



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117015351 A

(43) 申请公布日 2023. 11. 07

(21) 申请号 202280018336.3

(22) 申请日 2022.03.07

(30) 优先权数据

63/158,090 2021.03.08 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.08.31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2022/019073 2022.03.07

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2022/192101 EN 2022.09.15

(71) 申请人 康美公司

地址 美国佛罗里达州

(72) 发明人 小迈克尔·L·科尔茨

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

专利代理师 王艳江

(51) Int.Cl.

A61B 17/34 (2006.01)

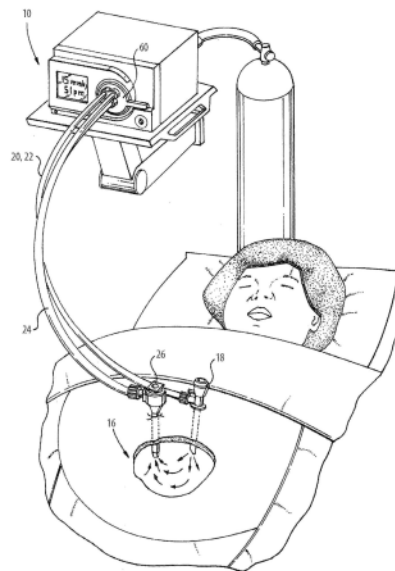
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

用于吹入系统的螺线管

(57) 摘要

一种方法包含在第一时间跨度内向螺线管施加致动电压,以抵抗偏置致动所述螺线管。所述方法包含将施加到所述螺线管的电压降低到低于所述致动电压的保持电压,以在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管。所述螺线管具有被施加所述致动和保持电压的线圈。所述线圈被额定用于在额定电压下连续操作。所述致动电压高于所述额定电压。



1. 一种方法,其包括:

在第一时间跨度内向螺线管施加致动电压,以抵抗偏置致动所述螺线管;以及
将施加到所述螺线管的电压降低到低于所述致动电压的保持电压,以在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管,其中所述螺线管具有被施加所述致动和保持电压的线圈,其中所述线圈被额定用于在额定电压下连续操作,并且其中所述致动电压高于所述额定电压。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述保持电压低于所述额定电压。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中在所述偏置被放松并且施加到所述螺线管的电压在所述线圈已冷却到第一温度的时间跨度内下降到低于所述保持电压之后,执行向所述螺线管施加所述致动电压,其中所述线圈在所述第二时间跨度期间升高到第二温度。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述第一时间跨度足够短,使得所述线圈在所述第一时间跨度期间不超过所述第二温度。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述螺线管可操作地连接到阀,所述阀具有用于允许流穿过所述阀的打开位置和用于防止流穿过所述阀的关闭位置,其中所述偏置将所述阀偏置到所述打开位置,其中抵抗所述偏置致动所述螺线管会将所述阀致动到所述关闭位置,并且其中抵抗所述偏置保持所述螺线管会将所述阀保持在所述关闭位置。

6. 根据权利要求5所述的方法,其进一步包括响应于吹入管线中的过压而将电压降低到低于所述保持电压,由此在所述偏置下将所述阀打开到所述打开位置以缓解所述吹入管线中的所述过压。

7. 根据权利要求5所述的方法,其进一步包括在功率损失事件中将电压降低到零,由此在所述偏置下将所述阀打开到所述打开位置以缓解患者体内的手术腔中的压力。

8. 根据权利要求5所述的方法,其进一步包括过滤穿过处于所述打开位置的所述阀的流以减少或防止颗粒穿过所述阀。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中所述致动电压和所述保持电压中的至少一个被施加为在相应的致动和/或保持电压处取平均的交变波形。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述致动电压高于所述额定电压,但所述第一时间跨度短到足以施加所述第一电压而不引起所述线圈的故障模式,其中所述故障模式包含绝缘击穿、壳体或线轴熔化或畸变或者电枢卡住中的至少一个。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中所述致动电压为48伏,并且所述保持电压为5伏。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中施加所述致动电压包含向所述螺线管施加20瓦,并且其中在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管包含向在所述保持电压下的所述螺线管施加1瓦。

13. 一种螺线管,其包括:

线圈,所述线圈位于壳体中;

电枢,所述电枢在纵向方向上延伸穿过所述线圈并延伸出所述壳体的第一端,其中所述电枢包含响应于外部磁场的材料,并且安装在软管中以响应于所述线圈的磁场而相对于所述线圈和壳体移动;

闩锁构件,所述闩锁构件安装在所述壳体的第二端处并且包含闩锁表面,所述闩锁表面被配置成在所述电枢处于缩回位置的情况下接触所述电枢;以及

多个永磁体,所述多个永磁体在所述壳体的所述第一端处围绕所述电枢周向地分布。

14. 根据权利要求13所述的螺线管,其中所述闩锁构件通过螺纹接合到所述壳体,以用于通过使所述闩锁构件相对于所述壳体转动来调整所述闩锁表面在所述壳体内部的轴向位置。

15. 根据权利要求13所述的螺线管,其中存在围绕所述电枢周向地分布的四个永磁体。

16. 根据权利要求15所述的螺线管,其中所述永磁体中的每一个的极性相对于所述纵向方向径向地定向。

17. 根据权利要求16所述的螺线管,其中对于所述永磁体中的每一个,径向内极是磁南,并且径向外极是磁北。

18. 根据权利要求13所述的螺线管,其中所述线圈卷绕在所述壳体的线轴的朝外表面周围,其中所述线轴的朝内表面作为滑动轴承表面接合所述电枢。

19. 一种系统,其包括:

螺线管,所述螺线管包含:

线圈,所述线圈位于壳体中;和

电枢,所述电枢在纵向方向上延伸穿过所述线圈并延伸出所述壳体的第一端,其中所述电枢包含响应于外部磁场的材料,并且安装在软管中以响应于所述线圈的磁场而相对于所述线圈和壳体移动;以及

控制器,所述控制器可操作地连接成控制所述线圈,其中所述控制器包含机器可读指令,所述机器可读指令被配置成使所述控制器:

