



(10) 申请公布号 CN 116725667 A

(43) 申请公布日 2023.09.12

(51) Int.Cl.

A61B 34/20 (2016.01)

G01B 7/00 (2006.01)

A61B 34/30 (2016.01)

201880044105.3 2018.06.25

地址 美国加利福尼亚州

赫德耶·拉菲-塔里

尼古拉斯·E·罗伯特

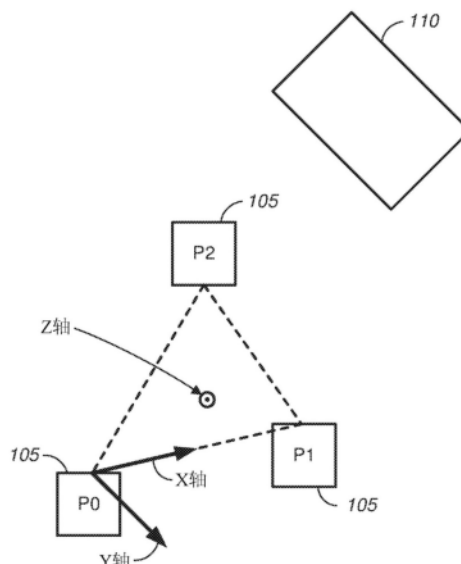
公司 11227

专利代理师 杜诚 高岩

权利要求书3页 说明书33页 附图35页

提供定位信息的系统和在解剖结构内定位器械的方法

公开了被配置成向用户提供定位信息的系统、用于在患者的解剖结构内定位器械的方法和/或非暂态计算机可读存储介质。系统包括：被外部放置在患者上的外部EM传感器，被定位在EM场的工作体积中时，基于EM场来生成第一组EM传感器信号；被插入患者中的器械，包括器械EM传感器，被配置成基于EM场来生成第二组EM传感器信号；处理器；以及存储器，包括用于使处理器执行以下操作的计算机可执行指令：在使用第二组EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械之前，使用第一组EM传感器信号将外部EM传感器的位置的经编码表示提供给显示器；以及在定位器械时，使用第一组EM传感器信号检测EM场发生器或患者中的至少之一的移动。



1. 一种被配置成向用户提供定位信息的系统,所述系统包括:

外部电磁EM传感器,所述外部EM传感器被配置成在被定位在由EM场发生器生成的EM场的工作体积中时,基于所述EM场来生成第一组一个或更多个EM传感器信号,所述外部EM传感器被配置成被外部放置在患者上;

器械,所述器械包括器械EM传感器,所述器械被配置成插入所述患者中,所述器械EM传感器被配置成基于所述EM场来生成第二组一个或更多个EM传感器信号;

处理器;以及

存储器,所述存储器包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械之前,使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号将所述外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现所述经编码表示的显示器;以及

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械时,使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号检测所述EM场发生器或所述患者中的至少之一的移动。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,用于使所述处理器使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号将所述外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现所述经编码表示的所述显示器的所述计算机可执行指令被配置成使所述处理器执行以下操作:

基于所述第一组一个或更多个EM传感器信号来确定所述外部EM传感器相对于所述EM场发生器的位置;

对所述外部EM传感器相对于所述EM场的所述工作体积的位置的表示进行编码;以及
将所述位置的经编码表示提供给被配置成呈现所述经编码表示的所述显示器。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中:

所述工作体积包括(i)第一子体积和(ii)第二子体积,所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积;以及

所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

对所述外部EM传感器相对于所述EM场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码;以及

将所述EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

针对所述系统的用户的用于放置所述EM场发生器以使得所述外部EM传感器被定位在所述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及

将经编码的用户指令提供给所述显示器。

5. 根据权利要求3所述的系统,还包括至少两个附加外部EM传感器,所述至少两个附加外部EM传感器被配置成被放置在所述患者上,以围绕感兴趣区域。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述感兴趣区域至少部分地与所述患者的解剖特征交叠。

7. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操

作的计算机可执行指令：

对用于放置所述EM场发生器以使得限定数量的EM传感器被定位在所述第一子体积内的用户指令进行编码；以及

将经编码的用户指令提供给所述显示器。

8. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令：

针对所述用户的用于将所述EM场发生器重新定位成更接近所述外部EM传感器的用户指令进行编码；以及

将用于重新定位所述EM场发生器的经编码的用户指令提供给所述显示器。

9. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令：

响应于检测到的移动，限制在定位所述器械时给予所述第二组一个或更多个EM传感器信号的权重。

10. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令：

响应于检测到的移动，避免在定位所述器械时使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号。

11. 一种非暂态计算机可读存储介质，所述非暂态计算机可读存储介质存储有指令，所述指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作：

获得指示外部电磁EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第一组一个或更多个EM传感器信号，所述外部EM传感器被配置成被外部放置在患者上；

获得指示器械EM传感器在所述EM场发生器的所述EM场内的位置的第二组一个或更多个EM传感器信号，所述器械EM传感器嵌入在器械中；

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械之前，使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号将所述外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现所述经编码表示的显示器；以及

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械时，使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号检测所述EM场发生器或所述患者中的至少之一的移动。

12. 根据权利要求11所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，所述EM场包括(i) 第一子体积和(ii) 第二子体积，所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积，所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令，所述指令在被执行时使所述至少一个计算装置执行以下操作：

对所述外部EM传感器相对于所述EM场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码；以及

将所述外部EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

13. 根据权利要求12所述的非暂态计算机可读存储介质，所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令，所述指令在被执行时使所述至少一个计算装置执行以下操作：

针对用户的用于放置所述EM场发生器以使得所述外部EM传感器被定位在所述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及
将经编码的用户指令提供给所述显示器。

14. 根据权利要求11所述的非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令,所述指令在被执行时使所述至少一个计算装置执行以下操作:

响应于检测到的移动,限制在定位所述器械时给予所述第二组一个或更多个EM传感器信号的权重。

15. 根据权利要求11所述的非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令,所述指令在被执行时使所述至少一个计算装置执行以下操作:

响应于检测到的移动,避免在定位所述器械时使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号。

16. 一种用于在患者的解剖结构内定位器械的方法,所述方法包括:

获得指示外部电磁EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第一组一个或更多个EM传感器信号,所述外部EM传感器被配置成被外部放置在所述患者上;

获得指示器械EM传感器在所述EM场发生器的所述EM场内的位置的第二组一个或更多个EM传感器信号,所述器械EM传感器嵌入在所述器械中;

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械之前,使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号将所述外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现所述经编码表示的显示器;以及

在使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号在所述患者的解剖结构内定位所述器械时,使用所述第一组一个或更多个EM传感器信号检测所述EM场发生器或所述患者中的至少之一的移动。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述EM场包括(i)第一子体积和(ii)第二子体积,所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积,所述方法还包括:

对所述外部EM传感器相对于所述EM场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码;以及

将所述外部EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

18. 根据权利要求17所述的方法,还包括:

针对用户的用于放置所述EM场发生器以使得所述外部EM传感器被定位在所述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及

将经编码的用户指令提供给所述显示器。

19. 根据权利要求16所述的方法,还包括:

响应于检测到的移动,限制在定位所述器械时给予所述第二组一个或更多个EM传感器信号的权重。

20. 根据权利要求16所述的方法,还包括:

响应于检测到的移动,避免在定位所述器械时使用所述第二组一个或更多个EM传感器信号。

提供定位信息的系统和在解剖结构内定位器械的方法

[0001] 本发明申请为申请日为2018年6月25日、国际申请号为PCT/US2018/039357、并于2019年12月30日进入中国国家阶段的发明名称为“电磁场发生器对准”的第201880044105.3号发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求于2017年6月28日提交的美国临时申请第62/526,348号的权益,该临时申请的全部内容通过引用并入本文中。

技术领域

[0004] 本公开内容一般涉及用于机器人使能医疗系统中的电磁(EM)场发生器对准的系统和方法,更具体地涉及检测EM传感器的位置以用于EM场发生器对准。

背景技术

[0005] 医疗过程诸如内窥镜检查(例如,支气管镜检查)可能涉及为了诊断和/或治疗的目的而进入并可视化患者的腔网络(例如,气道)的内部。手术机器人系统可以用于控制手术工具的插入和/或操纵,诸如例如内窥镜检查过程期间的内窥镜的插入和/或操纵。手术机器人系统可以包括至少一个机器人臂,所述至少一个机器人臂包括用于在医疗过程期间控制手术工具的定位的操纵器组件。可以基于检测到的电磁(EM)场将手术工具导航通过患者的腔网络。

发明内容

[0006] 本公开内容的系统、方法和装置各自具有若干创新方面,其中没有单一个方面单独地负责本文中公开的期望属性。

[0007] 在一方面,一种系统被配置成检测电磁(EM)失真。该系统可以包括:第一EM传感器,其被配置成响应于EM场的检测,来生成第一组一个或更多个EM传感器信号,第一EM传感器被配置成被放置在患者身上;处理器;以及存储器,其存储用于使处理器执行以下操作的计算机可执行指令:基于来自与第一时间对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算指示第一EM传感器在第一时间的位置的一个或更多个度量的一个或更多个基线值;基于来自与第一时间之后的时间段对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0008] 在另一方面,提供了一种非暂态计算机可读存储介质,其存储有指令,所述指令在被执行时,使至少一个计算装置执行以下操作:基于来自与第一时间对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算指示第一EM传感器在第一时间的位置的一个或更多个度量的一个或更多个基线值,所述第一EM传感器被配置成响应于EM场的检测而生成第一组一个或更多个EM传感器信号;基于来自与第一时间之后的时间段对应的第一组一

个或多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0009] 在又一方面,提供了一种检测EM失真的方法,该方法包括:基于来自与第一时间对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算指示第一EM传感器在第一时间的位置的一个或更多个度量的一个或更多个基线值,第一EM传感器被配置成响应于EM场的检测而生成第一组一个或更多个EM传感器信号;基于来自与第一时间之后的时间段对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0010] 在再一方面,提供了一种被配置成检测EM失真的系统,该系统包括:EM传感器,其位于器械的远端处,EM传感器被配置成响应于EM场的检测而生成一个或更多个EM传感器信号;处理器;以及存储器,其存储用于使处理器执行以下操作的计算机可执行指令:基于来自与第一时间对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号来计算指示器械的远端在第一时间速度的一个或更多个度量的一个或更多个基线值;基于来自与第一时间之后的时间段对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0011] 在又一方面,提供了一种非暂态计算机可读存储介质,其存储有指令,所述指令在被执行时,使至少一个计算装置:基于来自与第一时间对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算指示器械的远端在第一时间速度的一个或更多个度量的一个或更多个基线值,器械包括位于器械的远端处的EM传感器,EM传感器被配置成响应于EM场的检测而生成一个或更多个EM传感器信号;基于来自与第一时间之后的时间段对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0012] 在再一方面,提供了一种检测EM失真的方法,该方法包括:基于来自与第一时间对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算指示器械的远端在第一时间速度的一个或更多个度量的一个或更多个基线值,器械包括位于器械的远端处的EM传感器,EM传感器被配置成响应于EM场的检测而生成一个或更多个EM传感器信号;基于来自与第一时间之后的时间段对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,来计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值;确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值;以及响应于该差大于阈值,确定EM场已经失真。

[0013] 根据本申请的一个方面,提供了一种向用户提供定位信息的系统,该系统包括:外部EM传感器,被配置成在被定位在由EM场发生器生成的EM场的工作体积中时,基于EM场来生成第一组一个或更多个EM传感器信号,外部EM传感器被配置成被外部放置在患者上;器械,包括器械EM传感器,器械被配置成插入患者中,器械EM传感器被配置成基于EM场来生成第二组一个或更多个EM传感器信号;处理器;以及存储器,包括用于使处理器执行以下操作的计算机可执行指令:在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位

器械之前,使用第一组一个或更多个EM传感器信号将外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现经编码表示的显示器;以及在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械时,使用第一组一个或更多个EM传感器信号检测EM场发生器或患者中的至少之一的移动。

[0014] 根据本申请的另一个方面,提供了一种非暂态计算机可读存储介质,该非暂态计算机可读存储介质存储有指令,所述指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作:获得指示外部EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第一组一个或更多个EM传感器信号,外部EM传感器被配置成被外部放置在患者上;获得指示器械EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第二组一个或更多个EM传感器信号,器械EM传感器嵌入在器械中;在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械之前,使用第一组一个或更多个EM传感器信号将所述外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现经编码表示的显示器;以及在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械时,使用第一组一个或更多个EM传感器信号检测EM场发生器或患者中的至少之一的移动。

[0015] 根据本申请的另一个方面,提供了一种用于在患者的解剖结构内定位器械的方法,该方法包括:获得指示外部EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第一组一个或更多个EM传感器信号,外部EM传感器被配置成被外部放置在患者上;获得指示器械EM传感器在EM场发生器的EM场内的位置的第二组一个或更多个EM传感器信号,器械EM传感器嵌入在器械中;在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械之前,使用第一组一个或更多个EM传感器信号将外部EM传感器的位置的经编码表示提供给被配置成呈现经编码表示的显示器;以及在使用第二组一个或更多个EM传感器信号在患者的解剖结构内定位器械时,使用第一组一个或更多个EM传感器信号检测EM场发生器或患者中的至少之一的移动。

附图说明

[0016] 在下文中将结合附图来描述所公开的方面,提供这些附图是为了说明而不是限制所公开的方面,其中,相同的附图标记表示相同的元件。

[0017] 图1示出了被布置成用于诊断和/或治疗支气管镜检查过程的基于推车的机器人系统的实施方式。

[0018] 图2描绘了图1的机器人系统的另外的方面。

[0019] 图3示出了被布置成用于输尿管镜检查过程的图1的机器人系统的实施方式。

[0020] 图4示出了被布置成用于血管过程的图1的机器人系统的实施方式。

[0021] 图5示出了被布置成用于支气管镜检查过程的基于台的机器人系统的实施方式。

[0022] 图6提供了图5的机器人系统的备选视图。

[0023] 图7示出了被配置成收起(一个或更多个)机器人臂的示例系统。

[0024] 图8示出了被配置成用于输尿管镜检查过程的基于台的机器人系统的实施方式。

[0025] 图9示出了被配置成用于腹腔镜检查过程的基于台的机器人系统的实施方式。

[0026] 图10示出了具有俯仰或倾斜调整的图5至图9的基于台的机器人系统的实施方式。

[0027] 图11提供了图5至图10的基于台的机器人系统的台与柱之间的接口的详细图示。

- [0028] 图12示出了示例性器械驱动器。
- [0029] 图13示出了具有成对器械驱动器的示例性医疗器械。
- [0030] 图14示出了器械驱动器和器械的备选设计,其中驱动单元的轴线平行于器械的细长轴的轴线。
- [0031] 图15描绘了示出根据示例实施方式的估计图1至图10的机器人系统的一个或更多个元件的位置(例如,图13至图14的器械的位置)的定位系统的框图。
- [0032] 图16示出了实现所公开的导航系统和技术的一个或更多个方面的示例操作环境。
- [0033] 图17示出了可以在图16的操作环境中导航的示例腔网络140。
- [0034] 图18示出了具有本文所述的成像和EM感测能力的示例内窥镜的远端。
- [0035] 图19A至图19C提供了度量的曲线图,其示出了可以指示局部EM失真的度量的变化。
- [0036] 图20提供了示出确定已经发生局部EM失真的示例方法的流程图。
- [0037] 图21示出了根据本公开内容的各方面的可以用于检测全局EM失真的系统的实施方式。
- [0038] 图22提供了示出确定已经发生全局EM失真的示例方法的流程图。
- [0039] 图23提供了示出确定患者和EM场发生器之一已经移动的示例方法的流程图。
- [0040] 图24提供了EM贴片传感器105被放置在EM场发生器的工作体积内的示例。
- [0041] 图25A至图25D示出了根据本公开内容的各方面的可以在对(一个或更多个)EM场发生器和/或(一个或更多个)EM贴片传感器的设置和对准过程期间由显示器提供给用户的视觉反馈的示例。
- [0042] 图26描绘了可以执行本公开内容的各方面的EM跟踪系统的示例的框图。
- [0043] 图27是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统或其(一个或更多个)部件操作的用于检测EM失真的示例方法的流程图。
- [0044] 图28是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统或其(一个或更多个)部件操作的用于检测EM失真的另一示例方法的流程图。
- [0045] 图29是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统或其(一个或更多个)部件操作的用于利于EM传感器在由场发生器生成的EM场内的放置的又一示例方法的流程图。
- [0046] 图30是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统或其(一个或更多个)部件操作的用于检测患者或EM场发生器中的至少一个的移动的又一示例方法的流程图。

具体实施方式

[0047] 本公开内容的实施方式涉及用于检测和/或减轻电磁(EM)失真的系统和技术,电磁失真可能引起依赖于EM数据的定位和/或导航系统中的误差。存在许多可能的EM失真源,在失真的极端情况下,这可能使EM数据不可靠。本公开内容的附加的实施方式涉及用于将EM发生器相对于患者和/或放置在患者身上的一个或更多个EM贴片传感器对准的技术。

[0048] 如本文所使用的,术语“大约”是指长度、厚度、数量、时间段或其他可测量值的测量范围。这样的测量范围包含相对于指定值的 $\pm 10\%$ 或更小、优选地 $\pm 5\%$ 或更小、更优选地 $\pm 1\%$ 或更小以及进一步更优选地 $\pm 0.1\%$ 或更小的变化,只要这些变化对于便于在所公开的装置、系统和技术中起作用适当的即可。

[0049] 出于说明的目的,下面将结合附图描述各种实施方式。应当理解的是,所公开的构思的许多其他实现方式是可能的,并且利用所公开的实现方式可以实现各种优点。本文中包括标题以供参考,并且标题有助于定位各个部分。这些标题不旨在限制关于标题所描述的构思的范围。这样的构思可以在整个说明书中具有适用性。

[0050] 1. 概述.

[0051] 本公开内容的各方面可以被集成到能够执行各种医疗过程的机器人使能医疗系统中,所述医疗过程包括诸如腹腔镜检查的微创过程以及诸如内窥镜检查的非侵入式过程二者。在内窥镜检查过程中,系统可能能够执行支气管镜检查、输尿管镜检查、胃镜检查等。

[0052] 除了执行广泛的手术过程之外,系统可以提供附加的益处,例如增强的成像和指导以帮助医师。此外,该系统可以为医师提供从人体工程学位置执行手术过程的能力,而不需要笨拙的臂运动和位置。更进一步地,该系统可以为医师提供以改进的易用性执行手术过程的能力,使得系统的一个或更多个器械可以由单个用户控制。

[0053] 出于说明的目的,下面将结合附图描述各种实施方式。应当理解的是,所公开的构思的许多其他实现方式是可能的,并且利用所公开的实现方式可以实现各种优点。本文中包括标题以供参考,并且标题有助于定位各个部分。这些标题不意在限制关于标题所描述的构思的范围。这样的构思可以在整个说明书中具有适用性。

[0054] A. 机器人系统-推车.

[0055] 取决于具体手术过程,可以以各种方式配置机器人使能医疗系统。图1示出了被布置成用于诊断和/或治疗支气管镜检查过程的基于推车的机器人使能系统10的实施方式。在支气管镜检查期间,系统10可以包括推车11,该推车11具有一个或更多个机器人臂12,以将医疗器械(例如,可操纵的内窥镜13,其可以是用于支气管镜检查的过程特定的支气管镜)递送至自然孔口进入点(即,在本示例中定位在台上的患者的嘴),以递送诊断和/或治疗工具。如所示出的,推车11可以被定位在患者的上躯干附近,以便进入到进入点。类似地,机器人臂12可以被致动以相对于进入点定位支气管镜。当利用胃镜(用于GI过程的专用内窥镜)执行胃肠(GI)过程时,也可以利用图1中的布置。图2更详细地描绘了推车的示例实施方式。

[0056] 继续参照图1,一旦推车11被正确定位,机器人臂12就可以自动地、手动地或以其组合方式将可操纵内窥镜13插入到患者体内。如所示出的,可操纵内窥镜13可以包括至少两个伸缩部分,例如内引导件部分和外护套部分,每个部分耦接至来自一组器械驱动器28的单独的器械驱动器,每个器械驱动器耦接至单独的机器人臂的远端。有利于将引导件部分与护套部分同轴对准的器械驱动器28的这种线性布置产生“虚拟轨道”29,该“虚拟轨道”29可以通过将一个或更多个机器人臂12操纵到不同角度和/或位置而在空间中被重新定位。在图中使用虚线描绘了本文描述的虚拟轨道,并且因此虚线不描绘系统的任何物理结构。器械驱动器28沿着虚拟轨道29的平移使内引导件部分相对于外护套部分伸缩,或者使内窥镜13相对于患者前进或缩回。虚拟轨道29的角度可以基于临床应用或医师偏好来调整、平移和枢转。例如,在支气管镜检查中,所示的虚拟轨道29的角度和位置代表了在使医师接近内窥镜13与使由于内窥镜13弯曲到患者口中而产生的摩擦最小化之间的折衷。

[0057] 可以使用来自机器人系统的精确命令在插入之后沿着患者的气管和肺引导内窥镜13,直到到达目标目的地或手术部位。为了增强通过患者的肺网络的导航和/或到达期望

的目标,内窥镜13可以被操纵成从外护套部分伸缩地延伸内引导件部分,以获得增强的接合和更大的弯曲半径。使用单独的器械驱动器28还允许引导件部分和护套部分彼此独立地被驱动。

[0058] 例如,内窥镜13可以被引导以将活检针递送至目标,例如,患者肺内的病变或结节。可以沿着工作通道部署针,该工作通道沿着内窥镜的长度延伸以获得要由病理学家分析的组织样本。根据病理学结果,可以沿着内窥镜的工作通道部署附加工具以用于附加活检。在识别出结节是恶性的之后,内窥镜13可以通过内窥镜递送工具以切除潜在的癌组织。在一些情况下,诊断和治疗处理可能需要在单独的过程中被递送。在那些情况下,内窥镜13也可以用于递送基准以“标记”目标结节的位置。在其他情况下,诊断和治疗处理可以在同一过程期间被递送。

[0059] 系统10还可以包括可移动塔30,该可移动塔30可以经由支承线缆连接至推车11以向推车11提供控制、电子、流体、光学、传感器和/或电力的支持。将这样的功能放置在塔30中允许可以由操作医师和他/她的工作人员更容易地调整和/或重新定位的更小形状因子的推车11。此外,在推车/台与支承塔30之间的功能划分减少了手术室的混乱并且有利于改善临床工作流程。虽然推车11可以定位成靠近患者,但是塔30可以在远程位置中被收起以在手术过程期间不挡道。

[0060] 为了支持上述机器人系统,塔30可以包括基于计算机的控制系统部件,基于计算机的控制系统例如将计算机程序指令存储在非暂态计算机可读存储介质例如,永久性磁存储驱动器、固态驱动器等内。这些指令的执行——无论是在塔30中还是在推车11中进行执行——都可以控制整个系统或其子系统。例如,当由计算机系统的处理器执行时,指令可以使机器人系统的部件致动相关的托架和臂安装件,致动机器人臂,并且控制医疗器械。例如,响应于接收到控制信号,机器人臂的关节中的马达可以将臂定位成特定姿势。

[0061] 塔30还可以包括泵、流量计、阀控制器和/或流体入口,以便向可以通过内窥镜13部署的系统提供受控的冲洗和抽吸能力。这些部件也可以使用塔30的计算机系统来控制。在一些实施方式中,冲洗和抽吸能力可以通过(一个或更多个)单独的线缆直接递送至内窥镜13。

[0062] 塔30可以包括电压和浪涌保护器,其被设计成向推车11提供经滤波和保护的电,由此避免在推车11中放置电力变压器和其他辅助电力部件,从而引起更小、更可移动的推车11。

[0063] 塔30还可以包括用于部署在整个机器人系统10中的传感器的支持设备。例如,塔30可以包括用于检测、接收和处理从整个机器人系统10中的光学传感器或摄像装置接收到的数据的光电子设备。与控制系统结合,这样的光电子设备可以用于生成实时图像以显示在部署在整个系统中的任何数量的控制台中(包括显示在塔30中)。类似地,塔30还可以包括用于接收和处理从部署的EM传感器接收到的信号的电子子系统。塔30还可以用于容纳和定位EM场发生器,以用于由医疗器械中或医疗器械上的EM传感器的检测。

[0064] 除了在系统的其余部分中可用的其他控制台(例如,安装在推车顶部的控制台)之外,塔30还可以包括控制台31。控制台31可以包括用于医师操作者的用户接口和显示屏,例如触摸屏。系统10中的控制台通常设计成提供机器人控制以及手术过程的术前信息和实时信息,例如,内窥镜13的导航和定位信息。当控制台31不是医师可用的唯一控制台时,控制

台31可以由诸如护士的第二操作者使用,以监测患者的健康或生命体征以及系统的操作,以及提供过程特定的数据,例如,导航和定位信息。

[0065] 塔30可以通过一个或更多个线缆或连接(未示出)耦接至推车11和内窥镜13。在一些实施方式中,来自塔30的支持功能可以通过单个线缆被提供至推车11,从而简化手术室并且使手术室不杂乱。在其他实施方式中,特定功能可以耦接在单独的线缆和连接中。例如,尽管可以通过单个电缆向推车提供电力,但也可以通过单独的线缆提供对控制、光学、流体和/或导航的支持。

[0066] 图2提供了图1所示的基于推车的机器人使能系统的推车的实施方式的详细图示。推车11通常包括细长的支承结构14(通常称为“柱”)、推车基部15和在柱14的顶部的控制台16。柱14可以包括用于支承一个或更多个机器人臂12(图2中示出三个)的部署的一个或更多个托架,例如托架17(备选地“臂支承件”)。托架17可以包括可单独配置的臂安装件,其沿着垂直轴旋转以调整机器人臂12的基部,以用于相对于患者更好地定位。托架17还包括托架接口19,其允许托架17沿着柱14竖直平移。

[0067] 托架接口19通过槽例如,槽20连接至柱14,该槽被定位在柱14的相对侧以引导托架17的竖直平移。槽20包含用于将托架定位和保持在相对于推车基部15的各种竖直高度处的竖直平移接口。托架17的竖直平移允许推车11调整机器人臂12的可达范围以满足各种台高度、患者尺寸和医师偏好。类似地,托架17上的可单独配置的臂安装件允许机器人臂12的机器人臂基部21以各种配置成角度。

[0068] 在一些实施方式中,槽20可以补充有槽盖,槽盖与槽表面齐平且平行,以防止在托架17竖直平移时灰尘和流体进入竖直平移接口和柱14的内部腔。可以通过被定位在槽20的竖直顶部和底部附近的成对弹簧卷轴来部署槽盖。盖盘绕在卷轴内直到在托架17竖直地上下平移时被部署成从盖的盘绕状态延伸和缩回。当托架17向卷轴平移时,卷轴的弹簧加载提供了将盖缩回到卷轴中的力,同时当托架17平移离开卷轴时也保持紧密密封。盖可以使用例如托架接口19中的支架连接至托架17,以确保盖随着托架17平移适当地延伸和缩回。

[0069] 柱14可以在内部包括诸如齿轮和马达的机构,其被设计成使用竖直对准的导螺杆,响应于响应用户输入(例如,来自控制台16的输入)生成的控制信号而以机械化方式平移托架17。

[0070] 机器人臂12通常可以包括由一系列连杆23分开的机器人臂基部21和端部执行器22,该一系列连杆23由一系列关节24连接,每个关节包括独立的致动器,每个致动器包括独立可控的马达。每个独立可控的关节表示机器人臂可用的独立自由度。臂12中的每个臂具有七个关节,因此提供七个自由度。多个关节引起多个自由度,从而允许“冗余”自由度。冗余自由度允许机器人臂12使用不同的连杆位置和关节角度将它们各自的端部执行器22定位在空间中的特定位置、取向和轨迹处。这允许系统从空间中的期望点定位和引导医疗器械,同时允许医师将臂关节移动到离开患者的临床有利位置,以产生更大的接近,同时避免臂碰撞。

[0071] 推车基部15在地板上平衡柱14、托架17和臂12的重量。因此,推车基部15容纳较重的部件,例如电子器件、马达、电源以及使得推车能够移动和/或固定的部件。例如,推车基部15包括允许推车在手术过程之前容易地在手术室中移动的可滚动的轮形脚轮25。在到达适当位置之后,脚轮25可以使用轮锁固定,以在手术过程期间将推车11保持在适当位置。

[0072] 定位在柱14的竖直端部的控制台16允许用于接收用户输入的用户接口和显示屏(或两用装置,例如触摸屏26)两者向医师用户提供术前和术中数据两者。触摸屏26上的潜在术前数据可以包括从术前计算机化断层析成像(CT)扫描得出的映射数据、导航和术前计划和/或来自手术前患者面谈的记录。显示器上的术中数据可以包括从工具、传感器提供的光学信息和来自传感器的坐标信息以及重要的患者统计,例如呼吸、心率和/或脉搏。控制台16可以被定位和倾斜成允许医师从柱14的与托架17相对的侧面接近控制台。从该位置,医师可以在从推车11后面操作控制台16的同时观察控制台16、机器人臂12和患者。如所示出的,控制台16还包括用于帮助操纵和稳定推车11的手柄27。

[0073] 图3示出了被布置成用于输尿管镜检查的机器人使能系统10的实施方式。在输尿管镜检查过程中,推车11可以被定位成将输尿管镜32——即被设计成横穿患者的尿道和输尿管的过程特定的内窥镜——递送到患者的下腹部区域。在输尿管镜检查中,可以期望输尿管镜32直接与患者的尿道对准以减少该区域中的敏感解剖结构上的摩擦和力。如所示出的,推车11可以在台的脚部处对准,以允许机器人臂12定位输尿管镜32,以用于直接线性进入患者的尿道。从台的脚部,机器人臂12可以沿着虚拟轨道33将输尿管镜32通过尿道直接插入患者的下腹部。

[0074] 在插入尿道中之后,使用与支气管镜检查中类似的控制技术,输尿管镜32可以被导航到膀胱、输尿管和/或肾中以用于诊断和/或治疗应用。例如,可以将输尿管镜32引导到输尿管和肾中以使用沿着输尿管镜32的工作通道部署的激光或超声碎石装置来打碎积聚的肾结石。在碎石完成之后,可以使用沿着输尿管镜32部署的篮移除所得到的结石碎片。

[0075] 图4示出了类似地被布置成用于血管手术过程的机器人使能系统的实施方式。在血管手术中,系统10可以被配置成使得推车11可以将诸如可操纵导管的医疗器械34递送至患者腿部的股动脉中的进入点。股动脉呈现用于导航的较大直径以及到患者心脏的相对较少的迂回且曲折的路径两者,这简化了导航。如在输尿管镜检查过程中,推车11可以被定位成朝向患者的腿和下腹部,以允许机器人臂12提供直接线性进入患者的大腿/髋部区域中的股动脉进入点的虚拟轨道35。在插入动脉后,可以通过平移器械驱动器28来引导和插入医疗器械34。替选地,推车可以被定位在患者的上腹部周围,以到达替选的血管进入点,例如,肩部和腕部附近的颈动脉和臂动脉。

[0076] B. 机器人系统-台.

