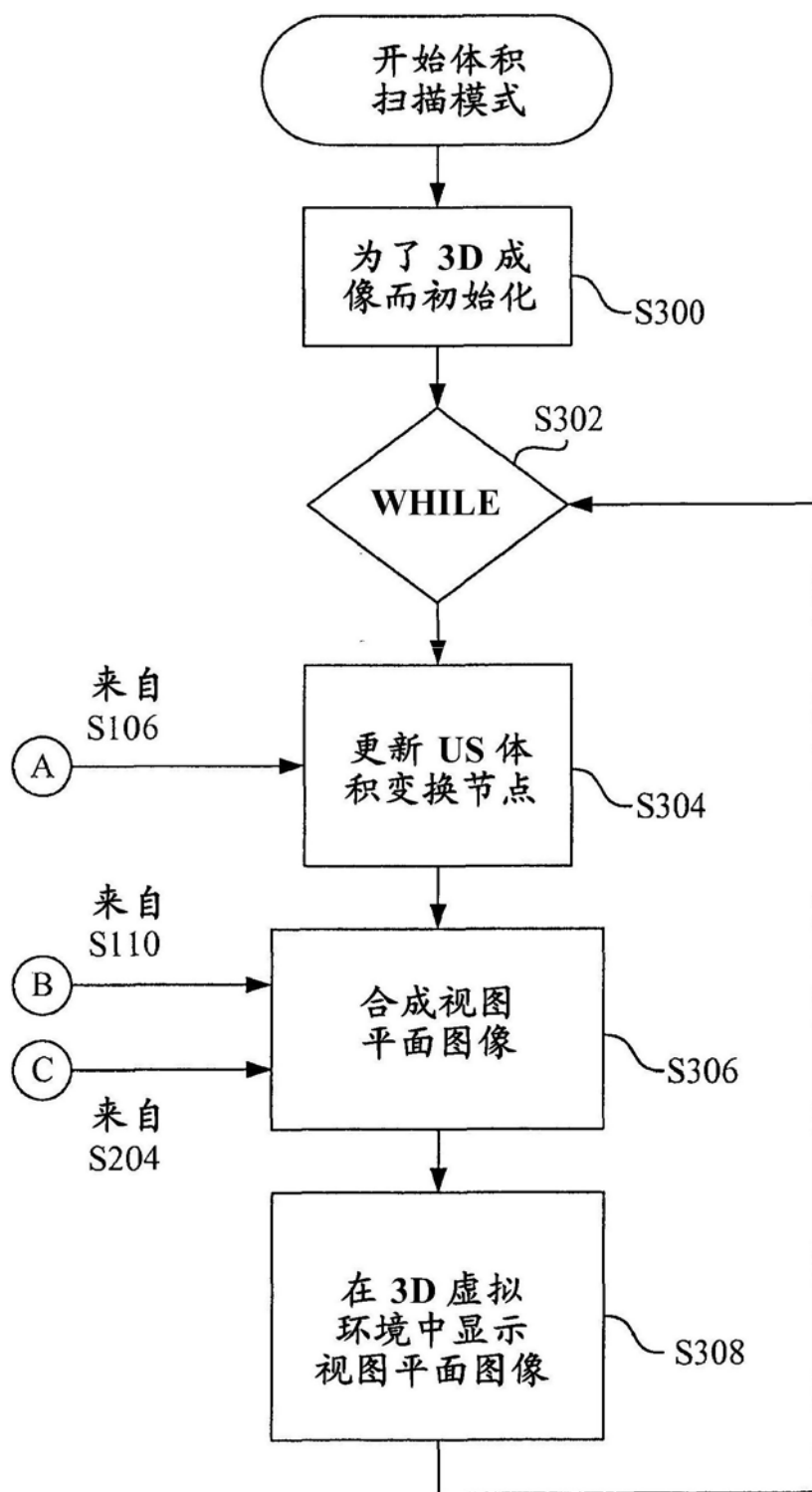


图14

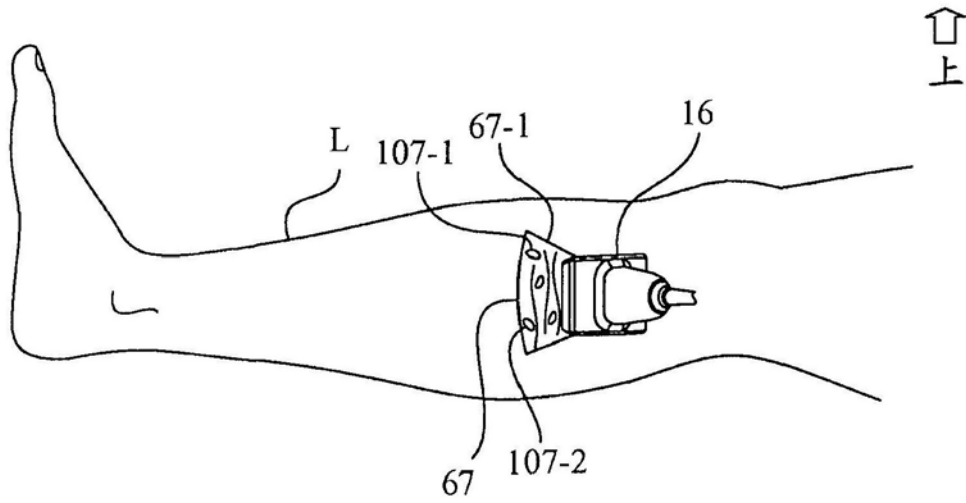


图15A

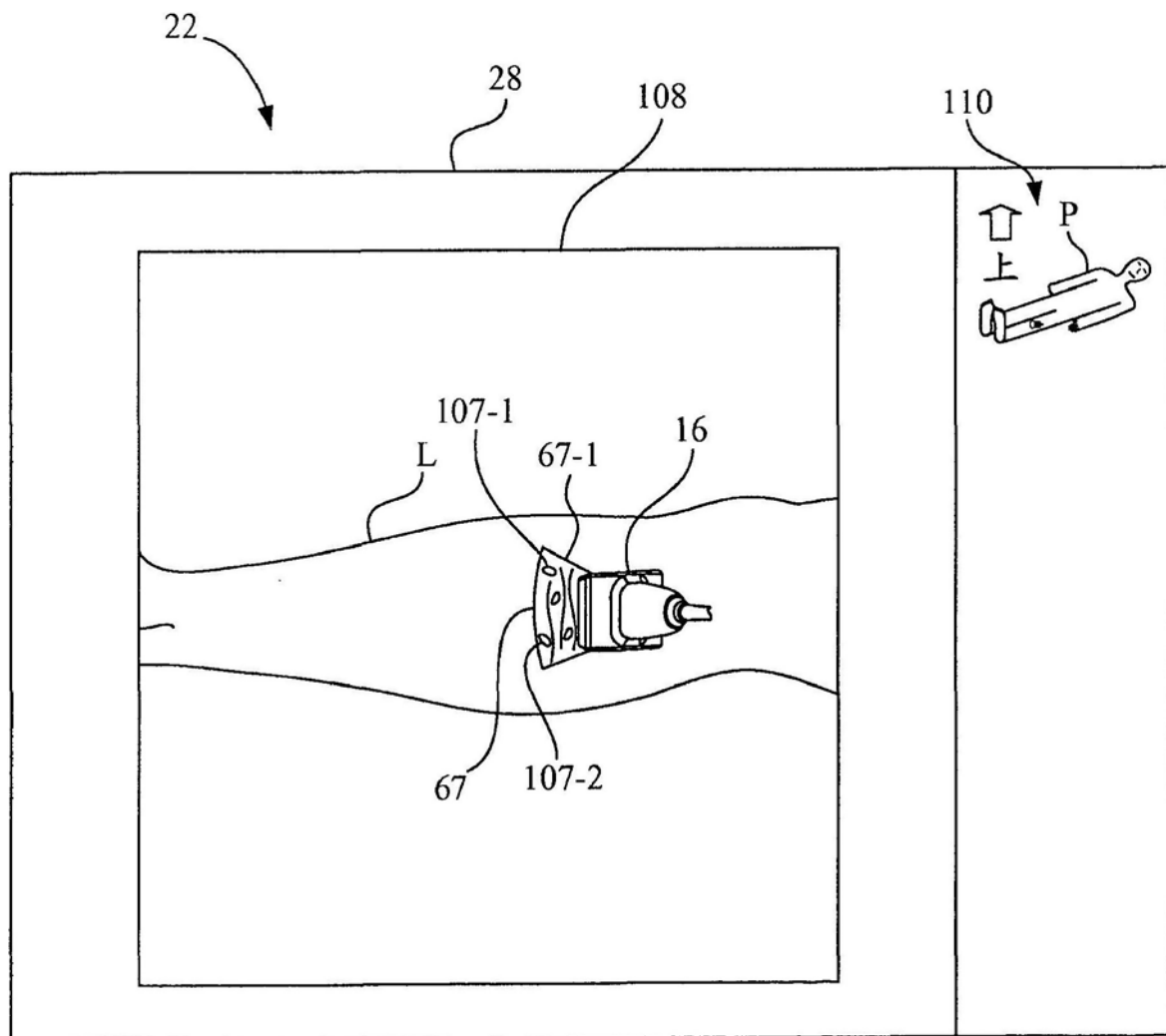


图15B

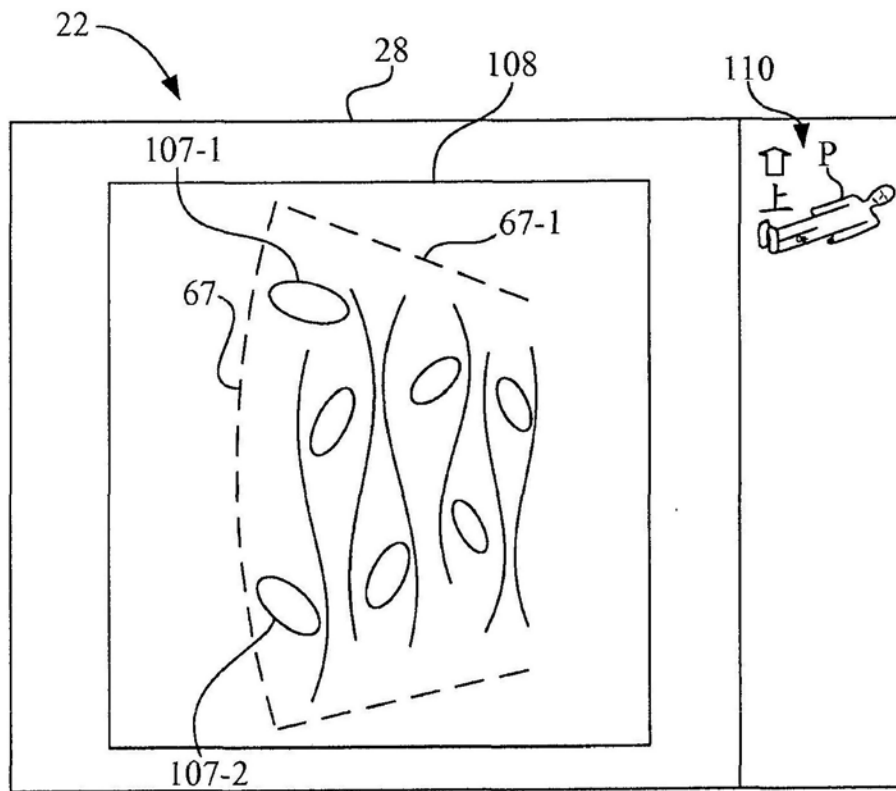