在第一时间跨度内向所述线圈施加致动电压,以抵抗偏置致动所述螺线管;以及

将施加到所述螺线管电压降低到低于所述致动电压的保持电压,以在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管,其中所述线圈被额定用于在额定电压下连续操作,并且其中所述致动电压高于所述额定电压。

20. 根据权利要求19所述的系统,其进一步包括:

阀构件,所述阀构件安装成与所述电枢一起移动;以及

阀壳体,所述阀壳体限定从所述阀壳体的入口到所述阀壳体的出口的流动路径,其中所述流动路径穿过阀座,其中在所述阀构件和电枢处于第一位置的情况下,所述阀构件抵靠所述阀座密封,从而防止流通过所述流动路径,并且在所述阀构件和电枢处于第二位置的情况下,所述阀构件与所述阀座间隔开,从而允许流通过所述流动路径。

21. 根据权利要求20所述的系统,其进一步包括在所述阀壳体中的所述流动路径中位于所述阀座下游的过滤介质,所述过滤介质被配置成防止粒子在所述电枢和阀构件处于所述第二位置的情况下从所述阀壳体中流出。

22. 根据权利要求20所述的系统,其进一步包括吹入器,其中所述吹入器包含:

压力源;以及

气动管线,所述气动管线将所述压力源连接到连接器,所述连接器被配置成将所述吹入器连接到套管针管组以用于对患者的手术腔吹气,其中所述阀壳体的所述入口连接到所述气动管线的支路,以选择性地允许或阻挡来自所述气动管线的压力释放流。

用于吹入系统的螺线管

[0001] 相关申请交叉引用

[0002] 本申请要求于2021年3月8日提交的第63/158,090号美国临时专利申请的优先权,所述美国临时专利申请的内容以全文引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本公开涉及螺线管,且更具体地说,涉及例如在吹入系统中使用的电磁阀。

背景技术

[0004] 吹入器和气体密封套管针系统通常采用螺线管来控制气流。由于线圈导线的电阻,这些螺线管在通电时固有地产生热能。通常通过使用冷却风扇来耗散此热量,这进一步因为额外功率需求、增加的大小和增加的重量而加重了系统的负担。现代手术室不断面临着外科手术中使用的医疗电气设备数量不断增加的挑战,并且这种设备消耗空间、功率,并对必须在手术之间不断提升和循环设备的人员造成肌肉骨骼损伤危险。因此,始终需要更小、更轻且更省电的医疗装置。

[0005] 吹入器和气体密封套管针系统中使用的螺线管通常数量在三到九个之间,对系统的整体大小、重量和功耗有很大影响。螺线管大小随着压力和流速要求的增加而增加。这种现象与随着作用于提升件的压力或压力区域增加而使提升件移位所需的螺线管力增加有关。

[0006] 常规技术已被认为对于其预期目的是令人满意的。然而,始终需要用于更小、更轻且更有效的螺线管和电磁阀的改进的系统和方法。本公开提供了针对该需要的解决方案。

发明内容

[0007] 一种方法包含在第一时间跨度内向螺线管施加致动电压,以抵抗偏置致动所述螺线管。所述方法包含将施加到所述螺线管的电压降低到低于所述致动电压的保持电压,以在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管。所述螺线管具有被施加所述致动和保持电压的线圈。所述线圈被额定用于在额定电压下连续操作。所述致动电压高于所述额定电压。

[0008] 所述保持电压可以低于所述额定电压。在所述偏置被放松并且施加到所述螺线管的电压在所述线圈已冷却到第一温度的时间跨度内下降到低于所述保持电压之后,可以执行向所述螺线管施加所述致动电压。所述线圈可以在所述第二时间跨度期间升高到第二温度。所述第一时间跨度可以足够短,使得所述线圈在所述第一时间跨度期间不超过所述第二温度。所述致动电压可以高于所述额定电压,但所述第一时间跨度可以短到足以施加所述第一电压而不引起所述线圈的故障模式,其中所述故障模式包含绝缘击穿、壳体或线轴熔化或畸变或者电枢卡住中的至少一个。所述致动电压和所述保持电压中的至少一个可以被施加为在相应的致动和/或保持电压处取平均的交变波形。

[0009] 所述螺线管可以可操作地连接到阀,所述阀具有用于允许流穿过所述阀的打开位

置和用于防止流穿过所述阀的关闭位置。所述偏置可以将所述阀偏置到所述打开位置。抵抗所述偏置致动所述螺线管可以将所述阀致动到所述关闭位置。抵抗所述偏置保持所述螺线管可以将所述阀保持在所述关闭位置。所述方法可包含响应于吹入管线中的过压而将电压降低到低于所述保持电压,由此在所述偏置下将所述阀打开到所述打开位置以缓解所述吹入管线中的所述过压。还预期所述方法可包含在功率损失事件中将电压降低到零,由此在所述偏置下将所述阀打开到所述打开位置以缓解患者体内的手术腔中的压力。所述方法可包含过滤穿过处于所述打开位置的所述阀的流以减少或防止颗粒穿过所述阀。

[0010] 例如,所述致动电压可以是48伏,并且所述保持电压可以是5伏。例如,施加所述致动电压可包含向所述螺线管施加20瓦,并且其中在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管包含向在所述保持电压下的所述螺线管施加1瓦。

[0011] 一种螺线管包含位于壳体中的线圈。电枢在纵向方向上延伸穿过所述线圈并延伸出所述壳体的第一端。所述电枢包含响应于外部磁场的材料,并且安装在软管中以响应于所述线圈的磁场而相对于所述线圈和壳体移动。闩锁构件安装在所述壳体的第二端处并且包含闩锁表面,所述闩锁表面被配置成在所述电枢处于缩回位置的情况下接触所述电枢。多个永磁体在所述壳体的所述第一端处围绕所述电枢周向地分布。

[0012] 所述闩锁构件可以通过螺纹接合到所述壳体,以用于通过使所述闩锁构件相对于所述壳体转动来调整所述闩锁表面在所述壳体中的轴向位置。可存在围绕所述电枢周向地分布的四个永磁体。所述永磁体中的每一个的极性可以相对于所述纵向方向径向地定向。对于所述永磁体中的每一个,径向内极可以是磁南,并且径向外极可以是磁北。所述线圈可以卷绕在所述壳体的线轴的朝外表面周围,其中所述线轴的朝内表面作为滑动轴承表面接合所述电枢。

