



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 111789751 A

(43) 申请公布日 2020.10.20

(21) 申请号 202010678856.X

(22) 申请日 2020.07.15

(71) 申请人 北京龙马负图科技有限公司
地址 102299 北京市昌平区马池口镇仁和路6号院4号楼2层1号

(72) 发明人 邢煜

(74) 专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569
代理人 崔玥

(51) Int. Cl.
A61H 9/00 (2006.01)

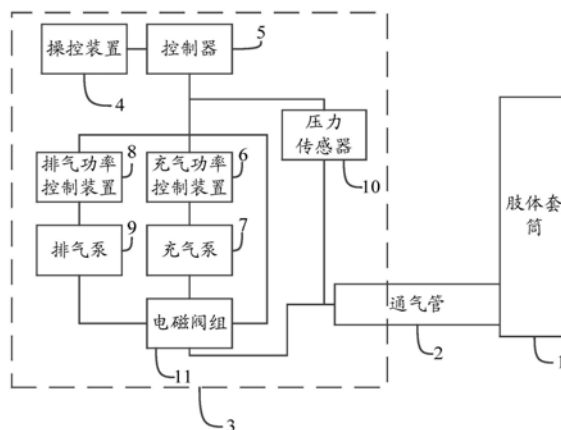
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

一种空气压力治疗仪及控制方法

(57) 摘要

本发明涉及一种空气压力治疗仪及控制方法,涉及医疗器械技术领域。该空气压力治疗仪包括充气功率控制装置、排气功率控制装置和压力传感器;压力传感器检测实时气压;空气压力治疗仪的治疗仪主机将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送信号至充气功率控制装置或排气功率控制装置;充气功率控制装置或排气功率控制装置根据信号调整对充气泵或排气泵的供电功率。该空气压力治疗仪通过对比实时气压与充气升压曲线控制充气功率控制装置调整对充气泵的供电功率,进而调整充气泵的充气速率,使肢体套筒的充气速率和排气速率符合充气升压曲线和排气降压曲线,达到调节充放气速率的目的。



1. 一种空气压力治疗仪,其特征在于,包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;
所述肢体套筒包括多个气体腔室;所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力;
所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通;所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体;
所述治疗仪主机包括控制装置、充气功率控制装置、充气泵、排气功率控制装置、排气泵、压力传感器和电磁阀组;电磁阀组包括多个电磁阀;
所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通,所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接;所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压;
所述控制装置的输出端分别与所述充气功率控制装置的控制端和所述排气功率控制装置的控制端连接;所述控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和所述实时气压,并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至所述充气功率控制装置,或根据对比结果发送所述减小信号或所述增加信号至所述排气功率控制装置;
所述充气功率控制装置的输出端与所述充气泵连接;所述充气功率控制装置用于根据所述减小信号或所述增加信号调整对所述充气泵的供电功率;
所述排气功率控制装置的输出端与所述排气泵连接;所述排气功率控制装置用于根据所述减小信号或所述增加信号调整对所述排气泵的供电功率;
所述电磁阀的一端与所述充气泵的输出端或所述排气泵的输入端连接;所述电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
2. 根据权利要求1所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述控制装置具体包括:操控装置和控制器;
所述操控装置与所述控制器连接;所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器;
所述控制器的输出端分别与所述充气功率控制装置的控制端和所述排气功率控制装置的控制端连接;所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至所述充气功率控制装置,或根据对比结果发送所述减小信号或所述增加信号至所述排气功率控制装置。
3. 根据权利要求1所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述电磁阀具体包括:充气电磁阀和排气电磁阀;
所述充气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述充气电磁阀的一端与所述充气泵的输出端连接;所述充气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通;
所述排气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述排气电磁阀的一端与所述排气泵的输入端连接;所述排气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
4. 一种空气压力治疗仪控制方法,其特征在于,应用于如权利要求1-3任意一项所述的空气压力治疗仪,所述空气压力治疗仪控制方法包括:
通过控制装置获取充气升压曲线和排气降压曲线;
利用压力传感器检测通气管中的实时气压;
充气时,将所述实时气压与所述充气升压曲线进行对比判断充气速率是否大于第一预设充气阈值,得到第一判断结果;

若所述第一判断结果为是,则发送减小信号至充气功率控制装置,减小所述充气功率控制装置对充气泵的供电功率;

若所述第一判断结果为否,则判断所述充气速率是否小于第二预设充气阈值,得到第二判断结果;

若所述第二判断结果为是,则发送增加信号至所述充气功率控制装置,增大所述充气功率控制装置对所述充气泵的供电功率;

排气时,将所述实时气压与所述排气降压曲线进行对比判断排气速率是否大于第一预设排气阈值,得到第三判断结果;

若所述第三判断结果为是,则发送减小信号至排气功率控制装置,减小所述排气功率控制装置对排气泵的供电功率;

若所述第三判断结果为否,则判断所述排气速率是否小于第二预设排气阈值,得到第四判断结果;

若所述第四判断结果为是,则发送增加信号至所述排气功率控制装置,增大所述排气功率控制装置对所述排气泵的供电功率。

5. 一种空气压力治疗仪,其特征在于,包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;

所述肢体套筒包括多个气体腔室;所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力;

所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通;所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体;

所述治疗仪主机包括控制装置、气泵、压力传感器和角阀组;角阀组包括多个电动角阀;

所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通,所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接;所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压;

所述控制装置的输出端与所述电动角阀的控制端连接;所述控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和所述实时气压,并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节所述电动角阀,减小或增大输送至所述气体腔室的气体流量,或根据对比结果调节所述电动角阀,减小或增大所述气体腔室排出的气体流量;

所述电动角阀的一端与所述气泵连接;所述电动角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

6. 根据权利要求5所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述电动角阀具体包括:充气角阀和排气角阀;

所述充气角阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述充气角阀的一端与所述气泵的输出端连接;所述充气角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通;

所述排气角阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述排气角阀的一端与所述气泵的输入端连接;所述排气角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

7. 根据权利要求6所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述控制装置具体包括:操控装置和控制器;

所述操控装置与所述控制器连接;所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器;

所述控制器的输出端分别与所述充气角阀的控制端和所述排气角阀的控制端连接;所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节所述充气角阀减小或增大输送至所述气体腔室的气体流量,或根据对比结果调节所述排气角阀减小或增大所述气体腔室排出的气体流量。

8. 一种空气压力治疗仪,其特征在于,包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;

所述肢体套筒包括多个气体腔室;所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力;

所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通;所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体;

所述治疗仪主机包括控制装置、充气泵、排气泵、压力传感器和电磁阀组;电磁阀组包括多个电磁阀;

所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通,所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接;所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压;

所述控制装置的输出端与所述电磁阀的控制端连接;所述控制装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节所述电磁阀的开通时间;

所述电磁阀的一端与所述充气泵的输出端或所述排气泵的输入端连接;所述电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

9. 根据权利要求8所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述电磁阀具体包括:充气电磁阀和排气电磁阀;

所述充气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述充气电磁阀的一端与所述充气泵的输出端连接;所述充气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通;

所述排气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述排气电磁阀的一端与所述排气泵的输入端连接;所述排气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

10. 根据权利要求9所述的空气压力治疗仪,其特征在于,所述控制装置具体包括:操控装置和控制器;

所述操控装置与所述控制器连接;所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器;

所述控制器的输出端分别与所述充气电磁阀的控制端和所述排气电磁阀的控制端连接;所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果减小或增大所述充气电磁阀的开通时间,或根据对比结果减小或增大所述排气电磁阀的开通时间。

一种空气压力治疗仪及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别是涉及一种空气压力治疗仪及控制方法。

背景技术

[0002] 间歇性充气加压治疗(Intermittent pneumatic compression,IPC)是指通过对肢体施加周期性的压力,促进血液循环,加快组织液回流,从而缓解由肢体静脉水肿和下肢动脉缺血引起的水肿、疼痛、酸胀、肢体沉重感和间歇性跛行临床症状。