[0077] 机器人使能医疗系统的实施方式还可以结合患者台。台的引入通过移除推车而减少了手术室内的资本设备的量,这允许更大地接近患者。图5示出了被布置成用于支气管镜检查过程的这样的机器人使能系统的实施方式。系统36包括用于将平台38(示出为“台”或“床”)支承在地板上的支承结构或柱37。与基于推车的系统非常相似,系统36的机器人臂39的端部执行器包括器械驱动器42,其被设计成通过或沿着由器械驱动器42的线性对准形成的虚拟轨道41来操纵细长医疗器械,例如图5中的支气管镜40。实际上,通过将发射器和检测器放置在台38周围,用于提供荧光透视成像的C形臂可以被定位在患者的上腹部区域上方。

[0078] 图6提供了出于讨论的目的而没有患者和医疗器械的系统36的替选视图。如所示出的,柱37可以包括在系统36中示出为环形形状的一个或更多个托架43,一个或更多个机器人臂39可以基于一个或更多个托架43。托架43可以沿着沿柱37的长度延伸的竖直柱接口

44平移,以提供不同的有利点,机器人臂39可以从这些有利点被定位以到达患者。托架43可以使用位于柱37内的机械马达绕柱37旋转,以允许机器人臂39进入台38的多个侧面,例如患者的两侧。在具有多个托架的实施方式中,托架可以单独地定位在柱上,并且可以独立于其他托架而平移和/或旋转。尽管托架43不需要围绕柱37或甚至不需要是圆形的,但所示的环形形状有利于托架43绕柱37旋转,同时保持结构平衡。托架43的旋转和平移允许系统将诸如内窥镜和腹腔镜的医疗器械对准到患者身上的不同进入点中。

[0079] 臂39可以通过一组臂安装件45被安装在托架上,该组臂安装件包括一系列关节,这些关节可以单独地旋转和/或可伸缩地延伸,以为机器人臂39提供附加的可配置性。此外,臂安装件45可以被定位在托架43上,使得当托架43适当地旋转时,臂安装件45可以被定位在台38的相同侧(如图6所示),在台38的相对侧(如图9所示),或在台38的相邻侧(未示出)。

[0080] 柱37在结构上为台38提供支承并且为托架的竖直平移提供路径。在内部,柱37可以装备有用于引导托架43的竖直平移的导螺杆,以及用于机械化基于导螺杆的所述托架的平移的马达。柱37还可以将电力和控制信号传送至托架43和安装在其上的机器人臂39。

[0081] 台基部46具有与图2所示的推车11中的推车基部15类似的功能,容纳较重的部件以平衡台/床38、柱37、托架43和机器人臂39。台基部46也可以包含用于在手术期间提供稳定性的刚性脚轮。从台基部46的底部部署的脚轮可以在基部46的两侧沿相反方向延伸,并且当系统36需要移动时缩回该脚轮。

[0082] 继续参照图6,系统36还可以包括塔(未示出),该塔使系统36的功能在台与塔之间进行划分开减小台的形状因子和体积。如在较早公开的实施方式中,塔可以为台提供各种支持功能,例如处理、计算和控制能力、电力、流体和/或光学和传感器处理。塔还可以是可移动的,以远离患者放置,从而改善医师的接近并且使手术室不杂乱。此外,将部件放置在塔中允许在台基部中有更多的储存空间,以用于机器人臂的潜在收起。塔还可以包括控制台,该控制台提供用于用户输入的用户接口(例如,键盘和/或悬架式操纵台)以及用于术前和术中信息(例如,实时成像、导航和跟踪信息)的显示屏(或触摸屏)。

[0083] 在一些实施方式中,台基部可以在不使用时收起和储存机器人臂。图7示出了在基于台的系统的实施方式中收起机器人臂的系统47。在系统47中,托架48可以竖直平移到基部49中以使机器人臂50、臂安装件51和托架48收起在基部49内。基部盖52可以平移和缩回打开以绕柱53部署托架48、臂安装件51和臂50,以及关闭以收起托架48、臂安装件51和臂50,以便在不使用时保护它们。基部盖52可以用膜54沿着该基部盖52的开口的边缘密封,以防止在关闭时灰尘和流体进入。

[0084] 图8示出了被配置成用于输尿管镜检查过程的机器人使能的基于台的系统的实施方式。在输尿管镜检查中,台38可以包括用于将患者定位成与柱37和台基部46成偏角的旋转部分55。旋转部分55可以绕枢转点(例如,位于患者头部下方)旋转或枢转,以将旋转部分55的底部部分定位成远离柱37。例如,旋转部分55的枢转允许C形臂(未示出)定位在患者的下腹部上方,而不与台38下方的柱(未示出)争夺空间。通过绕柱37旋转托架35(未示出),机器人臂39可以沿着虚拟轨道57将输尿管镜56直接插入患者的腹股沟区域中以到达尿道。在输尿管镜检查中,铰58也可以固定至台38的旋转部分55,以在手术期间支承患者的腿的位置,并且允许通向患者的腹股沟区域。

[0085] 在腹腔镜检查过程中,通过患者腹壁中的小切口,微创器械(形状细长以适应一个或更多个切口的尺寸)可以插入患者的解剖结构中。在对患者腹腔充胀之后,可以引导通常称为腹腔镜的器械以执行手术任务,例如抓取、切割、切除、缝合等。图9示出了被配置成用于腹腔镜检查过程的机器人使能的基于台的系统的实施方式。如图9所示,系统36的托架43可以被旋转并且竖直调整,以将成对的机器人臂39定位在台38的相对侧,使得可以使用臂安装件45将腹腔镜59定位成穿过患者两侧上的最小切口以到达他/她的腹腔。

[0086] 为了适应腹腔镜检查过程,机器人使能台系统还可以将平台倾斜成期望的角度。图10示出了具有俯仰或倾斜调整的机器人使能医疗系统的实施方式。如图10所示,系统36可以适应手术台38的倾斜,以将台的一部分定位在比另一部分距地面更远的距离处。此外,臂安装件45可以旋转以匹配倾斜,使得臂39与台38保持相同的平面关系。为了适应更陡的角度,柱37还可以包括伸缩部分60,该伸缩部分60允许柱37的竖直延伸以防止台38接触地板或与基部46碰撞。

[0087] 图11提供了台38与柱37之间的接口的详细图示。俯仰旋转机构61可以被配置成以多个自由度改变台38相对于柱37的俯仰角。俯仰旋转机构61可以通过将正交轴1、2定位在柱台接口处来实现,每个轴由单独的马达2、4响应于电俯仰角命令而致动。沿着一个螺杆5的旋转将使得能够在一个轴1上进行倾斜调整,而沿着另一个螺杆6的旋转将使得能够沿着另一个轴2进行倾斜调整。

[0088] 例如,当试图将台定位在头低脚高(Trendelenburg)位置(即,将患者的下腹部定位在比患者的下腹部距地板更高的位置)以用于下腹部手术时,俯仰调整特别有用。头低脚高位置使患者的内部器官通过重力滑向他/她的上腹,从而清理出腹腔以使微创工具进入并且执行下腹部手术过程,例如腹腔镜检查前列腺切除术。

[0089] C. 器械驱动器和接口

[0090] 系统的机器人臂的端部执行器包括:(i)器械驱动器(替选地称为“器械驱动机构”或“器械装置操纵器”),其结合了用于致动医疗器械的机电装置;以及(ii)可移除或可拆卸的医疗器械,其可以没有诸如马达的任何机电部件。该二分法可能是由以下所驱动的:对医疗过程中使用的医疗器械进行消毒的需要;以及由于昂贵的资本设备的复杂机械组件和敏感电子器件而不能对昂贵的固定设备进行充分消毒。因此,医疗器械可以被设计成从器械驱动器(以及因此从系统)拆卸、移除和互换,以便由医师或医师的工作人员单独消毒或处置。相比之下,器械驱动器不需要被改变或消毒,并且可以被覆盖以便保护。

[0091] 图12示出了示例器械驱动器。定位在机器人臂的远端处的器械驱动器62包括一个或更多个驱动单元63,其以平行轴布置以经由驱动轴64向医疗器械提供受控的扭矩。每个驱动单元63包括:用于与器械相互作用的单独的驱动轴64;用于将马达轴旋转转换成期望扭矩的齿轮头65;用于生成驱动扭矩的马达66;用于测量马达轴的速度并且向控制电路提供反馈的编码器67;以及用于接收控制信号并且致动驱动单元的控制电路68。每个驱动单元63被独立地控制和机动化,器械驱动器62可以向医疗器械提供多个(如图12所示为四个)独立的驱动输出。在操作中,控制电路68将接收控制信号,将马达信号传输至马达66,将由编码器67测量的所得马达速度与期望速度进行比较,并且调制马达信号以生成期望扭矩。

[0092] 对于需要无菌环境的过程,机器人系统可以结合驱动接口,例如连接至无菌覆盖件(drape)的无菌适配器,其位于器械驱动器与医疗器械之间。无菌适配器的主要目的是将

角运动从器械驱动器的驱动轴传递到器械的驱动输入,同时保持驱动轴与驱动输入之间的物理分离并且因此保持无菌性。因此,示例无菌适配器可以包括旨在与器械驱动器的驱动轴和器械上的驱动输入配合的一系列旋转输入和输出。连接至无菌适配器的由薄的柔性材料(例如,透明或半透明塑料)组成的无菌覆盖件被设计成覆盖资本设备,例如器械驱动器、机器人臂和推车(在基于推车的系统中)或台(在基于台的系统中)。覆盖件的使用将允许资本设备被放置在患者附近,同时仍然位于不需要消毒的区域(即,非无菌区)。在无菌覆盖件的另一侧,医疗器械可以在需要消毒的区域(即无菌区)与患者对接。

[0093] D. 医疗器械.

[0094] 图13示出了具有成对的器械驱动器的示例医疗器械。与被设计成与机器人系统一起使用的其他器械类似,医疗器械70包括细长轴71(或细长主体)和器械基部72。由于其用于由医师进行的手动交互的预期设计而也被称为“器械手柄”的器械基部72通常可以包括诸如插座、滑轮或卷轴的可旋转的驱动输入73,驱动输入73被设计成与延伸通过机器人臂76的远端处的器械驱动器75上的驱动接口的驱动输出74配合。当物理连接、门锁和/或耦接时,器械基部72的配合的驱动输入73可以与器械驱动器75中的驱动输出74共享旋转轴线,以允许扭矩从驱动输出74传递到驱动输入73。在一些实施方式中,驱动输出74可以包括花键,其被设计成与驱动输入73上的插座配合。

[0095] 细长轴71被设计成通过解剖结构开口或腔(例如,在内窥镜检查中)或通过微创切口(例如,在腹腔镜检查中)递送。细长轴66可以是柔性的(例如,具有类似于内窥镜的特性)或刚性的(例如,具有类似于腹腔镜的特性),或者包含柔性部分和刚性部分两者的定制组合。当被设计用于腹腔镜检查时,刚性细长轴的远端可以连接至端部执行器,该端部执行器包括由具有旋转轴的U形夹形成的关节腕和手术工具(例如,抓握器或剪刀),当驱动输入响应于从器械驱动器75的驱动输出74接收到的扭矩而旋转时,该手术工具可以基于来自腱的力来致动。当被设计成用于内窥镜检查时,柔性细长轴的远端可以包括可操纵或可控制的弯曲部分,该弯曲部分可以基于从器械驱动器75的驱动输出74接收到的扭矩而被接合和弯曲。

[0096] 使用轴71内的腱沿着细长轴71传递来自器械驱动器75的扭矩。这些单独的腱(例如,拉线)可以单独地锚定至器械手柄72内的单独的驱动输入73。从手柄72,沿着细长轴71内的一个或更多个牵引腔引导腱并且将其锚定在细长轴71的远侧部分处。在腹腔镜检查中,这些腱可以耦接至远侧安装的端部执行器,例如腕部、抓握器或剪刀。在这样的布置下,施加在驱动输入73上的扭矩将张力传递到腱,从而使端部执行器以某种方式致动。在腹腔镜检查中,腱可以使关节绕轴旋转,从而使端部执行器沿一个方向或另一个方向移动。替选地,腱可以连接至细长轴71的远端处的抓握器的一个或更多个钳口,其中来自腱的张力使抓握器闭合。

[0097] 在内窥镜检查中,腱可以经由粘合剂、控制环或其他机械固定件而耦接至沿着细长轴71定位(例如,在远端处)的弯曲或接合部分。当固定地附接至弯曲部分的远端时,施加在驱动输入73上的扭矩将沿着腱传递,从而使较软的弯曲部分(有时称为可接合部分或区域)弯曲或接合。沿着非弯曲部分,可以有利的是,使单独的牵引腔螺旋或盘旋,所述牵引腔沿着内窥镜轴的壁(或在内部)引导单独的腱,以平衡由牵引线中的张力引起的径向力。为了特定目的,可以改变或设计螺旋的角度和/或其间的间隔,其中,更紧的螺旋在负载力下

呈现更小的轴压缩,而更小的螺旋量在负载力下引起更大的轴压缩,但也呈现限制弯曲。在另一情况下,可以平行于细长轴71的纵向轴线来引导牵引腔以允许在期望的弯曲或可接合部分中进行受控接合。

[0098] 在内窥镜检查中,细长轴71容纳多个部件以辅助机器人手术过程。轴可以在轴71的远端处包括用于部署手术工具、对手术区域进行冲洗和/或抽吸的工作通道。轴71还可以容纳线和/或光纤以向远侧末端处的光学组件/从远侧末端处的光学组件传递信号,该光学组件可以包括光学摄像装置。轴71也可以容纳光纤,以将来自位于近端的光源(例如,发光二极管)光传送到轴的远端。

[0099] 在器械70的远端处,远侧末端还可以包括用于递送用于诊断和/或治疗的工具、对手术部位进行冲洗和抽吸的工作通道的开口。远侧末端还可以包括用于诸如纤维镜或数码摄像装置的摄像装置的端口,以捕获内部解剖空间的图像。相关地,远侧末端还可以包括用于光源的端口,所述光源用于在使用摄像装置时照亮解剖空间。

[0100] 在图13的示例中,驱动轴的轴以及因此驱动输入轴与细长轴的轴线正交。然而,该布置使细长轴71的滚动能力复杂化。在保持驱动输入73静止的同时沿着其轴线滚动细长轴71会引起当腱从驱动输入73延伸出去并且进入到细长轴71内的牵引腔时,腱的不期望的缠结。所得到的这样的腱的缠结可能破坏旨在在内窥镜检查过程期间预测柔性细长轴的运动的任何控制算法。

[0101] 图14示出了器械驱动器和器械的备选设计,其中驱动单元的轴平行于器械的细长轴的轴线。如所示出的,圆形器械驱动器80包括四个驱动单元,其驱动输出81在机器人臂82的端部处平行对准。驱动单元和它们各自的驱动输出81容纳在由组件83内的驱动单元中的一个驱动的器械驱动器80的旋转组件83中。响应于由旋转驱动单元提供的扭矩,旋转组件83沿着圆形轴承旋转,该圆形轴承将旋转组件83连接至器械驱动器的非旋转部分84。可以通过电接触将电力和控制信号从器械驱动器80的非旋转部分84传送至旋转组件83,电接触可以通过电刷滑环连接(未示出)的旋转来维持。在其他实施方式中,旋转组件83可以响应于集成到不可旋转部分84中的单独的驱动单元,并且因此不平行于其他驱动单元。旋转机构83允许器械驱动器80使驱动单元及其各个的驱动输出81作为单个单元绕器械驱动器轴线85旋转。

[0102] 与较早公开的实施方式类似,器械86可以包括细长轴部分88和器械基部87(出于讨论的目的,示出为具有透明的外部表层),该器械基部87包括被配置成接收器械驱动器80中的驱动输出81的多个驱动输入89(例如,插座、滑轮和卷轴)。与先前公开的实施方式不同,器械轴88从器械基部87的中心延伸,器械基部87的轴线基本上平行于驱动输入89的轴线,而不是如图13的设计中那样正交。

[0103] 当耦接至器械驱动器80的旋转组件83时,包括器械基部87和器械轴88的医疗器械86与旋转组件83组合地绕器械驱动器轴线85旋转。由于器械轴88被定位在器械基部87的中心,因此当附接时器械轴88与器械驱动器轴线85共轴。因此,旋转组件83的旋转使器械轴88绕其自身的纵向轴线旋转。此外,当器械基部87与器械轴88一起旋转时,连接至器械基部87中的驱动输入89的任何腱在旋转期间都不会缠结。因此,驱动输出81、驱动输入89和器械轴88的轴线的平行允许轴在不会使任何控制腱缠结的情况下旋转。

[0104] E. 导航和控制.

[0105] 传统的内窥镜检查可以涉及使用荧光透视(例如,如可以通过C形臂递送的)和其他形式的基于辐射的成像模态,以向操作医师提供腔内指导。相比之下,本公开内容所设想的机器人系统可以提供基于非辐射的导航和定位装置,以减少医师暴露于辐射并且减少手术室内的设备的数量。如本文所使用的,术语“定位”可以指确定和/或监测对象在参考坐标系中的位置。诸如术前映射、计算机视觉、实时EM跟踪和机器人命令数据的技术可以单独地或组合地使用以实现无辐射操作环境。在其他情况下,在仍使用基于辐射的成像模态的情况下,可以单独地或组合地使用术前映射、计算机视觉、实时EM跟踪和机器人命令数据,以改进仅通过基于辐射的成像模态获得的信息。

[0106] 图15是示出根据示例实施方式的估计机器人系统的一个或更多个元件的位置(例如,器械的位置)的定位系统90的框图。定位系统90可以是被配置成执行一个或更多个指令的一个或更多个计算机装置的集合。计算机装置可以由以上讨论的一个或更多个部件中的处理器(或多个处理器)和计算机可读存储器来体现。作为示例而非限制,计算机装置可以位于图1所示的塔30、图1至图4所示的推车、图5至图10所示的床等中。

[0107] 如图15所示,定位系统90可以包括定位模块95,其处理输入数据91至94以生成用于医疗器械的远侧末端的位置数据96。位置数据96可以是表示器械的远端相对于参考系的位置和/或取向的数据或逻辑。参考系可以是相对于患者的解剖结构或相对于已知对象——例如EM场发生器(参见下文关于EM场发生器的讨论)——的参考系。

[0108] 现在更详细地描述各种输入数据91至94。术前映射可以通过使用低剂量CT扫描的集合来完成。术前CT扫描生成二维图像,每个二维图像表示患者内部解剖结构的剖面图的“切片”。当总体上分析时,可以生成用于患者的解剖结构(例如,患者肺网络)的解剖腔、空间和结构的基于图像的模型。可以从CT图像确定和近似诸如中心线几何形状的技术,以形成患者的解剖结构的三维体积,其被称为术前模型数据91。中心线几何形状的使用在美国专利申请第14/523,760号中讨论,其全部内容并入本文中。网络拓扑模型也可以从CT图像中得出,并且特别适合于支气管镜检查。

[0109] 在一些实施方式中,器械可以配备有摄像装置以提供视觉数据92。定位模块95可以处理视觉数据以实现一个或更多个基于视觉的位置跟踪。例如,术前模型数据可以与视觉数据92结合使用,以实现医疗器械(例如,内窥镜或通过内窥镜的工作通道前进的器械)的基于计算机视觉的跟踪。例如,使用术前模型数据91,机器人系统可以基于内窥镜的行进预期路径根据模型生成预期内窥镜图像的库,每个图像链接至模型内的位置。在手术中,机器人系统可以参考该库,以将在摄像装置(例如,在内窥镜远端处的摄像装置)处捕获的实时图像与图像库中的图像进行比较,以辅助定位。

[0110] 其他基于计算机视觉的跟踪技术使用特征跟踪来确定摄像装置的运动,并且因此确定内窥镜的运动。定位模块95的一些特征可以识别术前模型数据91中的与解剖腔对应的圆形几何结构并且跟踪那些几何结构的变化以确定选择了哪个解剖腔,以及跟踪摄像装置的相对旋转和/或平移运动。拓扑图的使用可以进一步增强基于视觉的算法或技术。

[0111] 光流(另一种基于计算机视觉的技术)可以分析视觉数据92中的视频序列中的图像像素的位移和平移以推断摄像装置移动。光流技术的示例可以包括运动检测、对象分割计算、亮度、运动补偿编码、立体视差测量等。通过多次迭代的多帧比较,可以确定摄像装置(以及因此内窥镜)的移动和位置。

[0112] 定位模块95可以使用实时EM跟踪来生成内窥镜在全局坐标系中的实时位置,该全局坐标系可以被配准到由术前模型表示的患者的解剖结构。在EM跟踪中,包括嵌入在医疗器械(例如,内窥镜工具)中的一个或多个位置和取向中的一个或多个传感器线圈的EM传感器(或跟踪器)测量由定位在已知位置处的一个或多个静态EM场发生器产生的EM场的变化。由EM传感器检测的位置信息被存储为EM数据93。EM场发生器(或发送器)可以靠近患者放置,以产生嵌入式传感器可以检测到的低强度磁场。磁场在EM传感器的传感器线圈中感应出小电流,可以对该小电流进行分析以确定EM传感器与EM场发生器之间的距离和角度。这些距离和取向可以在手术中“配准”到患者解剖结构(例如,手术前模型),以确定将坐标系中的单个位置与患者的解剖结构的手术前模型中的位置对准的几何变换。一旦被配准,医疗器械的一个或多个位置(例如,内窥镜的远侧末端)中的嵌入式EM跟踪器可以提供医疗器械通过患者的解剖结构的进展的实时指示。

[0113] 机器人命令和运动学数据94也可以由定位模块95使用以提供用于机器人系统的位置数据96。可以在手术前校准期间确定从接合命令得到的装置俯仰和偏转。在手术中,这些校准测量可以与已知的插入深度信息结合使用,以估计器械的位置。备选地,这些计算可以结合EM、视觉和/或拓扑建模进行分析,以估计医疗器械在网络内的位置。

[0114] 如图15所示,定位模块95可以使用多个其他输入数据。例如,尽管在图15中未示出,但是利用形状感测光纤的器械可以提供定位模块95可以用来确定器械的位置和形状的形状数据。

[0115] 定位模块95可以组合地使用输入数据91至输入数据94。在一些情况下,这样的组合可以使用概率方法,其中定位模块95向根据输入数据91至输入数据94中的每一个确定的位置分配置信度权重。因此,在EM数据可能不可靠(如可能存在EM干扰的情况)的情况下,由EM数据93确定的位置的置信度可能降低,并且定位模块95可能更重地依赖于视觉数据92和/或机器人命令和运动学数据94。

[0116] 如以上所讨论的,本文讨论的机器人系统可以被设计成结合以上技术中的一个或多个的组合。位于塔、床和/或推车中的机器人系统的基于计算机的控制系统可以将计算机程序指令存储在诸如永久性磁存储驱动器、固态驱动器等的非暂态计算机可读存储介质内,计算机程序指令在执行时使系统接收并且分析传感器数据和用户命令,生成整个系统的控制信号并且显示导航和定位数据,例如器械在全局坐标系内的位置、解剖图等。2.电磁(EM)失真—导航和定位。

[0117] 如上所述,EM数据可以通过本文所述的实施方式用于手术器械(例如,可操纵器械)的导航和定位。EM数据可以由位于医疗器械内的一个或多个EM传感器和/或放置在患者上的一个或多个EM贴片传感器生成。图16示出了实现所公开的导航系统和技术的一个或多个方面的示例操作环境100。操作环境100包括支承患者的台38、EM传感器105(也称为“EM贴片传感器”,以便与如下所述位于医疗器械上的EM器械传感器区分开)和EM场发生器110。还可以包括某些附加装置/元件,但是在图16中未示出。例如,环境100还可以包括:机器人系统,其被配置成引导医疗器械的移动;命令中心,用于控制手术机器人系统的操作;以及EM控制器。EM控制器可以电连接至EM贴片传感器105以从其接收EM传感器信号。EM控制器还可以连接至EM场发生器110,以向其提供控制信号,用于生成EM场。然而,在某些实施方式中,EM控制器可以部分地或完全地结合到系统的一个或多个其他处理装置中,包

括EM场发生器110、推车11(参见图1)和/或塔30(参见图1)。

[0118] 当包括EM控制器时,EM控制器可以控制EM场发生器110以产生变化的EM场。取决于实施方式,EM场可以是随时间变化的和/或随空间变化的。EM场发生器110可以位于与图2所示的推车11类似的推车上,或者可以经由一个或更多个支承柱附接至台38的轨道。在其他实施方式中,EM场发生器可以安装在例如与图1的手术机器人系统10中所示的机器人臂类似的机器人臂上,这可以在患者周围提供灵活的设置选项。

[0119] EM场发生器110可以具有相关联的工作体积,在使用时可以将EM贴片传感器105放置在该工作体积中。例如,当EM贴片传感器105位于工作体积内时,由它们产生的EM传感器信号对于用于EM场检测(例如,EM失真检测)是足够可靠的。

[0120] EM空间测量系统可以确定嵌入或提供有EM传感器线圈的对象例如EM贴片传感器105或EM器械传感器305(如图18所示和下面讨论的)在EM场内的位置。当EM传感器被放置在如本文所述的受控、变化的EM场内时,在EM传感器中包括的(多个)传感器线圈中感应出电压。EM空间测量系统可以使用这些感应电压来计算EM传感器的位置和取向,从而计算具有EM传感器的对象的位置和取向。由于EM场具有低场强并且可以安全地穿过人体组织,因此可以在没有光学空间测量系统的视线限制的情况下进行对象的位置测量。

[0121] 可以相对于EM场发生器110的坐标系定义EM场,并且可以将腔网络的3D模型的坐标系映射到EM场的坐标系。然而,EM场可能受环境100中的一个或更多个EM失真源的影响。例如,在EM场发生器110的工作体积内或在环境100内存在铁磁材料可能使EM场失真。这种效应可能取决于铁磁材料与EM场的工作体积之间的距离以及铁磁材料的特性。然而,诸如顺磁材料等的其他材料也可能影响EM场。可能存在于环境100中的常见的EM失真源的示例包括:荧光镜、工具、器械、床和台。

[0122] 当EM场失真源是稳定的时,对于某些应用来说EM场失真源的影响是可容忍的。也就是说,当存在稳定EM失真源时,EM场可以是基本静止的。然而,EM失真源的移动可以引起EM传感器信号的变化,但是这些信号的变化将被解释为EM传感器的移动。因此,期望检测EM场失真,以防止这样的失真被EM空间测量系统不正确地解释为EM传感器的移动。

[0123] 如图16所示,可以将若干个EM贴片传感器105放置在患者身体上(例如,在腔网络140的区域中)。这些EM贴片传感器105可以用于跟踪由呼吸引起的患者身体的位移以及跟踪EM场失真。若干个不同的EM贴片传感器105可以在身体表面上间隔开,以跟踪这些位置处的不同位移。例如,肺的外周可能由于呼吸而表现出比中央气道更大的运动,并且如图所示设置若干EM贴片传感器105可以实现对这些运动影响的更精确分析。为了说明,内窥镜的远端可以行进通过腔网络140的不同区域,并且因此当内窥镜的远端行进通过这些不同区域时,经历由于患者呼吸引起的不同程度的位移。

[0124] 此外,随着EM贴片传感器105的数目增加,可以增强EM场失真检测的鲁棒性,因为可以使用产生的附加EM传感器信号对EM贴片传感器105的移动执行更复杂的分析。如下面将更详细描述,从EM贴片传感器105接收到的EM传感器信号可以用于确定EM贴片传感器105相对于EM场发生器110的位置和取向。在某些实施方式中,EM贴片传感器105可以提供5个自由度(DoF)的移动数据(例如,3个位置DoF和2个角度DoF)或6个DoF数据(例如,3个位置DoF和3个角度DoF)。当仅存在单个EM贴片传感器105时,可能难以将EM失真与EM贴片传感器105的移动区分开。然而,利用附加的EM贴片传感器105,可以计算附加的度量,例如EM贴片

传感器105之间的相对距离。由于EM贴片传感器105之间的相对距离基本上是固定的(例如,EM贴片传感器105被固定到患者身体上的位置,并且相对距离将仅由于呼吸或从患者移除而改变),所以与患者呼吸不一致的相对距离的变化可以被识别为是由于EM失真引起的。

[0125] 图17示出了可以在图16的操作环境100中被导航的示例腔网络140。腔网络140包括患者的气道150的分支结构以及可以如本文中所描述的那样被访问以用于诊断和/或治疗的结节155。如所示的,结节155位于气道150的外周处。内窥镜115具有第一直径,并且因此内窥镜115的远端不能通过结节155周围的较小直径气道来放置。因此,可操纵导管145从内窥镜115的工作通道向结节155延伸剩余距离。可操纵导管145可以具有如下腔,例如活检针、细胞刷和/或组织取样钳的器械可以通过该腔传递到结节155的靶组织部位。在这样的实现方式中,内窥镜115的远端和可操纵导管145的远端都可以设置有助于跟踪它们在气道150内的位置的EM器械传感器。在其他实施方式中,内窥镜115的总直径可以足够小以在没有可操纵导管145的情况下到达所述外周,或者可以足够小以接近外周(例如,在2.5cm至3cm内)以通过不可操纵导管来部署医疗器械。通过内窥镜115部署的医疗器械可以配备有EM器械传感器,并且下面描述的位置滤波和安全模式导航技术可以应用于这样的医疗器械。

[0126] 在一些实施方式中,如本文中所描述的3D腔网络模型的2D显示或者3D模型的截面可以类似于图17。导航安全区和/或导航路径信息可以叠加到这样的表示上。

[0127] 图18示出了如本文所描述的具有成像和EM感测能力的示例内窥镜(例如图1的内窥镜13)的远端300。然而,本公开内容的各方面可以涉及诸如图3的输尿管镜32、图9的腹腔镜59等的其他可操纵器械的使用。在图18中,内窥镜的远端300包括成像装置315、照明源310和EM传感器线圈305的端部,该EM传感器线圈形成EM器械传感器。远端300还包括通向内窥镜的工作通道320的开口,手术器械例如活检针、细胞刷和镊子通过该开口可以沿着内窥镜轴插入,从而允许进入内窥镜末端附近的区域。

[0128] 位于远端300上的EM线圈305可以与EM跟踪系统一起使用,以在内窥镜的远端300被设置在解剖系统内时检测内窥镜的远端300的位置和取向。在一些实施方式中,线圈305可以沿不同轴成角度以提供EM场的灵敏度,从而使所公开的导航系统能够测量如下完整的6个DoF:3个位置DoF和3个角度DoF。在其他实施方式中,仅单个线圈可以设置在远端300上或设置在远端300内,其中单个线圈的轴线沿着内窥镜的内窥镜轴被定向。由于这种系统的旋转对称性,其对绕其轴线滚动不敏感,因此在这种实现方式中仅可以检测到5个自由度。

[0129] A. 局部失真.