[0013] 一种系统包含螺线管,所述螺线管具有位于壳体中的线圈。电枢在纵向方向上延伸穿过所述线圈并延伸出所述壳体的第一端。所述电枢包含响应于外部磁场的材料,并且安装在软管中以响应于所述线圈的磁场而相对于所述线圈和壳体移动。控制器可操作地连接成控制所述线圈。所述控制器包含机器可读指令,所述机器可读指令被配置成使所述控制器:在第一时间跨度内向所述线圈施加致动电压,以抵抗偏置致动所述螺线管;以及将施加到所述螺线管电压降低到低于所述致动电压的保持电压,以在第二时间跨度内抵抗所述偏置保持所述螺线管,其中所述线圈被额定用于在额定电压下连续操作,并且其中所述致动电压高于所述额定电压。

[0014] 阀构件可以安装成与所述电枢一起移动。阀壳体可以限定从所述阀壳体的入口到所述阀壳体的出口的流动路径。所述流动路径可以穿过阀座。在所述阀构件和电枢处于第一位置的情况下,所述阀构件可以抵靠所述阀座密封,从而防止流通过所述流动路径。在所述阀构件和电枢处于第二位置的情况下,所述阀构件可以与所述阀座间隔开,从而允许流通过所述流动路径。过滤介质可以在所述阀壳体中的所述流动路径中位于所述阀座下游,被配置成防止粒子在所述电枢和阀构件处于所述第二位置的情况下从所述阀壳体中流出。

[0015] 吹入器可包含压力源。气动管线可以将所述压力源连接到连接器,所述连接器被配置成将所述吹入器连接到套管针管组以用于对患者的手术腔吹气。所述阀壳体的所述入口可以连接到所述气动管线的支路,以选择性地允许或阻挡来自所述气动管线的压力释放流。

[0016] 通过以下结合附图对优选实施例的详细描述,本主题公开的系统和方法的这些和其他特征对于本领域技术人员将变得更加显而易见。

附图说明

[0017] 为了使本主题公开所属领域的技术人员将容易地理解如何在不进行过度实验的情况下制造和使用本主题公开的装置和方法,下面将参照某些附图详细描述其优选实施例,其中:

[0018] 图1是根据本公开构造的系统的实施例的示意性透视图,示出了向患者提供吹入的吹入器;

[0019] 图2是图1的系统的示意图,示出了连接到在压力源与套管针之间延伸的气体管线中的支路的螺线管和阀;

[0020] 图3是图2的螺线管和阀的横截面侧视图,示出了处于关闭或无流穿过位置的阀;

[0021] 图4是图3的螺线管和阀的横截面侧视图,示出了处于允许流穿过阀的打开位置的阀;

[0022] 图5是图3的螺线管的横截面平面图,示出了永磁体;

[0023] 图6是图2的系统的功能框图;

[0024] 图7是图2的系统的电压和状态效应的图;并且

[0025] 图8是电压与时间的曲线图,示出了图2的系统的非周期性阀循环的实例。

具体实施方式

[0026] 现在将参考附图,其中相似的附图标记标识本公开的类似的结构特征或方面。出于解释和说明而非限制性目的,根据本公开的电磁阀系统的实施例的局部视图在图2中示出,并且总体上由附图标记100表示。如将要描述的,在图1和3-8中提供了根据本公开的系统的其它实施例或其方面。本文中所描述的系统和方法可用于致动例如在吹入器中的阀,其中与较传统的电磁阀中相比,相应螺线管具有改进的大小、重量和效率。

[0027] 现在参考图1,示出了吹入器或吹入系统10。吹入器10包含入口流动路径22,所述入口流动路径通向与患者的手术腔16连通的第一套管针18,通过所述第一套管针,将吹入气体流递送到手术腔16。例如,吹入器10任选地包含出口流动路径24,所述出口流动路径从与手术腔16连通的第二套管针26引出,通过所述第二套管针,可以从手术腔16移除烟雾状气体流。虽然在本文中在机械密封套管针的示例性上下文中示出和描述,但本领域的技术人员将容易理解,在不脱离本公开的范围的情况下,如本文所公开的系统和方法可以与气动密封和/或机械密封的套管针一起使用。

[0028] 现在参考图2,吹入器10包含压力源30,所述压力源可以包含连接到吹入器10的外部加压气体供应器40和/或泵50,所述泵其可以维持吹入压力,例如在外部气体供应器40中的压力本身不足以进行吹入的情况下。气动管线,即入口流动路径22,将压力源30连接到连接器60,所述连接器被配置成将吹入器10连接到套管针管组20以用于对患者的手术腔16吹气,如图1中所示。阀70与入口流动路径22的支路72流体连通,以向入口流动路径22提供压力释放。螺线管80可操作地连接成致动阀70,并且控制器90又连接成控制用于受控地致动阀70的螺线管80。

[0029] 现在参考图3,描述了电磁阀系统100。系统100通常包含图2中所示的螺线管80和阀70。螺线管80包含位于壳体104中并且卷绕在纵向轴线A周围的线圈102。电枢或柱塞106在纵向方向上,即沿着轴线A,延伸穿过线圈102并延伸出壳体104的第一端108。电枢106包含响应于外部磁场的材料,并且安装在壳体104的线轴110中,以响应于线圈102的磁场而相对于线圈102和壳体104纵向移动。线圈102卷绕在壳体104的线轴110的向外表面周围,其中线轴110的向内表面作为滑动轴承表面接合电枢106。

[0030] 继续参考图3,闩锁构件112安装在壳体104的与第一端108相对的第二端114处。闩锁构件112包含闩锁表面116,所述闩锁表面被配置成在电枢106处于缩回位置的情况下接触电枢106,如图3中所示。闩锁构件112通过螺纹118接合到壳体104,以用于通过使闩锁构件112相对于壳体104转动来调整闩锁表面116在壳体104内的轴向位置(相对于轴线A)。