[0003] 空气压力治疗仪主要通过对多腔气囊有顺序的反复充放气,形成了对肢体和组织的循环压力,对肢体的远端到肢体的近端进行均匀有序适当的挤压,促进血液和淋巴液的流动及改善微循环的作用。目前的空气压力治疗仪都采用气泵和配气装置(包括电磁阀或能起到类似作用的旋转式配气阀)对肢体套筒(即多腔气囊)进行充气。人体的肌体不是单一结构,按照空气压力治疗仪产品的作用目标应分为血液、淋巴和细胞组织间液等;而空气压力治疗仪的目标就是促进这些组织液的循环,使得肢体得到更好的代谢环境。当空气压力治疗仪的气压直接输出到设定的压力值时,在部分组织液无法完全排出的情况下,就会压迫静脉和淋巴管路,阻断体液排出压力,使得整体的治疗效率降低,甚至有可能造成肌体的损伤。而在肢体套筒放气的时候,目前的空气压力治疗仪都是直接排气,压力在很短时间内降低,大量血液在很短时间内充入肢体,对心脏造成相当的冲击,有时候会引起类似体位低血压的不适感。因此,现有空气压力治疗仪存在不能调节充放气速率的问题。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种空气压力治疗仪及控制方法,解决了现有空气压力治疗仪不能调节充放气速率的问题。

[0005] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0006] 一种空气压力治疗仪,包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;

[0007] 所述肢体套筒包括多个气体腔室;所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力;

[0008] 所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通;所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体;

[0009] 所述治疗仪主机包括控制装置、充气功率控制装置、充气泵、排气功率控制装置、排气泵、压力传感器和电磁阀组;电磁阀组包括多个电磁阀;

[0010] 所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通,所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接;所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压;

[0011] 所述控制装置的输出端分别与所述充气功率控制装置的控制端和所述排气功率控制装置的控制端连接;所述控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和所述实时气压,并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至所述充气功率控制装置,或根据对比结果发送所述减小信号或所述增加信号至所述排气功率控制装置;

- [0012] 所述充气功率控制装置的输出端与所述充气泵连接;所述充气功率控制装置用于根据所述减小信号或所述增加信号调整对所述充气泵的供电功率;
- [0013] 所述排气功率控制装置的输出端与所述排气泵连接;所述排气功率控制装置用于根据所述减小信号或所述增加信号调整对所述排气泵的供电功率;
- [0014] 所述电磁阀的一端与所述充气泵的输出端或所述排气泵的输入端连接;所述电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
- [0015] 可选的,所述控制装置具体包括:操控装置和控制器;
- [0016] 所述操控装置与所述控制器连接;所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器;
- [0017] 所述控制器的输出端分别与所述充气功率控制装置的控制端和所述排气功率控制装置的控制端连接;所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至所述充气功率控制装置,或根据对比结果发送所述减小信号或所述增加信号至所述排气功率控制装置。
- [0018] 可选的,所述电磁阀具体包括:充气电磁阀和排气电磁阀;
- [0019] 所述充气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述充气电磁阀的一端与所述充气泵的输出端连接;所述充气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通;
- [0020] 所述排气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述排气电磁阀的一端与所述排气泵的输入端连接;所述排气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
- [0021] 一种空气压力治疗仪控制方法,应用于上述的空气压力治疗仪,所述空气压力治疗仪控制方法包括:
- [0022] 通过控制装置获取充气升压曲线和排气降压曲线;
- [0023] 利用压力传感器检测通气管中的实时气压;
- [0024] 充气时,将所述实时气压与所述充气升压曲线进行对比判断充气速率是否大于第一预设充气阈值,得到第一判断结果;
- [0025] 若所述第一判断结果为是,则发送减小信号至充气功率控制装置,减小所述充气功率控制装置对充气泵的供电功率;
- [0026] 若所述第一判断结果为否,则判断所述充气速率是否小于第二预设充气阈值,得到第二判断结果;
- [0027] 若所述第二判断结果为是,则发送增加信号至所述充气功率控制装置,增大所述充气功率控制装置对所述充气泵的供电功率;
- [0028] 排气时,将所述实时气压与所述排气降压曲线进行对比判断排气速率是否大于第一预设排气阈值,得到第三判断结果;
- [0029] 若所述第三判断结果为是,则发送减小信号至排气功率控制装置,减小所述排气功率控制装置对排气泵的供电功率;
- [0030] 若所述第三判断结果为否,则判断所述排气速率是否小于第二预设排气阈值,得到第四判断结果;
- [0031] 若所述第四判断结果为是,则发送增加信号至所述排气功率控制装置,增大所述排气功率控制装置对所述排气泵的供电功率。
- [0032] 一种空气压力治疗仪,包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;

- [0033] 所述肢体套筒包括多个气体腔室；所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力；
- [0034] 所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通；所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体；
- [0035] 所述治疗仪主机包括控制装置、气泵、压力传感器和角阀组；角阀组包括多个电动角阀；
- [0036] 所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通，所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接；所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压；
- [0037] 所述控制装置的输出端与所述电动角阀的控制端连接；所述控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和所述实时气压，并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比，根据对比结果调节所述电动角阀，减小或增大输送至所述气体腔室的气体流量，或根据对比结果调节所述电动角阀，减小或增大所述气体腔室排出的气体流量；
- [0038] 所述电动角阀的一端与所述气泵连接；所述电动角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
- [0039] 可选的，所述电动角阀具体包括：充气角阀和排气角阀；
- [0040] 所述充气角阀的数量与所述气体腔室的数量相同，所述充气角阀的一端与所述气泵的输出端连接；所述充气角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通；
- [0041] 所述排气角阀的数量与所述气体腔室的数量相同，所述排气角阀的一端与所述气泵的输入端连接；所述排气角阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。
- [0042] 可选的，所述控制装置具体包括：操控装置和控制器；
- [0043] 所述操控装置与所述控制器连接；所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线，并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器；
- [0044] 所述控制器的输出端分别与所述充气角阀的控制端和所述排气角阀的控制端连接；所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比，根据对比结果调节所述充气角阀减小或增大输送至所述气体腔室的气体流量，或根据对比结果调节所述排气角阀减小或增大所述气体腔室排出的气体流量。
- [0045] 一种空气压力治疗仪，包括：肢体套筒、通气管和治疗仪主机；
- [0046] 所述肢体套筒包括多个气体腔室；所述肢体套筒用于对用户的肢体施加压力；
- [0047] 所述治疗仪主机通过所述通气管与所述气体腔室连通；所述治疗仪主机用于向所述气体腔室通入气体或排出所述气体腔室中的气体；
- [0048] 所述治疗仪主机包括控制装置、充气泵、排气泵、压力传感器和电磁阀组；电磁阀组包括多个电磁阀；
- [0049] 所述压力传感器的检测端通过气体管路与所述通气管连通，所述压力传感器的输出端与所述控制装置的输入端连接；所述压力传感器用于检测所述通气管中的实时气压；
- [0050] 所述控制装置的输出端与所述电磁阀的控制端连接；所述控制装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线，并将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比，根据对比结果调节所述电磁阀的开通时间；
- [0051] 所述电磁阀的一端与所述充气泵的输出端或所述排气泵的输入端连接；所述电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

[0052] 可选的,所述电磁阀具体包括:充气电磁阀和排气电磁阀;

[0053] 所述充气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述充气电磁阀的一端与所述充气泵的输出端连接;所述充气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通;

[0054] 所述排气电磁阀的数量与所述气体腔室的数量相同,所述排气电磁阀的一端与所述排气泵的输入端连接;所述排气电磁阀的另一端通过通气管与所述气体腔室连通。

[0055] 可选的,所述控制装置具体包括:操控装置和控制器;

[0056] 所述操控装置与所述控制器连接;所述操控装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将所述充气升压曲线和所述排气降压曲线发送至所述控制器;

[0057] 所述控制器的输出端分别与所述充气电磁阀的控制端和所述排气电磁阀的控制端连接;所述控制装置用于将所述实时气压与所述充气升压曲线或所述排气降压曲线进行对比,根据对比结果减小或增大所述充气电磁阀的开通时间,或根据对比结果减小或增大所述排气电磁阀的开通时间。

[0058] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:

