



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104349766 B

(45) 授权公告日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201380024904. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 12

A61H 9/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

(56) 对比文件

61/609, 493 2012. 03. 12 US

US 2006161081 A1, 2006. 07. 20,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 2008281240 A1, 2008. 11. 13,

2014. 11. 12

US 6736787 B1, 2004. 05. 18,

(86) PCT国际申请的申请数据

US 4424806 A, 1984. 01. 10,

PCT/US2013/030451 2013. 03. 12

CN 201618095 U, 2010. 11. 03,

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 贾仁杰

W02013/138307 EN 2013. 09. 19

(73) 专利权人 赖特治疗产品股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 C·L·赖特 G·尤尔科

(74) 专利代理机构 北京嘉和天工知识产权代理

事务所(普通合伙) 11269

代理人 严慎 支媛

权利要求书4页 说明书14页 附图6页

(54) 发明名称

具有多个同时工作的腔室的压缩治疗装置

(57) 摘要

公开了气动压缩系统和治疗压缩系统,这些系统包括可以与这样的系统一起使用的治疗方案。气动压缩系统可以包括加压流体的源和汇。所述加压流体可以被供应到若干个阀,每个阀是由包括计算装置的控制装置可控制的。所述计算装置可以单独地控制每个阀以允许所述阀中的任何一个或更多个连接到流体源或流体汇。所述计算装置可以包括一个或更多个治疗方案,所述治疗方案可以指导一个、两个或更多个阀基本上同时地或者按顺序地在流体供应与流体汇收之间切换。治疗压缩系统可以包括与充气套流体连通的所述气动系统,所述充气套由多个单元组成。每个单元可以由阀根据所述治疗方案进行充气或放气。



1. 一种气动压缩系统,所述气动压缩系统包括:
 - 经由源输出的加压流体的源;
 - 用于经由汇输入的所述加压流体的汇;
 - 一个或更多个歧管,所述一个或更多个歧管被配置来与所述源输出和所述汇输入中的一个或更多个流体连通;
 - 多个阀,其中每个阀具有单元侧和歧管侧,其中所述多个阀中的每个的歧管侧与至少一个歧管流体连通,其中当所述多个阀中的每个的单元侧与所述源输出流体连通时,所述阀处于第一状态,其中当所述多个阀中的每个的单元侧与所述汇输入流体连通时,所述阀处于第二状态,并且其中当所述多个阀中的每个的单元侧既不与所述源输出流体连通、也不与所述汇输入流体连通时,所述阀处于第三状态;
 - 多个单元传感器,其中,每个单元传感器与所述多个阀中的至少一个的单元侧可操作地通信;
 - 计算装置,所述计算装置与所述多个单元传感器中的每个和所述多个阀中的每个可操作地通信;
 - 输入装置,所述输入装置与所述计算装置可操作地通信;以及
 - 输出装置,所述输出装置与所述计算装置可操作地通信,
 - 其中所述计算装置被配置来:
 - 从所述输入装置接收与治疗方案相关的输入;
 - 至少部分基于所述治疗方案将所述多个阀中的至少两个置于所述第一状态一时间段;
 - 从至少一个单元传感器接收单元传感器数据;以及
 - 将与来自所述至少一个单元传感器的数据相关的输出发送到所述输出装置,
 - 其中所述治疗方案包括一个或更多个阀启动时间,其中所述阀启动时间中的每个针对至少两个阀的启动。
2. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中:
 - 所述治疗方案还包括一个或更多个单元传感器数据阈值,并且
 - 所述计算装置被进一步配置来:至少部分基于所述一个或更多个单元传感器数据阈值以及从与所述多个阀中的至少两个阀中的每个可操作地通信的至少一个单元传感器接收的数据来将所述至少两个阀置于所述第三状态一时间段。
3. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中加压流体的所述源包括压缩泵。
4. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中加压流体的所述汇包括真空泵和通向大气的导管中的一个或更多个。
5. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述多个单元传感器包括压力传感器和流体流量传感器中的一个或更多个。
6. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:基本上同时地将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第一状态。
7. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:按阀的有序顺序将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第一状态。
8. 如权利要求7所述的气动压缩系统,其中所述阀的有序顺序包括连续阀之间的至少一个阶段一个延迟时间。

9. 如权利要求7所述的气动压缩系统,其中所述治疗方案包括所述有序顺序。
10. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第三状态。
11. 如权利要求10所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:基本上同时地将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第三状态。
12. 如权利要求10所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:按阀的有序顺序将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第三状态。
13. 如权利要求12所述的气动压缩系统,其中所述阀的有序顺序包括连续阀之间的至少一个第三状态延迟时间。
14. 如权利要求12所述的气动压缩系统,其中所述治疗方案包括所述有序顺序。
15. 如权利要求10所述的气动压缩系统,其中所述计算装置被进一步配置来:在与所述多个阀中的所述至少两个中的每个可操作地通信的所述至少一个单元传感器接收到传感器数据之后,将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第三状态,并且其中所述至少一个传感器数据具有基本上等于第一单元传感器数据阈值的值。
16. 如权利要求15所述的气动压缩系统,其中所述第一单元传感器数据阈值包括压力值。
17. 如权利要求15所述的气动压缩系统,其中:
从与所述多个阀中的所述至少两个中的第一个可操作地通信的所述至少一个单元传感器接收的所述传感器数据具有基本上等于所述第一单元传感器数据阈值的值;并且
从与所述多个阀中的所述至少两个中的第二个可操作地通信的所述至少一个单元传感器接收的所述传感器数据具有基本上等于所述第一单元传感器数据阈值的值。
18. 如权利要求15所述的气动压缩系统,其中:
从与所述多个阀中的所述至少两个中的第一个可操作地通信的所述至少一个单元传感器接收的所述传感器数据具有基本上等于所述第一单元传感器数据阈值的值;并且
从与所述多个阀中的所述至少两个中的第二个可操作地通信的所述至少一个单元传感器接收的所述传感器数据具有基本上等于第二单元传感器数据阈值的值。
19. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述计算机可读储存介质包括与所述一个或更多个治疗方案相关联的信息。
20. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述一个或更多个歧管包括被配置来经由填充阀与所述源输出流体连通并且经由排气阀与所述汇输入流体连通的单个歧管。
21. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述一个或更多个歧管包括第一歧管和第二歧管,所述第一歧管被配置来与所述源输出流体连通,所述第二歧管被配置来与所述汇输入流体连通。
22. 如权利要求1所述的气动压缩系统,其中所述输入装置被配置来接收与所述治疗方案相关联的信息。
23. 一种治疗压缩系统,所述治疗压缩系统包括:
压缩套,所述压缩套包括多个可充气单元,每个可充气单元具有单元输入;以及
气动压缩系统,所述气动压缩系统包括:
经由源输出的加压流体的源;

用于经由汇输入的所述加压流体的汇；

一个或多个歧管，所述一个或多个歧管被配置来与所述源输出和所述汇输入中的一个或多个流体连通；

多个阀，其中每个阀具有单元侧和歧管侧，其中所述多个阀中的每个的歧管侧与至少一个歧管流体连通，其中所述多个阀中的每个的单元侧与所述多个单元之一的输入流体连通，其中当所述多个阀中的每个的单元侧与所述源输出流体连通时，所述阀处于第一状态，其中当所述多个阀中的每个的单元侧与所述汇输入流体连通时，所述阀处于第二状态，并且其中当所述多个阀中的每个的单元侧既不与所述源输出流体连通、也不与所述汇输入流体连通时，所述阀处于第三状态；

多个阀传感器，其中每个阀传感器与所述多个阀中的至少一个的单元侧可操作地通信；

计算装置，所述计算装置与所述多个阀传感器中的每个和所述多个阀中的每个可操作地通信；

输入装置，所述输入装置与所述计算装置可操作地通信；以及

输出装置，所述输出装置与所述计算装置可操作地通信，

其中所述计算装置被配置来：

从所述输入装置接收与治疗方案相关的输入；

至少部分基于所述治疗方案将所述多个阀中的至少两个置于所述第一状态一时间段；

从所述阀传感器中的至少一个接收阀传感器数据；以及

将与来自至少一个阀传感器的数据相关的输出发送到所述输出装置，

其中所述治疗方案包括一个或多个阀启动时间，其中所述阀启动时间中的每个针对至少两个阀的启动。

24. 如权利要求23所述的治疗压缩系统，其中所述多个单元中的每个包括一个或多个单元装置。

25. 如权利要求24所述的治疗压缩系统，其中所述一个或多个单元装置包括以下中的一个或多个：旁通阀、应变片、体积描记器传感器、压力传感器以及变形传感器。

26. 如权利要求24所述的治疗压缩系统，其中所述一个或多个单元装置与所述计算装置可操作地通信。

27. 如权利要求24所述的治疗压缩系统，其中所述治疗方案还包括一个或多个单元传感器数据阈值，并且

所述计算装置被进一步配置来：至少部分基于所述一个或多个单元传感器阈值以及从与所述多个阀中的所述至少两个阀中的每个可操作地通信的至少一个单元传感器接收的数据来将所述至少两个阀置于所述第三状态一时间段。

28. 如权利要求24所述的治疗压缩系统，其中所述计算装置被进一步配置来：在从与所述多个阀中的所述至少两个中的每个可操作地通信的所述至少一个单元装置接收到装置数据之后，将所述多个阀中的所述至少两个置于所述第三状态，并且