[0130] 将参考本公开内容的包括内窥镜的导航和定位的实施方式描述局部EM失真的检测的示例。然而,本公开内容的方面还涉及相对于任何类型的手术器械(例如,胃镜、腹腔镜等)的导航和定位的EM失真的检测。如本文中所使用的,局部EM失真通常指由于位于器械附近或器械内的失真源而引起的EM失真。

[0131] 局部EM失真源的一个示例是放射状支气管内超声(REBUS)探针。REBUS探针可以用于提供支气管旁结构的360°图像,并且使得能够从探针可视化结构。REBUS探针可以包括能够引起局部EM失真的部件,局部EM失真可以影响设置在器械上的EM传感器。例如,REBUS探针可以包括在导电头中的换能器,该换能器被结合到扭矩线圈。REBUS探针还可以包括流体填充的封闭导管。这些部件中的每一个都可能引起REBUS探针附近的EM场的失真,当REBUS

探针移动通过器械中的工作通道时,可能引起器械上的EM传感器的局部EM失真。

[0132] 如上所述,诸如活检针、细胞刷和镊子的手术器械可以插入并穿过内窥镜的工作通道320,以允许手术器械进入内窥镜末端附近的区域。这些手术器械可以由材料形成,或者包括当手术器械移动时使EM场失真的部件。通常,当手术器械穿过工作通道或者在内窥镜末端相邻的区域内被导航时,内窥镜基本上是稳定的(例如,医师使用者不会在移动手术器械的同时导航内窥镜)。

[0133] EM器械传感器可以被配置成响应于由EM场发生器110生成的EM场的检测而生成一个或多个EM传感器信号。EM场中的失真可以由位于内窥镜的远端300上的EM器械传感器(例如,由EM传感器线圈305)基于EM传感器信号来检测。由于EM器械传感器用于内窥镜末端的导航和定位,EM器械传感器检测到的EM场的变化被EM空间测量系统解释为内窥镜末端的移动。然而,由于内窥镜在手术器械移动期间通常是稳定的,所以当已知内窥镜稳定时,可以确定EM器械传感器检测到的EM场的变化指示EM场的失真而不是内窥镜的移动。

[0134] 存在使手术机器人系统可以通过其能够确定内窥镜是稳定的多种方法。例如,内窥镜位置和移动可以由用户控制,并且因此,当系统没有主动地接收用于重新定位、控制或以其他方式导航内窥镜的命令数据时,系统可以确定内窥镜是稳定的。系统可以使用附加的导航和控制数据来确认内窥镜是否是稳定的。例如,可以分析视觉数据92和机器人命令和运动学数据94以确定内窥镜是稳定的。

[0135] 该系统可能能够基于由EM器械传感器生成的EM传感器信号来检测局部EM失真。例如,系统可以计算与器械的远端的位置和/或移动相关的一个或多个度量的一个或多个基线值。可以在第一时间基于与由EM器械传感器生成的与第一时间相对应的EM传感器信号来计算基线值。在一个实施方式中,第一时间可以在将内窥镜插入患者体内之前(例如,基线度量可以是手术前测量)。在一个示例中,计算基线测量的第一时间是在已经为手术过程设置环境100之后。例如,推车11、塔30、机器人臂12、EM场发生器110和C形臂中的一个或多个可以在准备手术操作中最初地定位。由于推车11、塔30、机器人臂12、EM场发生器110和C形臂中的一个或多个的移动可能影响由EM场发生器110生成的EM场,所以可以在环境100内定位各种装置之后测量(多个)基线度量,从而可以最小化装置的进一步移动,由此最小化会由于这些装置的移动而引入的EM场的失真。

[0136] 然而,在其他实施方式中,可以在除了手术操作之前之外的各种时间计算和/或更新基线度量。例如,可能期望在移动C型臂之后计算和/或更新基线测量,以减小C型臂的移动和/或重新定位对所测量的EM场的影响。在另一实施方式中,可以响应于手术过程的开始自动地计算(多个)基线度量。由于可以在相对短的时间段(例如,在若干秒内)中计算基线测量,所以当在内窥镜经由患者引导件插入患者体内时计算的情况下,(多个)基线度量可以是足够准确的。

[0137] 存在可以由系统基于EM传感器信号计算的多个不同的度量,每个度量可以用于检测局部EM失真。可以计算的示例度量包括:器械的远端300的线速度、器械的远端300的角速度以及指示值的变化。图19A至图19C提供了这些度量的曲线图,其示出了可以指示局部EM失真的度量的变化。特别地,图19A示出了指示值度量的变化,图19B示出了线速度度量,并且图19C示出了角速度度量。

[0138] 在某些实现方式中,系统可以计算以下中的一个或多个:指示值Ind、器械的远

端300的位置 $\vec{P}$ 、器械的远端300的角取向 $\vec{Q}$ 。这些值可以由系统在器械的导航和定位中使用。在某些实现方式中,指示值Ind、位置 $\vec{P}$ 和角位置 $\vec{Q}$ 值可以根据基于从(多个)线圈305接收到的EM传感器信号生成的5个DoF测量值(例如,3个位置DoF和2个角度DoF)来计算。指示值Ind可以是表示位置 $\vec{P}$ 和角取向 $\vec{Q}$ 测量的质量的值。因此,系统可以将指示值Ind与阈值进行比较,以确定位置 $\vec{P}$ 和角取向 $\vec{Q}$ 测量是否足够准确以被用于导航和定位。在某些实施方式中,可以使用从(多个)线圈305接收到的5个DoF测量值与作为刚体的内窥镜末端的模型之间的拟合度(GOF)算法来计算指示值Ind。

[0139] 图19A至图19C中所示的每个曲线图示出了当手术器械(例如,镊子)穿过内窥镜时可以确定的某些度量。这些曲线图是基于相同的事件生成的,其中镊子穿过内窥镜五次而内窥镜保持稳定。

[0140] 具体地,图19A示出了以Hz(例如,1/s)为单位测量的指示值度量的变化 ΔInd 。镊子穿过内窥镜的五次事件是可见的,其中指示值度量的变化 ΔInd 增加到显著高于指示值度量变化 ΔInd 的噪声的水平。可以使用以下等式根据指示值的时间变化来计算指示值度量的变化:

$$[0141] \quad \Delta \text{Ind} = \frac{\text{Ind}(t_i) - \text{Ind}(t_{i-1})}{t_i - t_{i-1}} \quad (1)$$

[0142] 其中, ΔInd 是指示值度量的变化,Ind是指示值, t_i 是当前时间(例如,对指示值进行采样和/或确定的时间),并且 t_{i-1} 是先前时间。

[0143] 类似地,图19B示出了以mm/s为单位测量的线速度度量 v 。此处,每个镊子移动事件作为大于基线线速度值中的噪声的线速度值是可见的。可以使用以下等式根据内窥镜位置的时间变化来计算线速度度量:

$$[0144] \quad v(t_i) = \frac{\|\vec{P}(t_i) - \vec{P}(t_{i-1})\|}{t_i - t_{i-1}} \quad (2)$$

[0145] 其中, v 是线速度度量并且 $\vec{P}$ 是器械的远端300的位置。

[0146] 最后,图19C示出了以rad/s为单位测量的角速度度量 ω 。可以使用以下等式根据内窥镜的取向的时间变化来计算角速度度量:

$$[0147] \quad \omega(t_i) = \frac{|\cos^{-1}(2 \cdot \text{dot}(\vec{Q}(t_i), \vec{Q}(t_{i-1}))^2 - 1)|}{t_i - t_{i-1}} \quad (3)$$

[0148] 其中, ω 是角速度度量并且 $\vec{Q}$ 是器械的远端300的角取向。

[0149] 如图19A至图19C所示,每个计算的度量示出了五个单独的内窥镜移动事件中的每一个与基线值(例如,其中基线值被设置为0)的偏差。通过选择适当的阈值,可以检测到这些与基线的偏差。

[0150] 在计算了(多个)度量的(多个)基线值之后,系统可以基于来自与第一时间之后的时间段相对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号,周期性地计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值。例如,系统可以周期性地计算(多个)度量的更新值,以确定局部EM失真是否正在发生。当系统已经确定器械稳定时,(多

个)度量的一个或多个的变化可以指示局部EM失真。

[0151] 因此,系统可以确定一个或多个更新值与一个或多个基线值之间的差是否大于阈值。可以针对被计算的(多个)度量的每一个设置不同的阈值。当该差大于阈值时,系统可以确定EM场已经失真。

[0152] 图20提供了示出确定发生了局部EM失真的示例方法的流程图。方法2000在块2001处开始。在块2005处,系统确定去抖动周期是否有效。如本文中所使用的,去抖动周期通常可以指限制可以确定已经发生EM失真的频率的预定时间段。例如,在某些实现方式中,当去抖动周期有效时,系统将不计算新的度量和/或不估计度量以确定EM失真是否已经发生。系统可以确定在整个去抖动周期内EM失真已经实际发生,并且一旦去抖动周期期满,就恢复确定EM失真是否已经发生。作为数据存储在系统中的去抖动标记可以用于指示去抖动周期是有效的。去抖动周期可以被设置为定义EM失真可以被标记的频率的间隔。例如,当去抖动周期有效时,可以不设置EM失真的新出现。

[0153] 如果去抖动周期有效,则方法2000在块2030处继续进行,其中确定已经发生局部EM失真。当去抖动周期无效时,方法2000在块2010处继续进行,其中系统计算多个度量。在一个示例中,系统计算线速度度量、角速度度量和指示值度量的变化。在块2015处,系统分析在时间窗上存储的计算的度量,包括确定度量中的每一个的标准偏差。在块2020处,系统确定所分析的度量是否指示局部EM失真。这可以包括将度量中的每一个与相应的阈值进行比较,以及将标准偏差与相应的阈值进行比较。在一些情况下,系统可以尝试通过随时间将局部失真事件的发生与一些标准进行比较来限制误报的发生。例如,在一个实施方式中,当给定时间窗中的法定数目或一定数目的比较指示局部EM失真时,系统可以确定度量指示局部EM失真。应当理解,这样的方法仅仅是一种方法,并且其他实施方式可以采用任何适当的方法,例如当度量指示一定数目的连续比较时确定发生了局部EM失真。

[0154] 在块2025处,响应于确定度量指示局部EM失真,系统激活去抖动周期,其可以包括激活去抖动标记。在块2030处,系统确定已经发生了局部EM失真,这可以包括设置EM失真标记和/或局部EM失真标记。该方法在块2035处结束。应当理解,所述系统可以响应于检测到局部EM失真而执行若干动作。下面描述一些示例性响应。

[0155] B. 全局失真.

[0156] EM失真的另一可能来源是全局EM失真。如本文中所使用的,全局EM失真通常是指由位于环境100内但不直接与器械的远端相邻的源引起的EM失真。例如,某些手术过程可以通过使用荧光成像来执行,其可以包括将C形臂放置在患者旁边。在图5中示出了荧光检查过程的示例设置,其中C形臂被定位成使得发射器和检测器被放置成被定位在患者的相对侧上。C形臂可以被定位在作为手术过程的初始位置的前后(AP)位置中。

[0157] 由于荧光检查的技术要求,C形臂通常包括多个部件,这些部件可能引起由EM场发生器110生成的EM场的失真。例如,发射器产生X射线可能需要产生和/或影响作为生成X射线的副产品的EM场的部件。然而,当C型臂保持在同一位置时,由C型臂引起的EM场失真可能相对静止。也就是说,虽然由C形臂引起的EM场失真可能使EM传感器(例如,EM贴片传感器105和EM器械传感器305)测量的EM场失真,但是如果EM场稳定,则EM空间测量系统仍然能够有效地导航和定位器械。然而,当在导航和/或定位期间移动C形臂的位置时,EM场可能动态地失真,导致由EM空间测量系统计算的器械的位置和/或取向相对于器械的实际位置和取

向偏移。因此,为了使EM空间测量系统能够对全局EM失真事件起作用,需要检测这样的全局EM失真事件。虽然已经提供了C形臂作为全局EM失真源的示例,但是也可以检测其他全局EM失真源。可能是全局EM失真的来源的其他材料包括导电材料和磁性材料以及任何EM场源。

[0158] 图21示出了根据本公开内容的各方面的可以用于检测全局EM失真的系统的实施方式。图21的实施方式包括EM场发生器110和位于EM场发生器110的工作体积内的三个EM贴片传感器105。如上所述,EM贴片传感器110可以用于检测患者的呼吸,其可以用于经由位于其上的EM器械传感器校正器械的导航和定位。此外,贴片传感器105可以用于检测全局EM失真,这将在下面更详细地描述。

[0159] 在图21的实施方式中,贴片传感器105包括三个贴片传感器P0、P1和P2。然而,其他实现方式可以包括更多或更少的贴片传感器105。当EM空间测量系统包括更多数目的贴片传感器105时,系统可能能够计算更多数目的度量,这些度量可以用于跟踪全局EM失真,从而提高失真跟踪的鲁棒性。

[0160] 当贴片传感器105被放置在患者上时,每个EM贴片传感器105可以被配置成响应于EM场的检测而生成一个或多个EM传感器信号。类似于(多个)线圈305,EM空间测量系统可能能够基于从EM贴片传感器105接收到的EM传感器信号生成5DOF测量。当至少两个EM贴片传感器105可用时,系统可能能够计算相对位置度量和相对角度度量。此外,当至少三个EM贴片传感器105可用时,系统可能能够计算贴片面积度量和贴片空间6DoF度量。

[0161] EM贴片传感器附接至患者身体上的各个位置。这样,相对距离、相对角度、贴片空间和贴片面积度量相对稳定,并且可以仅基于用户的呼吸而变化。通过跟踪用户的呼吸,系统可以滤除计算的度量中的由呼吸引起的变化。一旦从度量中过滤出呼吸变化,任何剩余的变化可以因此被归因于全局EM失真。

[0162] 相对位置度量可以表示EM贴片传感器中的两个(例如,P1与P2)之间的相对位置。可以使用以下等式来计算EM贴片传感器P1和P2的相对位置度量:

$$[0163] \quad dP1P2_{rel} = \sqrt{(P1_x - P2_x)^2 + (P1_y - P2_y)^2 + (P1_z - P2_z)^2} \quad (4)$$

[0164] 其中, $dP1P2_{rel}$ 是相对位置度量, $P1_x$ 和 $P2_x$ 是EM贴片传感器P1和P2各自的X轴坐标,并且 $P1_y$ 和 $P2_y$ 是EM贴片传感器P1和P2各自的Y轴坐标,并且 $P1_z$ 和 $P2_z$ 是EM贴片传感器P1和P2各自的Z轴坐标。

[0165] 相对角度度量可以是EM贴片传感器中的两个(例如,P1和P2)的Z轴之间的相对角度。可以使用以下等式来计算相对角度度量:

$$[0166] \quad \theta_{rel} = \cos^{-1}(\text{dot}(P1_{Rz}, P2_{Rz})) \quad (5)$$

[0167] 其中 θ_{rel} 是相对角度度量, $P1_{Rz}$ 是EM贴片传感器P1的Z轴,并且 $P2_{Rz}$ 是EM贴片传感器P2的Z轴。

[0168] 贴片面积度量可以由EM贴片传感器产生的面积,并且可以使用以下等式来计算:

$$[0169] \quad \text{面积} = \sqrt{s * (s - dP1P2_{rel}) + (s - dP1P3_{rel}) + (s - dP2P3_{rel})} \quad (6)$$

[0170] 在面积是贴片面积度量的情况下,根据等式(4)计算相对位置,并且可以使用以下等式计算s:

$$[0171] \quad s = \frac{dP1P2_{rel} + dP1P3_{rel} + dP2P3_{rel}}{2} \quad (7)$$

[0172] 贴片空间6DoF度量可以由EM贴片传感器创建的空间的6DoF位置和取向,并且可以使用以下等式来计算:

$$[0173] \quad X_{\text{轴}} = \frac{(P0-P1)}{\text{范数}(P0-P1)} \quad (8)$$

$$[0174] \quad Z_{\text{轴}} = \frac{\text{叉乘}(P0-P1, P0-P2)}{\text{范数}(\text{叉乘}(P0-P1, P0-P2))} \quad (9)$$

$$[0175] \quad Y_{\text{轴}} = \frac{\text{叉乘}(P0-P1, Z_{\text{轴}})}{\text{范数}(\text{叉乘}(P0-P1, Z_{\text{轴}}))} \quad (10)$$

[0176] 其中P0是EM场发生器110空间中EM贴片传感器P0的位置并且被用作原点,P1是EM场发生器110空间中EM贴片传感器P1的位置,并且P2是EM场发生器110空间中EM贴片传感器P2的位置。图21示出了通过等式(8)至等式(10)计算的贴片空间度量的 $X_{\text{轴}}$ 、 $Y_{\text{轴}}$ 和 $Z_{\text{轴}}$ 的示例。

[0177] 在已经计算了(多个)度量的(多个)基线值之后,系统可以基于来自与第一时间之后的时间段相对应的一个或多个EM传感器信号的EM传感器信号,周期性地计算第一时间之后的时间段期间的一个或多个度量的一个或多个更新值。例如,系统可以周期性地计算(多个)度量的更新值,以确定全局EM失真是否正在发生。由于度量值的变化仅受患者的呼吸影响,因此当更新的度量中的一个或多个与该一个或多个度量的基线值之间的差大于阈值时,系统可以确定已经发生了全局EM失真。此外,在某些实施方式中,可以从所计算的度量中滤除呼吸,并且因此,可以确定(多个)度量中的任何剩余变化是由EM场中的失真引起的。

[0178] 因此,系统可以确定一个或多个更新值与一个或多个基线值之间的差是否大于阈值。可以针对被计算的(多个)度量的每一个设置不同的阈值。当该差大于阈值时,系统可以确定EM场已经失真。

[0179] 图22提供了示出确定发生全局EM失真的示例方法的流程图。方法2200在块2201处开始。在块2205处,系统针对每个计算的度量确定基线度量。这可以包括从存储器检索度量的基线值,或者基于从EM贴片传感器105接收的EM传感器信号来计算基线度量。在块2210处,系统确定基线度量质量是否大于阈值质量。当基线度量质量不大于阈值质量时,方法2200结束,并且可以通过尝试收集更好质量的基线度量来重复进行方法2200。

[0180] 当基线度量质量大于阈值质量时,方法2200在块2215处继续进行,其中系统计算多个度量。在一个示例中,系统计算相对距离度量、相对角度度量、6DOF贴片空间度量和贴片面积度量。在块2220处,系统分析在时间窗上存储的计算的度量,包括确定度量中的每一个的标准偏差。在块2225处,系统确定所分析的度量是否指示全局EM失真。这可以包括将度量中的每个与相应的阈值进行比较,以及将标准偏差与相应的阈值进行比较。当法定数目的比较指示全局EM失真时,系统可以确定度量指示全局EM失真。

[0181] 在块2230处,响应于确定度量指示全局EM失真,系统确定已经发生全局EM失真,这可以包括设置EM失真标记和/或全局EM失真标记。方法在块2235处结束。应当理解,系统可以响应于检测到全局EM失真而执行若干动作。下面描述一些示例性响应。

[0182] C.运动检测.

[0183] 当患者和EM场发生器110中的一个或多个移动时,基于EM数据的器械的导航和定位也可能受到负面影响。通常存在EM场发生器110或患者移动的两种场景。第一,EM场发生器110或患者可以移动并稳定在新的位置。第二,EM场发生器110或患者可以接收冲击力(例如,被撞击)并且在返回到与接收冲击力之前大致相同的位置之前在适当位置经历暂时振荡。由于患者或EM场检测器110的移动可能被不正确地解释为器械的移动、局部EM失真和/或全局EM失真,因此可能期望检测EM场发生器110或患者的移动。

[0184] 由于患者身上的EM贴片传感器105之间的相对距离相对稳定,因此EM场发生器110或患者的移动将导致EM贴片传感器105中的每一个与EM场发生器110之间的计算的绝对距离的变化。这样的移动也可以导致EM贴片传感器105与EM场发生器110之间的计算的绝对角度的变化。

[0185] 当至少一个EM贴片传感器105可用时,系统可能能够计算绝对位置度量和绝对角度度量。此外,当至少三个EM贴片传感器105可用时,系统可以使用如结合等式(8)-(10)描述的贴片空间6DoF度量。至少一个度量的另外的示例包括:EM传感器中的每一个相对于场发生器的绝对位置、EM传感器相对于场发生器的绝对位置的平方和的根、EM传感器中的每一个相对于场发生器的绝对角度、EM传感器相对于场发生器的绝对角度的平方和的根、以及由EM传感器创建的的空间的位置和取向。

[0186] 绝对位置度量可以表示EM贴片传感器105中的给定一个与EM场发生器110之间的绝对距离。可以使用下式来计算绝对位置度量:

$$[0187] \quad D_{abs} = \sqrt{P_x^2 + P_y^2 + P_z^2} \quad (11)$$

[0188] 其中, D_{abs} 是绝对位置度量, P_x 是EM贴片传感器105相对于EM场发生器110在X轴上的位置, P_y 是EM贴片传感器105相对于EM场发生器110在Y轴上的位置,以及 P_z 是EM贴片传感器105相对于EM场发生器110在Z轴上的位置。

[0189] 绝对角度度量可以表示EM贴片传感器105中的给定一个与EM场发生器110之间的绝对角度。可以使用下式来计算绝对角度度量:

$$[0190] \quad \theta_{abs} = \cos^{-1}(\text{dot}(P_{Rz}, FG_{Rz})) \quad (12)$$

[0191] 其中, θ_{abs} 是绝对角度度量, P_{Rz} 是EM贴片传感器P1的Z轴,以及 FG_{Rz} 是EM场发生器110的Z轴。

[0192] 由于EM场发生器110和/或患者的移动是暂时的,因此EM空间测量系统可以被配置成确定患者和/或EM场发生器110移动的时间段。

[0193] 因此,EM跟踪系统可能能够基于由(一个或多个)EM贴片传感器生成的EM传感器信号来检测患者和/或EM场发生器110的移动。例如,系统可以基于一个或多个EM传感器信号来计算至少一个度量的基线值。至少一个度量的基线值可以与第一时间对应。在一个实施方式中,第一时间可以在将内窥镜插入患者体内之前(例如,基线度量可以是术前测量)。然而,对于移动检测,基线值可以是度量的最近稳定值(例如,在一段时间内度量的变化小于阈值)。

[0194] EM跟踪系统可以基于一个或多个EM传感器信号来计算至少一个度量的更新值。至少一个度量的更新值可以与第一时间之后的第二时间对应。然后,系统可以将度量的更

新值与度量的基线值进行比较。当度量的更新值与基线值之间的差大于阈值时,系统可以确定患者和场发生器中的至少之一在包括第一时间和第二时间的时段中已经移动。

[0195] 一旦系统确定患者和EM场发生器110中之一已经移动,系统可以确定患者或EM场发生器110中之一是否已经改变其姿势(例如,已经移动到新的位置)。例如,系统响应于确定患者和场发生器中的至少之一已经移动,可以基于与EM传感器在继第二时间之后的第三时间的定位的变化的频率对应的一个或更多个EM传感器信号来计算至少一个度量的频率值。然后,系统可以将频率值与阈值频率值进行比较。当频率值大于阈值频率值时,系统可以确定患者和场发生器中的至少之一已经改变其姿势。

[0196] EM跟踪系统还可以确定患者和EM场发生器110中之一是否接收到冲击力并且返回到初始状态。例如,系统响应于确定患者和场发生器中的至少之一已经移动,可以基于一个或更多个EM传感器信号来计算至少一个度量的后续值。至少一个度量的后续值可以与EM传感器在继第二时间之后的第三时间的定位对应。然后,系统响应于后续值在基线值的误差阈值内,可以确定场发生器接收到冲击力并且在接收冲击力之后返回到初始状态。

[0197] 在选择第三时间以计算后续值之前,系统可以确定至少一个度量的间隔值已经稳定了在第三时间之前的时间间隔,并且响应于确定至少一个度量的间隔值已经稳定来选择第三时间。因此,系统可以在确定患者或EM场发生器110是否已经移动到新的姿势或者已经稳定到其初始姿势之前,确定患者或EM场发生器110已经稳定在最终姿势。

[0198] 在一个实现方式中,系统可以基于至少一个度量在时间间隔期间的最大值和最小值来确定患者或EM场发生器110的姿态已经稳定。例如,系统可以计算至少一个度量在时间间隔期间的最大值和最小值,计算至少一个度量的最大值与最小值之间的差,并且响应于至少一个度量的最大值与最小值之间的差小于差阈值来确定至少一个度量的间隔值已经稳定了时间间隔。当确定至少一个度量的变化小于差阈值时,系统可以确定度量的变化是由于噪声而不是患者或EM场发生器110的振荡引起的。

[0199] 在另一示例中,系统响应于确定患者和场发生器中的至少之一已经移动,可以基于一个或更多个EM传感器信号来计算至少一个度量的后续值。至少一个度量的后续值可以与EM传感器在继第二时间之后的第三时间的定位对应。然后,系统响应于后续值在基线值的误差阈值之外可以确定患者和场发生器中的至少之一已经改变其姿势。例如,如上所讨论的,度量可以是EM贴片传感器105中的一个或更多个的绝对位置或绝对角度。如果绝对差或绝对角度的基线值改变并且稳定在新的值,则这指示患者和EM场发生器110中的至少之一移动并且稳定在新的位置。

[0200] 图23提供了示出确定患者和EM场发生器中之一已经移动的示例方法的流程图。方法2300在块2301处开始。在块2305处,系统确定计算的度量中的每一个的基线度量。这可以包括从存储器检索度量的基线值,或者基于从EM贴片传感器105接收的EM传感器信号来计算基线度量。在块2310处,系统确定基线度量质量是否大于阈值质量。当基线度量质量不大于阈值质量时,方法2300结束,并且方法2300可以通过尝试收集更好质量的基线度量来重复进行。

[0201] 当基线度量质量大于阈值质量时,方法2230在块2315处继续,其中系统计算许多度量。在一个示例中,系统计算绝对差度量、绝对角度度量和6DoF贴片空间度量。在块2320处,系统分析在时间窗上存储的计算的度量,包括确定度量中的每一个的标准偏差。在块

2325处,系统确定分析的度量是否指示患者和EM场发生器中的至少之一被移动或者患者和EM场发生器中的至少之一接收冲击力。这可以包括将度量中的每个与相应的阈值进行比较,以及将标准偏差与相应的阈值进行比较。当法定或一定阈值数目的比较指示患者和EM场发生器中的至少之一移动时,方法在块2330处继续进行。当法定或一定阈值数目的比较指示患者和EM场发生器中的至少之一接收冲击力时,方法2300在块2335处继续进行。

[0202] 在块2330处,响应于确定度量指示患者和EM场发生器中的至少之一移动,系统可以设置EM失真标记和/或移动标记。在块2330处,响应于确定度量指示患者和EM场发生器中的至少之一接收冲击力,系统可以设置EM失真标记和/或冲击力标记。方法在块2235处结束。应当认识到,系统可以响应于检测到EM场发生器的移动执行许多动作。下面描述一些示例性响应。

[0203] D. 对EM失真检测的响应.