[0059] 本发明提供了一种空气压力治疗仪及控制方法。该空气压力治疗仪包括:肢体套筒、通气管和治疗仪主机;肢体套筒包括多个气体腔室;肢体套筒用于对用户的肢体施加压力;治疗仪主机通过通气管与气体腔室连通;治疗仪主机用于向气体腔室通入气体或排出气体腔室中的气体;治疗仪主机包括控制装置、充气功率控制装置、充气泵、排气功率控制装置、排气泵、压力传感器和电磁阀组;电磁阀组包括多个电磁阀;压力传感器的检测端通过气体管路与通气管连通,压力传感器的输出端与控制装置的输入端连接;压力传感器用于检测通气管中的实时气压;控制装置的输出端分别与充气功率控制装置的控制端和排气功率控制装置的控制端连接;控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和实时气压,并将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至充气功率控制装置,或根据对比结果发送减小信号或增加信号至排气功率控制装置;充气功率控制装置的输出端与充气泵连接;充气功率控制装置用于根据减小信号或增加信号调整对充气泵的供电功率;排气功率控制装置的输出端与排气泵连接;排气功率控制装置用于根据减小信号或增加信号调整对排气泵的供电功率;电磁阀的一端与充气泵的输出端或排气泵的输入端连接;电磁阀的另一端通过通气管与气体腔室连通。该空气压力治疗仪通过对比实时气压与充气升压曲线调整充气功率控制装置对充气泵的供电功率,进而调整充气泵的充气速率;通过对比实时气压与排气降压曲线调整排气功率控制装置对排气泵的供电功率,进而调整排气泵的排气速率,使肢体套筒在充气时的充气速率符合充气升压曲线,使肢体套筒在排气时的排气速率符合排气降压曲线,从而达到了调节充放气速率和调节充放气过程中实时气体压力变化曲线的目的,同时防止快速充气 and 排气对用户造成伤害。

附图说明

[0060] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0061] 图1为本发明实施例所提供的一种空气压力治疗仪的结构图；
- [0062] 图2为本发明实施例所提供的充气升压曲线示意图；
- [0063] 图3为本发明实施例所提供的电磁阀组的连接结构图；
- [0064] 图4为本发明实施例所提供的治疗仪主机的结构图；
- [0065] 图5为本发明实施例所提供的另一种空气压力治疗仪的结构图；
- [0066] 图6为本发明实施例所提供的再一种空气压力治疗仪的结构图；
- [0067] 图7为本发明实施例所提供的空气压力治疗仪的原理图。
- [0068] 符号说明：1、肢体套筒；2、通气管；3、治疗仪主机；4、操控装置；5、控制器；6、充气功率控制装置；7、充气泵；8、排气功率控制装置；9、排气泵；10、压力传感器；11、电磁阀组；12、充气电磁阀；13、排气电磁阀；14、气体腔室；15、气泵；16、角阀组；17、外壳；18、变压器；19、通气管接头；20、电源开关；21、电源插座；22、熔断器；23、急停按钮；24、第一控制板；25、第二控制板。

具体实施方式

[0069] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0070] 本发明的目的是提供一种空气压力治疗仪及控制方法，解决了现有空气压力治疗仪不能调节充放气速率的问题。

[0071] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0072] 本实施例提供一种空气压力治疗仪(即空气波压力治疗仪)，图1为本发明实施例所提供的一种空气压力治疗仪的结构图，参见图1，空气压力治疗仪包括：肢体套筒1、通气管2和治疗仪主机3。

[0073] 肢体套筒1包括多个气体腔室14；肢体套筒1用于对用户的肢体施加压力。气体腔室采用气囊。

[0074] 治疗仪主机3通过通气管2与气体腔室14连通；治疗仪主机3用于向气体腔室通入气体或排出气体腔室中的气体。

[0075] 治疗仪主机3包括控制装置、充气功率控制装置6、充气泵7、排气功率控制装置8、排气泵9、压力传感器10和电磁阀组11。电磁阀组11包括多个电磁阀。

[0076] 当压力传感器的数量与通气管的数量相同时，压力传感器10的检测端通过气体管路与通气管2连通，压力传感器10的输出端与控制装置的输入端连接；压力传感器10用于检测通气管中的实时气压。气体管路采用软管。

[0077] 当压力传感器的数量为两个时，其中一个压力传感器设置于充气泵的输出端，用于检测向气体腔室通入的气体的实时气压；另一个压力传感器设置于排气泵的输入端，用于检测排出气体腔室中的气体的实时气压。

[0078] 控制装置的输出端分别与充气功率控制装置6的控制端和排气功率控制装置8的控制端连接；控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和实时气压，并将实时气压与

充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至充气功率控制装置,或根据对比结果发送减小信号或增加信号至排气功率控制装置。

[0079] 控制装置具体包括:操控装置4和控制器5。

[0080] 操控装置4与控制器5连接;操控装置4用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将充气升压曲线和排气降压曲线发送至控制器5。操控装置为人机界面,采用键盘或触摸屏。

[0081] 控制器5的输出端分别与充气功率控制装置6的控制端和排气功率控制装置8的控制端连接;控制装置用于将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果发送减小信号或增加信号至充气功率控制装置,或根据对比结果发送减小信号或增加信号至排气功率控制装置。控制器采用嵌入式控制电路,嵌入式控制电路为采用嵌入式系统的控制电路。充气升压曲线如图2所示。

[0082] 控制器内还设有存储器,存储器用于存储充气升压曲线和排气降压曲线。位于嵌入式控制电路的存储器,可以存储一定数量的预设充气升压曲线和预设排气降压曲线,存储器内存储的充气升压曲线和排气降压曲线可以通过临床研究、网络下载或操作人员输入,方便后续直接调用充气升压曲线和排气降压曲线。

[0083] 嵌入式控制电路包括第一控制板24、第二控制板25和微控制单元(Microcontroller Unit,MCU)。第一控制板24与第二控制板25连接,MCU焊接在第二控制板25上。第一控制板用于把由变压器输出的交流电调整为MCU和电磁阀用的直流电。第二控制板是MCU和电磁阀的驱动电路,用于根据MCU的控制信号控制空气气泵(充气泵和排气泵)的功率和电磁阀的通断。第二控制板25分别与电磁阀、充气泵和排气泵连接。MCU可选单片机。

[0084] 充气功率控制装置6的输出端与充气泵7连接;充气功率控制装置6用于根据减小信号或增加信号调整对充气泵的供电功率。充气功率控制装置采用功率控制电路。

[0085] 排气功率控制装置8的输出端与排气泵9连接;排气功率控制装置8用于根据减小信号或增加信号调整对排气泵的供电功率。排气功率控制装置采用功率控制电路。

[0086] 功率控制电路,优选基于PWM(Pulse Width Modulation,脉宽调制)技术的功率控制电路。

[0087] 电磁阀的一端与充气泵7的输出端或排气泵9的输入端连接;电磁阀的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0088] 电磁阀具体包括:充气电磁阀12和排气电磁阀13。

[0089] 充气电磁阀12的数量与气体腔室14的数量相同,充气电磁阀12的一端与充气泵7的输出端连接;充气电磁阀12的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0090] 排气电磁阀13的数量与气体腔室14的数量相同,排气电磁阀13的一端与排气泵9的输入端连接;排气电磁阀13的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0091] 每个气体腔室14均连接一个充气电磁阀12和一个排气电磁阀13,每个气体腔室连接充气电磁阀和排气电磁阀的通气管可以是一个,也可以是两个。

[0092] 每个充气电磁阀和每个排气电磁阀均与控制器连接,参见图3。控制器还用于控制充气电磁阀和排气电磁阀的导通与关断。电磁阀、充气泵、排气泵和触摸屏均通过多芯导线与控制器连接。

[0093] 参见图4,治疗仪主机3还包括外壳17、变压器18、用于连接通气管的通气管接头

19、用于控制治疗仪主机的电源开关20、用于支撑通气管接头的支架、用于支撑电磁阀的电磁阀支架、用于连接电源的电源插座21、熔断器22和急停按钮23。电源插座21与变压器18的一端连接,熔断器22的一端与电源开关20连接,熔断器22的另一端与变压器18的一端连接,变压器18的另一端与第一控制板24连接,急停按钮23设置在变压器18的另一端与第一控制板24的连接导线上。控制装置、充气泵、排气泵、压力传感器、充气电磁阀、排气电磁阀、变压器、通气管接头、电源开关、用于支撑通气管接头的支架、电磁阀支架、电源插座、熔断器和急停按钮均设置于外壳内。

[0094] 空气压力治疗仪工作时,治疗仪主机内的充气泵输出带有一定压强的空气,通过通气管充入用户肢体上的肢体套筒内部,并通过肢体套筒对用户的肢体进行物理的压迫,从而达到物理治疗的目的。充气阶段,充气泵提供气源,控制装置控制开启电磁阀组的充气电磁阀,充气电磁阀承担把充气泵输出的空气分配到用户肢体套筒的不同气体腔室的作用;排气阶段,控制装置控制关闭充气电磁阀,开启电磁阀组的排气电磁阀,排气电磁阀将用户肢体套筒的气体通过排气泵排出到大气中。控制装置通过控制充气电磁阀和排气电磁阀的开启与关闭控制切换气体的流通方向,即充气电磁阀开启时气体流入肢体套筒,排气电磁阀开启时气体从肢体套筒中流出。