其中所述至少一个装置数据具有基本上等于第一单元装置数据阈值的值。

29. 如权利要求28所述的治疗压缩系统，其中所述第一单元装置数据阈值包括压力值。

30. 如权利要求28所述的治疗压缩系统，其中：

从与所述多个阀中的所述至少两个中的第一个流体连通的单元的所述至少一个单元装置接收的所述装置数据具有基本上等于所述第一单元装置数据阈值的值;并且

从与所述多个阀中的所述至少两个中的第二个流体连通的单元的所述至少一个单元装置接收的所述装置数据具有基本上等于所述第一单元装置数据阈值的值。

31. 如权利要求28所述的治疗压缩系统,其中:

从与所述多个阀中的所述至少两个中的第一个流体连通的单元的所述至少一个单元装置接收的所述装置数据具有基本上等于所述第一单元装置数据阈值的值;并且

从与所述多个阀中的所述至少两个中的第二个流体连通的单元的所述至少一个单元装置接收的所述装置数据具有基本上等于第二单元装置数据阈值的值。

具有多个同时工作的腔室的压缩治疗装置

[0001] 优先权声明:本申请要求2012年3月12日提交的美国临时申请No.61/609,493的权益,该申请的公开内容通过引用被整体并入本文。

背景技术

[0002] 诸如静脉功能不全和淋巴水肿的疾病通常可能导致身体远离心脏的区域中的体液的淤积。当肢体的浅静脉流入小腿的深静脉时,可能导致静脉功能不全。通常,小腿肌肉的收缩起到泵的作用,将血液移到腓静脉、流出血管中。作为肌无力、总腔室大小缩小、瓣闭锁不全和/或流出道梗阻的结果,该泵送动作可能出现失败。这些状况均可以导致受影响区域中的静脉停滞和高血压。由于淋巴通道的堵塞而肿胀的淋巴水肿可能是由淋巴回流障碍、将来自组织的流体排到整个身体的淋巴管的堵塞引起的。这最常见的是由于癌外科、普通外科、肿瘤、放疗、创伤和先天异常而导致的。淋巴水肿是目前无法治愈的慢性病症。

[0003] 流体积聚如果不进行治疗,可能是痛苦的并且使人衰弱的。流体积聚可以减少氧气输送,干扰伤口愈合,提供支持感染的媒介,或者如果放任其不进行治疗,甚至导致失去肢体。

[0004] 压缩泵通常通过移动积聚的体液而用在静脉功能不全的治疗中。这样的泵通常包括空气压缩机,该空气压缩机可以通过管子将空气吹入到包含若干个可单独充气的单元的器械(诸如套或罩),该器械装在问题区域(诸如肢体或躯干)上。这样的泵还可以包括适于使所述单元充气 and 排气的气动组件以及管控这些气动组件的控制电路。治疗周期通常涉及按从远到近的次序使所述单元顺序地充气到预设压力,接下来给所有单元一齐排气。

[0005] 虽然这样的压缩装置可以用在淋巴水肿治疗中,但是可以通过使用这样的压缩机装置来改善其他病状,包括静脉瘀血性溃疡、软组织损伤和外周动脉疾病以及深静脉血栓的预防。然而,对于淋巴水肿可能有用的治疗方案可能不适合于其他病状。用于实现和控制气动压缩装置以辅助各种治疗方案的改进的系统和方法将会是合乎期望的。

发明内容

[0006] 在描述所呈现的方法、系统和材料之前,要理解的是,本公开不限于所描述的特定方法、系统和材料,因为这些可以变化。还要理解的是,本描述中所使用的术语仅仅是出于描述特定版本或实施方案的目的,而非意图限制范围。

[0007] 还必须注意的是,如本文中 and 所附权利要求书中所使用的,单数形式“一(a)”、“一(an)”和“该(the)”包括复数参考,除非上下文另有明确指示。因此,例如,对于“阀”的参考是对于一个或多个阀以及本领域的技术人员已知的其等同形式等的参考。除非另有定义,否则本文中所使用的所有技术术语和科学术语都具有与本领域的普通技术人员通常理解的意义相同的意义。尽管在实施方案的实践或测试中可以使用与本文中描述的方法、材料和装置类似或等同的任何方法、材料和装置,但是现在描述优选的方法、材料和装置。本文中所提及的所有公开都通过引用被并入。本文中的任何内容都不应被解释为承认本文中所描述的实施方案由于在先发明而无权先于这样的公开内容。

[0008] 为了本公开的目的,术语“打开”在论及阀或阀系统时可以被定义为该阀或阀系统的一种这样的状态,在该状态下,与阀的第一侧相关联的结构被置于与和阀的第二侧相关联的结构流体连通。

[0009] 为了本公开的目的,术语“关闭”在论及阀或阀系统时可以被定义为该阀或阀系统的一种这样的状态,在该状态下,与阀的第一侧相关联的结构被置于不与和阀的第二侧相关联的结构流体连通。

[0010] 在一个实施方案中,气动压缩系统可以包括:经由源输出(source output)的加压流体的源(source);用于经由汇输入(sink input)的所述加压流体的汇(sink);至少一个歧管,与源输出和汇输入中的一个或更多个流体连通;多个阀,每个阀具有单元侧和歧管侧;一个或更多个单元传感器,其中,每个单元传感器与所述多个阀中的至少一个的单元侧相关联;以及计算装置,其能够与单元传感器和阀中的每个进行通信。每个阀的歧管侧可以与一个或更多个歧管流体连通。此外,每个阀可以采取三种状态之一:第一状态,阀的单元侧与源输出流体连通;第二状态,阀的单元侧与汇输入流体连通;以及第三状态,阀的单元侧既不与源输出流体连通,而且也不与汇输入流体连通。另外,非暂态计算机可读储存介质连同输入装置和输出装置可以与所述计算装置通信。所述计算机可读储存介质可以包含一个或更多个程序指令,这些程序指令在被执行时使所述计算装置执行以下步骤:从输入装置接收与一个或更多个治疗方案相关的输入;至少部分基于所述一个或更多个治疗方案将所述阀中的至少两个置于第一状态一时间段;从单元传感器中的至少一个接收单元传感器数据;以及将与来自单元传感器中的所述至少一个的数据相关的输出发送到输出装置。所述一个或更多个治疗方案可以包括一个或更多个阀启动时间,其中,每个阀启动时间针对至少两个阀的启动。

[0011] 在一个实施方案中,治疗压缩系统可以包括:压缩套,其具有若干个可充气单元,每个单元具有单元输入;以及基本上如以上所公开的气动压缩系统,在该气动压缩系统中,每个阀的单元侧可以与可充气单元之一的输入流体连通。

[0012] 在一个实施方案中,治疗压缩系统提供的治疗方案可以包括:使至少两个可充气单元充气;停止所述至少两个单元的充气,并且保持它们中的每个内的流体;使所述至少两个单元放气。治疗压缩系统可以包括:压缩套,其具有多个单元,每个单元被配置来被充气、被放气、或者保持流体;以及气动压缩系统,其与压缩套的单元流体连通。

附图说明

[0013] 就以下描述、所附权利要求书和附图来说,本文中所描述的实施方案的各方面、特征、益处和优点将是清楚的,其中:

[0014] 图1a、图b图示说明根据本公开的气动压缩装置的实施方案。

[0015] 图2a-图2d图示说明根据本公开的气动压缩装置中所使用的单元的各种实施方案。

[0016] 图3是根据本公开的可以用于包含或实现程序指令的硬件的实施方案的框图。

[0017] 图4-9图示说明根据本公开的治疗方案的各种实施方案。

具体实施方式

[0018] 图1a、1b描绘气动压缩装置的实施方案。如图1a中所示,气动压缩装置可以包括一个或更多个压缩泵105、填充阀120、真空源110、排气阀130、换能器115、控制器145以及多个单元阀(诸如125a-N)。压缩泵105可以用作加压流体的源,所述加压流体包括但不限于空气、氮或水。填充阀120可以通过压力泵输出与压缩泵105流体连接以接收加压流体。在充气时间段期间,填充阀120可以打开以将压缩泵105的输出连接到公共节点或歧管140。在排气时间段期间,排气阀130可以打开以将公共歧管140连接到例如真空源110以使单元减压。可替换地,排气阀130可以连接到大气135。可以理解的是,真空源和/或大气可以用作加压流体的汇。可以提供到真空或到大气的一个或更多个输入。通常,填充阀120和排气阀130可能不同时打开。然而,压缩装置的某些使用模式可以受益于填充阀和排气阀一起打开。尽管图1a图示说明能够连接到真空源110或大气135的单个排气阀130,但是可以理解的是,一个排气阀可以用于将歧管140连接到真空源110,而第二排气阀可以用于将歧管140连接到大气135。填充阀120和排气阀130可以被手动操作,或者可以由控制器145自动地操作。额外的填充阀和/或排气阀可以与歧管140相关联。单元阀125a-N中的每个均可以在第一侧连接到公共歧管140,在第二侧连接到相应的单元。另外,一个或更多个传感器(诸如压力传感器或流速传感器)可以在阀的单元侧。每个单元阀125a-N可以用于选择性地相应的单元连接到公共歧管140(处于打开配置)或者使相应的单元与公共歧管140断开连接(处于关闭配置)。单元阀125a-N也可以被手动操作,或者可以由控制器145自动地操作。

[0019] 换能器115可以连接到公共歧管140,并且用于监控公共歧管140的压力。控制器145可以接收关于换能器115或者与单元阀相关联的任何其他传感器所检测的压力的信息。至少基于所接收的压力信息,控制器145可以确定是打开还是关闭填充阀120、排气阀130和/或单元阀125a-N中的一个或更多个。