[0031] 多个永磁体120在壳体104的第一端108处围绕电枢106周向地分布以用于成形线圈102的磁场。如图5中的横截面中所示,存在四个永磁体120,所述永磁体以对称图案围绕电枢106周向地分布,以便不偏置柱塞上的侧向力。每个永磁体120的极性相对于图3中所示的纵向方向径向地定向。如图5中所示,对于每个永磁体120,径向内极是磁南(在图5中指示为S),并且径向外极是磁北(在图5中指示为N)。

[0032] 再次参考图3-4,阀构件122或柱塞安装成与电枢106一起移动。阀壳体124限定从阀壳体124的入口128到阀壳体124的出口126的流动路径。流动路径穿过阀壳体124的阀座130,并且在图4中用大流量箭头指示。阀壳体124包含轴承构件132,所述轴承构件的内表面充当用于阀构件122的线性移动的滑动轴承表面。阀座130定位在阀壳体124的轴承构件132与歧管部分134之间。图4中所示的流动路径包含通路136,例如径向通路等,所述通路穿过歧管部分134、阀座130和轴承构件132中的每一个。

[0033] 在阀构件122和电枢106处于图3中所示的第一位置或关闭位置的情况下,阀构件122抵靠阀座130密封,从而防止流通过流动路径。在阀构件和电枢处于图4中所示的第二位置或打开位置的情况下,阀构件122与阀座130间隔开,从而允许流通过流动路径。过滤介质138在阀壳体124的出口126中的流动路径中位于阀座130下游。过滤介质138被配置成例如防止粒子流,例如缩合物,在电枢106和阀构件122处于图4中所示的第二位置或打开位置的情况下,在图1的手术腔16中的气体的压力释放期间从阀壳体124流出到吹入器10的壳体中。阀壳体124的入口128连接到气动脉线22(在图1和2中标记)的支路72,以选择性地允许或阻挡来自气动脉线22的压力释放流。当阀70打开时,压缩流从气体射流转向穿过过滤介质138。流向与较传统的系统相反,以使得高压能够通过克服弹簧140和螺线管80在保持-打开电压 $V_{低}$ 下的净力而吹开阀70。

[0034] 继续参考图3-4,弹簧140位于轴承构件132中的支座与阀构件122之间。弹簧140将阀构件122和电枢106朝向图4中所示的打开位置偏置。因此,在线圈102缺乏足够功率的情况下,作用于电枢106的磁力弱于弹簧140的偏置,因此阀构件122移动到图4中所示的打开位置。在线圈102具有足够功率的情况下,作用于电枢106的磁力可以克服弹簧140的偏置,从而使阀构件122移动到图3中所示的打开位置。如上文所描述对闩锁构件112的闩锁表面116在壳体104中的位置的调整可用于防止过度压缩处于图3中示出的关闭位置的阀构件122的密封元件142。

[0035] 现参考图3和8,电磁阀系统100包含控制器90(在图2中标记),所述控制器可操作

地连接成控制螺线管80的线圈102。控制器90包含机器可读指令,所述机器可读指令被配置成使控制器90在第一时间跨度 t_1 内向线圈102施加致动电压 $V_{高}$,以抵抗弹簧140的偏置致动螺线管80(和阀70),然后将施加到螺线管80的线圈102的电压降低到低于致动电压 $V_{高}$ 的保持电压 $V_{低}$,以在第二时间跨度 t_2 内抵抗偏置将螺线管80的电枢106以及阀构件122保持在图4中所示的打开位置中。图8示出上文所描述的电压随时间循环变化的三个实例的图。例如,致动电压 $V_{高}$ 可以是48伏,并且保持电压 $V_{低}$ 可以是5伏。例如,施加致动电压 $V_{高}$ 可包含向螺线管施加20瓦,其中在第二时间跨度内抵抗偏置保持螺线管包含向保持电压 $V_{低}$ 下的螺线管施加1瓦。

[0036] 图3-4的线圈102被额定用于在额定电压下连续操作。致动电压 $V_{高}$ 高于额定电压。这是可能的,因为保持电压 $V_{低}$ 低于额定电压,并且因为第一时间跨度 t_1 相对较短。(图2的)控制器90在弹簧偏置被放松并且施加到螺线管的电压在线圈102冷却到第一温度的时间跨度内降低到低于保持电压 $V_{低}$ 之后向螺线管80施加致动电压。线圈102在第二时间跨度 t_2 期间达到第二温度,例如,在将电磁阀系统100保持在图3中所示的关闭位置期间达到操作温度。在致动电压 $V_{高}$ 下的第一时间跨度 t_1 足够短,使得线圈102在第一时间跨度期间不超过第二温度,即线圈102仅超过其额定电压达足够长的时间才加热到线圈的安全操作温度。致动电压 $V_{高}$ 高于额定电压,但第一时间跨度 t_1 短到足以施加第一电压 $V_{高}$ 而不引起线圈102的故障模式。线圈故障模式可包含绝缘击穿、壳体或线轴熔化或畸变或者电枢卡住中的任一个。致动电压 $V_{高}$ 和保持电压 $V_{低}$ 中的至少一个可以施加为脉宽调制(PWM)波形或交变波形,其产生相应的致动和/或保持电压处的平均电压。可以使用任何合适的波形,例如由采用常见形式的模拟方法产生的交流电波形,所述常见形式包含但不限于正方形、三角形、正弦、锯齿状和半正弦。另外,波形可以是不规则的或通过例如数字信号产生而动态变化的,只要平均的效应产生电压即可。也可以使用连续直流电。

[0037] 在阀70处于图3中所示的关闭位置并且控制器90检测到吹入管线22(在图2中标记)中的过压的情况下,控制器90可以将线圈102上的电压降低到低于保持电压 $V_{低}$,由此在弹簧偏置下将阀80打开到图4中所示的打开位置以缓解吹入管线22中的过压。类似地,如果存在将线圈102的电压降低到零的功率损失事件,则阀70将在弹簧偏置下打开到图4中所示的打开位置,以缓解患者体内的手术腔16(在图1中标记)中的穿过在图2-4中标记的吹入管线22及其支路72的压力。

[0038] 本公开描述螺线管和螺线管控制器,所述螺线管控制器采用具有至少两个电压状态的控制件,其中至少两个电压状态非零,施加到螺线管线圈。第一状态为高于第二状态的电压,并且被选择为具有足够的拉入力以致动阀。第一电压暂时保持,直到螺线管柱塞移位远到足以使第二状态电压将柱塞保持在拉入状态。第二电压被选择为对抗包含回位弹簧或气体压力的返回力而维持拉入状态。另外,第二状态电压被选择为减少所需线圈大小和热损失。