[0095] 空气压力治疗仪的工作流程为首先由操作人员根据用户的身体情况或病情在操控装置上输入空气压力治疗仪对用户肢体套筒充入空气压力的充气升压曲线和排出空气压力的排气降压曲线。充气升压曲线和排气降压曲线可以是针对整个肢体套筒的,实际细节上也可以同步调节所有气体腔室或者根据需要单独调节一个气体腔室的气体压强。

[0096] 然后操作治疗仪主机开始工作,治疗仪主机内部的嵌入式控制电路操作充气泵向肢体套筒开始充气。在充气的同时,嵌入式控制电路同步监测肢体套筒中气压的大小,MCU读取压力传感器检测的数据,结合MCU的定时器计算的已充气时间,计算出气体压力的上升速度。当充气压力的上升速度超过充气升压曲线的第一预设充气阈值的时候,嵌入式控制电路通过变频控制的方式控制充气的功率控制电路降低充气泵的出力;当充气压力的上升速度低于充气升压曲线的第二预设充气阈值的时候,嵌入式控制电路操作充气的功率控制电路加大充气泵的出力;通过不断调节气体的流量,最终保证用户肢体套筒内的气体压力符合预设的充气升压曲线。对肢体套筒排气的过程跟上述充气的过程类似,通过实施调节充气速率或排气速率使空气压力治疗仪可以达到控制输出气体压力变化的目的。进行充气过程和排气过程时先打开电磁阀组。

[0097] 用户还可以在触摸屏或键盘上选择空气压力治疗仪的工作模式、预设压强、间歇时间、保持时间和无线通讯设置等,预设压强指充气升压曲线和排气降压曲线。当选择好预设的参数后,可以操作空气压力治疗仪开始工作。空气压力治疗仪的工作由嵌入式控制电路上的芯片,即MCU控制,芯片通过驱动电路驱动充气泵、排气泵和电磁阀工作,按照充气升压曲线或排气降压曲线,调节充气泵或排气泵的功率,以及控制电磁阀的通断,并接收来自压力传感器检测的实时气压,形成控制回路。

[0098] 本实施例以4个气体腔室的工作序列为例,控制装置首先通过充气功率控制装置控制充气泵开始工作,向通气管输入带有压力的空气,而后操作第一气体腔室对应的充气电磁阀切换到开启状态,此时通气管开始向肢体套筒充气,与此同时控制装置开始通过压力传感器测量通气管里的实时气体压强,当实时气压达到充气升压曲线的预设压强的时

候,控制装置操作第一气体腔室对应的充气电磁阀切换到保持压力的状态。然后控制装置控制第二气体腔室对应的充气电磁阀切换到开启状态,开始对第二气体腔室充气,同时保持对实时气压的监视,且同时计算第一气体腔室保持气体压力的时间并在达到预设时间后操作第一气体腔室的排气电磁阀放气。如此重复最终实现所有4个气体腔室都完成一个预设的充放气序列。

[0099] 本实施例还提供一种空气压力治疗仪控制方法,该控制方法应用于上述的空气压力治疗仪。该控制方法包括:

[0100] 通过控制装置获取充气升压曲线和排气降压曲线。

[0101] 利用压力传感器检测通气管中的实时气压。

[0102] 充气时,将实时气压与充气升压曲线进行对比判断充气速率是否大于第一预设充气阈值,得到第一判断结果。

[0103] 若第一判断结果为是,则发送减小信号至充气功率控制装置,减小充气功率控制装置对充气泵的供电功率。

[0104] 若第一判断结果为否,则判断充气速率是否小于第二预设充气阈值,得到第二判断结果。

[0105] 若第二判断结果为是,则发送增加信号至充气功率控制装置,增大充气功率控制装置对充气泵的供电功率。

[0106] 排气时,将实时气压与排气降压曲线进行对比判断排气速率是否大于第一预设排气阈值,得到第三判断结果。

[0107] 若第三判断结果为是,则发送减小信号至排气功率控制装置,减小排气功率控制装置对排气泵的供电功率。

[0108] 若第三判断结果为否,则判断排气速率是否小于第二预设排气阈值,得到第四判断结果。

[0109] 若第四判断结果为是,则发送增加信号至排气功率控制装置,增大排气功率控制装置对排气泵的供电功率。

[0110] 本实施例还提供另一种空气压力治疗仪,该空气压力治疗仪与上述空气压力治疗仪的区别在于该空气压力治疗仪使用电动角阀,且治疗仪主机不包括充气功率控制装置和排气功率控制装置,图5为本发明实施例所提供的另一种空气压力治疗仪的结构图,参见图5,空气压力治疗仪包括:肢体套筒1、通气管2和治疗仪主机3。

[0111] 肢体套筒1包括多个气体腔室14;肢体套筒1用于对用户的肢体施加压力。

[0112] 治疗仪主机3通过通气管2与气体腔室14连通;治疗仪主机3用于向气体腔室通入气体或排出气体腔室中的气体。

[0113] 治疗仪主机3包括控制装置、气泵15、压力传感器10和角阀组16。角阀组16包括多个电动角阀或者电动调节阀。

[0114] 当压力传感器的数量与通气管的数量相同时,压力传感器10的检测端通过气体管路与通气管2连通,压力传感器10的输出端与控制装置的输入端连接;压力传感器10用于检测通气管中的实时气压。气体管路采用软管。

[0115] 当压力传感器的数量为一个时,压力传感器设置于气泵与电动角阀之间,用于向气体腔室通入气体或排出气体腔室中的气体的实时气压。

[0116] 控制装置的输出端与电动角阀的控制端连接;控制装置用于获取充气升压曲线、排气降压曲线和实时气压,并将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节电动角阀减小或增大输送至气体腔室的气体流量,或根据对比结果调节电动角阀减小或增大气体腔室排出的气体流量。

[0117] 电动角阀的一端与气泵15连接;电动角阀的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0118] 电动角阀具体包括:充气角阀和排气角阀。充气角阀和排气角阀均采用电动角阀或者电动调节阀。

[0119] 充气角阀的数量与气体腔室14的数量相同,充气角阀的一端与气泵15的输出端连接;充气角阀的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0120] 排气角阀的数量与气体腔室14的数量相同,排气角阀的一端与气泵15的输入端连接;排气角阀的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0121] 每个气体腔室14均连接一个充气角阀和一个排气角阀,每个气体腔室连接充气角阀和排气角阀的通气管可以是一个,也可以是两个。

[0122] 控制装置具体包括:操控装置4和控制器5。

[0123] 操控装置4与控制器5连接;操控装置4用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将充气升压曲线和排气降压曲线发送至控制器5。操控装置采用键盘或触摸屏。

[0124] 控制器5的输出端分别与充气角阀的控制端和排气角阀的控制端连接;控制装置用于将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节充气角阀,减小或增大输送至气体腔室的气体流量,或根据对比结果调节排气角阀,减小或增大气体腔室排出的气体流量。控制器采用嵌入式控制电路,嵌入式控制电路为采用嵌入式系统的控制电路。控制器内还设有存储器,存储器用于存储充气升压曲线和排气降压曲线。位于嵌入式控制电路的存储器,可以存储一定数量的预设充气升压曲线和预设排气降压曲线,存储器内存储的充气升压曲线和排气降压曲线可以通过临床研究、网络下载或操作人员输入,方便后续直接调用充气升压曲线和排气降压曲线。

[0125] 每个充气角阀和每个排气角阀均与控制器连接,控制器还用于控制充气角阀和排气角阀的导通与关断。

[0126] 嵌入式控制电路包括第一控制板、第二控制板和MCU。第一控制板与第二控制板连接,MCU焊接在第二控制板上。第一控制板用于把由变压器输出的交流电调整为MCU和电动角阀用的直流电。第二控制板是MCU和电动角阀的驱动电路,用于根据MCU的控制信号控制空气气泵的功率和电动角阀的通断。第二控制板分别与电动角阀和气泵连接。MCU可选单片机。