[0020] 在图1a中所图示说明的实施方案中,换能器115可以具有与其相关联的传递函数,所述传递函数用于确定在公共歧管140处所监控的输入压力。例如,用于Motorola制造的MPX5050换能器的传递函数可以是 $V_0 = V_s * (0.018 * P + 0.04) + \text{Offset Error}$,其中 V_0 是输出电压, V_s 是供给电压(其可以例如约为5伏), P 是以kPa为单位测量的输入压力,Offset Error是取决于换能器的工艺、电压和温度的静态电压值。对压力进行求解并且组合Offset Error和 $0.04V_s$ 项得到如下方程:

$$[0021] \quad (1) \quad P(\text{kPa}) = \frac{55.6 * (V_o - V_{\text{offset}})}{V_s}$$

[0022] 方程(1)还可以通过将1kPa转换为7.5mm Hg来用mm表示。所得方程如下:

$$[0023] \quad (2) \quad P(\text{mmHg}) = \frac{417 * (V_o - V_{\text{offset}})}{V_s}$$

[0024] 然后可以对换能器115进行校准以基于输出电压确定压力。一开始,可以通过关闭所有的单元阀125a-N并且经由排气阀130使公共歧管140通向大气135来确定 V_{offset} 。当换能器在大气压下时,可以读取由可以与换能器115通信或集成的模数(A/D)转换器确定的值。A/D转换器的值输出可以是偏移值(OFFSET)。对于12位A/D转换器,OFFSET可以在0与4095之间。

[0025] 还可以确定与缩放的源电压相应的缩放值(SCALE)。例如,精密电阻器二分电路可

以用于将 V_s 除以2。A/D转换器可以基于 $V_s/2$ 输入值来输出SCALE。对于12位A/D转换器,SCALE可以为0与4095之间的值。

[0026] 将OFFSET和SCALE代入方程(2)得到以下方程:

$$[0027] \quad (3) \quad P(\text{mmHg}) = \frac{208.5 * (\text{TRANSDUCER_OUTPUT} - \text{OFFSET})}{\text{SCALE}}$$

[0028] 如此一来,换能器115的偏移误差和缩放误差以及换能器供给电压中的任何误差可以通过测量OFFSET和SCALE值一次(例如,在上电时)来考虑在内。

[0029] 如本领域的普通技术人员将明白的,在本公开的范围,还可以使用可能具有不同传递函数的可替换的换能器。另外,本领域的普通技术人员将认识到的是,可以基于本公开的教导来执行对换能器进行校准的可替换的方法。

[0030] 图1b中图示说明另外的实施方案。在该实施方案中,填充歧管141可以与填充阀120和压缩泵105相关联。单独的排气歧管142可以与真空源110和排气阀130相关联。单元阀125a-N可以与填充歧管141和排气歧管142两者相关联。要理解的是,该实施方案中的单元阀125a-N可以具有3种方式的功能:打开填充、打开排气以及关闭。在可替换的实施方案中,每个单元可以具有第一阀来连接到填充歧管141以及第二阀来连接到排气歧管142。在图1b中的双歧管实施方案中,可以以如以上所公开的方式通过与换能器115直接相关联的或者与填充歧管141相关联的单独的旁通阀(未示出)来相对于大气对与填充歧管141相关联的换能器115进行校准。可以理解的是,在校准过程期间,可以关闭填充阀120和单元阀125a-N。排气歧管142还可以与其自己的换能器115'连通,以监控排气歧管内的压力。可以以与以上关于图1a中的换能器115公开的方式类似的方式相对于大气对换能器115'进行校准。换能器115和115'也可以向控制器145提供传感器数据。

[0031] 另外,每个阀125a-N可以按照到其各自单元的连接与流量传感器150a-N流体连接。每个流量传感器150a-N可以与阀125a-N或可充气单元相关联。流量传感器150a-N也可以向控制器145提供传感器数据。例如,流量传感器150a-N可以用于监控其各自的阀125a-N被完全打开。如果阀被阻挡或者以其他方式被阻碍,则通过它的流体流量可能与控制器145确定的预期流量分布不匹配。流量传感器可以向控制器提供指示相关联的阀的故障的数据。控制器然后可以被编程为向用户通知阀流量故障状况。另外,流量传感器可以用于精确地确定单元的填充/排气时间。基于来自流量传感器的数据,单元的填充/排气速率可以被控制器145调节以控制填充或排气步骤所需的时间量。开发特定治疗方案的临床医生然后可以能够将填充或排气时间作为方案的一部分进行编程。这样的基于时间的编程对于临床医生而言比流速和体积更容易使用。另外,单元的体积和来自流量传感器的填充速率可以允许控制器145检测肢体在包括压力单元的套或罩中的存在或不存在,并且可以允许控制器有计算肢体的体积或大小的能力。在一个实施方案中,肢体或脚大小的测量可以被控制器用于顺应性监控(compliance monitoring)。在另一实施方案中,这样的数据还可以用作用于使压缩装置更适应不同肢体大小的算法的输入。

[0032] 另外,压力传感器155a-N可以与每个单元相关联以在其操作期间测量该单元内的流体压力。可替换地,每个压力传感器155a-N可以与各自的单元阀125a-N相关联。压力传感器155a-N也可以向控制器145提供数据,以使得控制器可以能够控制压缩装置的操作。与其各自的单元相关联的压力传感器155a-N可以提供该单元的加压或减压分布的直接指示。控

制器145可以将单个单元压力与预编程的单元压力分布进行比较。如果单元不能维持预期压力,则可以确定泄漏状况。控制器145然后可以被编程来向用户通知泄漏状况。

[0033] 尽管图1a没有明确地图示说明在阀125a-N与它们各自的单元之间使用流量传感器或压力传感器,但是可以理解的是,在可替换的实施方案中,可以包括流量传感器、压力传感器或者这两种类型的传感器。类似地,尽管图1b图示说明这样的传感器的使用,但是应理解的是,其他实施方案可以没有一种或两种类型的传感器。

[0034] 另外的特征可以与单元相关联,包括,但不限于,体积传感器、充气传感器以及额外的阀。图2a-图2d图示说明可以与气动压缩装置一起使用的充气单元的若干个实施方案。在图2a中所图示说明的一个实施方案中,可充气单元210a可以与其单元阀225a流体连接。单元阀225a可以如图1a中那样与歧管140流体连通,或者如图1b中那样与填充歧管141和排气歧管142两者流体连通。

[0035] 在图2b中所图示说明的另一实施方案中,单元210b可以具有单元阀225b,该单元阀225b也如图1a中那样与歧管140流体连通,或者如图1b中那样与歧管141和142流体连通。另外,单元210b可以具有可以通向大气的旁通阀215。例如,在阀125和/或排气阀130不能使单元排气的情况下,阀215可以用作紧急释放阀。阀215可以被手动操作,或者在控制器145的控制下自动地操作。

[0036] 如图2c中所图示说明的,单元210c可以具有单元阀225c,并且还可以具有与单元材料相关联的应变片220。应变片220可以被胶合到或者以其他方式贴附到单元,或者被制造为单元的一部分,或者可以与单元的内表面或外表面相关联。应变片220可以用于随着单元材料被充气或放气测量该单元材料的变形,由此提供该单元内的流体的体积的度量。尽管图示说明了单个应变片220,但是可以理解的是,多个应变片可以与每个单元相关联,以提供关于治疗周期期间单元的体积或形状方面的变化的精确数据。

[0037] 在图2d中所图示说明的另一实施方案中,单元210d可以与阀225d流体连通,允许该单元具有进入填充和/或排气歧管的流体通路。单元210d可以配备体积描记器传感器230,该体积描记器传感器230也可以用于检测治疗周期期间单元形状或体积方面的变化。多个体积描记器传感器可以与每个单元相关联,以用于改进的数据收集。

[0038] 应变片230和体积描记器传感器230可以与控制器145进行数据通信,由此向控制器提供控制反馈点。尽管图2中图示说明了应变片220和体积描记器传感器230,但是可以理解的是,它们表示能够确定单元形状和/或体积方面的变化的传感器系统的非限制性实施例。

[0039] 气动压缩装置可以被操作来提供各种治疗方案。治疗方案可以被定义为在一个或更多个单元与患者接触的同时使它们充气(填充)和放气(排气)的特定操作序列。在非限制性实施例中,治疗方案可以包括将被启动的单元的有序序列的列表、用于每个单元的充气或放气压力阈值、单元充气或放气期间的时间量以及顺序单元启动之间的阶段或迟滞时间。在一个非限制性实施例中,治疗方案可以导致多个单元基本上同时地充气。在可替换地非限制性实施方案中,治疗方案可以导致多个单元按有序顺序充气。可以理解的是,单元的有序顺序是随着时间的单元充气的顺序。在一个非限制性实施例中,顺序充气的单元可以在压缩套中在物理上毗邻。在另一非限制性实施例中,顺序充气的单元可以不是在物理上毗邻的,而是可以安置在压缩套的在物理上间隔的部分中。在另外的非限制性实施例中,治

疗方案可以导致基本上同时地停止多个单元的充气。在另外的非限制性实施例中,治疗方案可以导致按有序顺序停止多个单元的充气。在治疗方案的某些非限制性实施例中,多个单元中的每个均可以在大致相同的单元压力下保持流体。在治疗方案的某些非限制性实施例中,多个单元中的每个均可以在不同的压力下保持流体。治疗方案的进一步的非限制性实施例可以包括基本上同时地使多个单元放气。治疗方案的进一步的非限制性实施例可以包括按有序顺序使多个单元放气。可以理解的是,单元的有序顺序是随着时间的单元放气的顺序。在一个非限制性实施例中,顺序放气的单元可以在压缩套中在物理上毗邻。在另一非限制性实施例中,顺序放气的单元可以不是在物理上毗邻的,而是可以安置在压缩套的在物理上间隔的部分中。在治疗方案的又一非限制性实施例中,在至少某一时间段期间,可以使单元中的一个充气,并且可以使第二单元放气。作为一个非限制性实施例,可以随着使一个或更多个单元放气,同时地使一个或更多个单元充气。在另一非限制性实施例中,第一个或更多个单元可以开始充气,并且第二个或更多个单元可以在所述第一个或更多个单元开始充气之后开始放气。在可替换的非限制性实施例中,第一个或更多个单元可以开始放气,并且第二个或更多个单元可以在所述第一个或更多个单元开始放气之后开始充气。