[0039] 最后,可为零的第三电压状态将保持力减小到小于作用于提升件的回位弹簧力和压力的总和的值,从而使提升件在拉入之前返回到其位置。

[0040] 在一个实施例中,第一电压为24伏,施加的持续时间为一秒。服务保持功能的第二电压状态为10伏,并且服务释放功能的第三电压状态为零。在所有实施例中,第二电压可在第一电压的10%与90%之间。

[0041] 个别电压可以是连续直流电,或者在其它实施例中,可以是以周期性平均屈服电压阶跃进行脉宽调制。在又一些其它实施例中,电压阶跃可以不同,但可以是连续减小的电压。

[0042] 图6示出功能框图,其中螺线管控制器将上文所描述的多步控制电压提供到螺线管,所述螺线管具有允许或不允许气流进入和离开阀的物理效应。图7示出上文所描述的电压状态和效应。

[0043] 在短持续时间内可以超过稳态电流限值,并且类似地,小于100%的占空比允许超过稳态电流限值。这是可允许的,因为电阻性产热需要时间来克服线圈材料的热容量并将线圈温度升高到损坏水平。

[0044] 本公开允许过度驱动过小的线圈,即被额定为10伏连续的线圈,并且通过施加例如24伏来短暂地超过连续额定值。过度驱动线圈的效应是在拉入阶段期间短暂产生较大24伏连续线圈的力,在所述时段,电磁阀的所需力是最高的。例如,在一秒拉入期间,所产生的热功率可以是可允许的连续功率的240%。此过量功率通过线圈的热质量的有意设计以及实施低功率第三电压状态而被吸收和容纳,在此期间,发生线圈冷却。

[0045] 更简单地说,本文的系统和方法可以采用具有标称系统电压下的过小功率额定值的螺线管线圈,即在24伏系统中采用11瓦额定值。当在全系统电压24伏下驱动时,线圈在63瓦下短暂地过度驱动,从而产生显著更大的力。本领域的技术人员将容易理解,本文作为实例给出的时间跨度、瓦数和电压可以替代地为用于给定应用的任何合适的时间跨度、瓦数或电压。

[0046] 如上文所描述且在附图中示出的本公开的方法和系统提供对例如在吹入器中的阀的致动,其中致动阀的螺线管与较传统的电磁阀相比具有改进的大小、重量和效率。尽管已经参照优选实施例示出和描述了本公开的装置和方法,但本领域技术人员将容易理解,可在不脱离本公开的范围的情况下对其进行改变和/或修改。