[0204] EM跟踪系统响应于检测到EM失真可以执行许多技术中的一种或更多种。所执行的具体技术可以取决于以下中的一个或多个:所检测的EM失真的类型(例如,局部或全局EM失真、由于移动而引起的失真等)、EM失真的大小、EM失真的位置等。

[0205] 在一个实现方式中,系统可以避免使用或以其他方式限制在器械的导航和/或定位中给予EM数据的权重。当避免使用EM数据时,由系统执行的导航和/或定位可以在EM失真期间依赖于其他类型的数据。具体地,在一个实施方式中,系统可以检测EM失真标记已经被设置,并且然后作为EM失真标记被设置的结果,通过降低与基于EM位置的算法对应的置信度值(或任何其他合适的加权),避免或以其他方式限制给予以基于EM传感器信号确定器械的远端的位置的权重。置信度值的使用以及对不同位置算法的加权在2016年9月16日提交的美国专利申请第15/268,238号中进行了讨论,其全部内容并入本文中。

[0206] 在一些实现方式中,响应于确定EM场失真,系统可以计算失真量。EM场失真量可以与计算的度量中的一个或多个的变化成比例。在该实现方式中,系统可以基于在第二时间计算的一个或多个更新值以及在第二时间之前的第一时间计算的一个或多个基线值来计算EM场的失真量。系统可对失真量的指示进行编码并且将经编码的失真量的指示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。因此,用户可以被通知EM场失真量。然后,用户可能能够确定在手术过程期间是否使用基于EM数据的导航。

[0207] 在某些实施方式中,系统可以使用失真量来改变导航和/或定位技术中使用的EM数据的权重。随着EM失真的增加,当生成医疗器械的远端的位置数据96时,系统可以向EM数据指定较低的权重。

[0208] 系统还可能能够确定EM场中的失真大于失真阈值的区域。例如,可以使用相对距离度量来确定EM贴片传感器中之一周围的区域正在经历EM失真。即,如果EM贴片传感器P1与EM贴片传感器P0和P2中的每一个之间的相对距离已经改变超过阈值,而EM贴片传感器P0与EM贴片传感器P2之间的相对距离基本上没有改变,则系统可以确定EM贴片传感器P1附近的区域中的EM场已经失真。

[0209] 响应于确定EM贴片传感器105中之一附近的EM场已经失真,系统可以调整(例如,减小)施加到从所识别的EM贴片传感器105接收的EM数据的权重。系统还可以向用户指示EM场失真发生的区域。然后,用户可能能够基于目标部位是否在失真区域内来确定是否使用EM数据继续导航。替选地,系统可以基于器械相对于EM失真区域的当前位置自动确定是否

继续使用EM数据来导航。

[0210] 在某些实施方式中,系统还可以访问表示患者的腔网络的模型,并且基于以下中的至少之一来计算EM场的坐标系与模型的坐标系之间的映射:(i)一个或多个基线值和(ii)一个或多个更新值。系统响应于确定EM场已经失真还可以避免在计算映射时使用一个或多个更新值。

[0211] E. 对准.

[0212] 在执行使用EM数据来导航和/或定位的手术过程之前,期望将患者与EM场发生器110对准。更确切地,期望将EM场发生器110与要对其执行手术过程的患者的解剖特征对准。执行这样的对准过程的一个优点是EM场发生器110可以具有其中EM传感器能够更准确地测量EM场的工作体积。即,当EM传感器中的一个或多个EM传感器在工作体积之外时,由EM传感器生成的EM传感器信号对于导航和/或定位、呼吸跟踪和/或EM失真检测可能不够可靠。

[0213] 如上所讨论的,可以将许多EM贴片传感器105放置在患者身上指定的位置处,这些位置围绕感兴趣区域或者与感兴趣区域至少部分地交叠。感兴趣区域可以是要对其执行手术过程的患者的解剖特征。解剖特征的一个示例是腔网络,诸如腔网络140。EM跟踪系统可以向用户提供关于以下的指导:在患者身上何处放置EM贴片传感器105,以及在何处放置EM场发生器110以使得EM贴片传感器105在EM场发生器110的工作体积内。当EM贴片传感器105被适当地放置时,EM贴片传感器在工作体积内的放置可以保证患者的感兴趣区域与EM场发生器110对准。

[0214] 将结合支气管镜检查过程来描述用于将EM场发生器110与患者对准的示例过程。然而,该过程可以被修改用于任何类型的机器人辅助手术过程,其中,EM数据用于导航和/或定位。

[0215] 最初,用户可以将一个或多个EM贴片传感器105放置在患者身上。对于支气管镜检查,用户将EM贴片传感器105放置成围绕感兴趣区域(例如,患者的肺)或者与感兴趣区域至少部分地交叠。当系统包括三个EM贴片传感器105时,用户可以将第一EM贴片传感器放置在患者的中胸骨上,将第二EM贴片传感器放置在患者的左侧第8肋上,并且将第三EM贴片传感器放置在患者的右侧第8肋上。EM贴片传感器105的上述放置仅是示例性的,并且EM贴片传感器105可以被放置在与感兴趣区域交叠的其他位置。

[0216] 图24提供了EM贴片传感器105被放置在EM场发生器的工作体积内的示例。EM场发生器110和EM贴片传感器105可以相对于彼此对准,使得EM贴片传感器105可以生成指示EM贴片传感器105相对于EM场发生器110的位置的信号。对准可以涉及用户放置场发生器105、EM贴片传感器105和/或台中的一个或多个,使得EM贴片传感器105中的至少一些被定位在EM场发生器110的工作体积内。在某些实施方式中,在EM贴片传感器105已经被放置之后,用户可以放置EM场发生器110以使得EM贴片传感器105位于EM场发生器110的工作体积400内。尽管图24示出了当从上方观看时的工作体积400,但是工作体积400可以限定EM贴片传感器105在对准期间要被放置在其中的三维体积。

[0217] 用户可以将EM场发生器110附接至可以附接至床轨的保持器。使用由EM跟踪系统提供的指导,用户可以旋转EM场发生器110以使得所有EM贴片传感器105位于工作体积400内。为了经由显示器(例如,经由触摸屏26)提供反馈,EM跟踪系统可以基于由EM贴片传感器105生成的一个或多个EM贴片传感器信号来确定EM贴片传感器105相对于EM场发生器110

的位置。系统可以对EM贴片传感器105相对于EM场的工作体积的位置的表示进行编码。对EM贴片传感器105的位置的表示的编码可以包括生成图像(或一系列图像以形成视频),其中,EM贴片传感器105的相对位置被相对于工作体积的表示显示。编码还可以包括使用图像或视频编解码器对图像(或视频)进行编码,使得图像可以由显示器解码和呈现。然后,系统可以将位置的编码表示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。

[0218] 用户可以在旋转EM场发生器110时使用由显示器提供的视觉反馈,使得EM贴片传感器105被放置在工作体积内。一旦EM贴片传感器105与EM场发生器110旋转地对准,用户可以将场发生器放置成更接近EM贴片传感器105,使得EM贴片传感器105如由视觉显示的工作体积限定那样在距EM场发生器110的预定距离内。参照图24,工作体积可包括多个子体积,其可以限定优选405子体积、可接受410子体积和有风险415子体积。由于EM场的强度可以在距EM场发生器110更远的距离处衰减,因此期望将EM贴片传感器105放置在优选405子体积或可接受410子体积而不是有风险415子体积内。

[0219] 图25A至图25D示出了根据本公开内容的各方面的可以在对用于医疗过程的(一个或更多个)EM场发生器和/或(一个或更多个)EM贴片传感器的设置和对准过程期间由显示器提供给用户的视觉反馈的示例。特别地,图25A包括示例视图2500,其包括用于设置EM场发生器2501(例如,图16的EM场发生器110)的指令2505以及用于设置一个或更多个患者传感器2507(例如,一个或更多个EM贴片传感器)的指令2510。如视图2500所示,指令2505可以涉及将EM场发生器2501插入塔2503(例如,图1的可移动塔30)中。指令2510可以涉及将患者传感器2507插入塔2503中。除了指令之外,视图2500可以包括塔2503中的位置的图形表示,其中EM场发生器2501和患者传感器2507可以被插入到塔2503中。如图25A的示例中所示,指令2505、2510可以包括图形/说明性组件和文本组件两者;然而,在其他示例中,指令可以是图形/说明性组件和文本组件中的一个,并且可以包括(除了图形和/或文本组件之外或者代替图形和/或文本组件)可听指令。

[0220] 在图25B中所示的视图2515中,该过程可以继续指令2520和2525,以将患者传感器2507放置在患者身上。在所示的示例中,患者传感器2507可以包括被标记为“M”的第一传感器、被标记为“L”的第二传感器和被标记为“R”的第三传感器。视图2515中所包括的指令2520可以包括用于将被标记为“M”的患者传感器放置在例如患者胸骨切迹处的指令2520以及用于将被标记为“L”和“R”的患者传感器分别沿着例如位于患者左侧和右侧的第8根肋骨处的中间辅助线放置的指令2525。视图2515还可以包括伴随的图示,其示出了用于将患者传感器2507放置在参考体2521上的大致位置。

[0221] 在图25C中,视图2530可以包括给用户的用于将EM场发生器2501定位成例如邻近与目标部位在身体的同一侧上的患者的胸部中部的指令2535。视图2530可以包括相对于表示患者的参考体2521,EM场发生器2501应当被放置的位置的图示。该图示还可以包括EM场发生器2501的工作体积2540的指示。

[0222] 图25D示出了视图2545,其可以包括关于患者传感器2507(例如,关于EM场发生器2501的工作体积2540)的位置的实时信息或反馈。图25D的视图2545可以是上文结合图24所述的示例的一个实现方式。系统可以确定被标记为“M”、“L”和“R”的每个患者传感器的位置,并且显示传感器相对于工作体积2540的顶视图2541和工作体积2540的侧视图2543的位置。在视图2545中,被标记为“M”的传感器可以位于工作体积2540内的优选子体积内(当从

俯视图2541和侧视图2543观察时),而被标记为“R”的传感器可以位于工作体积2540内的可接受的子体积内。被标记为“L”的传感器可以位于工作体积240的顶视图2541之外,并且可能离工作体积2540的侧视图2543太远而不能被显示,这指示需要重新定位被标记为“L”和/或“R”的传感器。这样,用户可以使用作为反馈的视图2545中的信息来调整传感器“L”的位置,使得传感器“L”至少落入工作体积2540内的可接受子体积内。

[0223] 在至少一个实现方式中,系统可以对EM贴片传感器105相对于场发生器的第一和第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码。第二子体积大于第一子体积并且包围第一子体积,并且因此,在至少一个实现方式中,第二子体积可以是有风险415子体积。系统可以向显示器提供EM贴片传感器105相对于第一和第二子体积中的每一个的位置的编码表示,使得用户可以通过移动EM场发生器110将EM贴片传感器105重新定位在第一子体积内。

[0224] 在其他实现方式中,第一和第二子体积可以与优选405子体积和可接受410子体积对应。在这些实现方式中,系统可以对用于使用户将EM场发生器110放置成使得EM贴片传感器105被定位在第一和第二子体积中的至少之一内的用户指令进行编码,并且将经编码的用户指令提供给显示器。

[0225] 用户可以重复进行EM场发生器110的旋转以及EM场发生器110的距离调整,直到所有EM贴片传感器105均在工作体积内。此后,用户可以锁定EM场发生器110的位置,为手术过程做准备。

[0226] 在某些实现方式中,可能不能将所有EM贴片传感器105放置在工作体积内。例如,EM场发生器110可能不会产生足够大的工作体积来包含用于具有大的感兴趣区域的患者的所有EM贴片传感器105。在这些实现方式中,系统可以对用于将场发生器放置成使得限定数目的EM传感器被定位在第一工作体积内的用户指令进行编码,并且将经编码的用户指令提供给显示器。例如,当使用三个EM贴片传感器105时,系统可以对使得EM贴片传感器105中的至少两个被定位在工作体积内的用户指令进行编码。

[0227] 在一个实现方式中,系统可以对以下用户指令进行编码:(i)将EM传感器中的第一EM传感器放置在患者的中胸骨上,(ii)将EM传感器中的第二EM传感器放置在患者的左侧第八肋上,以及(iii)将EM传感器中的第三EM传感器放置在患者的左侧第八肋上。因此,在放置EM场发生器110之前,系统可以向用户提供用于放置EM贴片传感器105的指令。系统可以将患者在患者身上放置第一至第三EM传感器的经编码的用户指令提供给显示器。

[0228] 在另一实现方式中,系统可以被配置成从用户(例如,经由触摸屏26)接收第二和第三EM传感器中之一不能被定位在工作体积内的输入。作为响应,系统可以对用于将第二EM传感器和第三EM传感器中之一重新定位成比第二EM传感器和第三EM传感器中之一的当前位置更接近场发生器的用户指令进行编码。例如,指令可以对将第二EM贴片传感器重新定位在患者的第6左侧肋上的指令进行编码。系统可以向显示器提供将第二和第三EM传感器中之一重新定位的经编码的用户指令。

[0229] 应当认识到,上述涉及用于将场发生器与患者解剖结构对准的技术特征的系统的一些实施方式可以具有许多优点。例如,向用户提供关于场发生器的放置和对准的反馈可以简化系统的设置。这样的简化的设置可以避免用户对系统是否正确对准感到失望。此外,对准的反馈可以产生更准确的读取,并且因此,为导航和/或定位系统提供更好的输入。

[0230] E. EM跟踪系统和示例流程图.

[0231] 图26描绘了示出可以执行本公开内容的各个方面的EM跟踪系统的示例的框图。EM跟踪系统2600可以包括一个或更多个EM传感器2603、处理器2610和存储器2615。可以将一个或更多个EM传感器2603实施为EM贴片传感器105和/或(一个或更多个)EM器械传感器305。EM跟踪系统2600可以并入到以下中的一个或更多个中:塔30、控制台16、EM场发生器110和/或环境100内的任何其他部件。此外,EM跟踪系统2600可以被配置成执行以上结合图20至图24描述的或以下结合图27和图28描述的方法和/或技术中的一种或更多种。

[0232] 图27是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统2600或其(一个或更多个)部件操作的以用于检测EM失真的示例方法的流程图。例如,图27中示出的方法2700的步骤可以由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。出于方便起见,方法2700被描述为由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。

[0233] 方法2700在块2701处开始。在块2705处,处理器2610计算指示第一EM传感器在第一时间的位置的一个或更多个度量的一个或更多个基线值。一个或更多个基线值的计算可以基于从与第一时间对应的第一组一个或更多个EM传感器信号接收的EM传感器信号。此外,第一EM传感器可以被配置成响应于EM场的检测而生成第一组一个或更多个EM传感器信号。在块2710处,处理器2610计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值。一个或更多个更新值的计算可以基于来自与第一时间之后的时间段对应的第一组一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号。

[0234] 在块2715处,处理器2610确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值。在块2720处,处理器2610响应于差大于阈值而确定EM场已经失真。方法2700在块2725处结束。

[0235] 图28是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统2600或其(一个或更多个)部件操作的用于检测EM失真的另一示例方法的流程图。例如,图28中示出的方法2800的步骤可以由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。出于方便起见,方法2800被描述为由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。

[0236] 方法2800在块2801处开始。在块2805处,处理器2610计算指示器械的远端在第一时间速度的一个或更多个度量的一个或更多个基线值。一个或更多个基线值的计算可以基于从与第一时间对应的一个或更多个EM传感器信号接收的EM传感器信号。器械可以包括位于器械的远端处的EM传感器。EM传感器可以被配置成响应于EM场的检测而生成一个或更多个EM传感器信号。

[0237] 在块2810处,处理器2610计算第一时间之后的时间段期间的一个或更多个度量的一个或更多个更新值。一个或更多个更新值的计算可以基于来自与第一时间之后的时间段对应的一个或更多个EM传感器信号的EM传感器信号。在块2815处,处理器2610确定一个或更多个更新值与一个或更多个基线值之间的差大于阈值。在块2820处,处理器2610响应于差大于阈值而确定EM场已经失真。方法2800在块2825处结束。

[0238] 图29是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统2600或其(一个或更多个)部件操作的用于利于EM传感器在由场发生器生成的EM场内的放置的又一示例方法的流程图。例如,图29中示出的方法2900的步骤可以由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。出于方便起见,方法2900被描述为由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。

[0239] 方法2900在块2901处开始。在块2905处,处理器2610基于一个或更多个EM传感器

信号来确定EM传感器相对于场发生器的位置。EM传感器可以被配置成当被定位在EM场的工作体积中时基于EM场的检测来生成一个或更多个EM传感器信号。此外,EM传感器可以被配置成在使用时被放置在患者身上。在块2910处,处理器2610对EM传感器相对于EM场的工作体积的位置的表示进行编码。在块2915处,处理器2610将位置的编码表示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。方法2900在块2920处结束。

[0240] 图30是示出根据本公开内容的各方面的可由EM跟踪系统2600或其(一个或更多个)部件操作的用于检测患者或EM场发生器中的至少之一的移动的又一示例方法的流程图。例如,图30中示出的方法3000的步骤可以由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。出于方便起见,方法3000被描述为由EM跟踪系统2600的处理器2610执行。

[0241] 方法3000在块3001处开始。在块3005处,处理器2610基于由EM传感器生成的一个或更多个EM传感器信号来计算至少一个度量的基线值。至少一个度量的基线值可以与EM传感器在第一时间的定位对应。EM传感器可以被配置成响应于EM场的检测而生成一个或更多个EM传感器信号。EM传感器可以被配置成被放置在患者身上。在块3010处,处理器2610基于一个或更多个EM传感器信号来计算至少一个度量的更新值。至少一个度量的更新值可以与EM传感器在第二时间的定位对应。在块3015处,处理器2610基于基线值和更新值来确定患者和场发生器中的至少之一在包括第一时间和第二时间的时段期间已经移动。方法3000在块3020处结束。

[0242] 实现系统和术语

[0243] 本文中公开的实现方式提供了用于检测EM失真的系统、方法和设备。

[0244] 应当注意,术语“耦合(couple)”、“耦接(coupling)”、“耦接(coupled)”或词耦接的如本文中使用的其他变型可以指示间接连接或直接连接。例如,如果第一部件“耦接”至第二部件,则第一部件可以经由另一部件间接连接到第二部件或者直接连接到第二部件。

[0245] 本文中描述的机器人运动致动功能可以作为一个或更多个指令存储在处理器可读或计算机可读介质上。术语“计算机可读介质”是指可以由计算机或处理器访问的任何可用介质。作为示例而非限制,这样的介质可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、快闪存储器、致密盘只读存储器(CD-ROM)或其他光盘存储装置、磁盘存储装置或其他磁存储装置,或可以用于存储以指令或数据结构的形式期望的程序代码并且可以由计算机访问的任何其他介质。应当注意,计算机可读介质可以是有形的且非暂态的。如本文中所使用的,术语“代码”可以是指能够由计算装置或处理器执行的软件、指令、代码或数据。

[0246] 本文中公开的方法包括用于实现所描述的方法的一个或更多个步骤或动作。在不脱离权利要求的范围的情况下,方法步骤和/或动作可以彼此互换。换言之,除非正在描述的方法的正确操作需要步骤或动作的特定顺序,否则可以在不脱离权利要求的范围的情况下修改特定步骤和/或动作的顺序和/或使用。

[0247] 如本文中所使用的,术语“多个”表示两个或更多个。例如,多个部件指示两个或更多个部件。术语“确定”包含各种各样的动作,并且因此,“确定”可以包括计算(calculating)、运算(computing)、处理、推导、调查、查找(例如,在表、数据库或其他数据结构中查找)、查明等。此外,“确定”可以包括接收(例如,接收信息)、访问(例如,访问存储器中的数据)等。此外,“确定”可以包括解析、选择、挑选、建立等。

[0248] 除非另有明确说明,否则短语“基于”并不意味着“仅基于”。换言之,短语“基于”描述了“仅基于”和“至少基于”两者。

[0249] 提供了所公开的实现方式的先前描述,以使得本领域技术人员能够实现或使用本发明。对这些实现方式的各种修改对于本领域技术人员来说将是明显的,并且在不脱离本发明的范围的情况下,本文中限定的一般原理可以应用于其他实现方式。例如,应当理解,本领域普通技术人员将能够采用多个相应的替选和等同的结构细节,诸如紧固、安装、耦接或接合工具部件的等同方式、用于产生特定致动运动的等同机构、以及用于递送电能的等同机构。因此,本发明不旨在限于本文中示出的实现方式,而是被给予与本文中公开的原理和新颖特征的一致最宽范围。

[0250] 本技术还可以配置如下。

[0251] (1)一种被配置成有利于场发生器与一个或多个电磁(EM)传感器相对于彼此的对准的系统,所述系统包括:

[0252] EM传感器,所述EM传感器被配置成在被定位在由所述EM场发生器生成的EM场的工作体积中时,基于所述EM场的检测来生成一个或多个EM传感器信号,所述EM传感器被配置成被放置在患者上;

[0253] 处理器;以及

[0254] 存储器,所述存储器存储用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

[0255] 基于所述一个或多个EM传感器信号来确定所述EM传感器相对于所述场发生器的位置;

[0256] 对所述EM传感器相对于所述EM场的所述工作体积的位置的表示进行编码;以及

[0257] 将所述位置的经编码表示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。

[0258] (2)根据(1)所述的系统,其中:

[0259] 所述工作体积包括(i)第一子体积和(ii)第二子体积,所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积;以及

[0260] 所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

[0261] 对所述EM传感器相对于所述场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码;以及

[0262] 将所述EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

[0263] (3)根据(2)所述的系统,其中,所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令:

[0264] 对给所述系统的用户的用于放置所述场发生器以使得所述EM传感器被定位在所述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及

[0265] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0266] (4)根据(2)所述的系统,还包括至少两个附加EM传感器,所述EM传感器被配置成被放置在所述患者上,以围绕感兴趣区域。

[0267] (5)根据(4)所述的系统,其中,所述感兴趣区域至少部分地与所述患者的解剖特征交叠。

[0268] (6)根据(4)所述的系统,其中,所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操

作的计算机可执行指令：

[0269] 对用于放置所述场发生器以使得限定数量的EM传感器被定位在所述第一工作体积内的用户指令进行编码；以及

[0270] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0271] (7) 根据(4)所述的系统，其中，所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令：

[0272] 对用于以下的用户指令进行编码：(i) 将所述EM传感器中的第一EM传感器放置在所述患者的中胸骨上；(ii) 将所述EM传感器中的第二EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上；以及(iii) 将所述EM传感器中的第三EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上；以及

[0273] 将用于将所述第一EM传感器至所述第三EM传感器定位在所述患者上的经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0274] (8) 根据(7)所述的系统，其中，所述存储器还包括用于使所述处理器执行以下操作的计算机可执行指令：

[0275] 从所述用户接收所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的一个不能被定位在所述工作体积内的输入；

[0276] 对用于将所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个重新定位成比所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的当前位置更接近所述场发生器的用户指令进行编码；以及

[0277] 将用于重新定位所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0278] (9) 一种非暂态计算机可读存储介质，所述非暂态计算机可读存储介质存储有指令，所述指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作：

[0279] 基于一个或多个EM传感器信号来确定EM传感器相对于场发生器的位置，所述EM传感器被配置成在被定位在由所述场发生器生成的EM场的工作体积中时，基于所述EM场的检测来生成所述一个或多个EM传感器信号，所述EM传感器被配置成被放置在患者上；

[0280] 对所述EM传感器相对于所述EM场的所述工作体积的位置的表示进行编码；以及

[0281] 将所述位置的经编码表示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。

[0282] (10) 根据(9)所述的非暂态计算机可读存储介质，其中，所述工作体积包括(i) 第一子体积和(ii) 第二子体积，所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积，所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令，该指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作：

[0283] 对所述EM传感器相对于所述场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的表示进行编码；以及

[0284] 将所述EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

[0285] (11) 根据(10)所述的非暂态计算机可读存储介质，所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令，该指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作：

[0286] 对给所述系统的用户的用于放置所述场发生器以使得所述EM传感器被定位在所

述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及

[0287] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0288] (12) 根据(10)所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述EM传感器和至少两个附加EM传感器被配置成被放置在所述患者上,以围绕感兴趣区域。

[0289] (13) 根据(12)所述的非暂态计算机可读存储介质,其中,所述感兴趣区域至少部分地与所述患者的解剖特征交叠。

[0290] (14) 根据(12)所述的非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令,所述指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作:

[0291] 对用于放置所述场发生器以使得限定数量的EM传感器被定位在所述第一工作体积内的用户指令进行编码;以及

[0292] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0293] (15) 根据(12)所述的非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令,该指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作:

[0294] 对用于以下的用户指令进行编码:(i) 将所述EM传感器中的第一EM传感器放置在所述患者的中胸骨上;(ii) 将所述EM传感器中的第二EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上;以及(iii) 将所述EM传感器中的第三EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上;以及

[0295] 将用于将所述第一EM传感器至所述第三EM传感器定位在所述患者上的经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0296] (16) 根据(15)所述的非暂态计算机可读存储介质,所述非暂态计算机可读存储介质上还存储有指令,该指令在被执行时使至少一个计算装置执行以下操作:

[0297] 从所述用户接收所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的一个不能被定位在所述工作体积内的输入;

[0298] 对用于将所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个重新定位成比所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的当前位置更接近所述场发生器的用户指令进行编码;以及

[0299] 将用于重新定位所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0300] (17) 一种有利于场发生器和电磁(EM)传感器相对于彼此的对准的方法,所述方法包括:

[0301] 基于一个或更多个EM传感器信号来确定所述EM传感器相对于所述场发生器的位置,所述EM传感器被配置成在被定位在由所述EM场发生器生成的EM场的工作体积中时,基于所述EM场的检测来生成所述一个或更多个EM传感器信号,所述EM传感器被配置成被放置在患者上;以及

[0302] 对所述EM传感器相对于所述EM场的所述工作体积的位置的表示进行编码;以及

[0303] 将所述位置的经编码表示提供给被配置成呈现编码数据的显示器。

[0304] (18) 根据(17)所述的方法,其中,所述工作体积包括(i) 第一子体积和(ii) 第二子体积,所述第二子体积大于所述第一子体积并且包围所述第一子体积,所述方法还包括:

[0305] 对所述EM传感器相对于所述场发生器的所述第一子体积和所述第二子体积中的

每一个的位置的表示进行编码;以及

[0306] 将所述EM传感器相对于所述第一子体积和所述第二子体积中的每一个的位置的经编码表示提供给所述显示器。

[0307] (19)根据(18)所述的方法,还包括:

[0308] 对给所述系统的用户的用于放置所述场发生器以使得所述EM传感器被定位在所述第一子体积和所述第二子体积中的至少一个内的用户指令进行编码;以及

[0309] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0310] (20)根据(18)所述的方法,其中,所述EM传感器和至少两个附加EM传感器被配置成被放置在所述患者上,以围绕感兴趣区域。

[0311] (21)根据(20)所述的方法,所述感兴趣区域至少部分地与所述患者的解剖特征交叠。

[0312] (22)根据(20)所述的方法,还包括:

[0313] 对用于放置所述场发生器以使得限定数量的EM传感器被定位在所述第一工作体积内的用户指令进行编码;以及

[0314] 将经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0315] (23)根据(20)所述的方法,还包括:

[0316] 对用于以下的用户指令进行编码:(i)将所述EM传感器中的第一EM传感器放置在所述患者的中胸骨上;(ii)将所述EM传感器中的第二EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上;以及(iii)将所述EM传感器中的第三EM传感器放置在所述患者的左侧第八肋骨上;以及

[0317] 将用于将所述第一EM传感器至所述第三EM传感器定位在所述患者上的经编码的用户指令提供给所述显示器。

[0318] (24)根据(23)所述的方法,还包括:

[0319] 从所述用户接收所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的一个不能被定位在所述工作体积内的输入;

[0320] 对用于将所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个重新定位成比所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的当前位置更接近所述场发生器的用户指令进行编码;以及