[0040] 在治疗方案开始之前,初始化序列可以发生。在初始化序列的一个实施例中,可以关闭填充阀120,由此使压缩泵105与歧管(140或141)隔离,并且可以使排气阀130开启至大气135。然后可以打开单元阀125a-N,由此将每个单元置于与公共歧管140或排气歧管142流体连通,从而允许所有单元都通向大气。可替换地,可以使排气阀130开启至真空源110以允许单元的快速排气。控制器145可以基于从换能器115(对于公共歧管配置而言)或者从换能器115'(对于双歧管配置而言)接收的信息来确定是否已经达到最小压力阈值。控制器145还可以从单元特定的压力传感器155a-N接收传感器数据。在一个实施方案中,当达到最小压力阈值时,控制器145可以将操作命令发送到排气阀130以进行关闭。在另一实施方案中,控制器145还可以将操作命令提供给单元阀125a-N以进行关闭。在又一实施方案中,控制器可以发起治疗方案。可以理解的是,在单元被贴附到患者上之前,或者在方案已经完成之后,在单元与患者接触的同时,初始化顺序可以发生。

[0041] 方案可以合并一个或更多个单元填充阶段。作为这样的填充阶段的非限制性实施例,以下操作序列可以发生。一个或更多个单元阀125a-N可以随同填充阀120一起被打开,由此允许所述一个或更多个单元与压缩泵105流体连通。在包括公共歧管140的实施方案中,单元阀125a-N中的一个或更多个可以开启至公共歧管。在具有独立的填充歧管141和排气歧管142的实施方案中,单元阀125a-N中的一个或更多个可以被配置来打开单元以仅与填充歧管141连通。在实施方案中,连接到贴附到患者的远侧部分的单元的单元阀(诸如125a)可以开启至或者保持开启至填充歧管141或公共歧管140,以用于在与更多个近侧单元相关联的单元阀对该歧管关闭的同时进行充气。因为连接到来自压缩泵105的加压流体,所以连接到打开的单元阀(例如,125a)的单元(例如,单元A)可以充气。单元压力可以由控制器145经由换能器115、专门与该单元相关联的压力传感器155a或者这两者来监控。

[0042] 在实施方案中,换能器115所感测的压力可以不同于特定单元处的单元压力。例如,压力损失可以发生在换能器115与单元之间。因此,控制器145可以访问查找表来确定阈值,在该阈值,换能器115所感测的压力适合于关闭与该单元相应的单元阀125a-N。

[0043] 在填充阶段的另一实施方案中,打开的单元阀(诸如125a)可以被调制来控制相应单元的填充速率。打开的单元阀可以基于时间和/或压力来调制。例如,当单元正在充气时,正在基于时间被进行调制的单元阀可以被打开一第一时间段,并且可以被关闭一第二时间段。可替换地,在充气周期期间,正在基于压力被进行调制的单元阀可以在单元压力增大时被打开,并且被关闭一时间段。压力增大可以通过测量在打开单元阀之前的初始单元压力以及当该单元阀被打开时的单元压力来确定。当初始单元压力与充气单元压力之间的差基本上等于特定值时,可以关闭该单元阀。按其调制单元阀的占空比可以是任何值,并且可以由用户或临床医生具体编程。控制器145可以确定何时打开和关闭单元阀。对于基于压力的调制,换能器115中的任何一个或更多个或单元特定的压力传感器155可以向控制器145提供压力数据以帮助在调制期间确定何时打开和/或关闭单元阀。

[0044] 调制可以被执行来确保单元压力对于给定方案而言不会太快地增大。例如,淋巴水肿患者可能利用要求使单元缓慢充气和放气的方案来进行治疗。可替换地,动脉患者可能需要能够实现快速充气和放气周期的方案。而且,单元可以具有不同的大小。例如,被设计用于儿童的装置中的单元可以小于被设计用于成人的装置中的单元。然而,压缩泵105可以具有相对固定的流速。如此一来,调制可以用于确保以适当的速率执行单元充气。

[0045] 在可替换的实施方案中,单元阀(诸如125a)可以包括可变孔径,该可变孔径可以用于限制相应单元中的压力增大的速率。流量传感器(诸如150a)可以监控进入单元中的流体流速。来自流量传感器的数据可以被提供给控制器145,以使得控制器可以能够调节单元阀中的孔径。在另一实施方案中,单元阀(诸如125a)可以包括单向阀(one-way valve)。例如,如果阀125a被打开以允许单元A被公共歧管140或填充歧管141填充,然后阀125b被打开以允许单元B被加压,则当阀125b被开启至一初始排空的单元B时,包括在阀125a中的单向阀将阻止单元A的瞬间减压。在另一可替换实施方案中,可以使用以可变流速操作的压缩泵105。还可以执行另外的调节压力的方法,并且这些方法基于本公开对于本领域的普通技术人员将是清楚的。

[0046] 当单元达到被包括作为治疗方案的一部分的适当的压力阈值时,控制器145可以关闭与该单元相应的单元阀125a。

[0047] 方案还可以包括一个或更多个排气阶段。作为这样的排气阶段的非限制性实施例,以下操作序列可以发生。一个或更多个单元阀125a-N可以随同排气阀130一起打开,由此允许所述一个或更多个单元与真空源110或大气135流体连通。在包括公共歧管140的实施方案中,单元阀125a-N中的一个或更多个可以开启至公共歧管。在具有独立的填充歧管141和排气歧管142的实施方案中,一个或更多个单元阀125a-N可以被配置来打开单元以仅与排气歧管142连通。在实施方案中,连接到贴附到患者的远侧部分的单元的单元阀(诸如125a)可以开启至或者保持开启至排气歧管142或公共歧管140,以用于在与更多个近侧单元相关联的单元阀对于该歧管关闭的同时进行放气。因为连接到真空源110或大气135,所以连接到打开的单元阀(例如,125a)的单元(例如,单元A)可以放气。单元压力可以由控制器145经由换能器115(对于公共歧管配置而言)或换能器115'(对于独立歧管配置而言)、专门与该单元相关联的压力传感器155a或者这两者来监控。

[0048] 在实施方案中,换能器115或换能器115'所感测的压力量可以不同于特定单元处的单元压力。例如,压力损失可以发生在换能器115(或115')与单元之间。因此,控制器145

可以访问查找表来确定阈值,在该阈值,换能器115(或115')所感测的压力适合于关闭与该单元相应的单元阀125a-N。

[0049] 在排气阶段的另一实施方案中,打开的单元阀(诸如125a)可以被调制来控制相应单元的排气速率。打开的单元阀可以基于时间和/或压力来调制。例如,当单元正在放气时,正在基于时间被进行调制的单元阀可以被打开一第一时间段,并且被关闭一第二时间段。可替换地,在排气周期期间,正在基于压力被进行调制的单元阀可以在单元压力减小时被打开,并且被关闭一时间段。压力减小可以通过测量在打开单元阀之前的初始单元压力以及当该单元阀打开时的放气的单元压力来确定。当初始单元压力与单元压力之间的差基本上等于特定值时,可以关闭该单元阀。按其调制单元阀的占空比可以是任何值,并且可以由用户或临床医生具体编程。控制器145可以确定何时打开和关闭单元阀。对于基于压力的调制,换能器115、115'中的任何一个或更多个或单元特定的压力传感器155可以向控制器145提供压力数据以帮助在调制期间确定何时打开和/或关闭单元阀。

[0050] 调制可以被执行来确保单元压力不会太快地减小,单元压力太快地减小可以引起反向梯度。虽然典型的压力梯度可以导致远侧单元具有比近侧单元大的压力,但是反向梯度可以导致近侧单元具有比远侧单元大的压力。反向梯度常被认为是不合乎期望的,但是某些治疗方案可以使用它们。而且,单元可以具有不同的大小。例如,被设计用于儿童的装置中的单元可以小于被设计用于成人的装置中的单元。然而,真空源110可以具有相对固定的流速,并且由于未被调节的被动排气,通向大气135可能发生。如此一来,调制可以用于确保以适当的速率执行单元放气。

[0051] 在可替换的实施方案中,单元阀(诸如125a)可以包括可变孔径,该可变孔径可以用于限制相应单元中的压力减小的速率。流量传感器(诸如150a)可以监控进入单元中的流体流速。来自流量传感器的数据可以被提供给控制器145,以使得控制器可以能够调整单元阀中的孔径。在另一实施方案中,单元阀(诸如125a)可以包括单向阀。例如,如果阀125a被打开以允许单元A被排气歧管142排空,然后阀125b被打开以允许单元B被排空,则当阀125b被开启至先前加压的单元B时,包括在阀125a中的单向阀将阻止单元A的瞬间再次加压。在另一可替换的实施方案中,可以使用以可变速率操作的真空源110。还可以执行另外的调制压力的方法,并且这些方法基于本公开对于本领域的普通技术人员将是清楚的。

[0052] 当单元达到被包括作为治疗方案的一部分的适当的压力阈值时,控制器145可以关闭与该单元相应的单元阀125a。

[0053] 可以理解的是,治疗方案可以由任何种类的单元充气 and 放气步骤序列组成。单元可以按特定次序被充气和放气,并且多个单元可以同步地或者按交错的方式被充气或放气。单元可以被保持在特定充气或放气压力下一特定时间量。另外,特定方案可以被重复,其中在重复之间具有某一迟滞时间。可替换地,第一方案之后可以接着为第二且不同的方案。