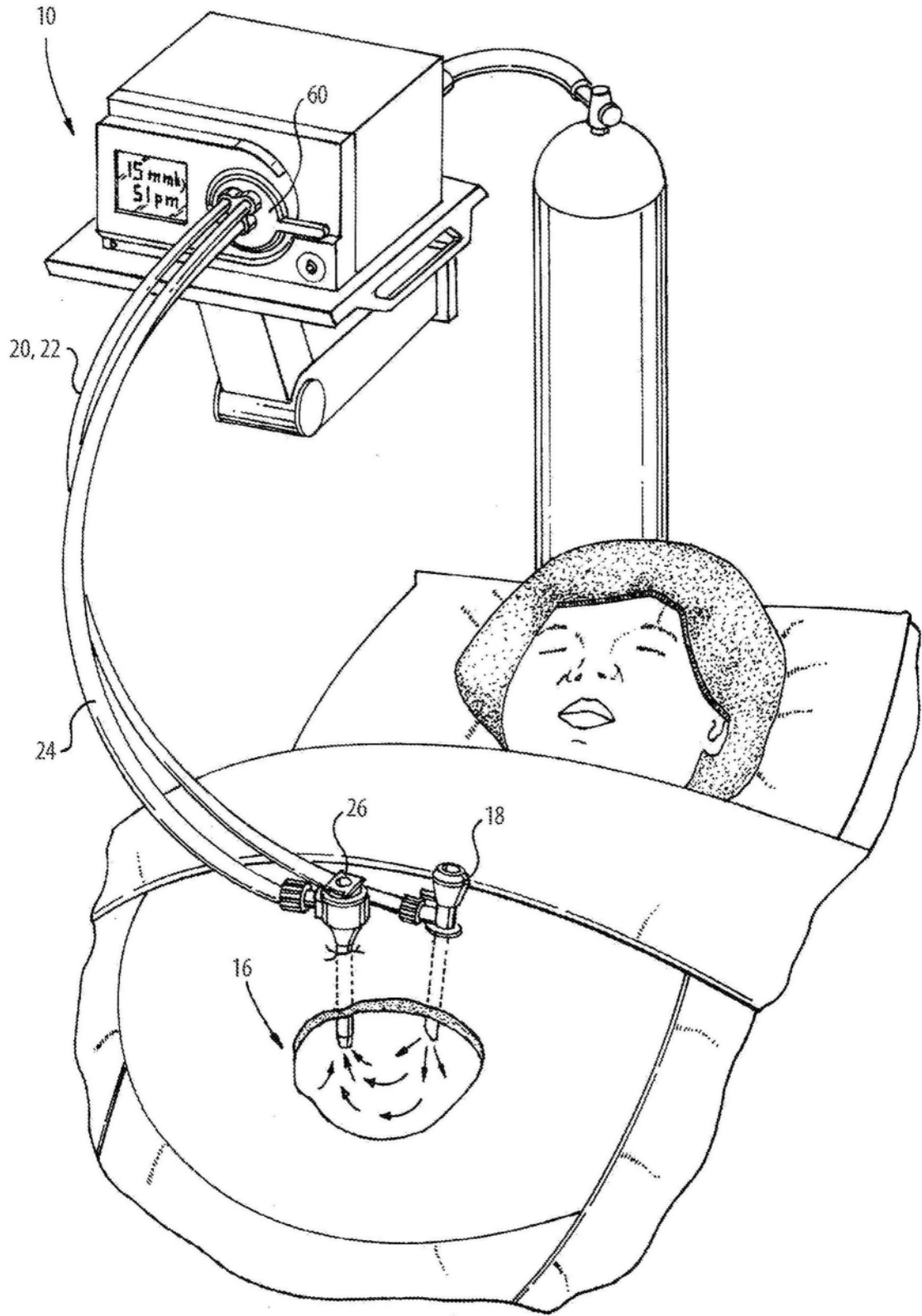


图1

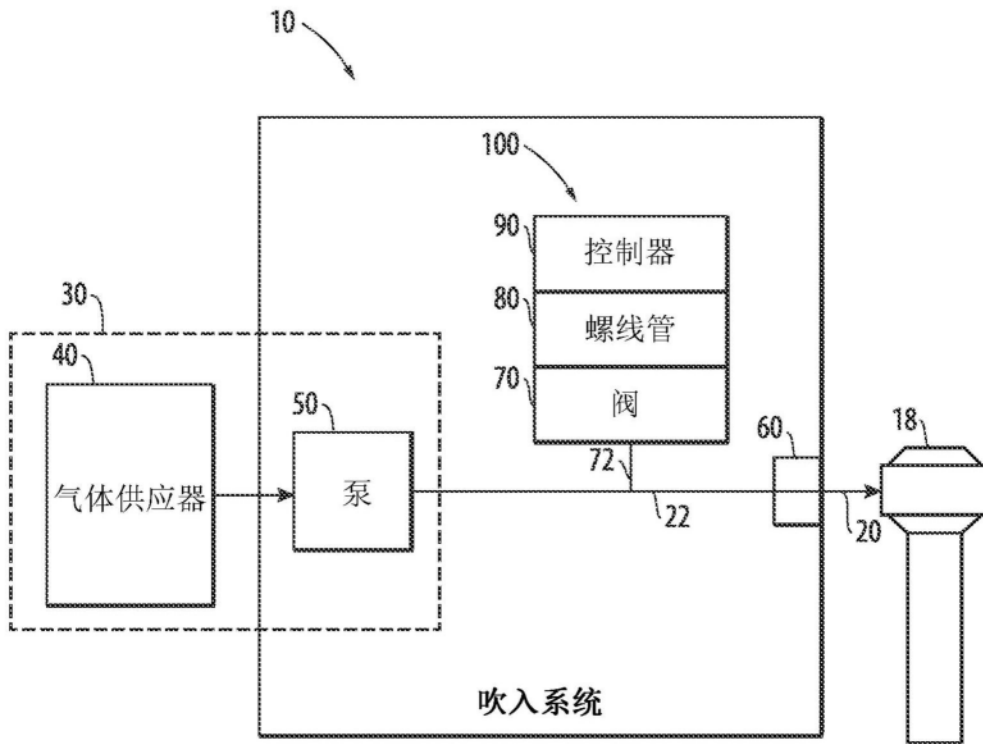


图2

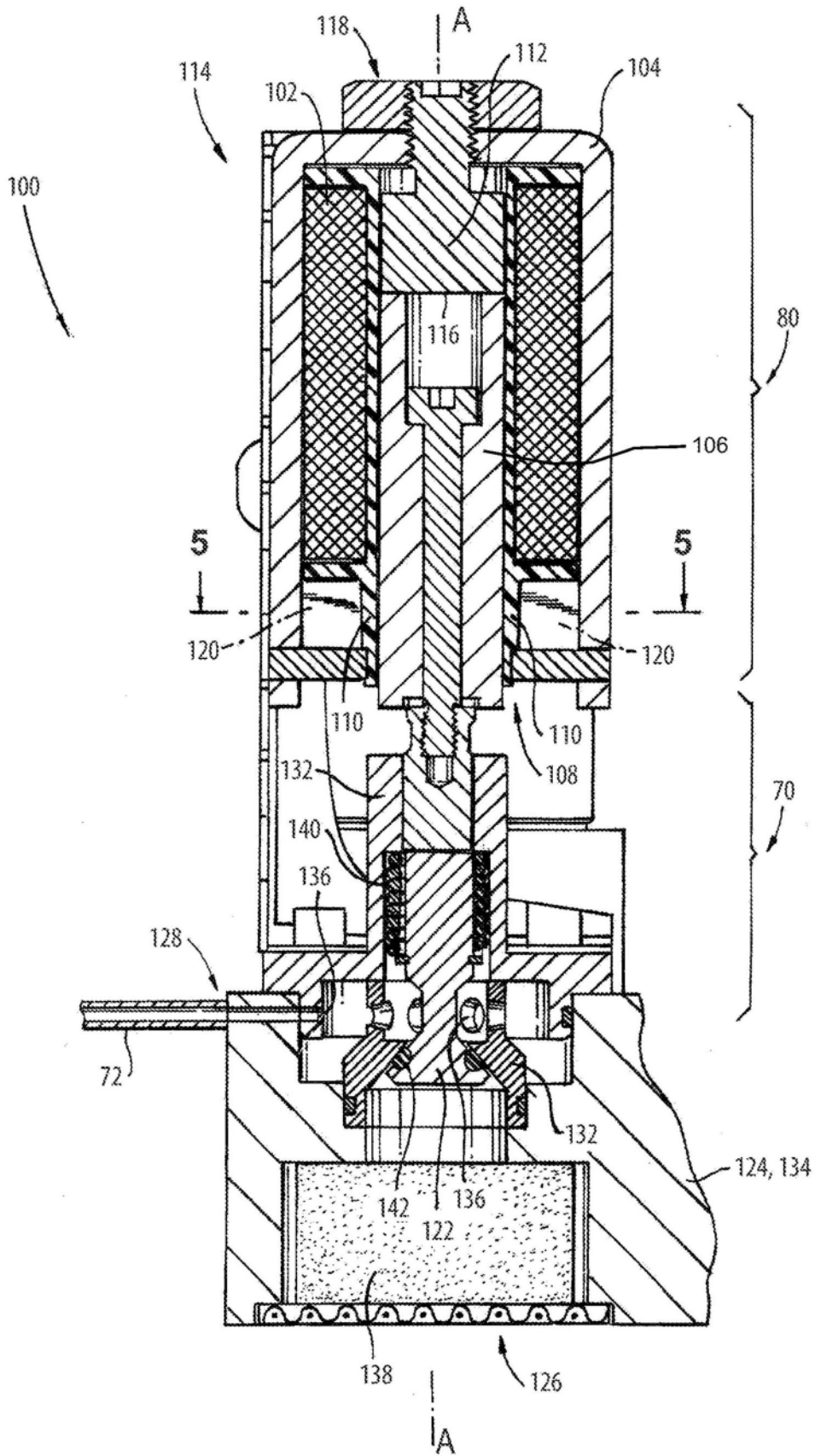