[0127] 治疗仪主机还包括外壳、变压器、用于连接通气管的通气管接头、用于控制治疗仪主机的电源开关、用于支撑通气管接头的支架、用于支撑电动角阀的角阀支架、用于连接电源的电源插座、熔断器和急停按钮。电源插座与变压器的一端连接,熔断器的一端与电源开关连接,熔断器的另一端与变压器的一端连接,变压器的另一端与第一控制板连接,急停按钮设置在变压器的另一端与第一控制板的连接导线上。控制装置、气泵、压力传感器、角阀组、变压器、通气管接头、电源开关、用于支撑通气管接头的支架、角阀支架、电源插座、熔断器和急停按钮均设置于外壳内。

[0128] 空气压力治疗仪工作时,治疗仪主机内的气泵输出带有一定压强的空气,通过通气管充入用户肢体上的肢体套筒内部,并通过肢体套筒对用户的肢体进行物理的压迫,从而达到物理治疗的目的。充气阶段,气泵提供气源,控制器控制充气角阀开启,充气角阀承担把气泵输出的空气分配到用户肢体套筒的不同腔室的作用;排气阶段,控制器控制充气角阀关闭,排气角阀开启,切换气体流通方向,将用户肢体套筒的气体排出到大气中。控制装置通过控制充气角阀和排气角阀的开启与关闭控制切换气体的流通方向,即充气角阀开启时气体流入肢体套筒,排气角阀开启时气体从肢体套筒中流出。

[0129] 空气压力治疗仪的工作流程为首先由操作人员根据用户的身体情况或病情在操控装置上输入空气压力治疗仪对用户肢体套筒充入空气压力的充气升压曲线和排气降压曲线。充气升压曲线和排气降压曲线可以是针对整个肢体套筒的,实际细节上也可以同步调节所有气体腔室或者根据需要单独调节一个气体腔室的气体压强。

[0130] 然后操作治疗仪主机开始工作,治疗仪主机内部的嵌入式控制电路操作气泵向肢体套筒开始充气。在充气的同时,嵌入式控制电路同步监测肢体套筒中气压的大小,MCU读取压力传感器检测的数据,结合MCU的定时器计算的已充气时间,计算出气体压力的上升速度即充气速率。当充气压力的上升速度超过第一预设充气阈值的时候,嵌入式控制电路操作充气角阀减小充气通路的气体流量;当充气压力的上升速度低于第二预设充气阈值的时候,嵌入式控制电路操作充气角阀加大充气通路的气体流量,通过不断调节充气速率,最终保证用户肢体套筒内的气体压力符合预设的充气升压曲线。对肢体套筒排气的过程跟上述充气的过程类似,从而空气压力治疗仪可以达到控制输出气体压力变化的目的。进行充气过程和排气过程时先打开角阀组。

[0131] 用户还可以在触摸屏或键盘上选择空气压力治疗仪的工作模式、预设压强、间歇时间、保持时间和无线通讯设置等,预设压强指充气升压曲线和排气降压曲线。当选择好预设的参数后,可以操作空气压力治疗仪开始工作。空气压力治疗仪的工作由嵌入式控制电路上的芯片,即MCU控制,芯片通过驱动电路驱动气泵和电动角阀工作,按照充气升压曲线或排气降压曲线,调节气泵的功率,以及控制电动角阀的通断,并接收来自压力传感器检测的实时气压,形成控制回路。

[0132] 以4个气体腔室的工作序列为例,控制装置首先控制气泵开始工作,向通气管输入带有压力的空气,而后操作第一气体腔室对应的充气角阀切换到开启状态,此时通气管开始向肢体套筒充气,与此同时控制装置开始通过压力传感器测量通气管里的实时气体压强,当实时气压达到充气升压曲线的预设压强的时候,控制装置操作第一气体腔室对应的充气角阀切换到保持压力的状态。然后控制装置控制第二气体腔室对应的充气角阀切换到开启状态,开始对第二气体腔室充气,同时保持对实时气压的监视,且同时计算第一气体腔室保持气体压力的时间并在达到预设时间后操作第一气体腔室的排气角阀放气。如此重复最终实现所有4个气体腔室都完成一个预设的充放气序列。

[0133] 本实施例再提供一种空气压力治疗仪,该空气压力治疗仪与上述空气压力治疗仪的区别在于该空气压力治疗仪的治疗仪主机不包括充气功率控制装置和排气功率控制装置,图6为本发明实施例所提供的再一种空气压力治疗仪的结构图,参见图6,空气压力治疗仪包括:肢体套筒1、通气管2和治疗仪主机3。

[0134] 肢体套筒1包括多个气体腔室14;肢体套筒1用于对用户的肢体施加压力。

[0135] 治疗仪主机3通过通气管2与气体腔室14连通;治疗仪主机3用于向气体腔室通入气体或排出气体腔室中的气体。

[0136] 治疗仪主机3包括控制装置、充气泵7、排气泵9、压力传感器10和电磁阀组11。电磁阀组11包括多个电磁阀。

[0137] 当压力传感器的数量与通气管的数量相同时,压力传感器10的检测端通过气体管路与通气管2连通,压力传感器10的输出端与控制装置的输入端连接;压力传感器10用于检测通气管中的实时气压。气体管路采用软管。

[0138] 当压力传感器的数量为两个时,其中一个压力传感器设置于充气泵的输出端,用于检测向气体腔室通入的气体的实时气压;另一个压力传感器设置于排气泵的输入端,用于检测排出气体腔室中的气体的实时气压。

[0139] 控制装置的输出端与电磁阀的控制端连接;控制装置用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果调节电磁阀的开通时间。

[0140] 电磁阀的一端与充气泵7的输出端或排气泵9的输入端连接;电磁阀的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0141] 电磁阀具体包括:充气电磁阀12和排气电磁阀13。

[0142] 充气电磁阀12的数量与气体腔室14的数量相同,充气电磁阀12的一端与充气泵7的输出端连接;充气电磁阀12的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0143] 排气电磁阀13的数量与气体腔室14的数量相同,排气电磁阀13的一端与排气泵9的输入端连接;排气电磁阀13的另一端通过通气管与气体腔室14连通。

[0144] 每个气体腔室14均连接一个充气电磁阀12和一个排气电磁阀13,每个气体腔室连接充气电磁阀和排气电磁阀的通气管可以是一个,也可以是两个。

[0145] 控制装置具体包括:操控装置4和控制器5。

[0146] 操控装置4与控制器5连接;操控装置4用于获取充气升压曲线和排气降压曲线,并将充气升压曲线和排气降压曲线发送至控制器5。

[0147] 控制器5的输出端分别与充气电磁阀的控制端和排气电磁阀的控制端连接;控制装置用于将实时气压与充气升压曲线或排气降压曲线进行对比,根据对比结果减小或增大充气电磁阀的开通时间,或根据对比结果减小或增大排气电磁阀的开通时间。控制器采用嵌入式控制电路,嵌入式控制电路为采用嵌入式系统的控制电路。

[0148] 每个充气电磁阀和每个排气电磁阀均与控制器连接,控制器还用于控制充气电磁阀和排气电磁阀的导通与关断。

[0149] 控制器内还设有存储器,存储器用于存储充气升压曲线和排气降压曲线。位于嵌入式控制电路的存储器,可以存储一定数量的预设充气升压曲线和预设排气降压曲线,存储器内存储的充气升压曲线和排气降压曲线可以通过临床研究、网络下载或操作人员输入,方便后续直接调用充气升压曲线和排气降压曲线。

[0150] 嵌入式控制电路包括第一控制板、第二控制板和MCU。第一控制板与第二控制板连接,MCU焊接在第二控制板上。第一控制板用于把由变压器输出的交流电调整为MCU和电磁阀用的直流电。第二控制板是MCU和电磁阀的驱动电路,用于根据MCU的控制信号控制空气气泵(充气泵和排气泵)的功率和电磁阀的通断。第二控制板分别与电磁阀、充气泵和排气

泵连接。MCU可选单片机。

[0151] 空气压力治疗仪工作时,治疗仪主机内的充气泵输出带有一定压强的空气,通过通气管充入用户肢体上的肢体套筒内部,并通过肢体套筒对用户的肢体进行物理的压迫,从而达到物理治疗的目的。充气阶段,充气泵提供气源,控制装置控制开启电磁阀组的充气电磁阀,充气电磁阀承担把充气泵输出的空气分配到用户肢体套筒的不同腔室的作用;排气阶段,控制装置控制关闭充气电磁阀,开启电磁阀组的排气电磁阀,排气电磁阀将用户肢体套筒的气体排出到大气中。控制装置通过控制充气电磁阀和排气电磁阀的开启与关闭控制切换气体的流通方向,即充气电磁阀开启时气体流入肢体套筒,排气电磁阀开启时气体从肢体套筒中流出。