[0321] 将用于重新定位所述第二EM传感器和所述第三EM传感器中的所述一个的经编码的用户指令提供给所述显示器。

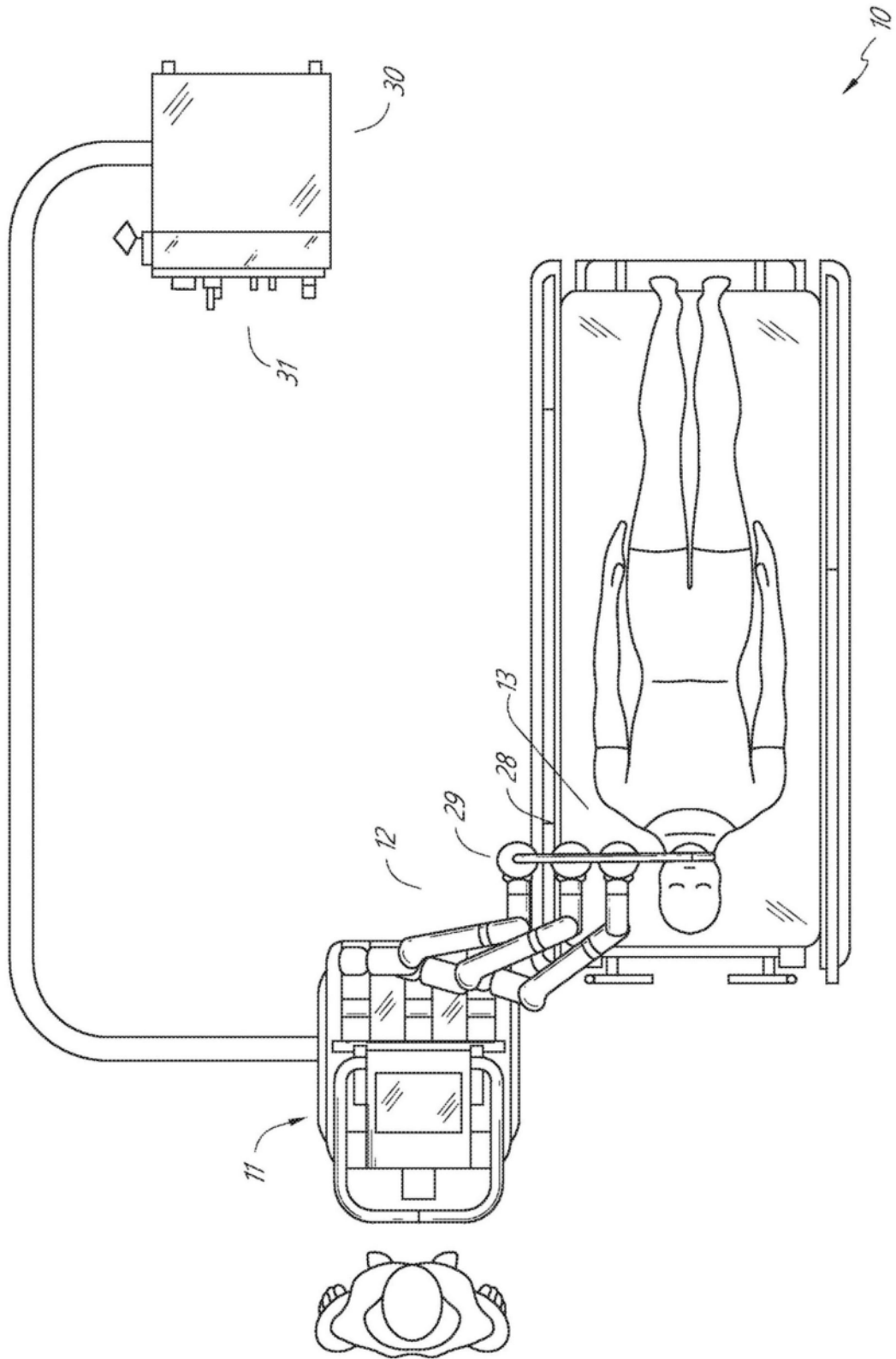


图1

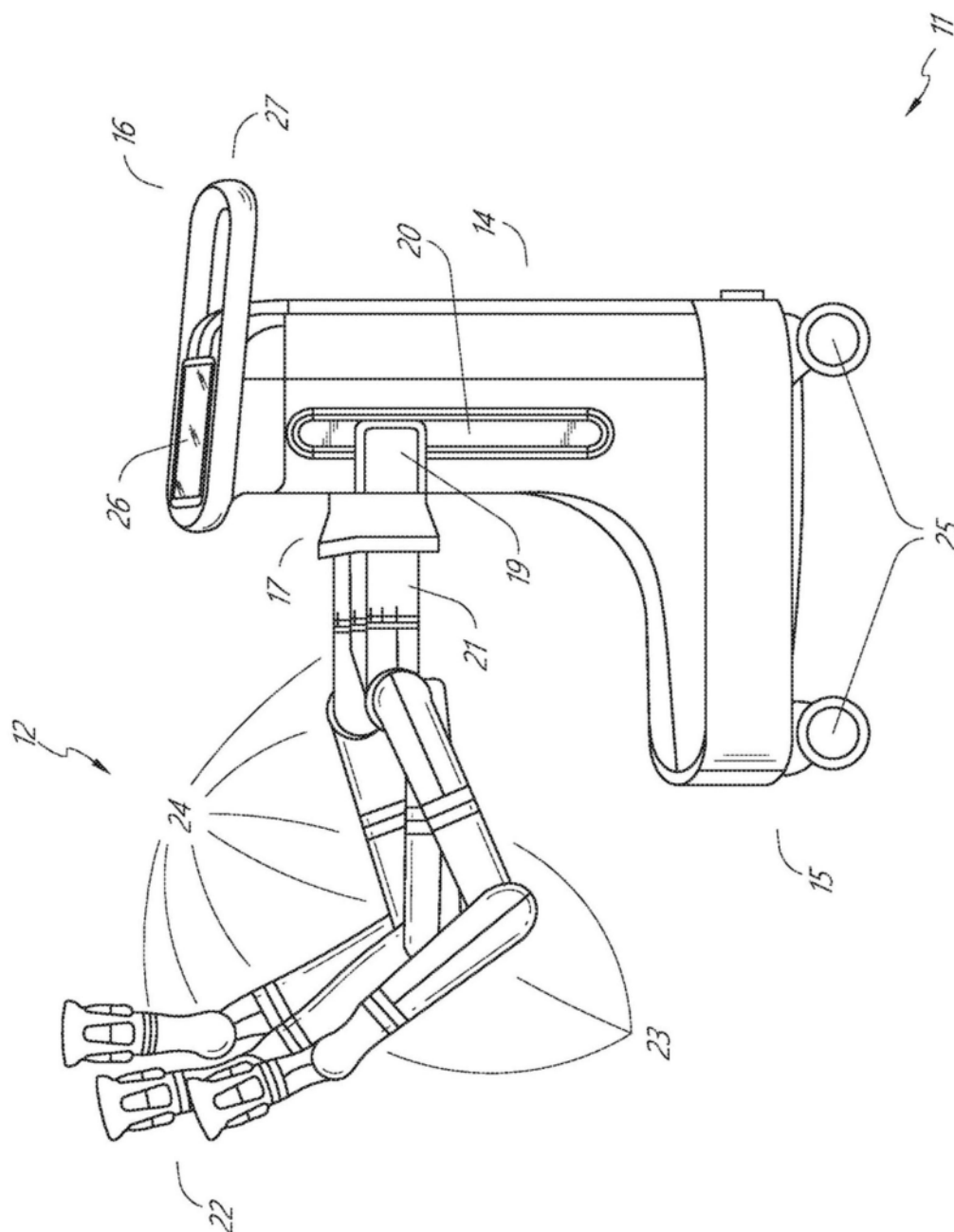


图2

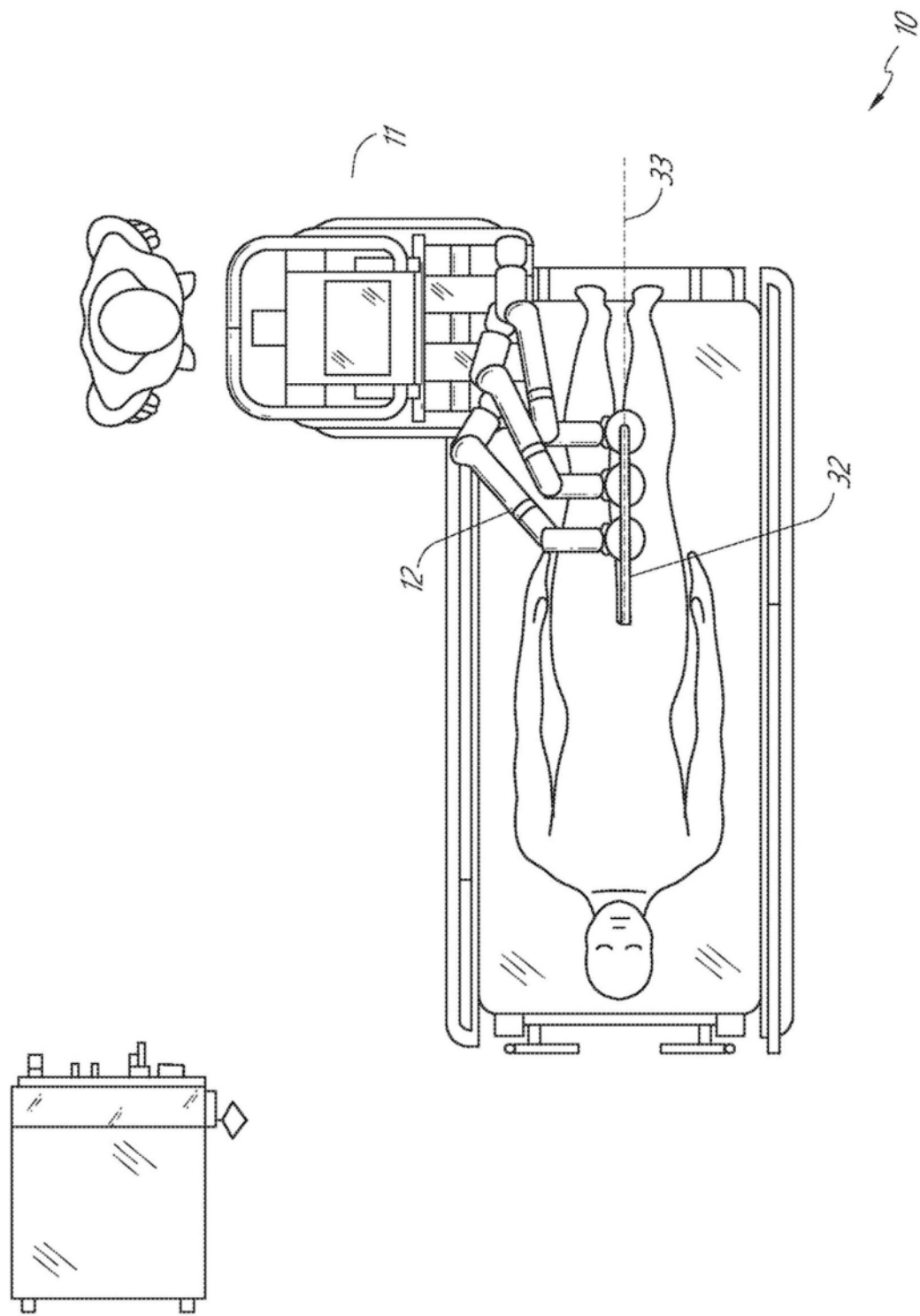


图3

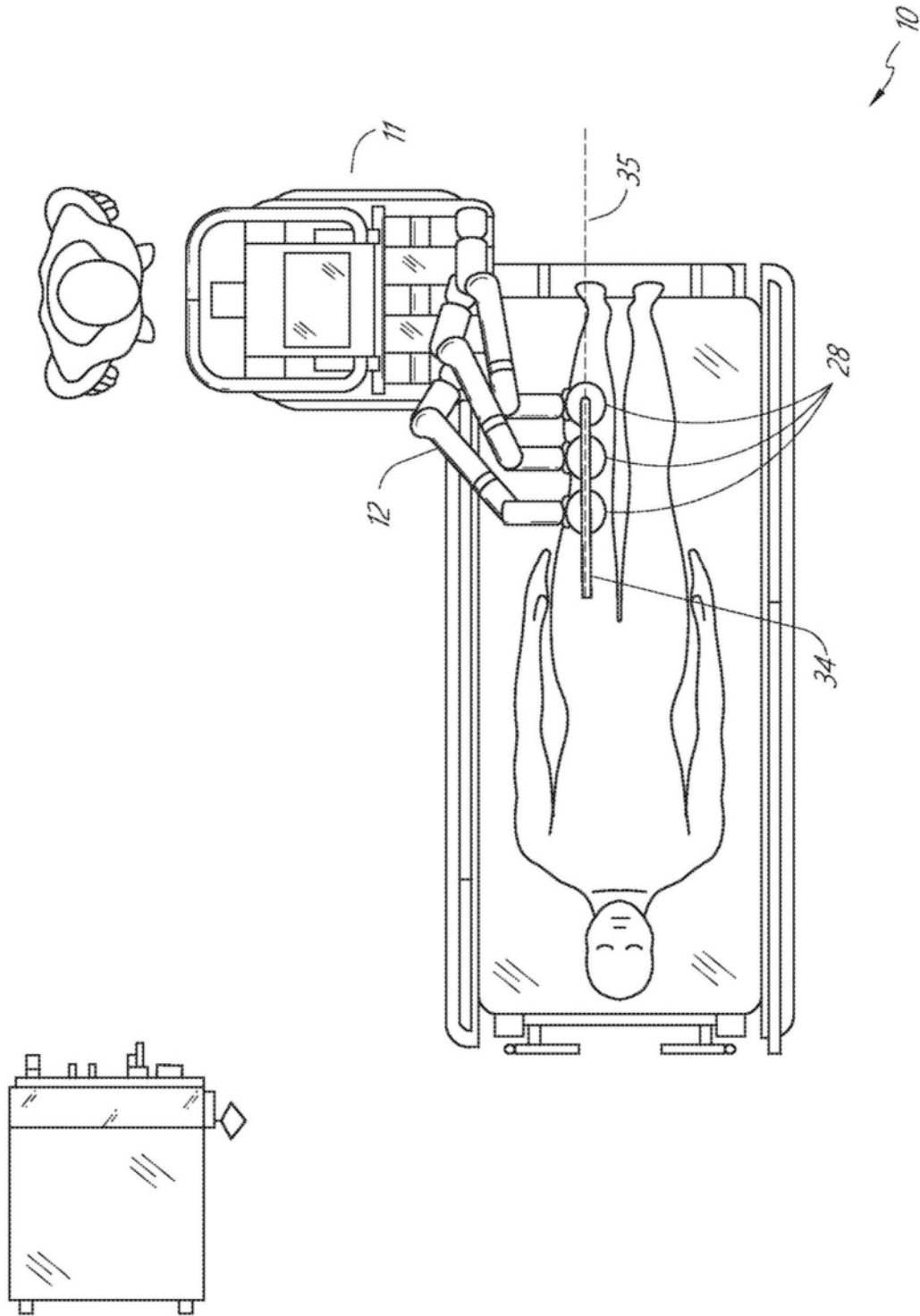


图4

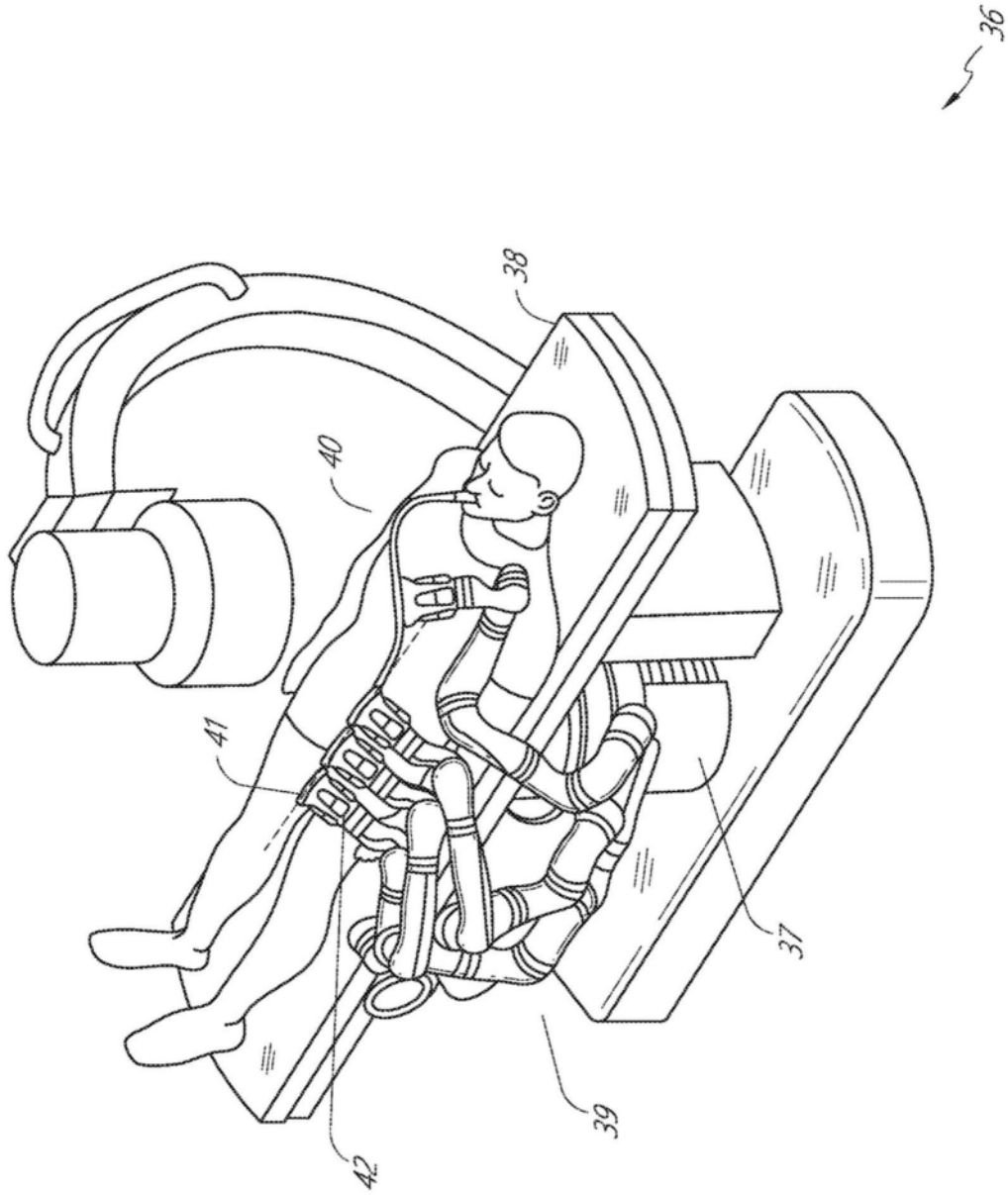


图5

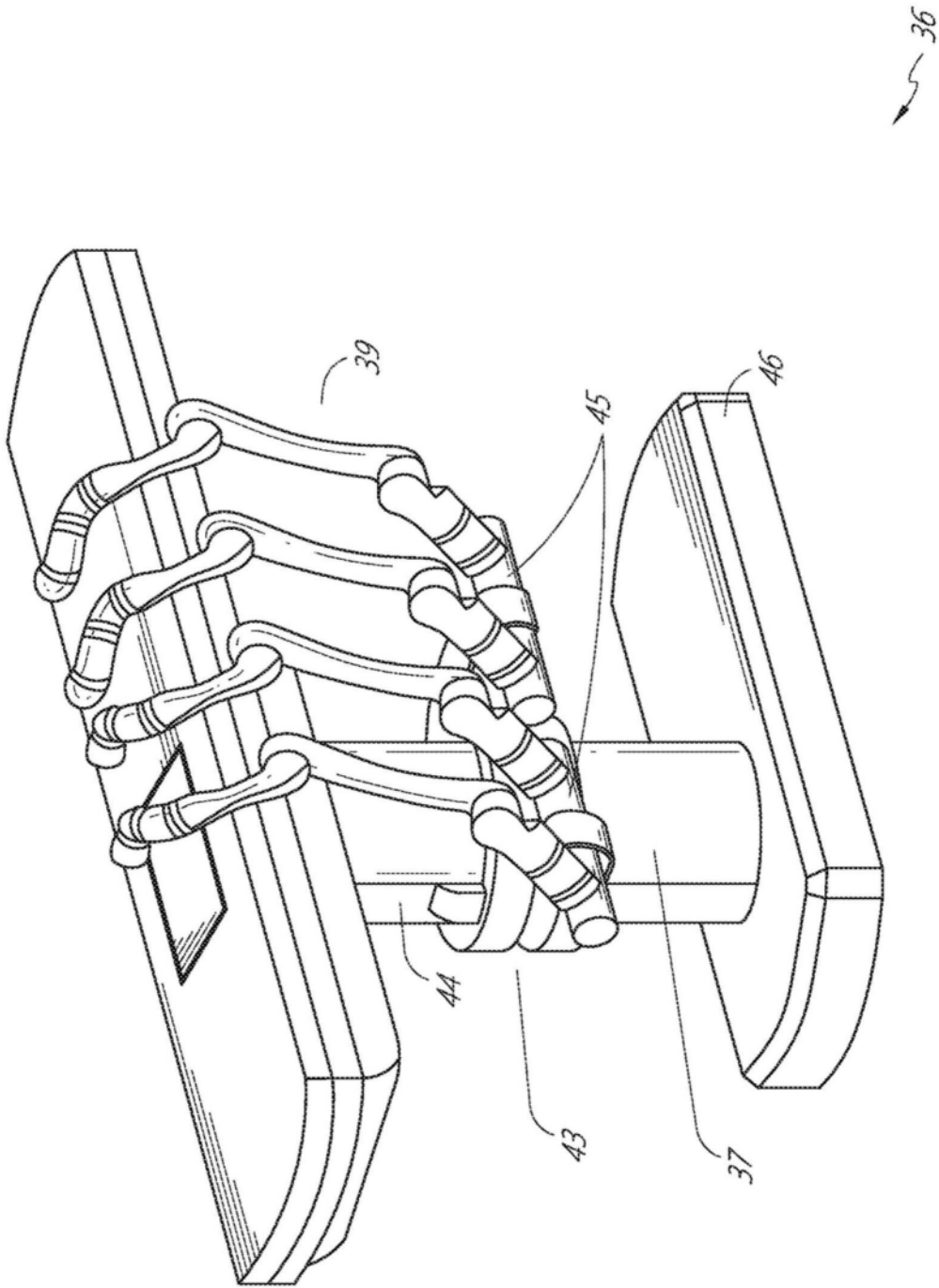


图6

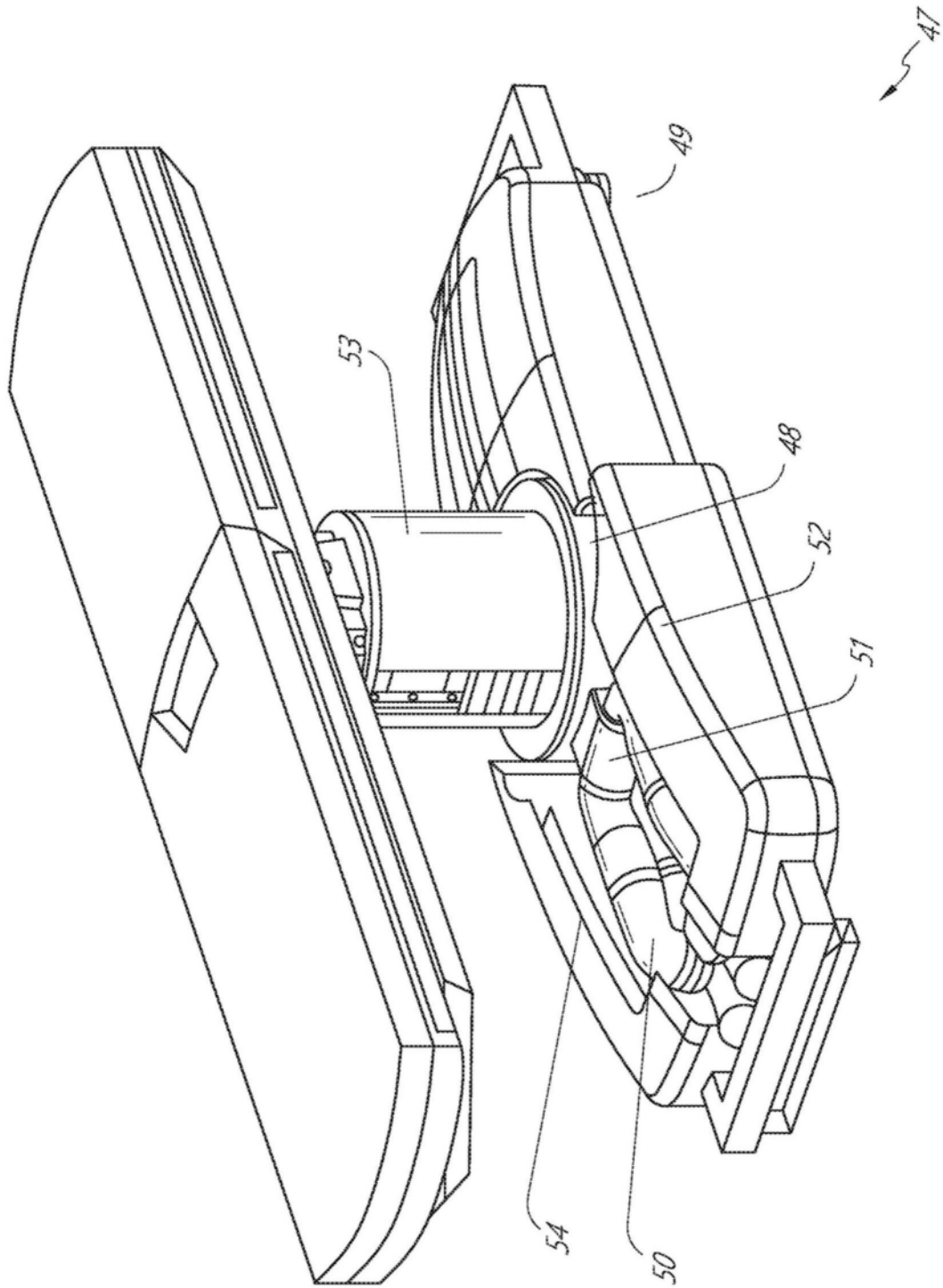


图7

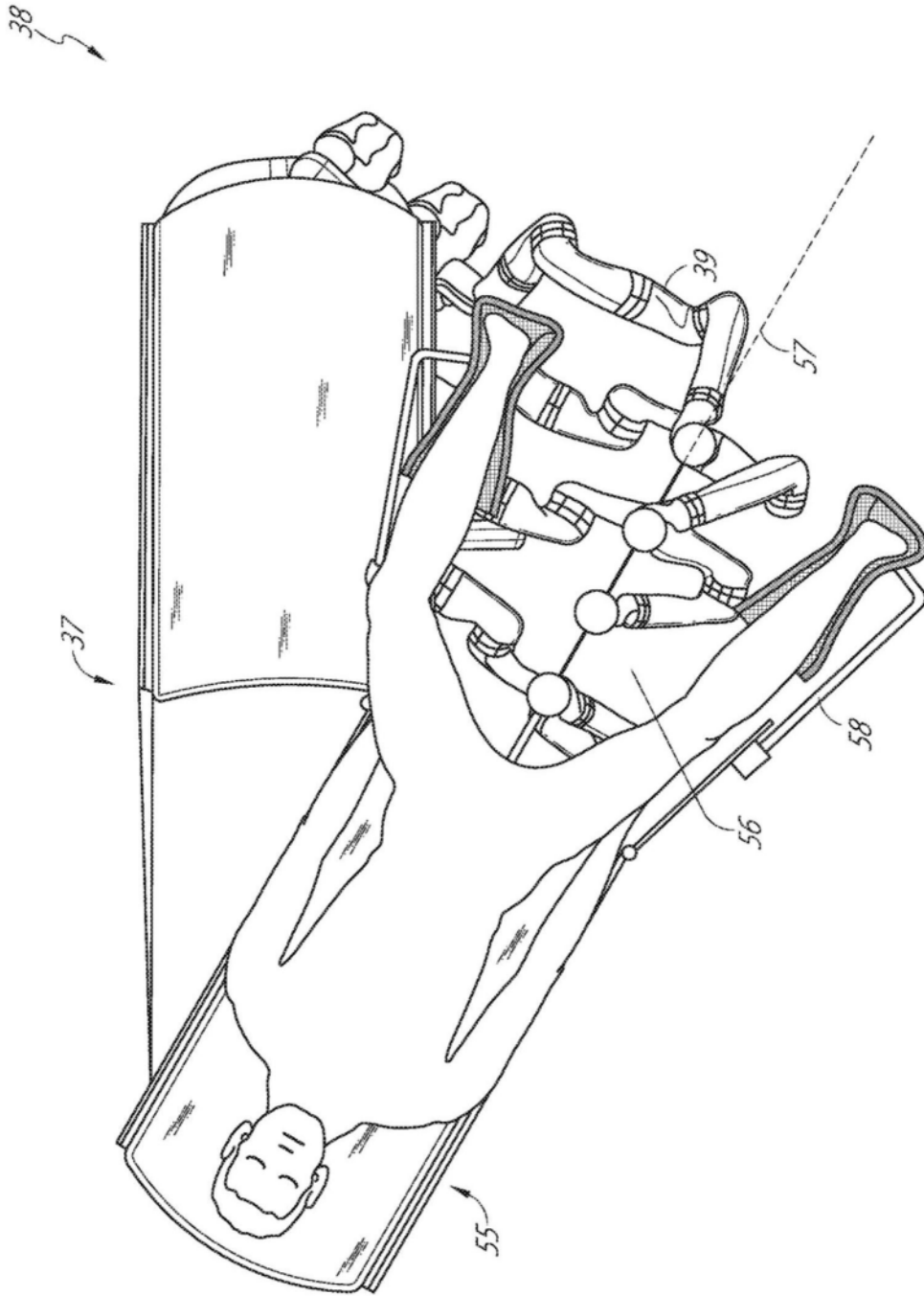


图8