[0054] 在方案的一个实施方案中,可以同时打开多个单元阀125a-N以同时使多个各自的单元充气。当每个单元中的压力超过相应阈值时,控制器145可以关闭用于该单元的单元阀125a-N。针对所有单元的压力阈值可以是相同的,或者它们可以不同。例如,用于患者上的远侧部分处的单元的压力阈值可以高于安置在更近侧的单元。结果,单元可以显现出从远侧点处的较大压力到近侧点处的较小压力的压力梯度。然后可以同时使这些单元放气,直

到它们全都达到环境压力为止。可替换地,可以仅使所选单元放气。

[0055] 在方案的另一实施方案中,当单元被放气时,可以不同时打开单元阀125a-N,而是可以按交错的方式打开单元阀125a-N。在基于公共歧管配置的实施方案中,可以关闭填充阀120,并且可以使排气阀130开启至真空源110或大气135。可以打开第一单元阀(诸如125a)以释放相应单元中的压力。在短暂的时间段过去之后,可以打开第二单元阀(诸如125b)以释放相应单元中的压力。连续单元的放气之间的这样的延迟时间可以大约为1秒长或更长。在可替换的非限制性实施例中,控制器145可以响应于该控制器从相应的单元传感器(诸如压力传感器155a或155b)接收到数据来使单元阀(诸如125a或125b)释放相应单元中的压力。控制器145可以使单元中的压力释放,然后传感器数据实现治疗方案限定的阈值(诸如最大压力)。可以重复所述过程,直到已打开每个单元阀125a-N为止。

[0056] 在使用调制的方案的实施方案中,可以同时多个单元阀125a-N进行调制。在任何给定时间,可以根据调制安排打开和/或关闭一个或更多个单元阀。例如,对于具有50%占空比的基于时间的调制方案,在任何时间,可以打开单元阀125a-N中的一半,并且可以关闭所述单元阀中的一半。

[0057] 图3是可以用于包含或实现用于控制器145的程序指令的硬件的实施方案的框图。下述硬件的一些或全部可以被包括在控制器145中。参照图3,总线328可以用作互连硬件的其他图示说明的组件的主要信息高速公路。CPU 302或其他计算装置是系统的执行运行程序所需的计算和逻辑运算的中央处理单元。只读存储器(ROM)318是静态存储器装置的一个实施方案,随机存取存储器(RAM)320是动态存储器装置的一个实施方案。

[0058] 控制器304可以利用一个或更多个可选的盘驱动器308与系统总线328接口连接。这些盘驱动器可以包括,例如,外部或内部DVD驱动器、CD ROM驱动器或硬盘驱动器。这样的驱动器还可以用作非暂态计算机可读储存装置。

[0059] 程序指令可以储存在ROM 318和/或RAM 320中。可选地,程序指令可以储存在计算机可读介质(诸如光盘或数字盘或其他记录介质)、通信信号或载波上。这样的程序指令可以包括预加载的治疗方案的库。这样的程序指令的非限制性实施例可以使控制器从输入装置接收与一个或更多个治疗方案相关的输入,至少部分基于所述一个或更多个治疗方案将所述多个阀中的至少两个置于第一状态一时间段,从至少一个单元传感器接收单元传感器数据,以及将与来自至少一个单元传感器的数据相关的输出发送到输出装置。附加指令可以使计算装置至少部分基于从与所述多个阀中的至少两个阀中的每个可操作地通信的至少一个单元传感器接收的数据,来将所述至少两个阀置于第一状态和第三状态中的一个一时间段。附加指令可以使计算装置基本上同时地或者按有序次序地将所述多个阀中的至少两个置于第一状态。进一步的指令可以使计算装置基本上同时地或按有序次序地将所述多个阀中的所述至少两个置于第三状态。各种指令可以针对:例如从与阀相关联的压力传感器或流量传感器接收传感器数据,并且将它们与治疗方案中所包括的适当的阈值进行比较。类似的指令可以针对基于传感器数据值以及根据治疗方案的阈值将任一阀置于可能的任一单元状态。

[0060] 可选的显示器接口322可以允许来自总线328的信息以音频、图形或字母数字格式显示在显示器324上。与外部装置的通信可以使用各种通信端口326发生。例如,与填充阀120、排气阀130和/或单元阀125a-N的通信可以经由一个或更多个通信端口326发生。控制

器145还可以通过通信端口326将命令数据提供给阀120、130和125a-N以指导它们各自的操作。

[0061] 除了以上公开的组件之外,硬件还可以包括允许从输入装置接收数据的接口312,所述输入装置诸如键盘314或其他输入装置316(诸如鼠标、遥控器、指点装置和/或控制杆)。这样的输入装置可以允许用户从控制器维护的这样的方案的库选择预编程的治疗方案、将参数输入到预编程方案中、或者将新的治疗方案输入到控制器中。另外,换能器115和115'、压力传感器155a-N、流量传感器150a-N以及传送与单元的形状或体积方面的变化相关的数据的传感器(诸如应变片220和/或体积描记器230)可以通过接口312将传感器输入315传送到总线328。

[0062] 在实施方案中,控制器145可以储存和/或确定每个单元特定的设置。例如,控制器145可以确定用于每个单元的一个或更多个压力阈值。而且,控制器145可以通过对系统强制执行要求来阻止气动压缩装置被不适当地使用。例如,控制器145可以被这样编程,从而治疗方案中的远侧单元被要求具有比近侧单元高的压力阈值。控制器可以拒绝(override)经由用户界面从用户接收的不符合这样的压力阈值要求的指令。在实施方案中,一个或更多个单元的压力阈值可以被调整为满足压力阈值约束。

[0063] 在进一步的实施方案中,控制器145可以向压缩装置用户提供允许该用户对为患者提供各种治疗方案的控制进行编程的界面。该界面可以显示在控制显示器(诸如平板显示器)上。输入装置(诸如鼠标、键盘或触控针)可以被用户用来提供限定特定治疗方案的数据。控制器可以将方案记录在存储器或盘装置上以供未来使用。在控制器的一个实施方案中,用户可以被呈现有先前储存的治疗方案的列表,从该列表为特定患者进行选择。在另一实施方案中,用户可以按需为患者限定治疗方案。在另一实施方案中,用户可以选择所储存的方案,并且修改它。可以理解的是,这样的编程可以通过各种方法中的任何一种来实现。在一个非限制性实施例中,治疗师或其他保健专业人员可以经由键盘输入命令和/或参数。在另一非限制性实施例中,治疗师或其他保健专业人员可以使用鼠标或触控屏,来从菜单选择一个或更多个预编程的治疗方案或参数。在又一非限制性实施例中,治疗师或其他保健专业人员可以在呈现治疗方案“基元(primitives)”的帮助下对方案进行编程。用户可以通过选择表示单元、阀、传感器等的一组图形基元来限定治疗方案,并且将它们链接在一起以形成完整的方案。作为一个非限制性实施例,治疗方案的最终图形表示可以以如下形式被呈现在输出装置上:流程图列出步骤、单元充气次序、单元充气/放气之间的时间、单元压力保持参数和/或流体流速或压力阈值。

[0064] 除了储存方案之外,控制器145还可以记录在特定治疗会话期间获得的传感器读数。传感器读数可以包括,但不限于,单元压力、单元体积、单元充气数据和/或空气或真空流量值。控制器还可以记录在治疗会话期间测量的患者相关数据(诸如血压或血氧饱和度水平)以及会话的日期和时间。控制器还可以记录用户输入的治疗注释。

[0065] 尽管图3中未示出,但是控制器145还可以包括网络或无线装置(诸如蜂窝电话、iPad、局域网装置以及广域网装置)的若干个通信接口。这样的通信接口可以允许控制器被临床医生远程监控以获得性能数据或患者顺应性数据。这样的通信接口还可以允许远程临床医生对控制器进行编程。作为一个非限制性实施例,医生或技术员可以在控制器中对新的治疗方案进行编程。可替换地,保健提供者可以发送关于预编程的治疗方案的参数数据,

或者选择控制器中的预编程的治疗方案。在一个实施方案中,蜂窝电话可以具有这样的应用程序,所述应用程序可以产生允许容易地再次编程的用户友好的编程界面。可替换地,远程计算机可以显示用于编程、数据访问和/或分析的支持web的显示。

[0066] 图4-9中示意性地图示说明治疗方案的若干个可能的实施例。

[0067] 图4中图示说明顺序梯度方案的实施方案,其中,单元A-E可以在肢体(诸如腿)上从远到近地被布置。一开始,可以使所有单元A-E放气,图4a。随后,在充气周期中,可以按有序顺序使每个单元充气到所设置的压力。因此,如图4b中那样,单元A可以被充气到第一压力,诸如达60mmHg,在图4c中,单元B可以被充气到第二压力(例如,50mmHg),单元C随后可以被充气到较低压力,诸如达40mmHg(图4d),之后是单元D(被充气到30mmHg,图4e)和单元E(被充气到20mmHg,图4f)。可以理解的是,后一个单元可以在其前一个单元已经被充气之后立即开始充气,或者在前一个单元已经被充气之后、后一个单元开始充气之前可以存在阶段延迟。在充气序列中,每个单元的阶段延迟可以是相同的,或者不同的单元可以具有与它们相关联的不同的阶段延迟。治疗方案可以包括作为其参数的一部分的这样的阶段延迟信息。在整组单元已经被充气之后,可以如图4g中所示那样同时使它们放气。可以根据需要重复方案,其中在充气周期之间存在某一休息时间段。单元压力可以基本上从一个周期到另一个周期重复。可替换地,周期可以使单元充气到不同压力梯度,诸如,对于单元A-E,分别地,70、60、50、40和30mmHg。可以理解的是,每个单元的最终充气压力可以不同于所有其余的单元,或者所有单元都可以达到基本上相同的压力。