[0152] 空气压力治疗仪的工作流程为首先由操作人员根据用户的身体情况或病情在操控装置上输入空气压力治疗仪对用户肢体套筒充入空气压力的充气升压曲线和排气降压曲线。充气升压曲线和排气降压曲线可以是针对整个肢体套筒的,也可以实际细节上同步调节所有气体腔室或者根据需要单独调节一个气体腔室的气体压强。

[0153] 然后操作治疗仪主机开始工作,治疗仪主机内部的嵌入式控制电路操作充气泵向肢体套筒开始充气。在充气的同时,嵌入式控制电路同步监测肢体套筒中气压的大小,MCU读取压力传感器检测的数据,结合MCU的定时器计算的已充气时间,计算出气体压力的上升速度即充气速率。当充气压力的上升速度超过第一预设充气阈值的时候,嵌入式控制电路操作充气电磁阀减少开通的时间;当充气压力的上升速度低于第二预设充气阈值的时候,控制电路操作充气电磁阀加大开通的时间;通过不断调节充气气体的流量,最终保证用户肢体套筒内的压力符合预设的充气升压曲线。对肢体套筒排气的过程跟上述充气的过程类似,从而空气压力治疗仪可以达到控制输出气体压力变化的目的。进行充气过程和排气过程时先打开电磁阀组。

[0154] 用户还可以在触摸屏或键盘上选择空气压力治疗仪的工作模式、预设压强、间歇时间、保持时间和无线通讯设置等,预设压强指充气升压曲线和排气降压曲线。当选择好预设的参数后,可以操作空气压力治疗仪开始工作。空气压力治疗仪的工作由嵌入式控制电路上的芯片,即MCU控制,芯片通过驱动电路驱动充气泵、排气泵和电磁阀工作,按照充气升压曲线或排气降压曲线,调节充气泵或排气泵的功率,以及控制电磁阀的通断,并接收来自压力传感器检测的实时气压,形成控制回路。

[0155] 以4个气体腔室的工作序列为例,控制装置首先控制充气泵开始工作,向通气管输入带有压力的空气,而后操作第一气体腔室对应的充气电磁阀切换到开启状态,此时通气管开始向肢体套筒充气,与此同时控制装置开始通过压力传感器测量通气管里的实时气体压强,当实时气压达到充气升压曲线的预设压强的时候,控制装置操作第一气体腔室对应的充气电磁阀切换到保持压力的状态。然后控制装置控制第二气体腔室对应的充气电磁阀切换到开启状态,开始对第二气体腔室充气,同时保持对实时气压的监视,且同时计算第一气体腔室保持气体压力的时间并在达到预设时间后操作第一气体腔室的排气电磁阀放气。如此重复最终实现所有4个气体腔室都完成一个预设的充放气序列。

[0156] 本发明空气压力治疗仪的原理,参见图7:将肢体套筒分隔成数个气体腔室,气体腔室接收治疗仪主机输出的具有一定压强的空气,气体腔室膨胀对用户肢体构成一定的压力。当首个气体腔室充气到充气升压曲线的预设压力时,治疗仪主机按照预设顺序控制对

下一个气体腔室进行充气,各个气体腔室逐次充气、膨胀和放气。按照从远心端向近心端逐次充气 and 放气,可将淤积的组织液推回血循环中,促进静脉血回流,有助于防止深静脉血栓形成,消除肢体静脉性水肿;按照相反的过程,则有助于改善肢体缺血性疾病,治疗下肢动脉缺血性疾病,同时促进肢体血液循环,并缓解由此引起的各种症状。

[0157] 本发明的空气压力治疗仪采用嵌入式单片机系统控制,用电磁阀或电动角阀控制由气泵输出的具有一定压力的空气,按一定的操作模式顺序将空气充入套在用户肢体外的肢体套筒,对用户进行物理性治疗的医疗仪器。

[0158] 充气的压力、顺序和时间等参数可采用单片机进行设置,因此可以组合出多重治疗模式,适用于不同类型的用户的治疗,对于水肿合血液循环障碍等病症有显著的治疗效果。

[0159] 空气压力治疗仪采用嵌入式单片机作为核心,通过操控装置接收操作,控制气泵输出有一定压力的空气,并通过电磁阀或电动角阀将空气分配到压力腿套中。包裹肢体的肢体套筒和用于充气的治疗仪主机组成的一个充放气系统,通过周期性加压和减压的机械作用产生搏动性的血流通过肢体的循环系统,从而促进肢体血液循环。

[0160] 空气压力治疗仪对用户起作用的部分是一只或一对具有一个或数个独立气体腔室的肢体套筒,而工作部分是嵌入式单片机控制的治疗仪主机、气泵和电磁阀组或角阀组。当操作人员通过操控装置设定了空气压力治疗仪的工作时间和气体压力等参数后,由嵌入式单片机控制气泵和电磁阀组或角阀组按设置的参数进行工作。在工作过程中,通过不同的气体压力和充放气顺序,使空气压力治疗仪作用于用户肢体并持续一定时间,达到以物理方式改善用户肢体体液循环状态的目的。

[0161] 本发明通过调节充、排气泵的功率,充、排气角阀的开闭角度,以及充、排气电磁阀的开闭时间,控制空气压力治疗仪充气和放气的速率,从而达到可以调节充放气过程中压力变化曲线的目的;根据不同病症和病程的用户,可以调节空气压力治疗仪的充放气气压曲线。调节的方式为在触摸屏或键盘上输入充放气压力和时间的对应关系,或在触摸屏上直接绘制充放气压力和时间的对应关系;本发明可以智能地根据充放气的速率与充气升压曲线和排气降压曲线之间的关系,对实时的充放气曲线进行调整。本发明可以预设通过临床研究获得的有效充放气气压曲线模式,并储存在空气压力治疗仪中作为治疗模板,便于随时调用。由于存储的数据受存储器容量的限制,因此通过增加存储器容量可以大量增加预存模板的数量;并且预设的充放气气压曲线可以通过网络下载。

[0162] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0163] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