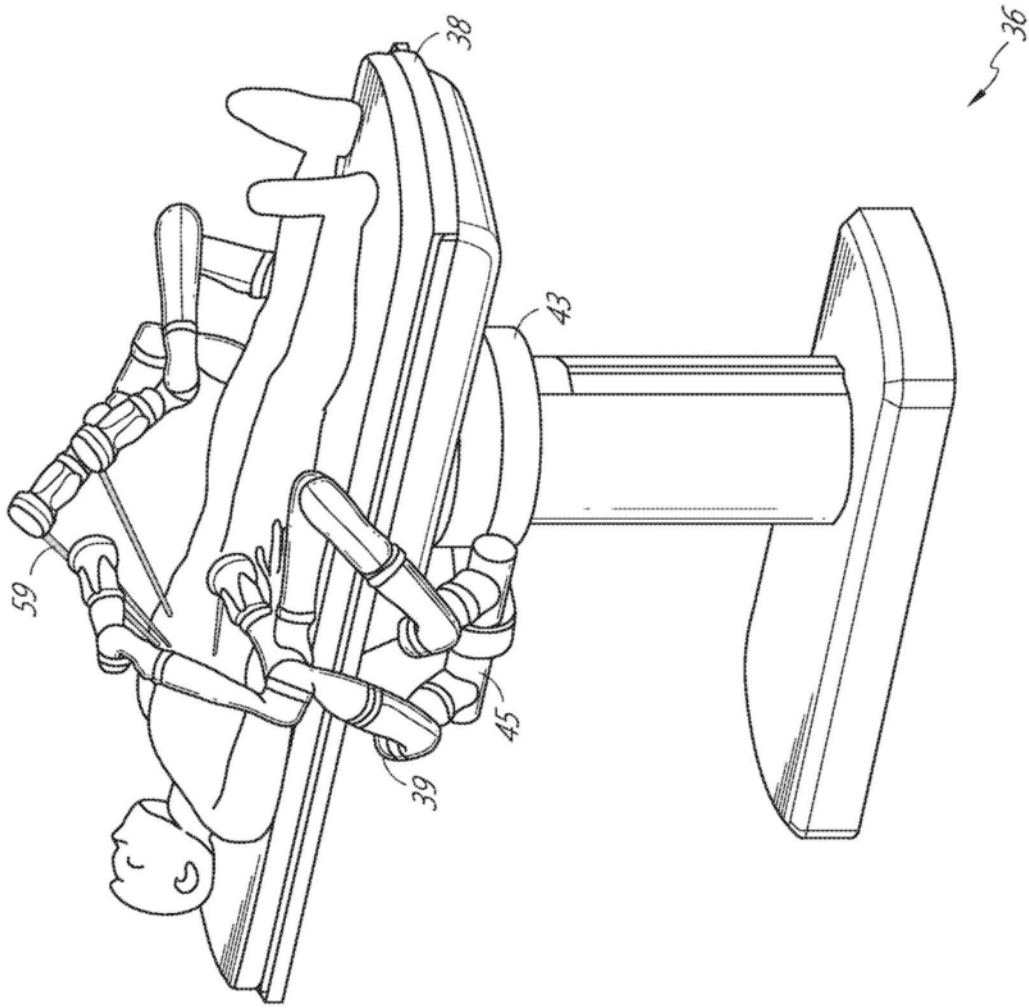


图9

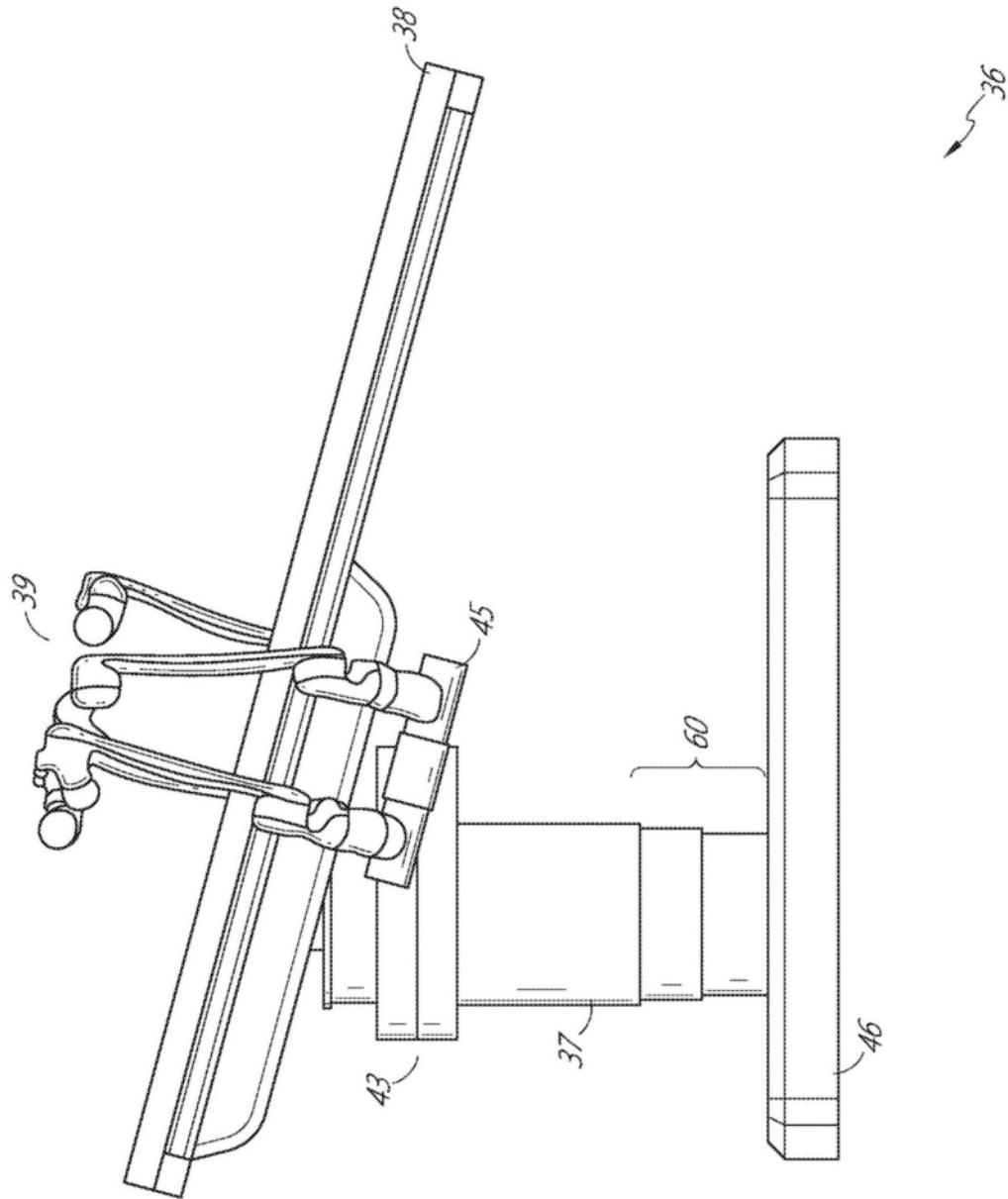


图10

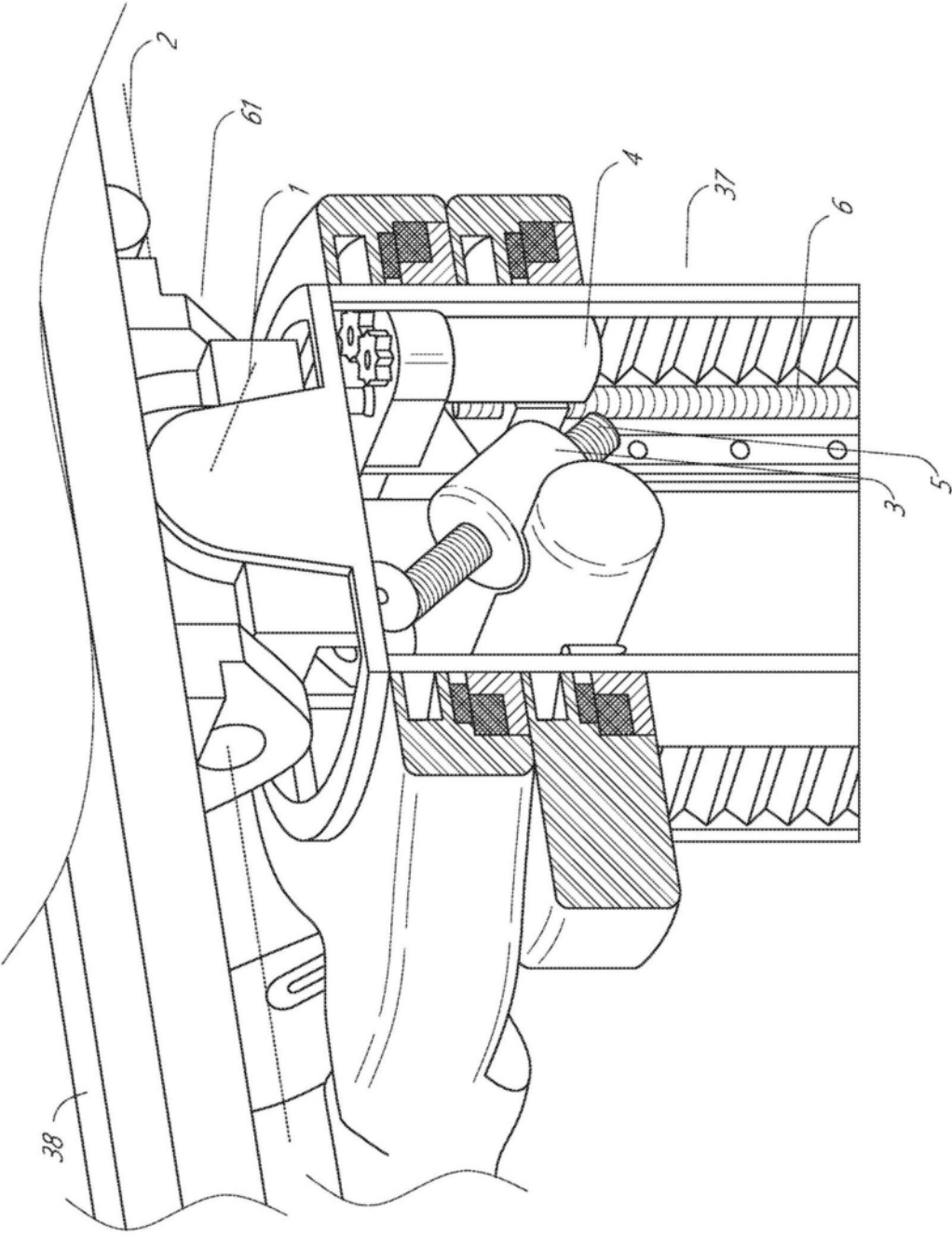


图11

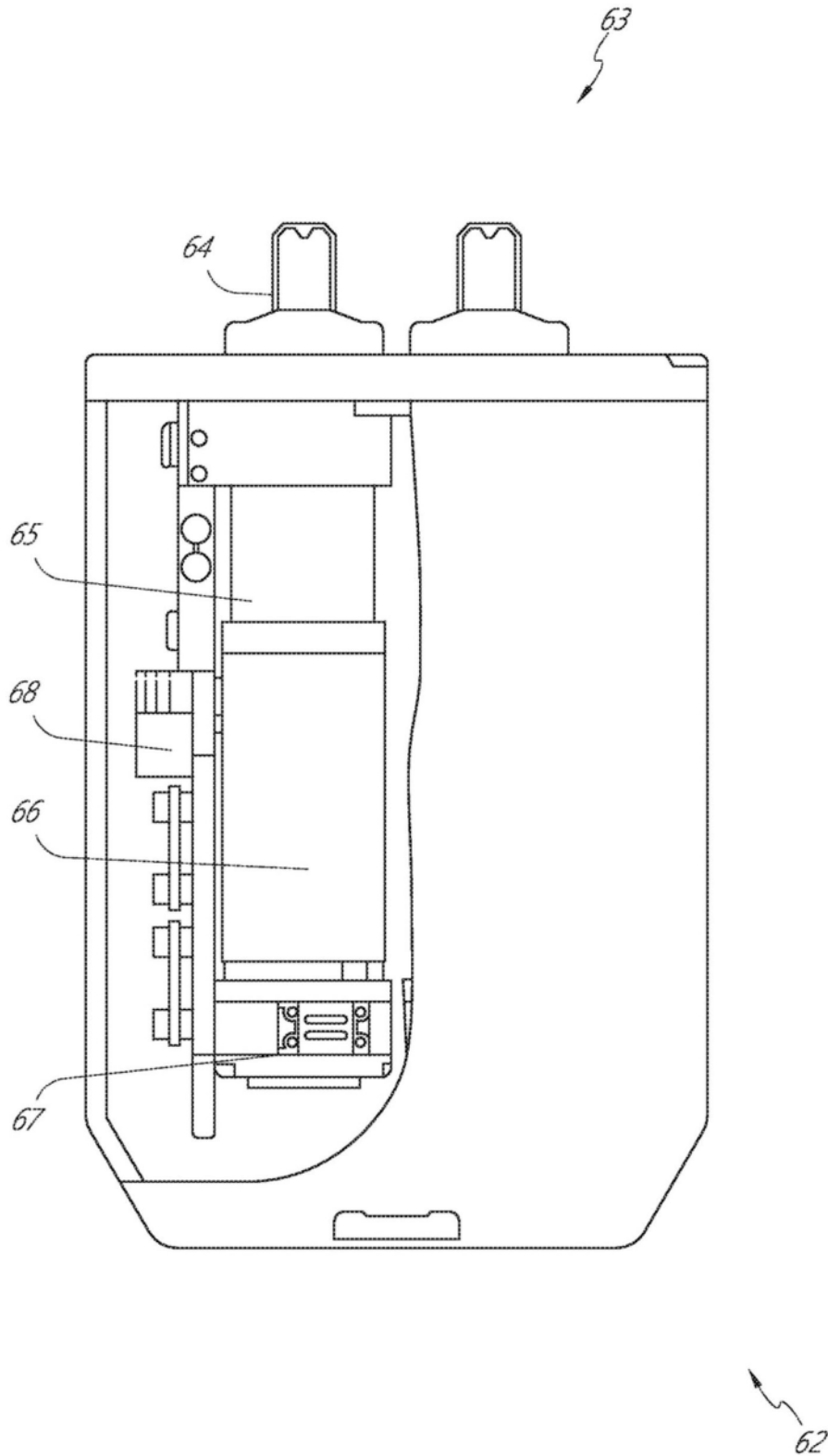


图12

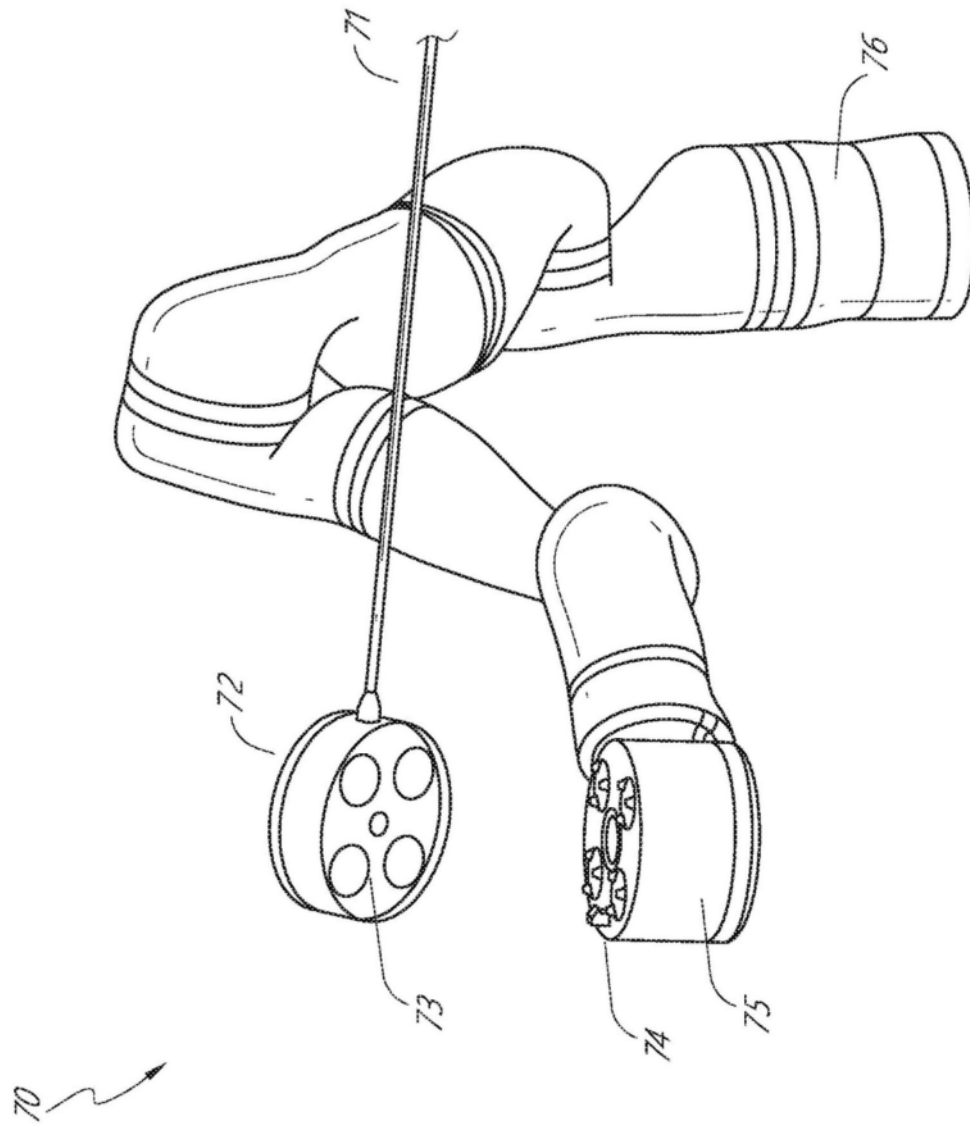


图13

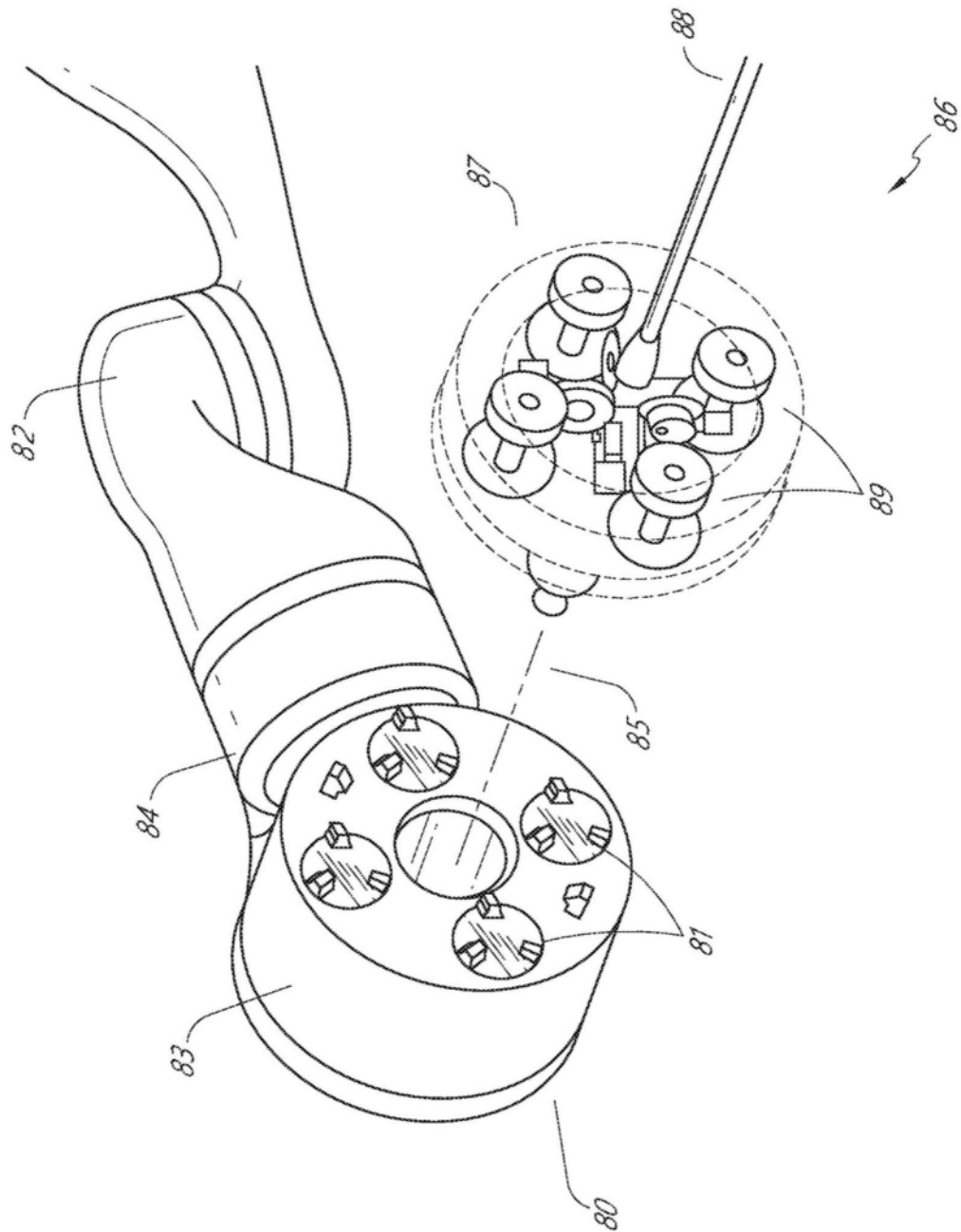


图14

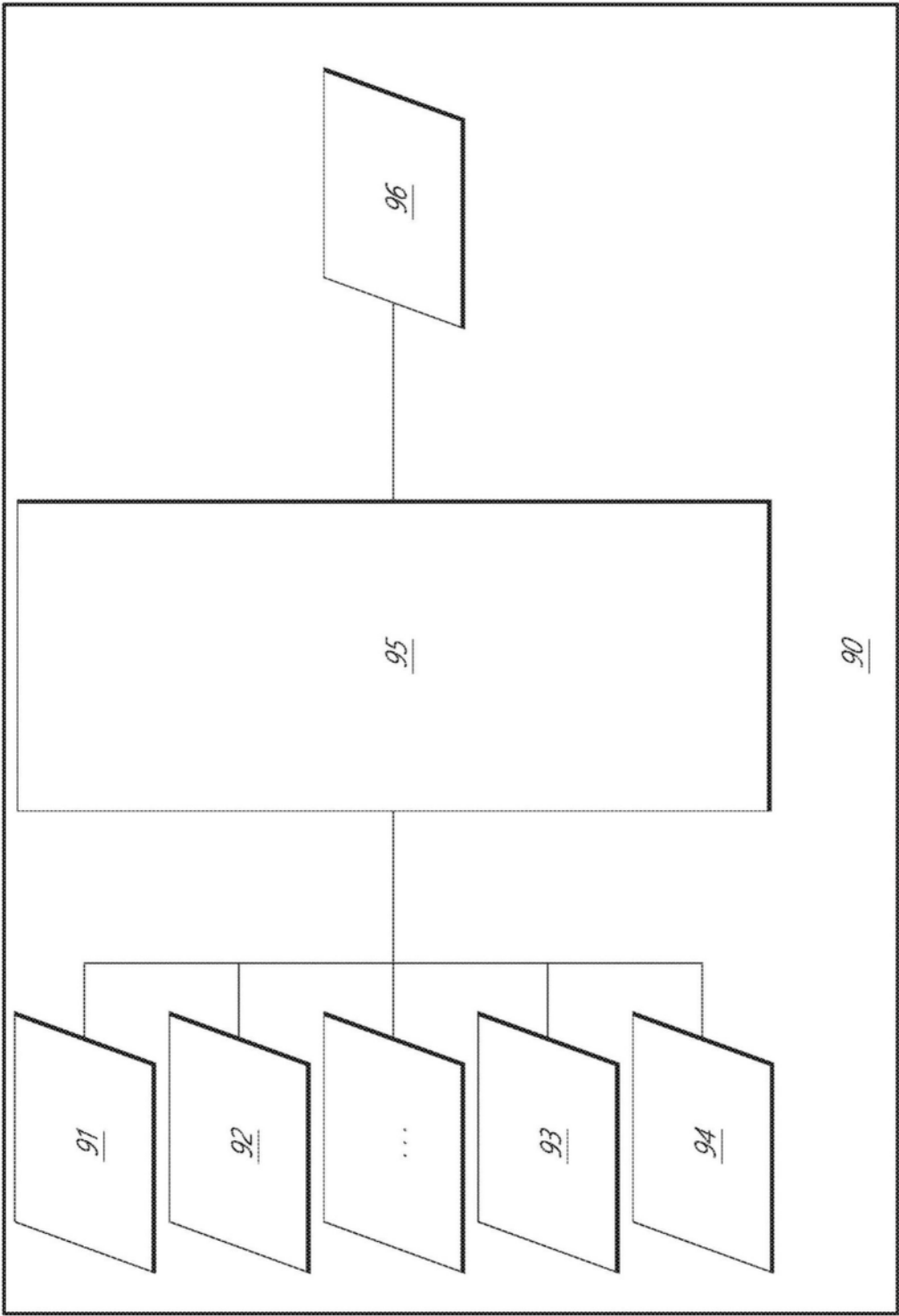


图15

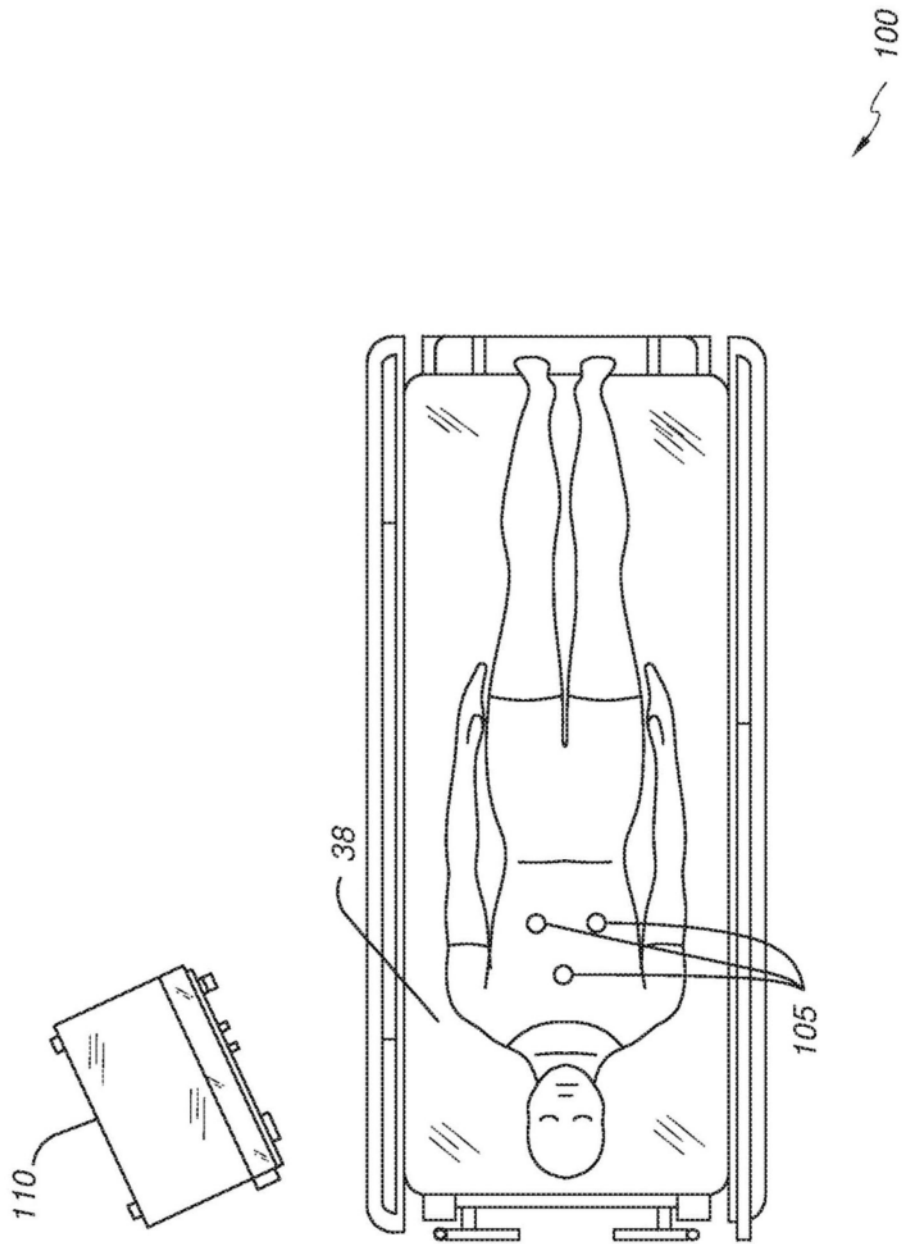


图16

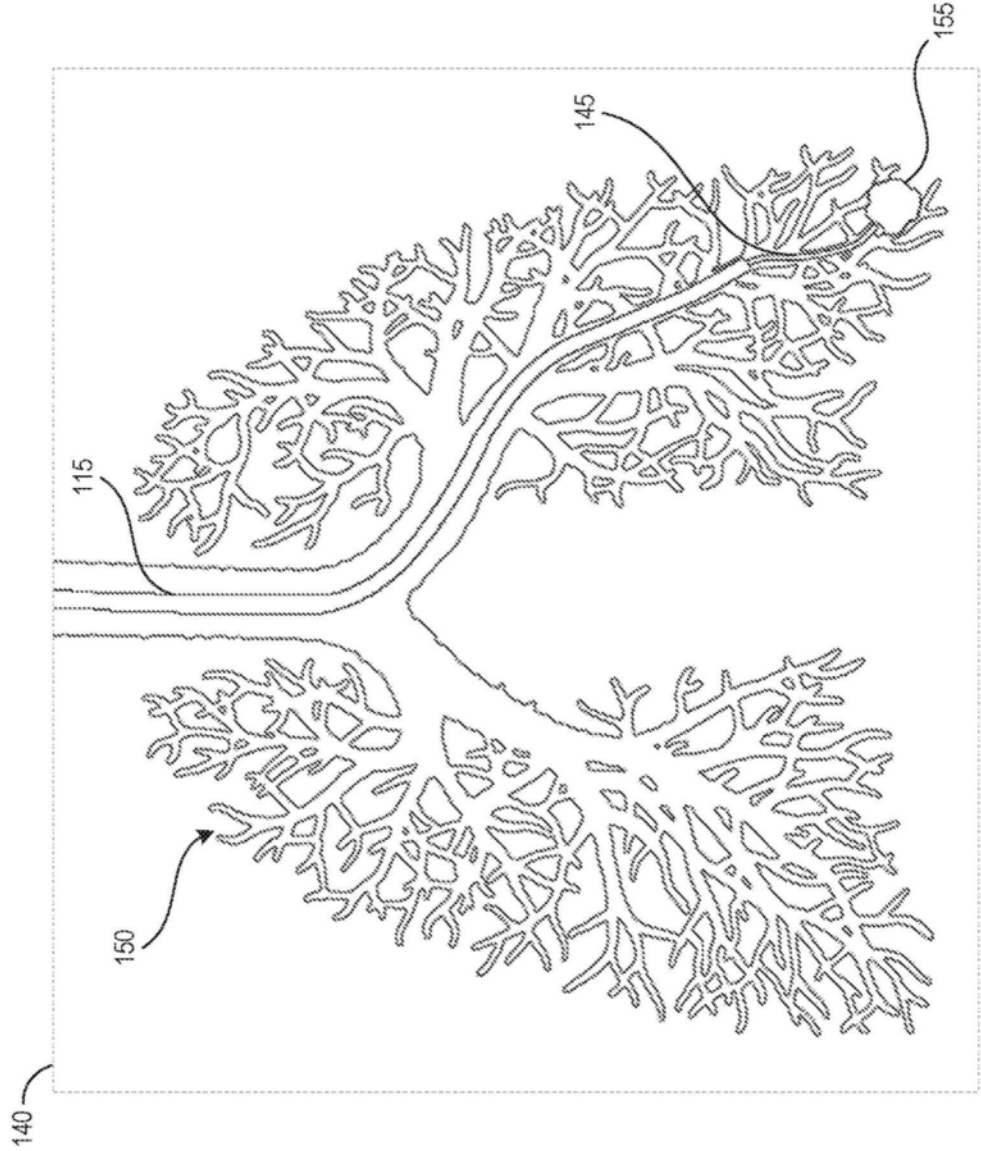


图17