[0068] 图5中图示说明顺序充气周期的另一实施方案。图5a可以表示一组单元在如图4f中所图示说明的梯度充气方案之后的充气状态。其后,所有单元中的压力可以降低某一量;每个单元中的所得的单元压力可以小于方案开始时,但是所有单元都可以保持一定的压力,如图5b中那样。其后,连续的每个单元可以被再次加压(图5c-5f),直到所有单元都被再次加压到它们在方案开始时的初始状态(图5g)为止。可以同时地或者按有序顺序使单元放气。在顺序放气的情况下,可以理解的是,后一个单元可以在其前一个单元已经被放气之后立即开始放气,或者在前一个单元已经被放气之后、后一个单元开始放气之前可以存在阶段延迟。在放气序列中,每个单元的阶段延迟可以是相同的,或者不同的单元可以具有与它们相关联的不同的阶段延迟。治疗方案可以包括作为其参数的一部分的这样的阶段延迟信息。

[0069] 图6图示说明快速切换方案的另一实施方案。一开始,可以如图6a中那样使所有单元放气。其后,单元A可以开始充气到某一压力,图6b。单元A可以继续充气,而单元B可以在单元A达到阈值压力之后开始充气(图6c)。如图6d中所图示说明的,单元A可以继续加压到某一最终值。同时,随着单元B加压超过阈值,单元C然后可以开始充气。该序列可以继续进行(图6e-6g),其中单元在前一个单元充气到特定压力阈值时开始充气。要理解的是,所有单元的阈值可以基本上相同。可替换地,一个或更多个单元可以具有不同的阈值。在一个实施方案中,阈值可以由操作压缩治疗装置的治疗师事先确定(program)。在另一实施方案中,接收压缩治疗的用户或患者可以预先确定阈值。另外,尽管图6图示说明所有单元达到的最终压力实质上相同,但是可以理解的是,单元达到的最终压力可以形成如图4f中所图示说明的压力梯度。

[0070] 图7图示说明又另一治疗方案。在该方案中,可以利用偶数个单元。当方案开始时,

所有单元可以处于放气状态(图7a)。其后,一对单元(诸如单元A和D)可以同时充气(图7b),直到它们达到它们的最终压力为止。接着的单元B和E然后可以被充气,直到它们达到它们的最终压力为止。其后,最后的单元D和F可以被充气(图7d)。可以理解的是,单元B和E可以在单元A和D完成充气之前开始充气,并且类似地,单元C和F可以在单元B和E达到它们的最终压力之前开始它们的充气周期。在方案完成(图7d)之后,所有单元都可以同时放气,或者按所需的某一其他次序放气。

[0071] 在治疗方案的另一实施例中,图8图示说明可以被称为“挤奶”方案的内容。图8a-8e图示说明与图4b-4f中所图示说明的梯度充气方案类似的梯度充气方案。不是如图4g中那样使所有单元放气,该方案而是可以允许单元A、B和C保持它们的压力,同时仅单元D和E部分地放气到较低压力(图8f)。其后,按顺序,单元D(图8g)和E(图8h)可以再次充气到它们先前的压力(图8h)。该方案然后可以重复图8f-h中所图示说明的步骤。

[0072] 在治疗方案的又另一实施例中,单元可以按“波”运动进行充气(图9)。在一个简单的方案中,单元可以被部分地充气到某一压力(图9a)。尽管所有单元都被表示为具有大致相同的压力,但是可以理解的是,单元可以一开始被充气到如图8e中所图示说明的梯度。其后,可以一次使一个单元增大压力,根据图9b-9f中的顺序,单元A(远侧)至单元E(近侧)。尽管图9中所图示说明的方案图示说明一次单个单元充气,但是理解的是,更有效的治疗可以包括:使更近的单元充气,同时其相邻的更远的单元被充气,然后在该近侧单元被完全充气之后使远侧近邻放气。作为实施例,在单元A被完全充气(图9b)之后,单元B可以被充气。其后,在单元B已经被充气之后,单元A可以被放气回到其先前的压力,导致图9c中所图示说明的状态。

[0073] 可以理解的是,图4-9中图示说明的方案表示可能的充气/放气方案的几个实施例。其他方案可以包括更多的或更少的单元以及各种充气和放气序列。

[0074] 更复杂的治疗方案可以包括在充气或放气之前、期间和/或之后从单个的单元到控制器145的反馈。在一个非限制性实施例中,控制器145可以在单元已经停止充气或放气之后监控该单元的压力以确保保持单元压力、同时该单元处于保持状态(既不充气,也不放气)。因此,由于由相邻单元的充气引起的对组织的影响,与第一单元相关联的压力传感器155a测量的压力可能改变。控制器145可以通过启动其相关联的阀125a以将第一单元压力调整为期望值来对第一单元中的压力变化做出响应。

[0075] 在另一个方案中,控制器145可以随着时间保留或者访问与患者的病史相关联的日志。这样的历史数据可以被控制器145或保健专业人员用于修改方案以将患者的状态的变化考虑在内。作为一个非限制性实施例,如果长期患者状态——记录在患者日志中——随着时间指示改善,则控制器145可以改变患者的平常的治疗方案。可替换地,如果患者没有改善,则控制器145可以尝试改变平常的患者方案以改进其有效性。保健提供者也可以被呈现这样的长期状态信息,连同控制器145对于方案改变的推荐。保健提供者然后可以接受控制器145的推荐,或者可以采取另外的修改。

[0076] 在一个非限制性实施方案中,气动压缩装置可以是便携式的。在实施方案中,气动压缩装置可以包括使得用户能够与控制器145交互的用户界面。例如,该用户界面可以包括显示器以及一个或更多个输入装置(诸如小键盘、键盘、鼠标、轨迹球、光源和光传感器、触控屏界面等)。所述一个或更多个输入装置可以用于向控制器145提供信息,控制器145可以

使用该信息来确定如何控制填充阀120、排气阀130和/或单元阀125a-N。

[0077] 本公开不限于本申请中描述的特定实施方案,这些特定实施方案意图作为各方面的例示说明。如本领域的技术人员将明白的,可以在不脱离其精神和范围的情况下进行许多修改和变化。从前面的描述,除了本文中枚举的方法和设备之外,本公开的范围内的功能等同的方法和设备对于本领域的技术人员也将是显而易见的。这样的修改和变化意图落在所附权利要求书的范围内。本公开仅由所附权利要求书的术语,连同这样的权利要求书享有的等同形式的整个范围限制。要理解的是,本公开不限于特定的方法、试剂、化合物、合成物或生物系统,这些当然可以有所变化。还要理解的是,本文中使用的术语仅仅是出于描述特定实施方案的目的,而非意图为限制性的。

[0078] 关于本文中的基本上任何的复数和/或单数术语的使用,根据上下文和/或应用的适合情况,本领域的技术人员可以从复数转变为单数和/或从单数转变为复数。为了清晰起见,可以在本文中明确地阐述各种单数/复数置换。

[0079] 本领域的技术人员将理解的是,一般来讲,本文中、尤其是所附权利要求书(例如,所附权利要求书的实体)中使用的术语一般意图作为“开放性的”术语(例如,术语“包括”应被解释为“包括但不限于”,术语“具有”应被解释为“至少具有”,术语“包含”应被解释为“包含但不限于”等)。本领域的技术人员还将理解的是,如果意图有特定数量的引入的权利要求表述,则将在权利要求中明确地表述这样的意图,并且在不存在这样的表述的情况下,不存在这样的意图。例如,为帮助理解,以下所附权利要求书可以包含介绍性短语“至少一个”和“一个或更多个”的使用以引入权利要求表述。然而,使用这样的短语不应当被解释为暗示以不定冠词“(a)”或“一(an)”引入的权利要求表述使包含这样引入的权利要求表述的任何特定的权利要求限于只包含一个这样的表述的实施方案,即使当同一权利要求包括介绍性短语“一个或更多个”或“至少一个”以及诸如“(a)”或“(an)”的不定冠词(例如,“一”应被解释为意指“至少一个”或“一个或更多个”)时;同样适用于用于引入权利要求表述的定冠词的使用。另外,即使明确地表述了特定数量的引入的权利要求表述,本领域的技术人员也将认识到,这样的表述应被解释为意指至少所表述的数量(例如,“两个表述”的没有其他修饰语的无修饰表述通常意指至少两个表述或者两个或更多个表述)。此外,在使用类似于“A、B和C等中的至少一个”的惯例的情况下,一般来讲,这种构造的目的是本领域的技术人员将会理解该惯例的含义(例如,“具有A、B和C中的至少一个的系统”将包括但不限于仅具有A、仅具有B、仅具有C、同时具有A和B、同时具有A和C、同时具有B和C和/或同时具有A、B和C等的系统)。在使用类似于“A、B或C中的至少一个”的惯例的情况下,一般来讲,这种构造的目的是本领域的技术人员将会理解该惯例的含义(例如,“具有A、B或C中的至少一个的系统”将会包括但不限于仅具有A、仅具有B、仅具有C、同时具有A和B、同时具有A和C、同时具有B和C和/或同时具有A、B和C等的系统)。本领域的技术人员还将理解的是,呈现两个或更多个可替换术语的几乎任何转折性词语和/或短语,不管是在说明书、权利要求书还是在附图中,都应被理解为设想到包括术语之一、术语中的任一个或者两个术语的可能性。例如,短语“A或B”将被理解为包括“A”或“B”或“A和B”的可能性。