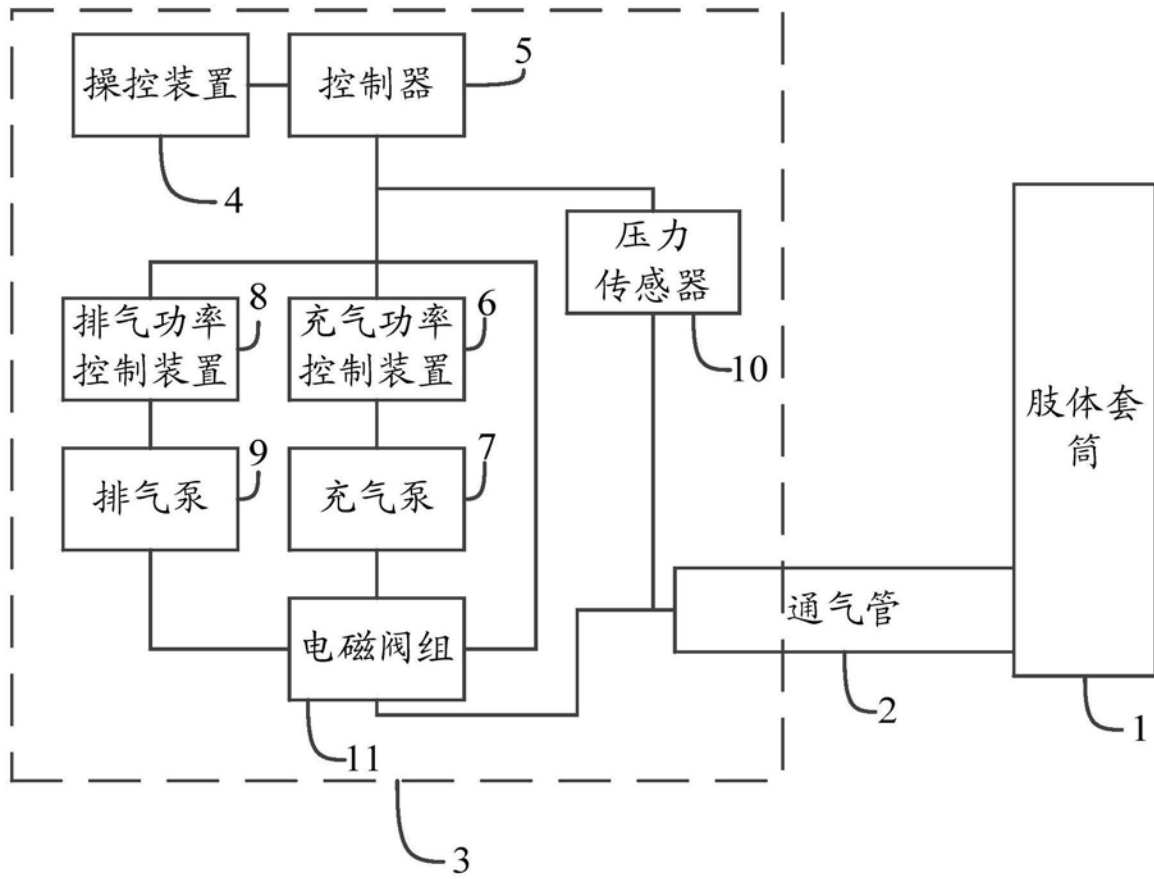


图1

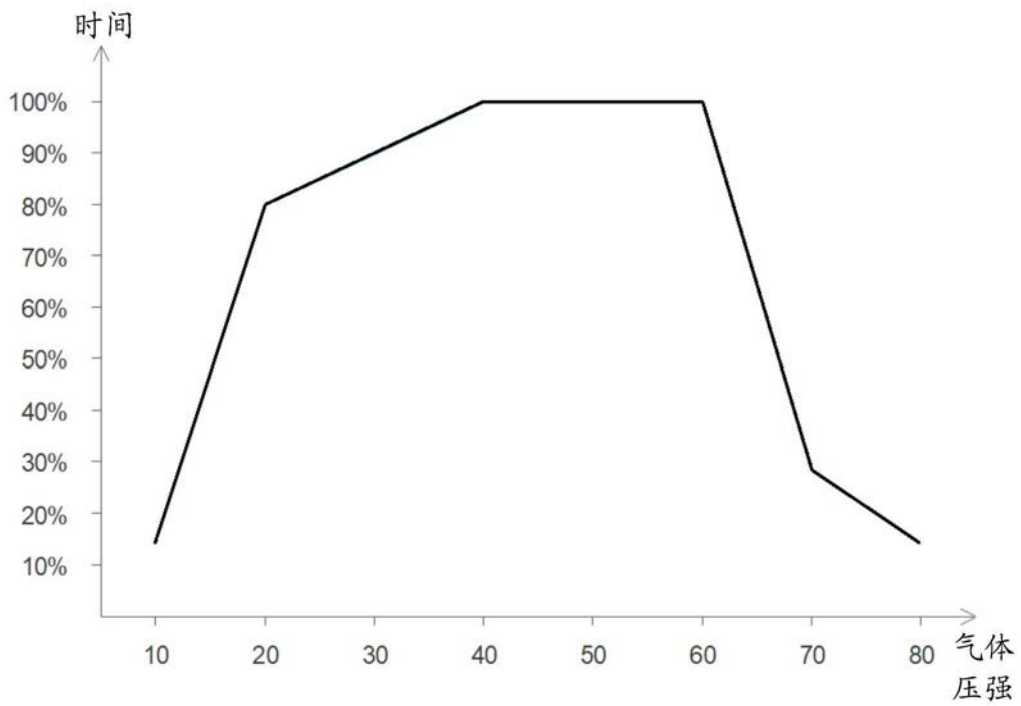


图2

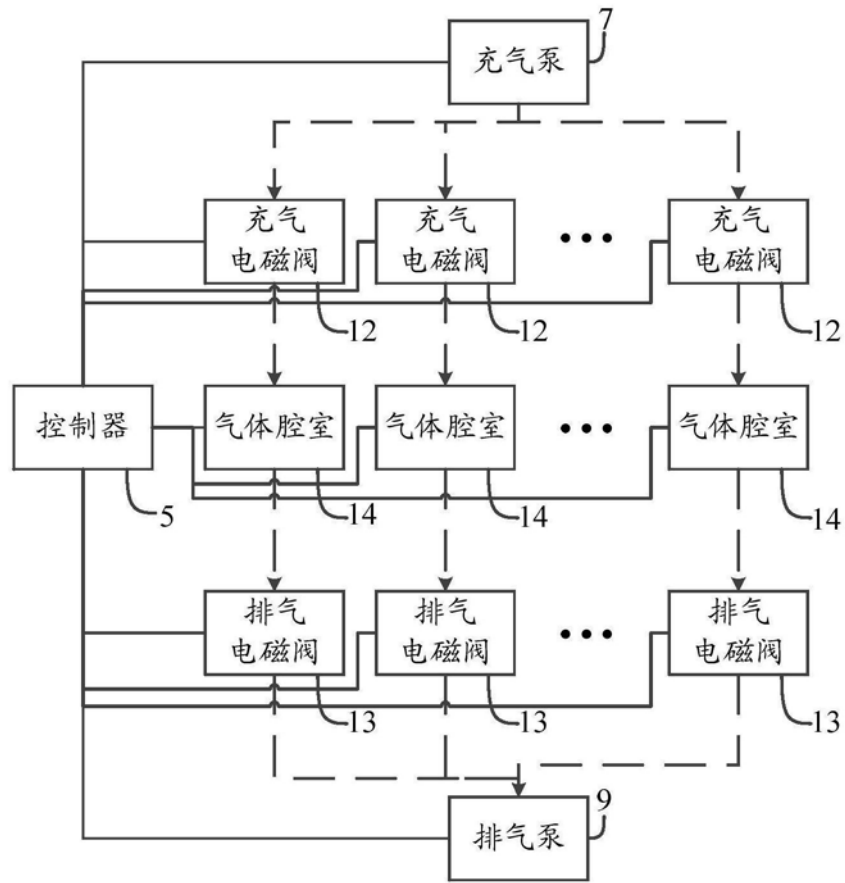


图3

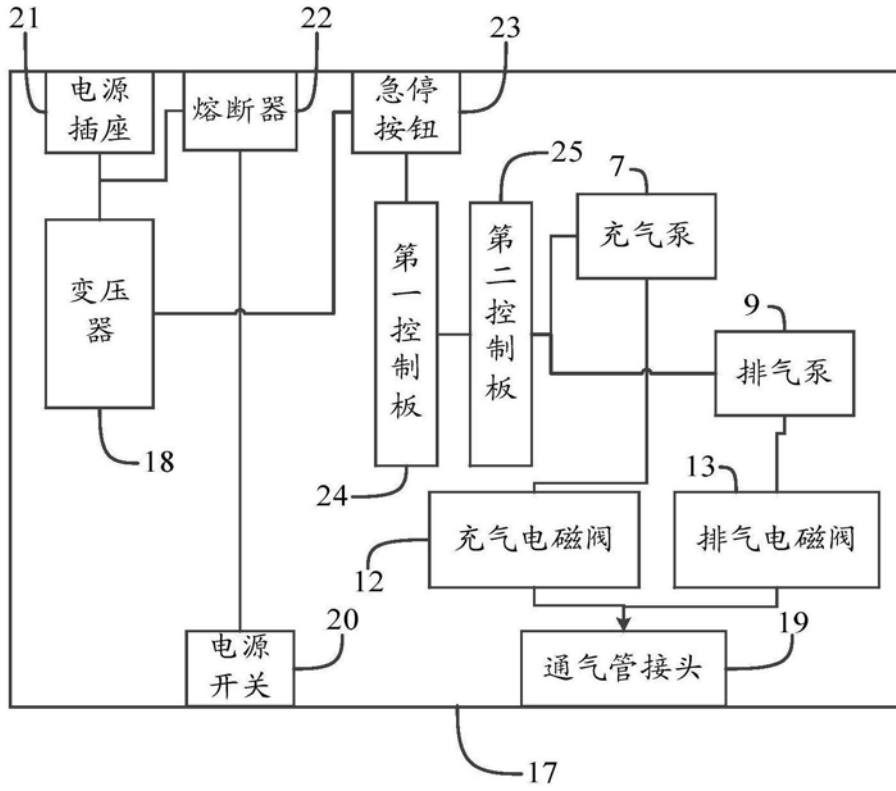