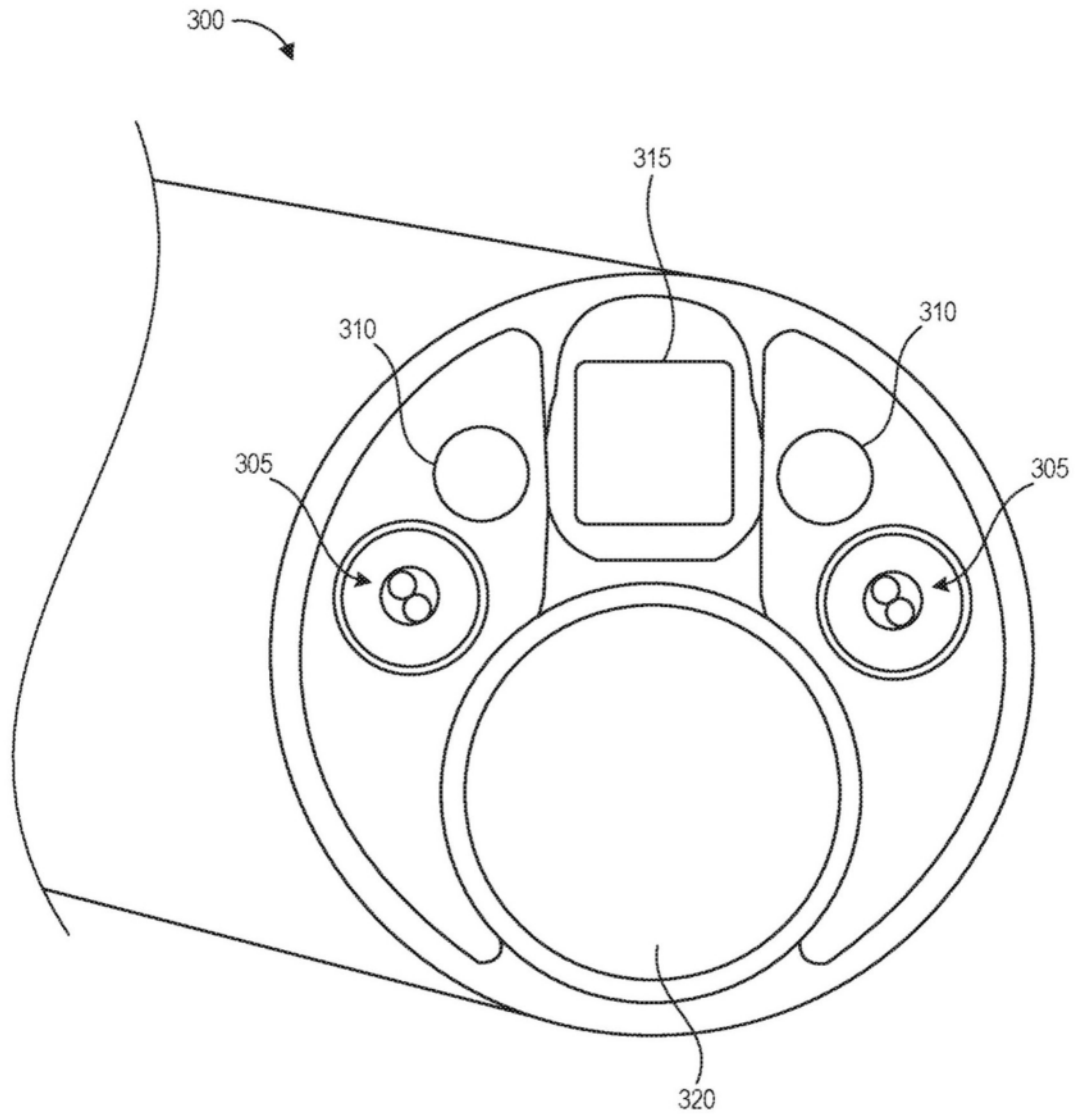


图18

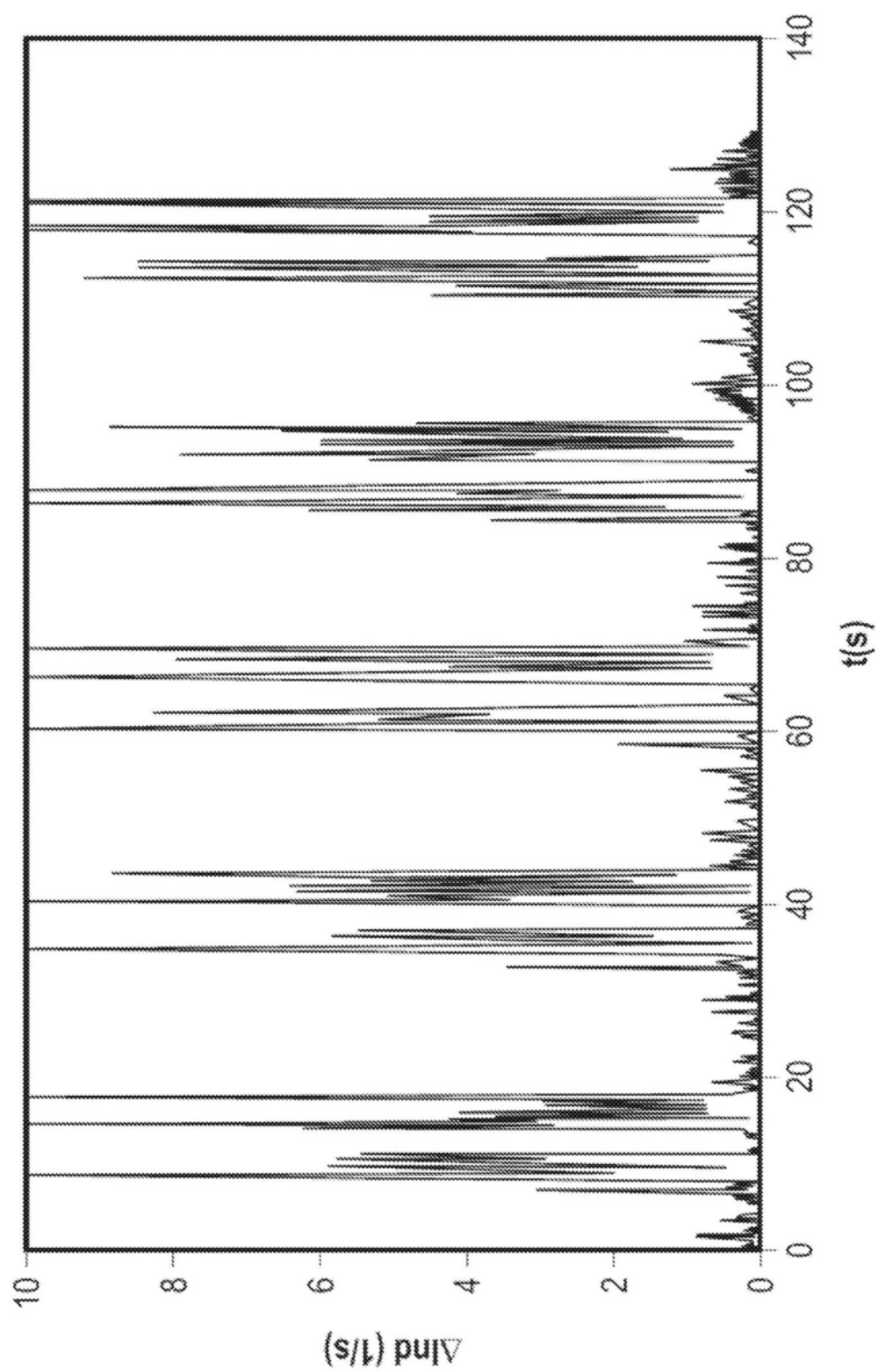


图19A

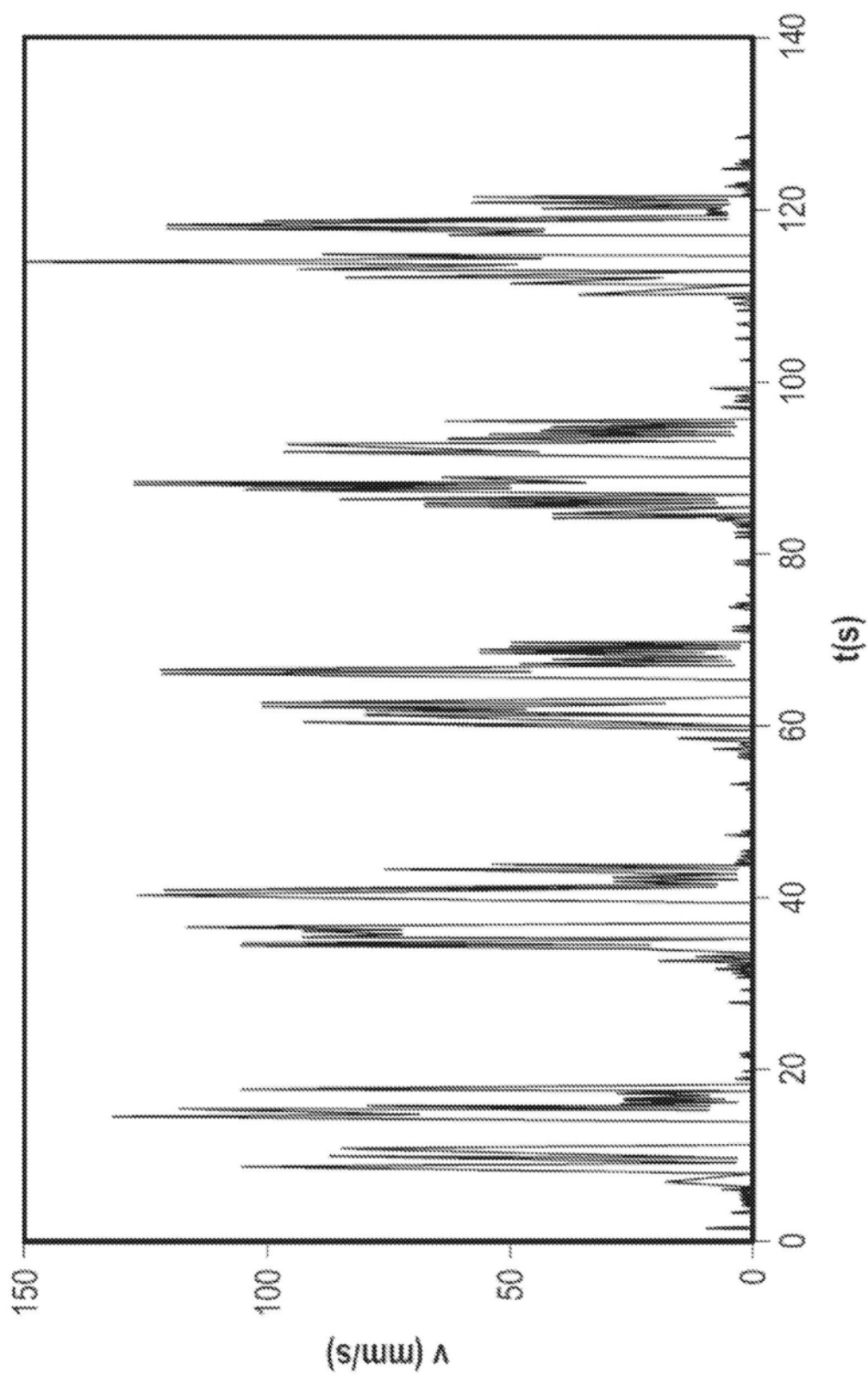


图19B

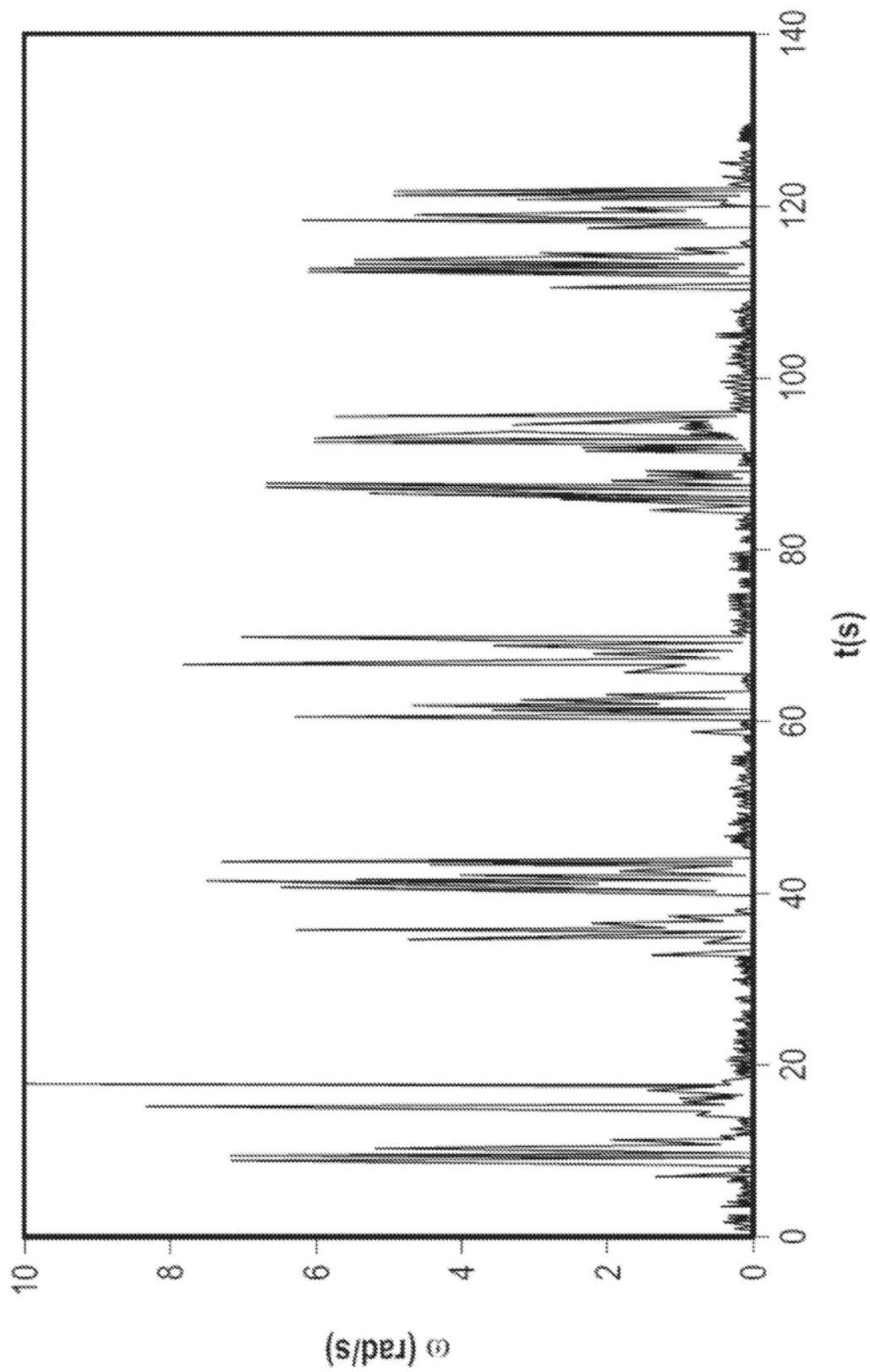


图19C

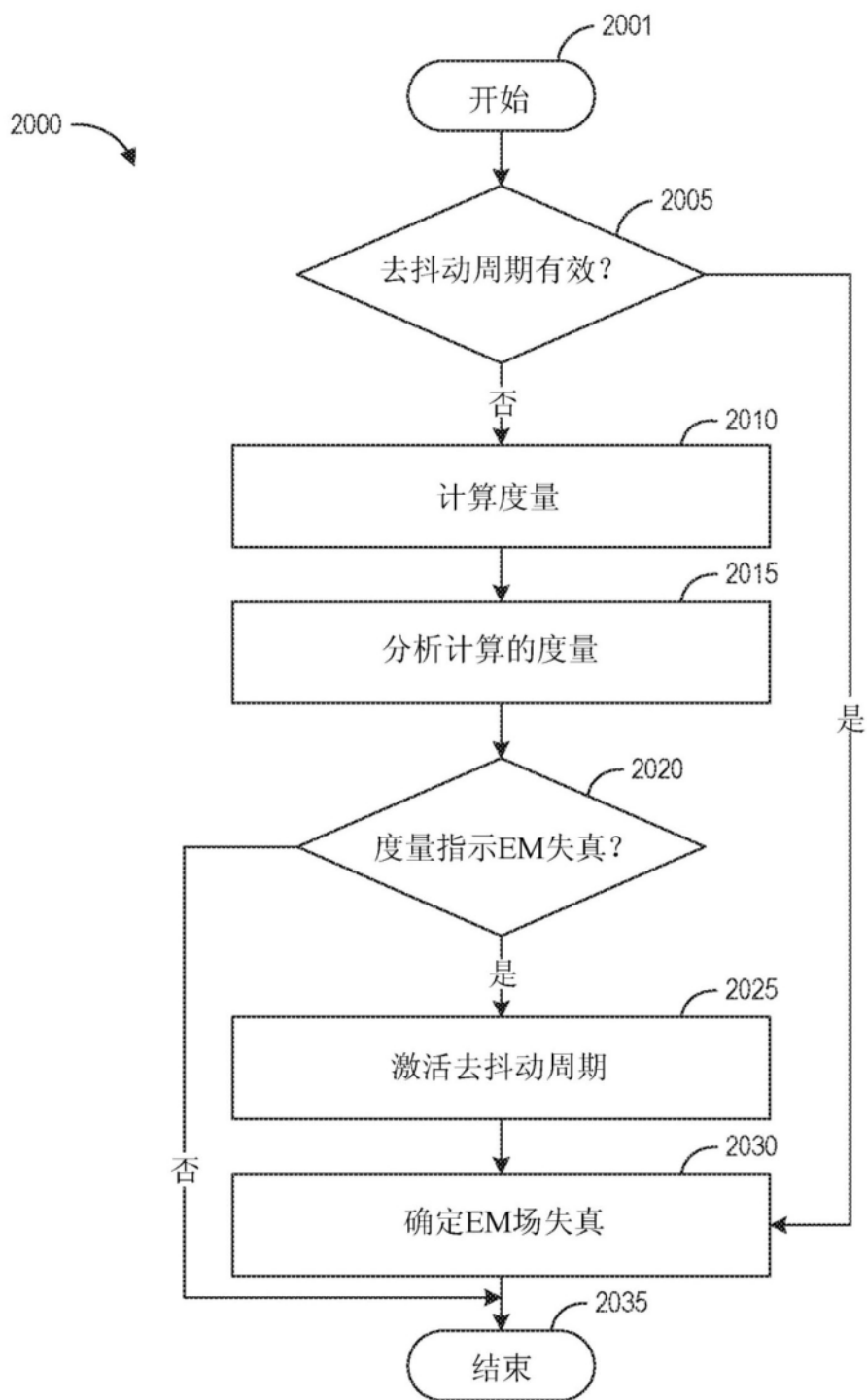


图20

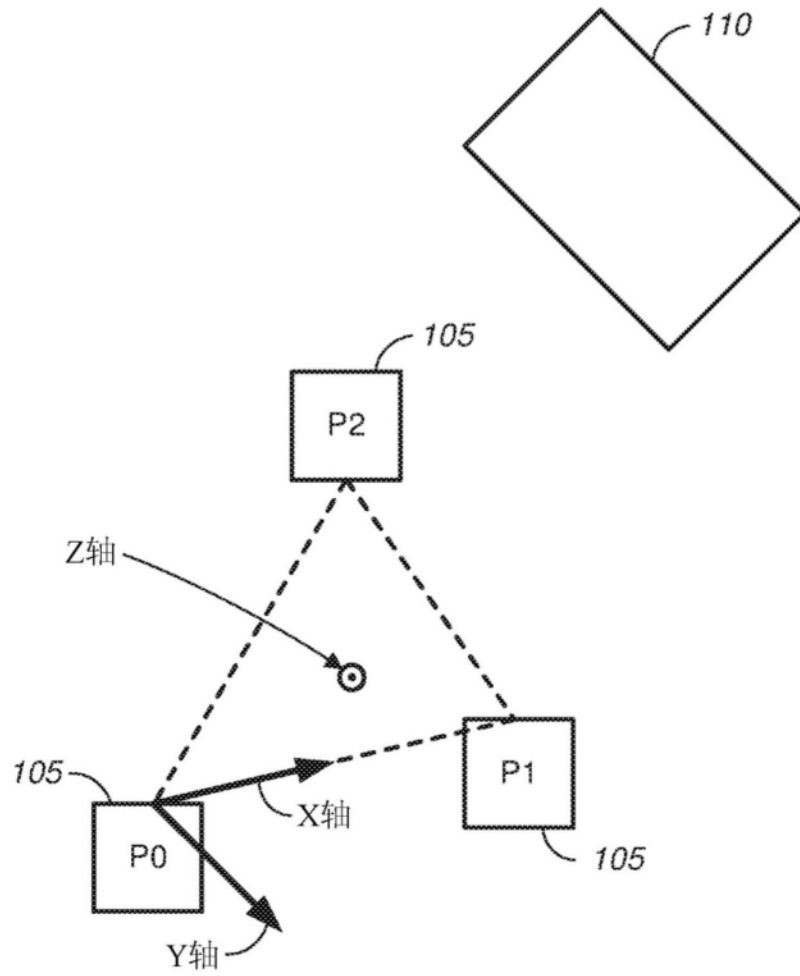


图21

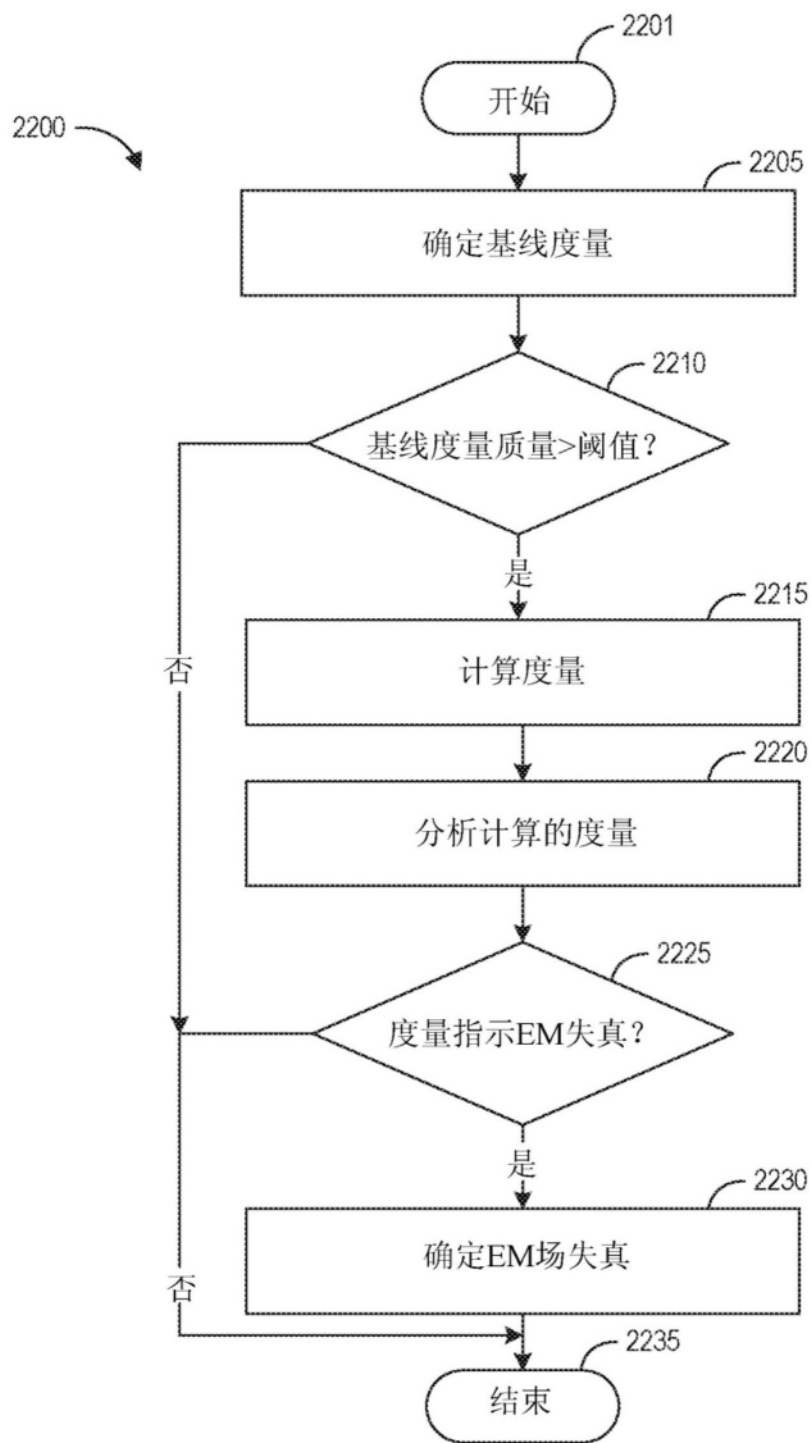


图22

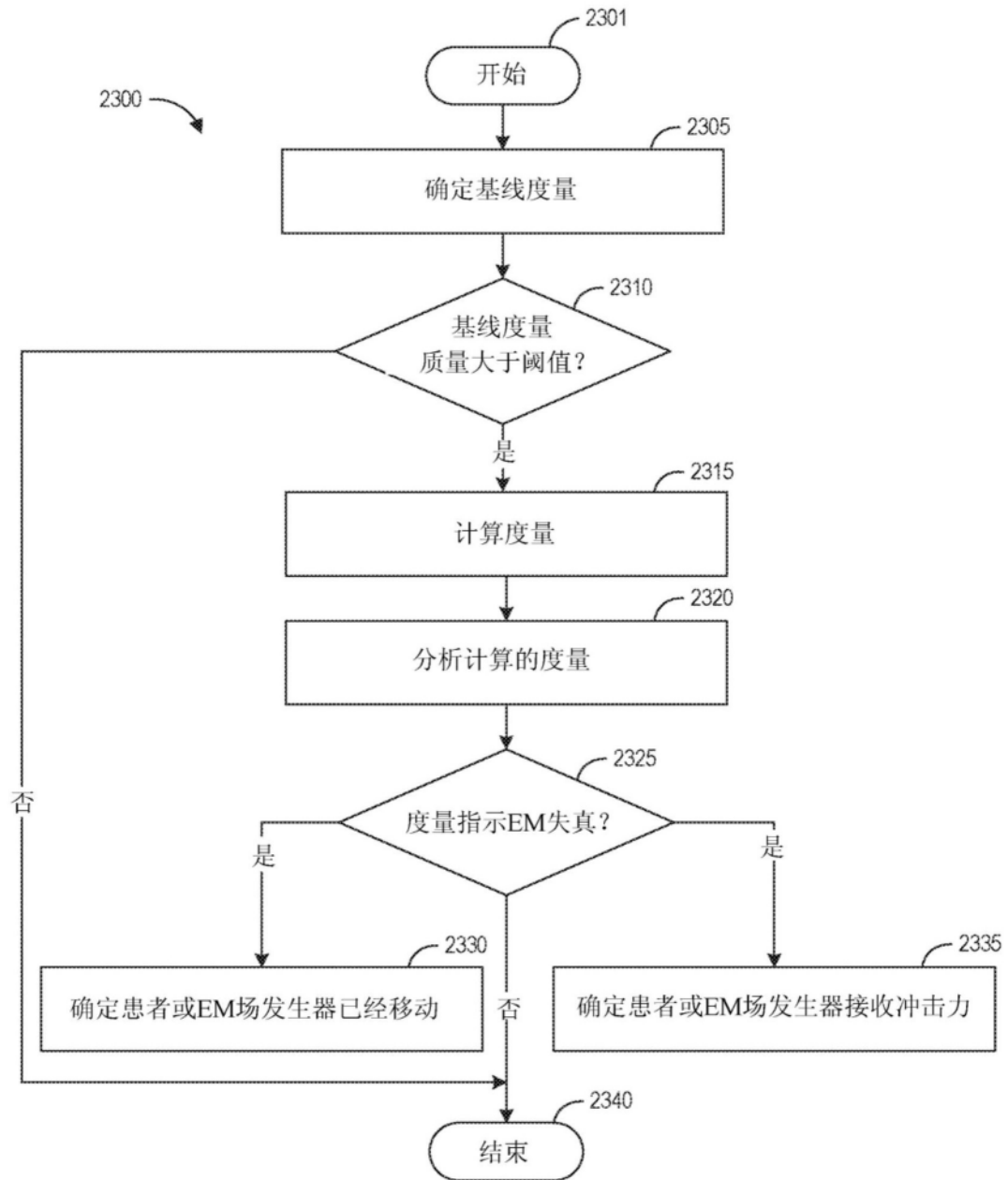


图23

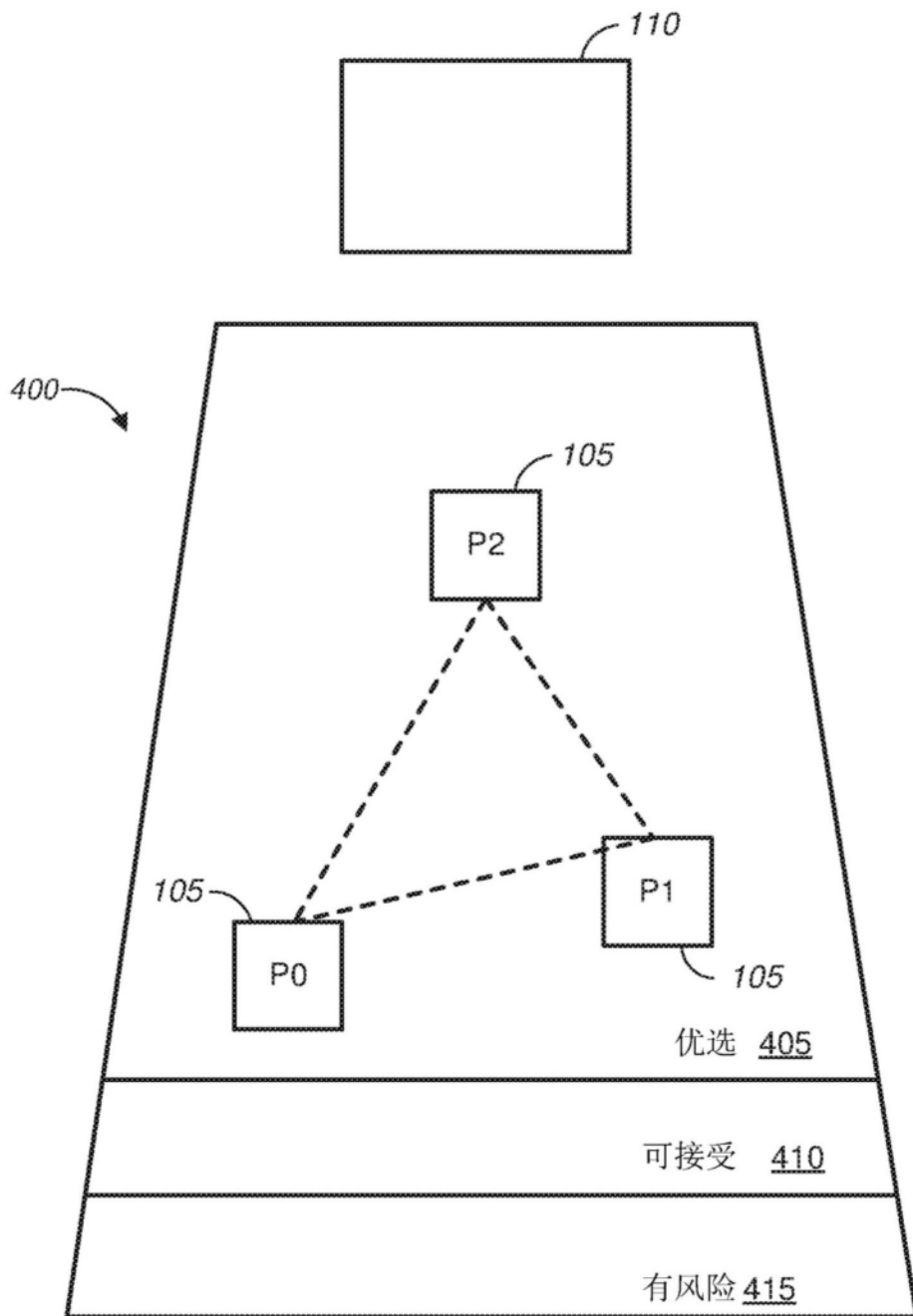


图24