[0080] 本领域的技术人员还将理解,诸如“高达”、“至少”等的所有语言包括所记载的数量,并且指的是随后可以如以上所讨论的那样分解为子范围的范围。最后,如本领域的技术人员将理解的,范围包括每个单个的数字。因此,例如,具有1-3个单元的组指的是具有1个、

2个或3个单元的组。类似地,具有1-5个单元的组指的是具有1个、2个、3个、4个或5个单元的组,依此类推。

[0081] 各种上述特征和功能以及其他特征和功能或其可替换形式可以组合到许多其他不同的系统或应用中。本领域的技术人员以后可以做出其中的各种目前不可预见的或不可预料的可替换形式、修改、变化或改进,所述可替换形式、修改、变化或改进也均意图被所公开的实施方案包含。

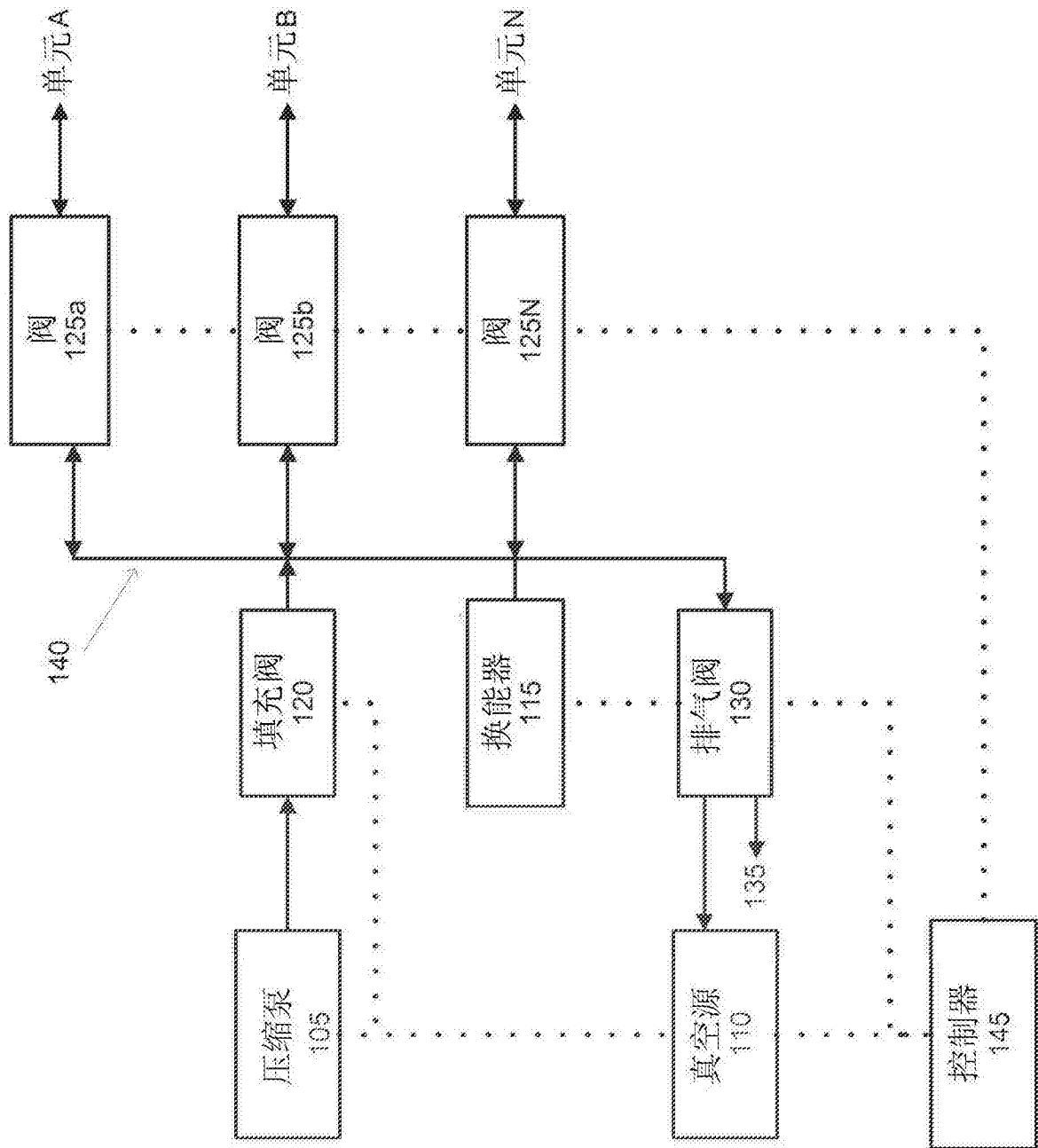


图1a

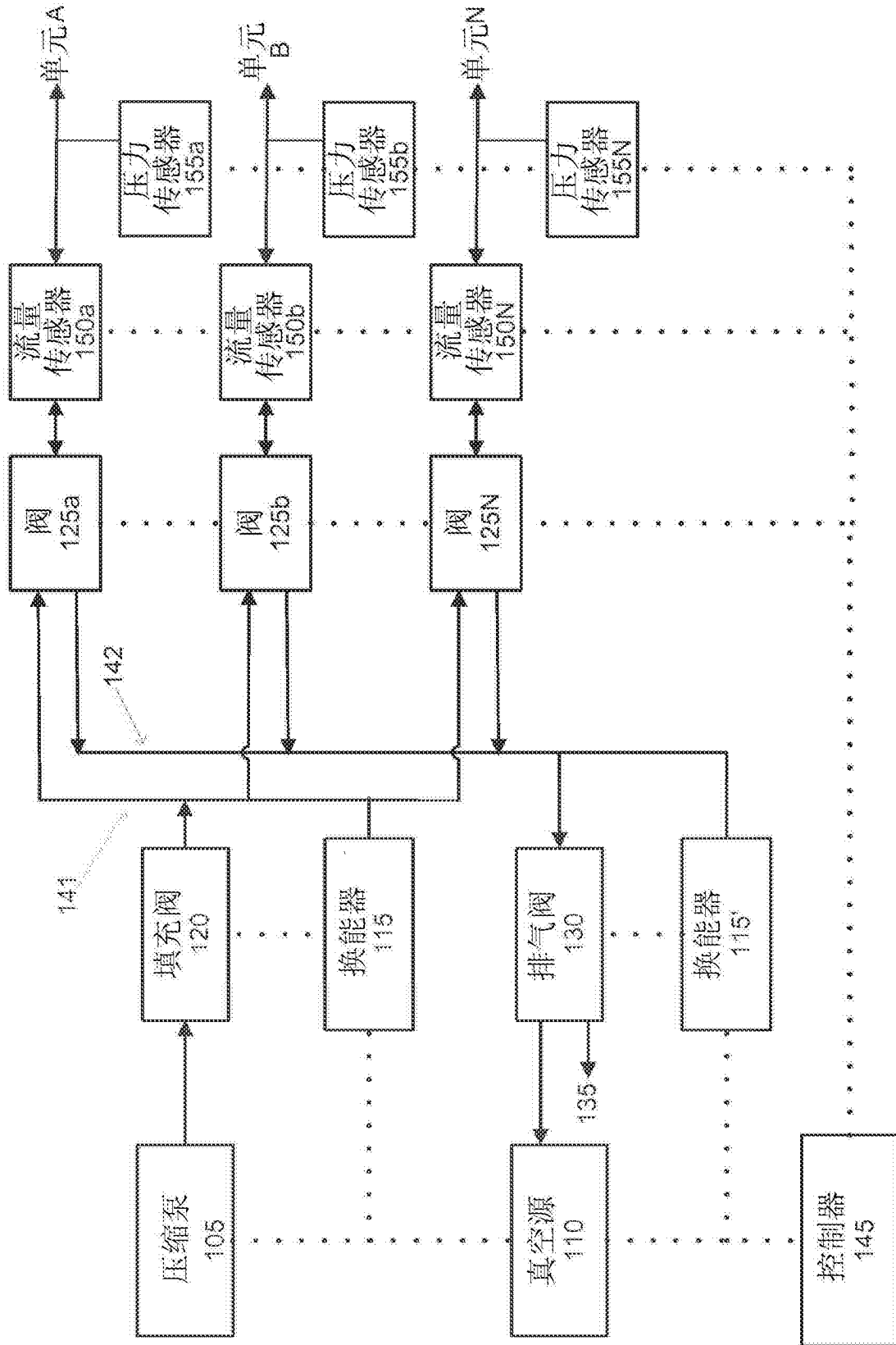


图1b

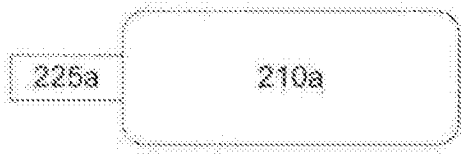


图 2a

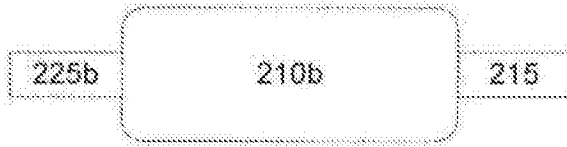


图 2b

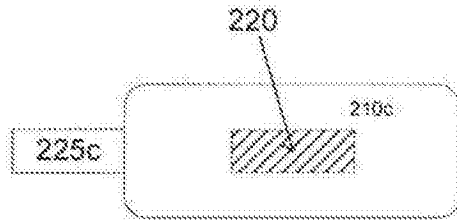


图 2c

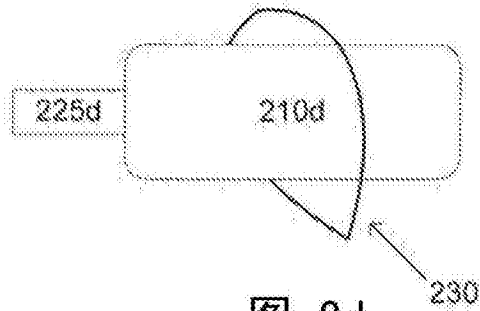


图 2d

图2

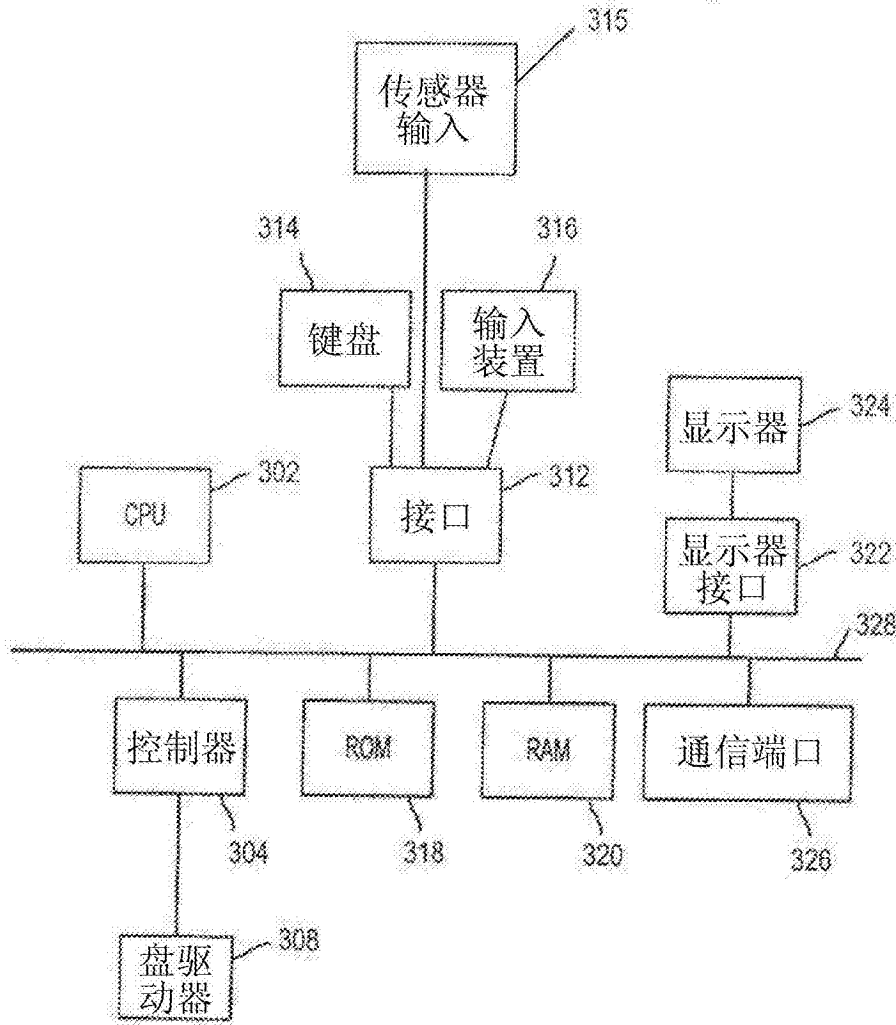


图3

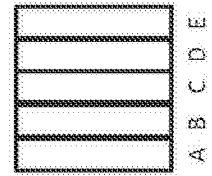


图 4a

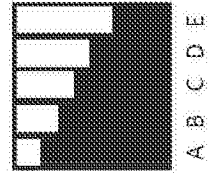


图 4b

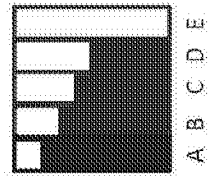


图 4c

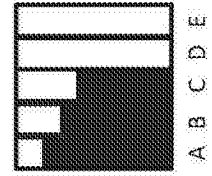


图 4d

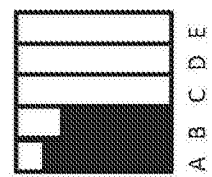


图 4e

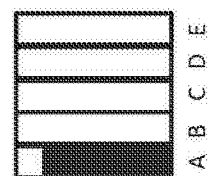


图 4f

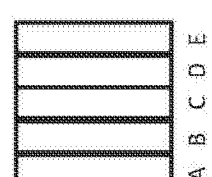


图 4g

图4

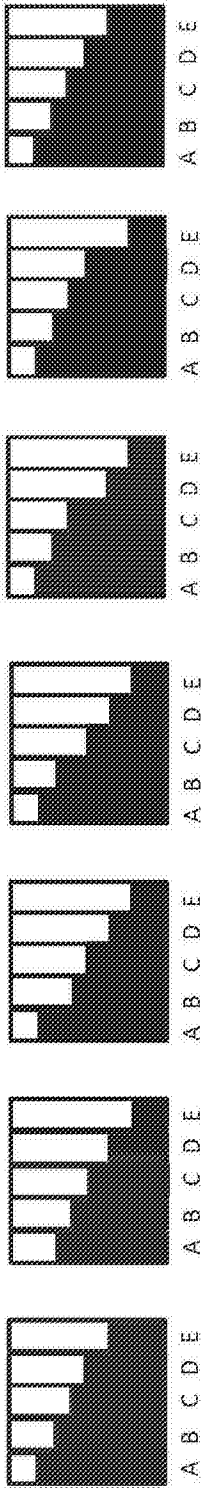


图5

图 5g

图 5f

图 5e

图 5d

图 5c

图 5b

图 5a

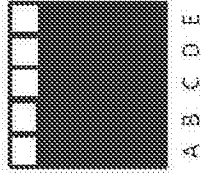


图 6h

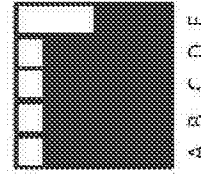


图 6g