图3

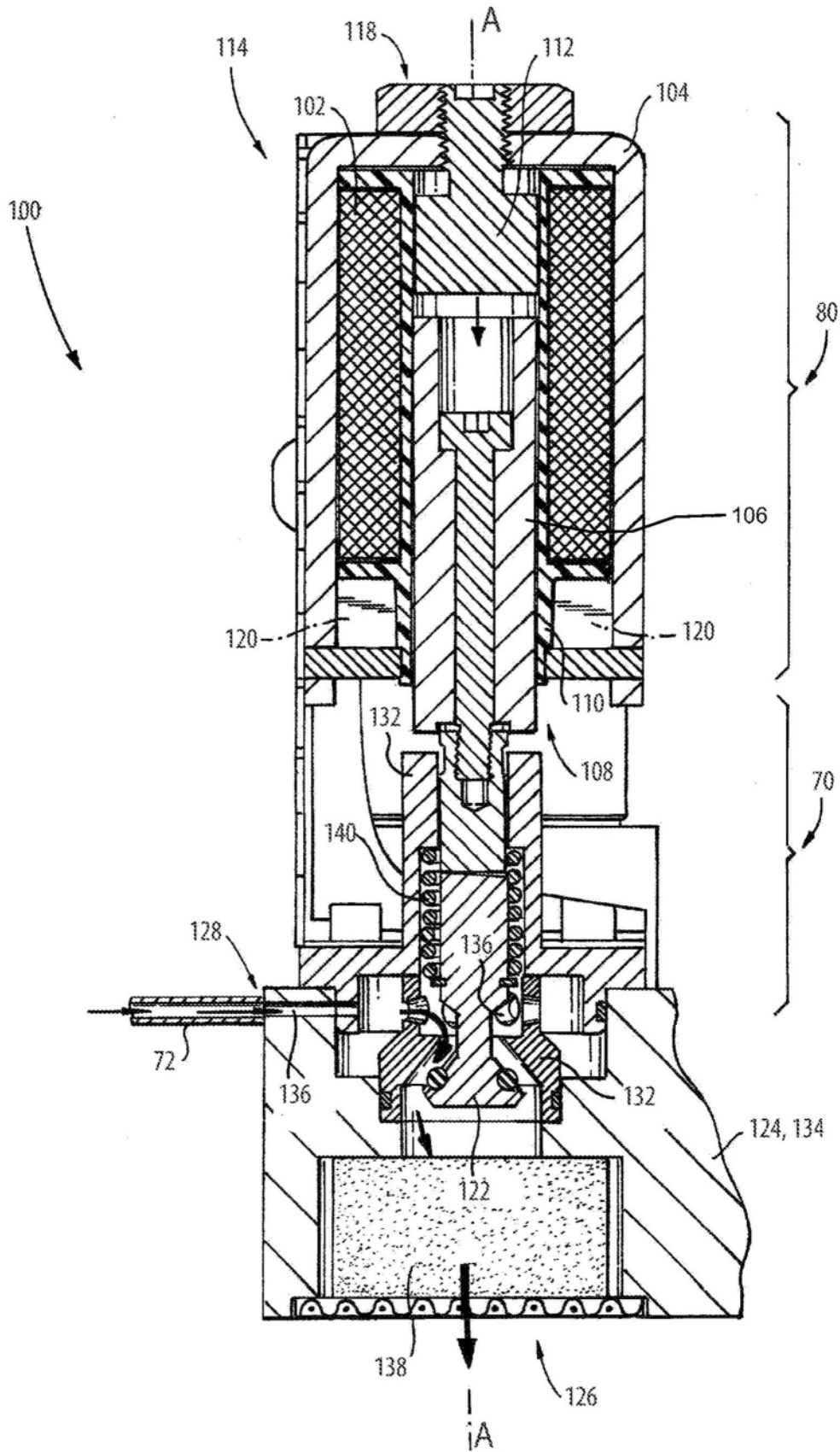


图4

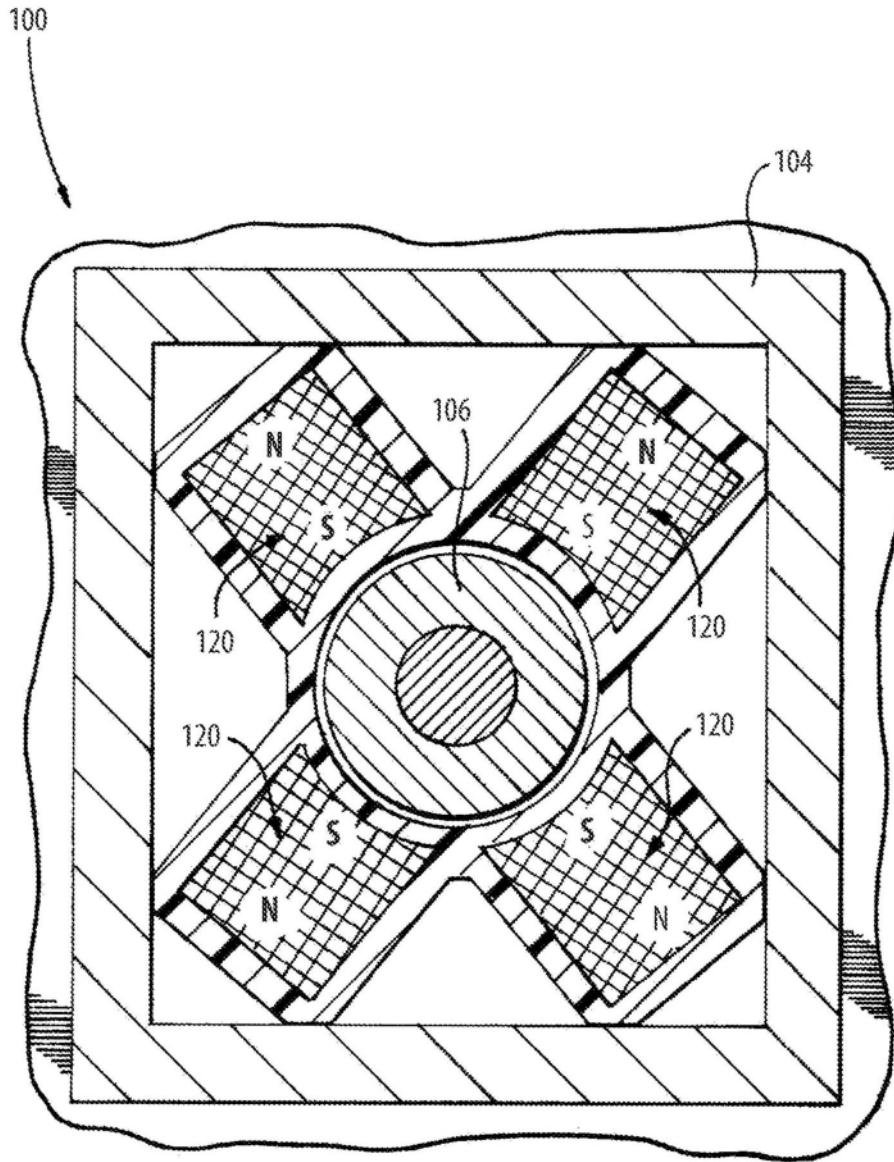


图5