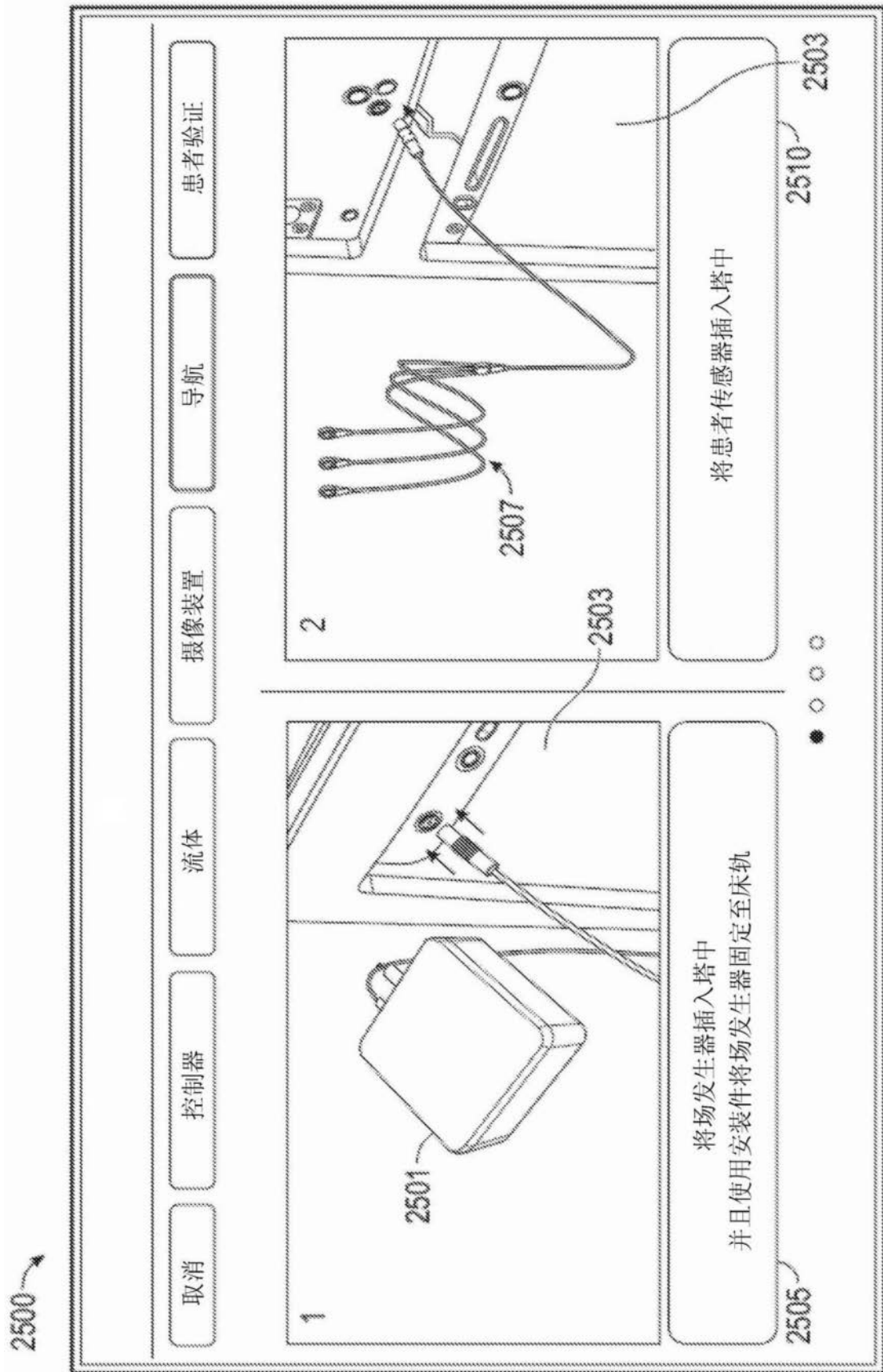


图25A

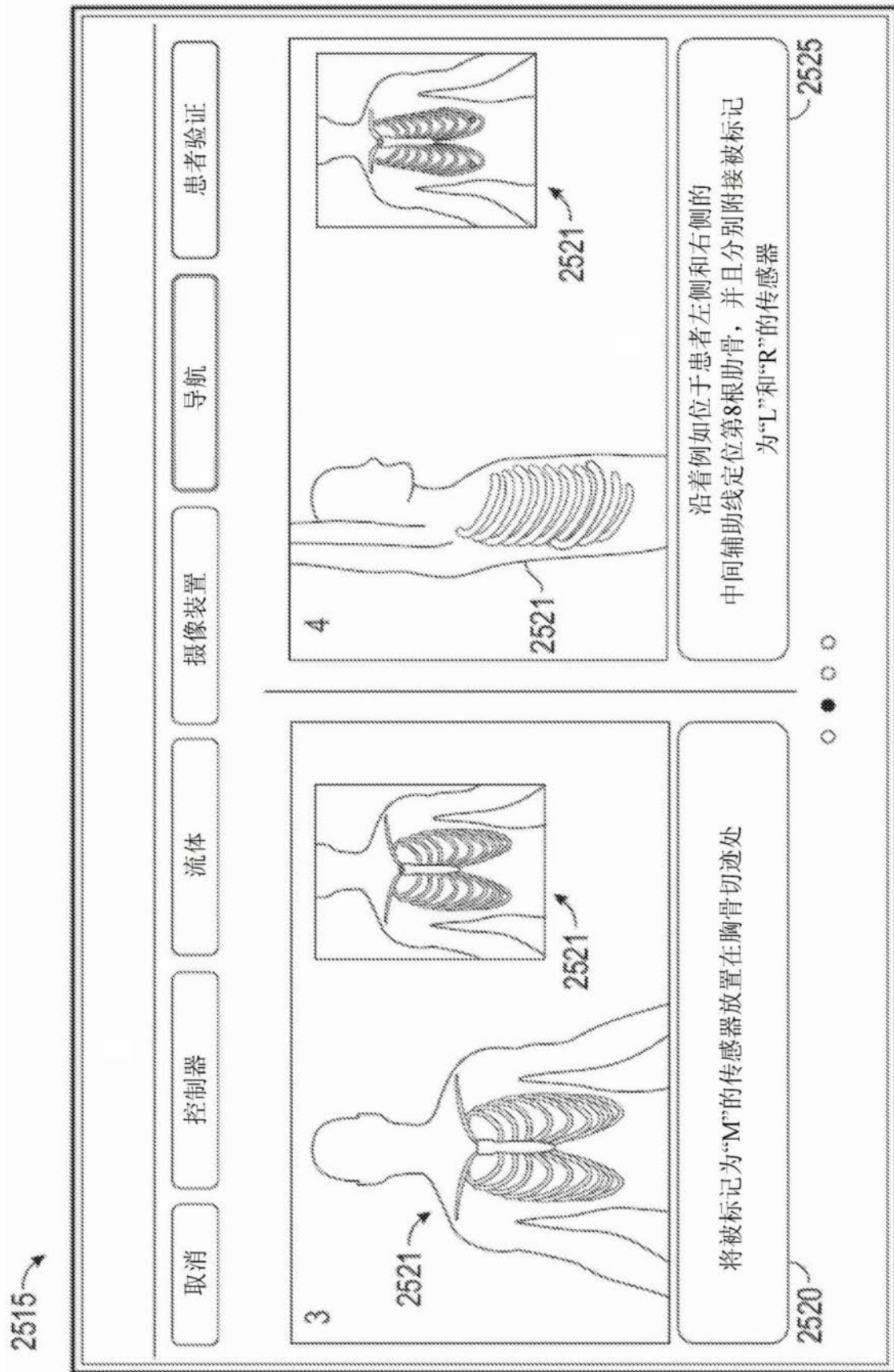


图25B

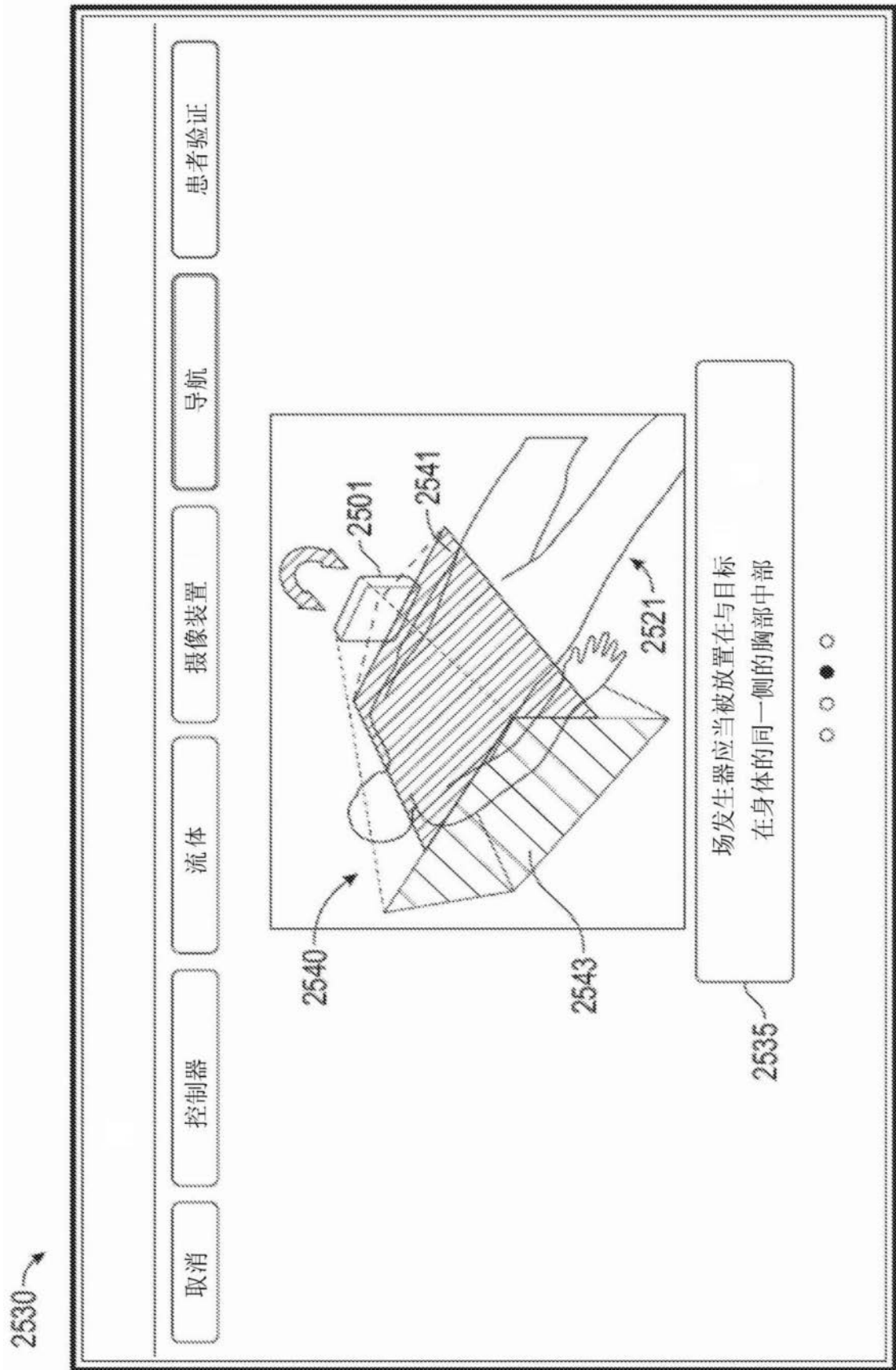


图25C

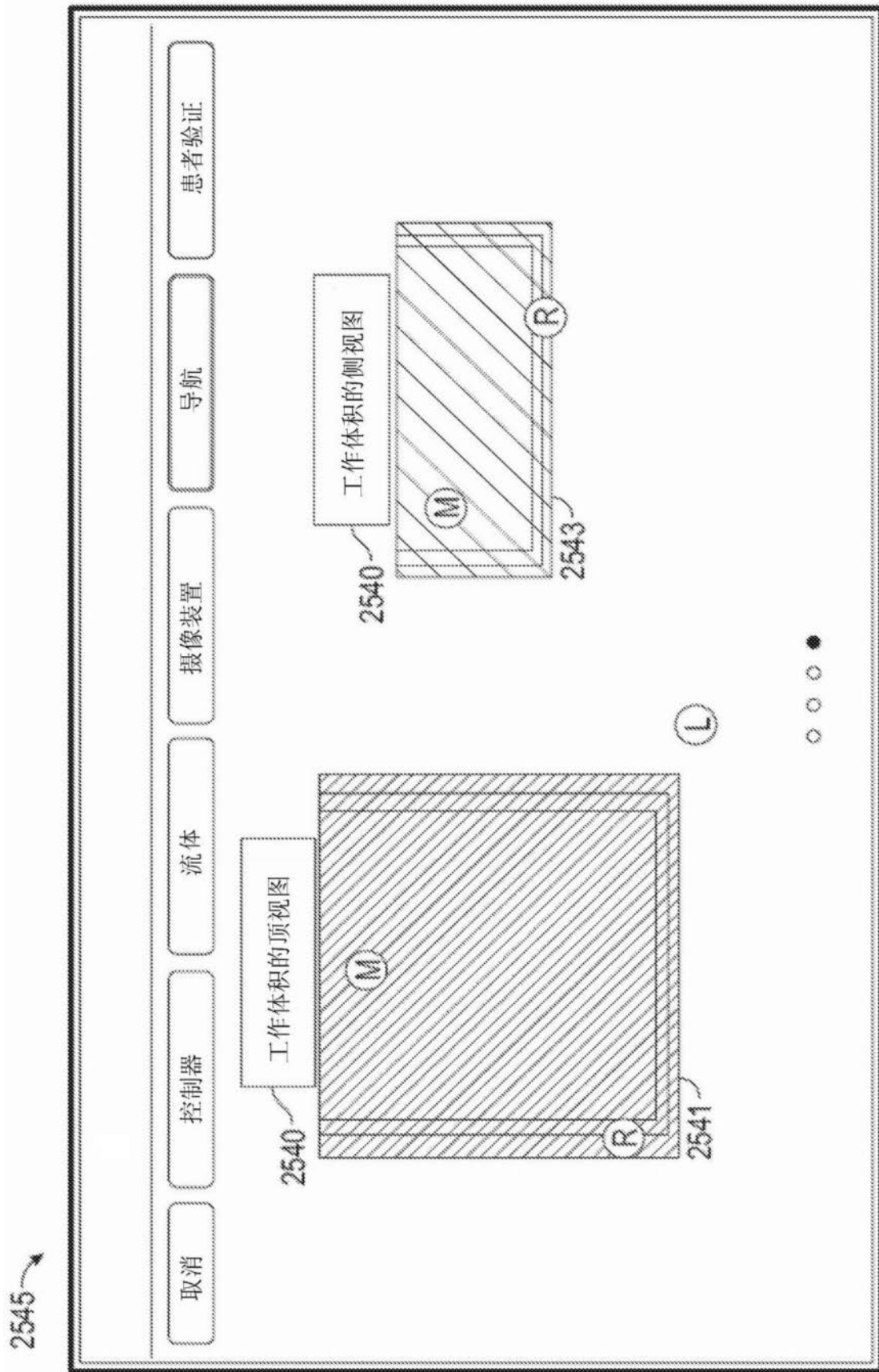


图25D

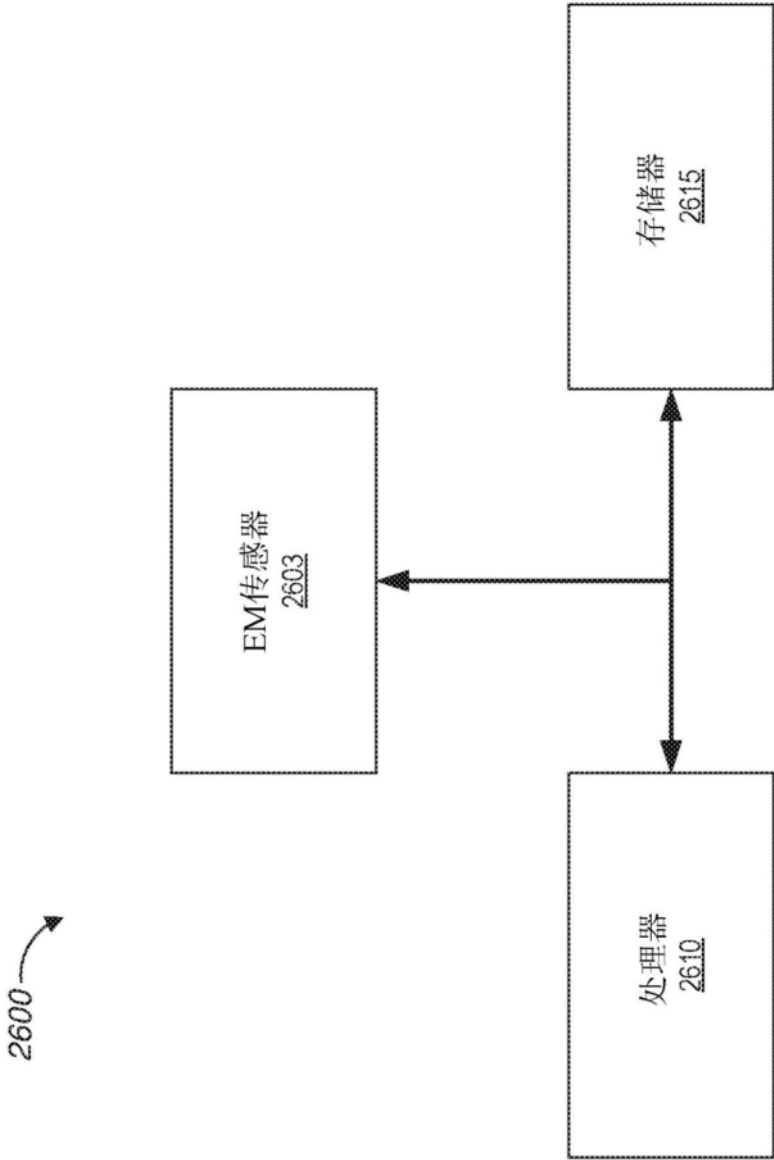


图26

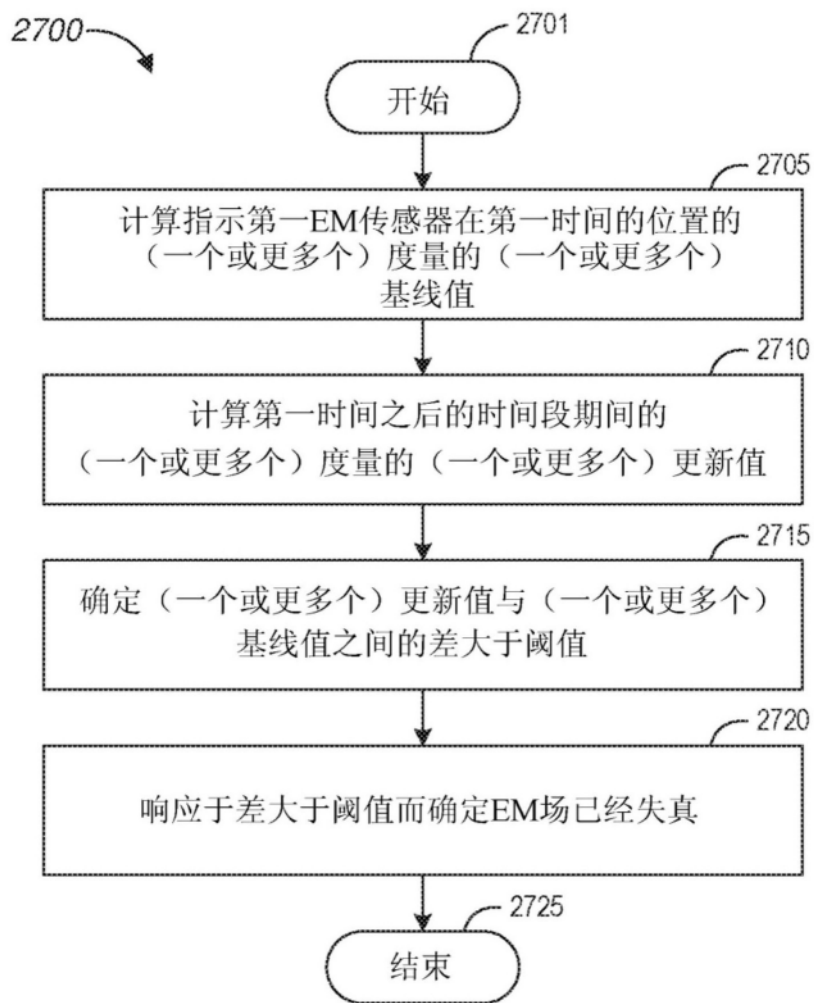


图27

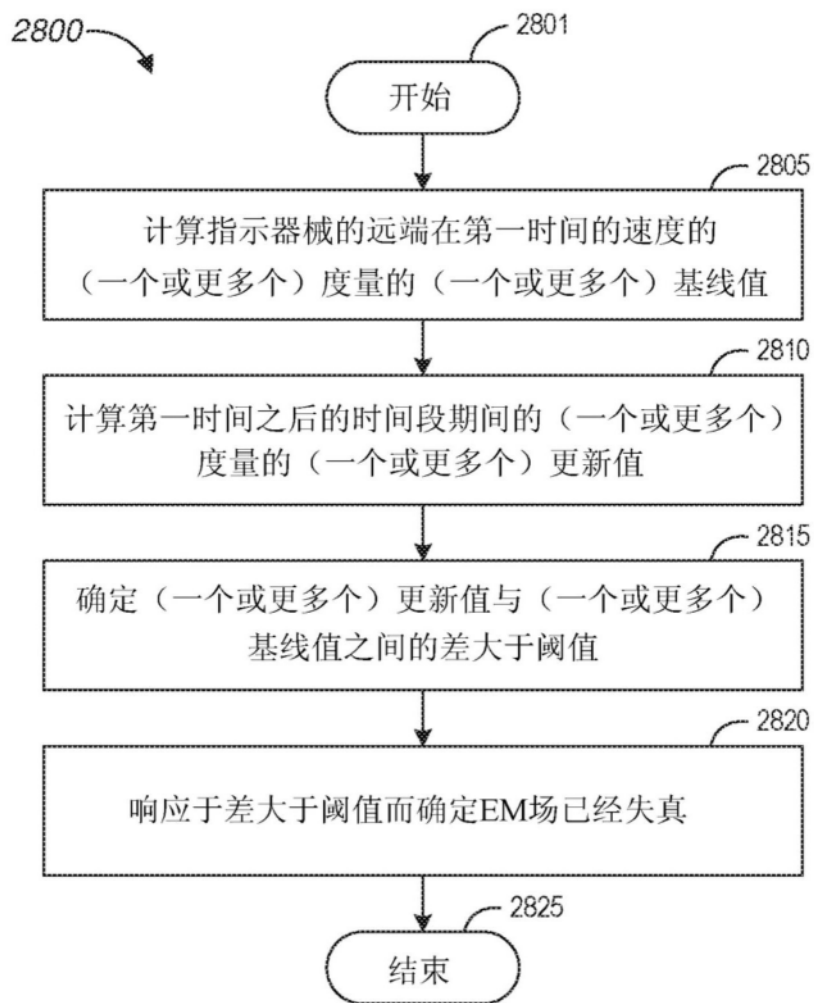


图28

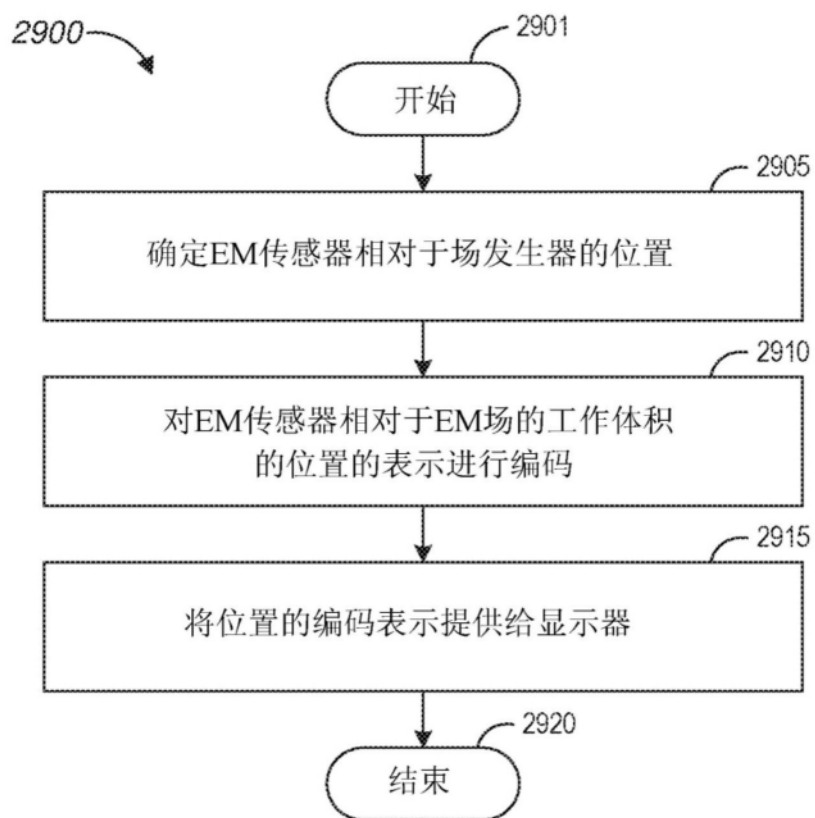


图29

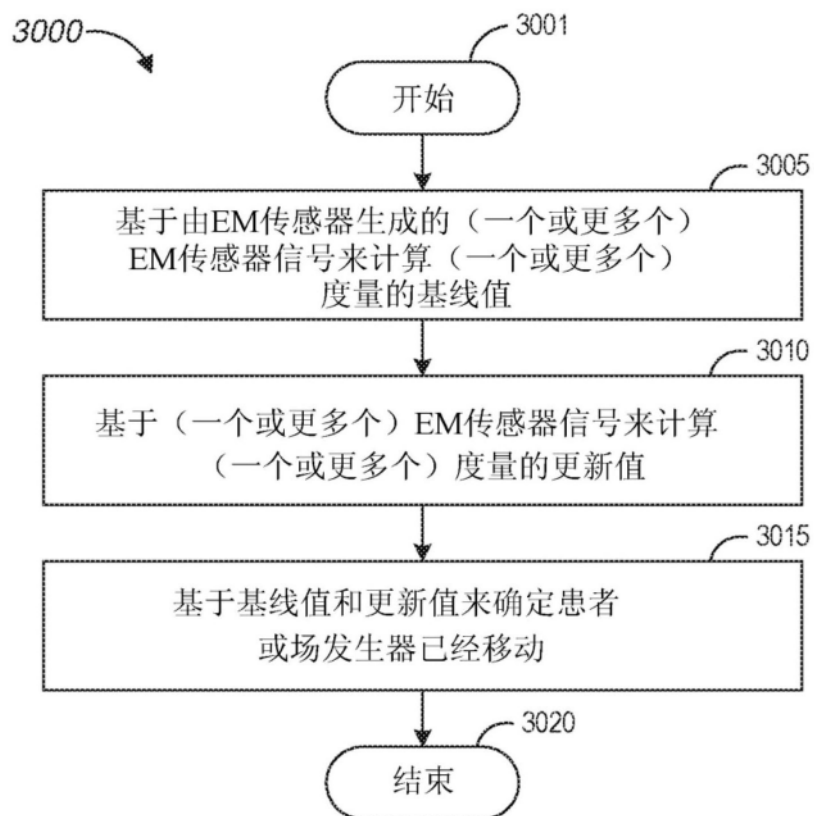


图30