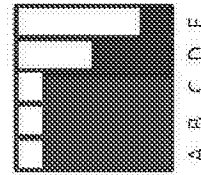


图 6f

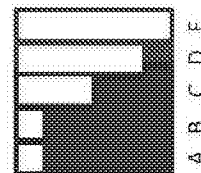


图 6e

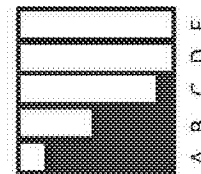


图 6d

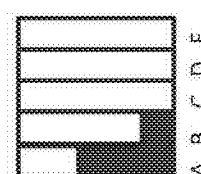


图 6c

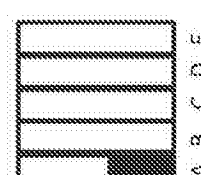


图 6b

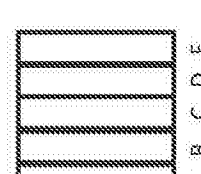


图 6a

图6

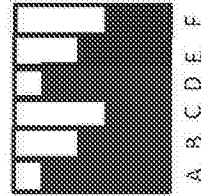


图 7d

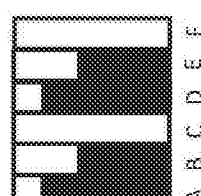


图 7c

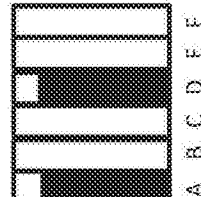


图 7b

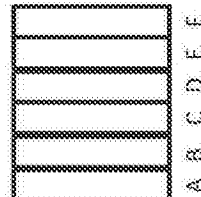


图 7a

图7

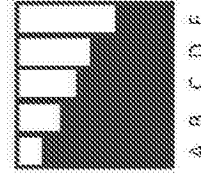


图 8h

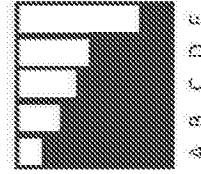


图 8g

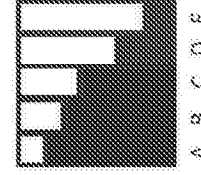


图 8f

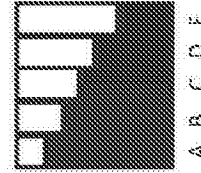


图 8e

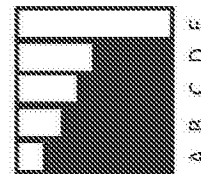


图 8d

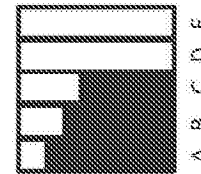


图 8c

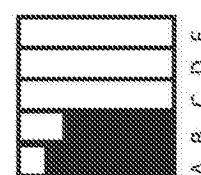


图 8b

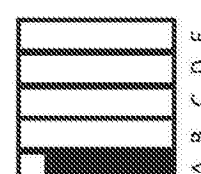


图 8a

图8

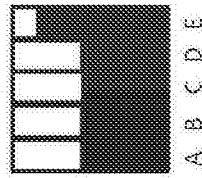


图 9a

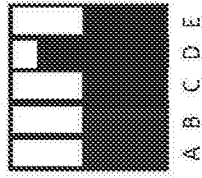


图 9b

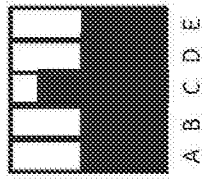


图 9c

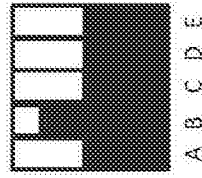


图 9d

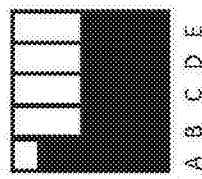


图 9e

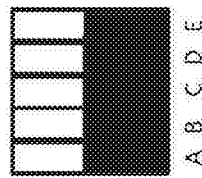


图 9f

图9