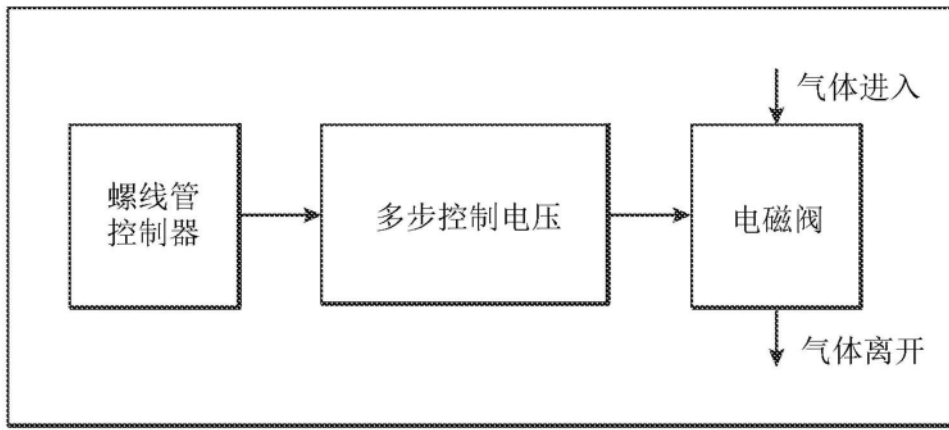


图6

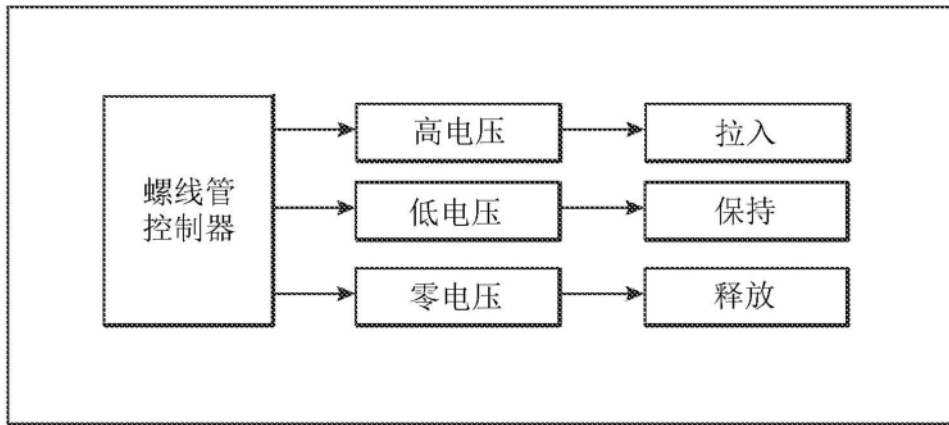


图7

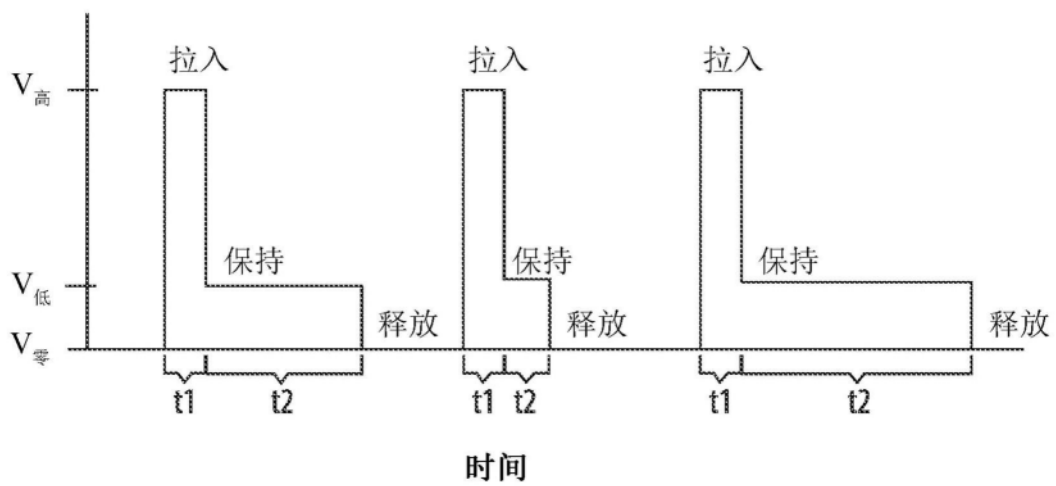


图8