图15C

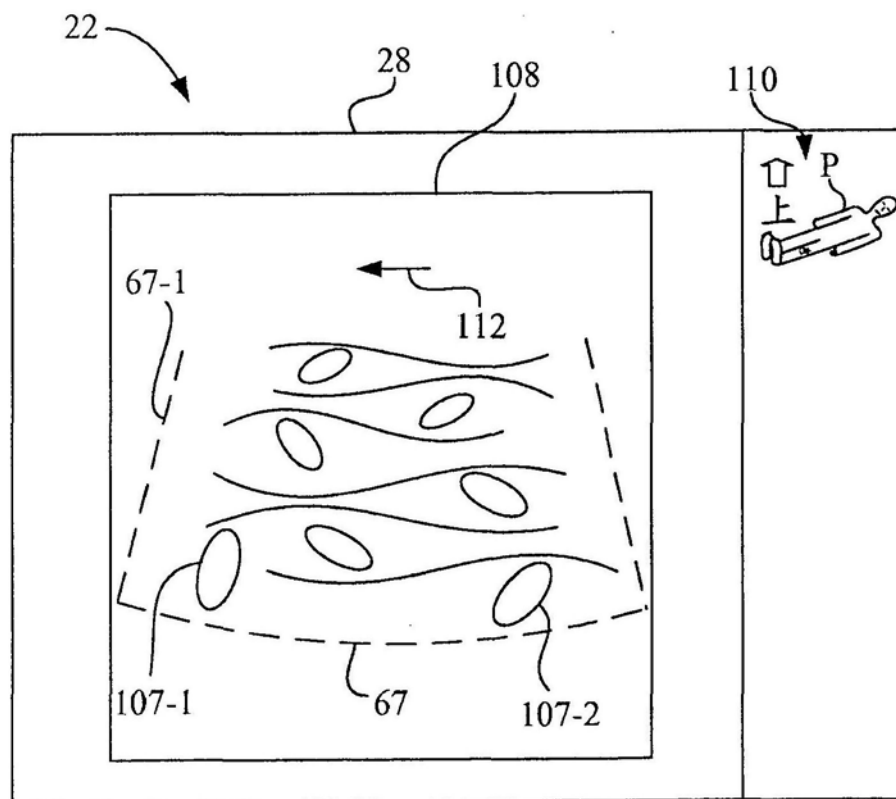


图15D

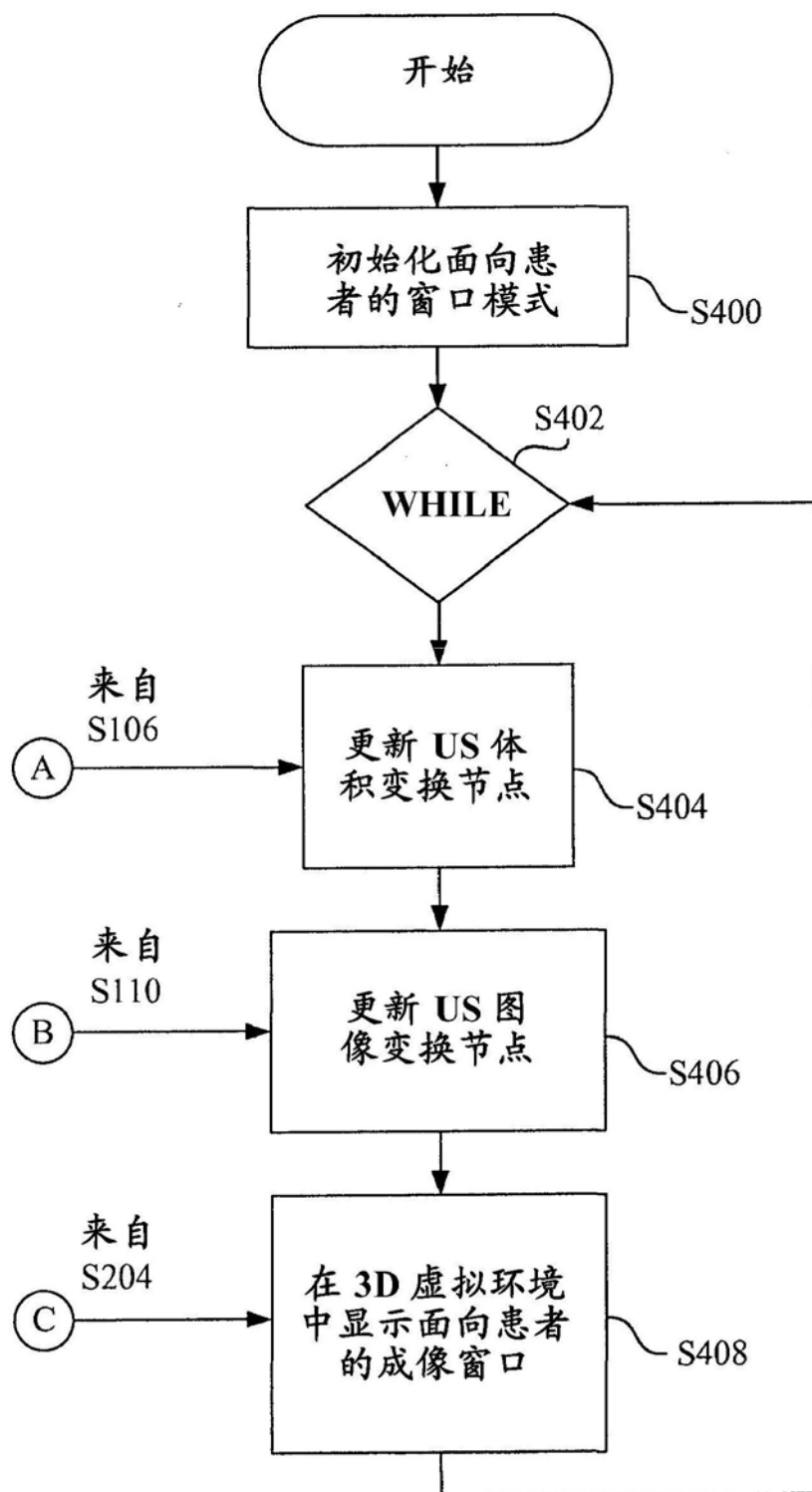


图16

专利名称(译)	具有自动图像呈现的超声成像系统		
公开(公告)号	CN106999146A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580062540.5	申请日	2015-02-27
申请(专利权)人(译)	C·R·巴德公司		
当前申请(专利权)人(译)	C·R·巴德公司		
[标]发明人	J B 卡克斯 MA兰德尔 郑鹏 D M 阿狄森 BA马修斯		
发明人	J·B·卡克斯 M·A·兰德尔 郑鹏 D·M·阿狄森 B·A·马修斯		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
优先权	62/081275 2014-11-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像系统，包括具有第一跟踪元件的介入性医疗设备，其中第一跟踪元件基于EM定位器场生成尖端位置数据。超声探头具有超声换能器机构和第二跟踪元件。超声换能器机构具有有源超声换能器阵列，有源超声换能器阵列在三维成像体积内多个离散成像位置中的任何一个位置处生成二维超声切片数据。第二跟踪元件基于EM定位器场生成探头位置数据。处理器电路被配置为执行生成用于显示的超声图像的程序指令，并且被配置为基于尖端位置数据和探头位置数据生成定位信号，以动态地定位有源超声换能器阵列，使得二维超声切片数据包括介入性医疗设备的远侧尖端。