图4

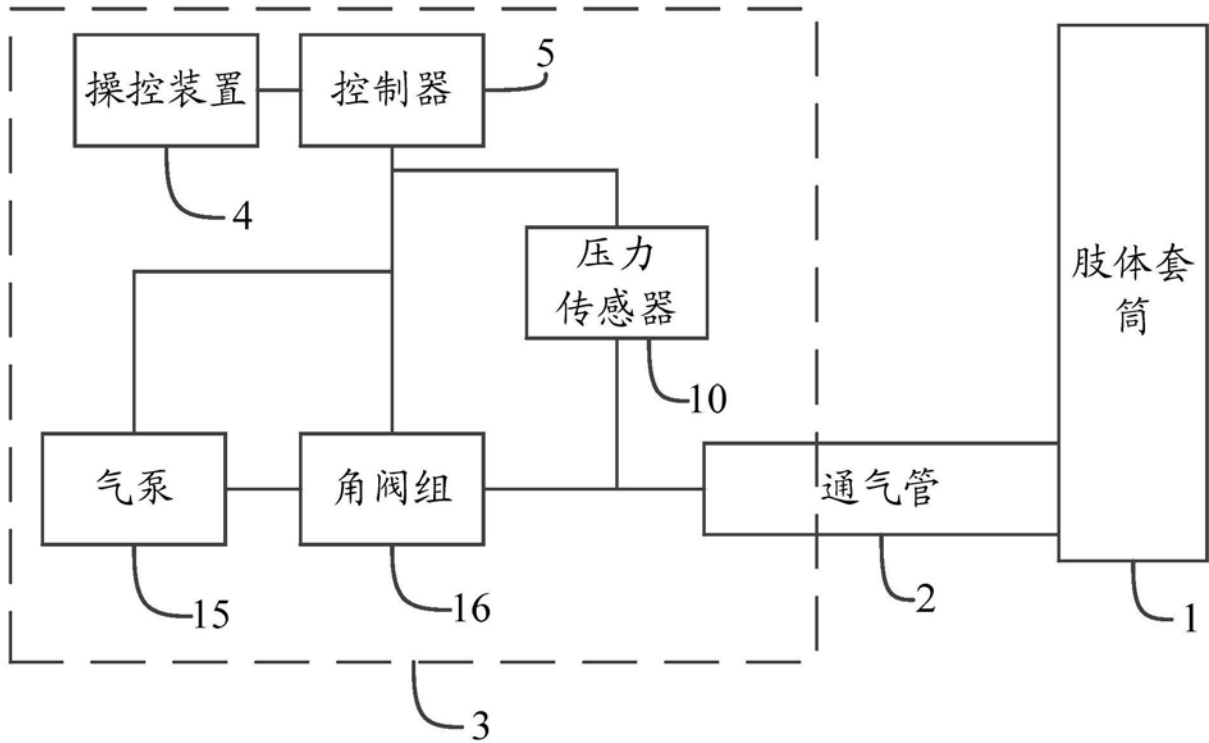


图5

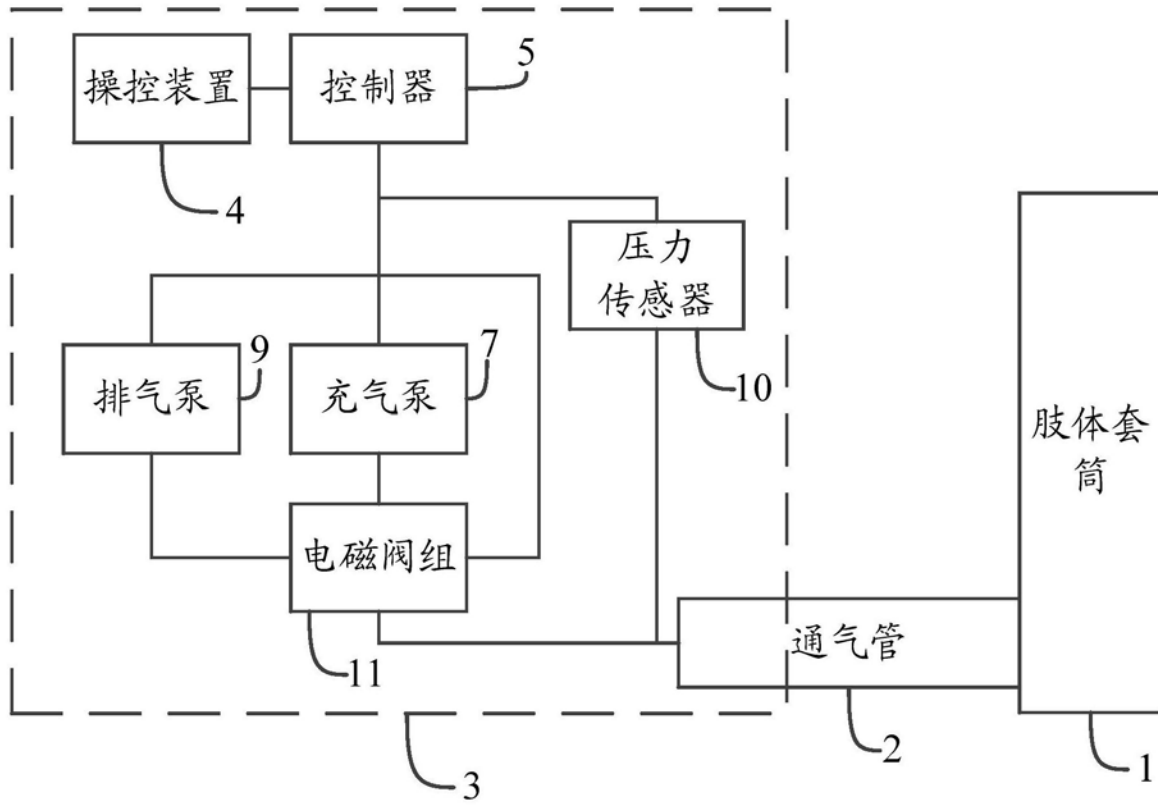


图6

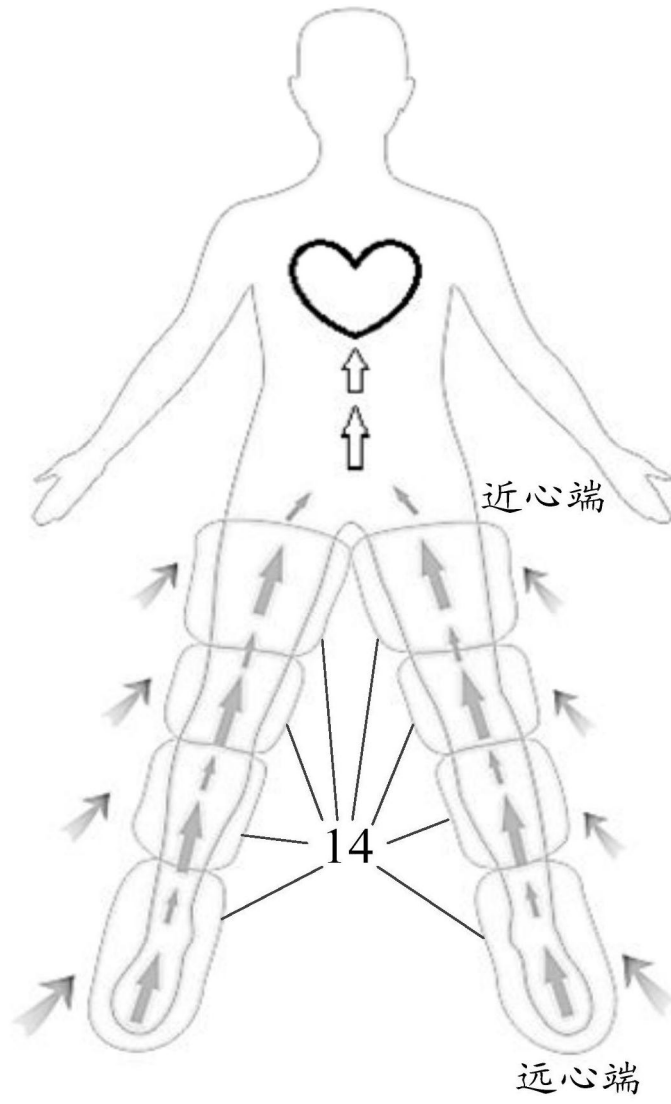


图7