



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109464273 B

(45) 授权公告日 2022.03.22

(21) 申请号 201910031755.0  
 (22) 申请日 2019.01.14  
 (65) 同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 109464273 A  
 (43) 申请公布日 2019.03.15  
 (73) 专利权人 香港理工大学  
 地址 中国香港九龙红磡育才道11号  
 (72) 发明人 刘蓉 禄韶英 吴欣波 鲍延杰  
 (74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227  
 代理人 王宝筠  
 (51) Int.Cl.  
 A61H 9/00 (2006.01)

(56) 对比文件  
 CN 108433961 A, 2018.08.24  
 CN 108433961 A, 2018.08.24  
 CN 106137700 A, 2016.11.23  
 CN 1794964 A, 2006.06.28  
 CN 2267798 Y, 1997.11.19  
 CN 108904239 A, 2018.11.30  
 CN 1917842 A, 2007.02.21  
 US 2014276292 A1, 2014.09.18  
 JP 4891374 B2, 2012.03.07

审查员 吕永伟

权利要求书3页 说明书13页 附图12页

(54) 发明名称

一种主动式气动压力治疗装置及控制方法

(57) 摘要

本申请实施例公开了一种主动式气动压力治疗装置及控制方法,用于实现对该装置覆盖的人体体表的压力治疗,增加肌肉泵作用,促进血液循环和压力治疗依从性。本申请实施例装置包括:具有织物基的压力袜、气动系统、控制系统;所述压力袜包括外部针织层和内部针织层,以及一个或多个内置式/嵌入式/可拆卸式的气囊;所述气动系统与所述气囊气动连接;所述控制系统用于控制所述气动系统,通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气,以使所述压力袜提供可控的动态压力剂量。其中,所述压力袜提供可控的动态压力剂量,可以实现对该内层织物覆盖的人体体表的压力治疗,增加肌肉泵作用,促进血液循环和压力治疗依从性。



1. 一种主动式气动压力治疗装置,其特征在于,应用于压力袜,所述装置包括:

具有织物基的压力袜、气动系统、控制系统;

所述压力袜包括外部针织层和内部针织层,以及一个或多个放置于所述外部针织层和内部针织层之间的内置式/嵌入式/可拆卸式的气囊,所述内部针织层及所述外部针织层采用具有不同密度和针织结构制备,使得所述内部针织层和所述外部针织层具有差异性的弹性和硬挺度;所述外部针织层的弹性较低,所述内部针织层的弹性较高,所述气囊由较低弹性热塑性聚氨酯膜与较高弹性热塑性聚氨酯膜形成;所述外部针织层为采用激光切割花纹型聚氨酯膜与高弹性织物复合而形成的异构质压力气囊层;

所述气动系统与所述气囊气动连接;

所述控制系统用于控制所述气动系统,通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气,以使所述压力袜提供可控的动态压力剂量;

所述压力袜采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合,或采用其中一种或者多种技术联用制备,形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料;

所述装置还包括压力传感器,所述压力传感器用于检测所述气囊所产生的压力信号,并将所述压力信号反馈至所述控制系统;所述控制系统根据所述压力信号调节所述气动设备,用以控制所述气囊进行充气 and/或放气。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种;

所述外部针织层和所述内部针织层与所述气囊的组合方式为一体成型、嵌套、层压、缝制、粘合和/或焊接;

所述气囊包括一体成型的多层机构和/或一体成型的多腔结构;

所述压力袜用于通过粘合层压、焊接或编织的方式形成单个或多个形态可控的气囊;

所述气囊可独立或集成放入所述外部针织层和所述内部针织层之间形成针织腔体。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述内部针织层和所述外部针织层可以采用不同的三维针织结构形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织压力袜基层,放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织;

所述外部针织层及所述气囊外层的硬度大于所述内部针织层及所述气囊内层,以助所述气囊形成“方向性给压”;

所述气囊可通过激光切割不同几何形状,以符合人体不同曲率及调控气囊的力学性能及压力递送剂量;

所述气囊可对所述压力袜包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或用户定制的其他多模式可选的、具有不同大小和分布的压力剂量递送;

所述气囊附于所述压力袜包裹的腿部局部,或者环状围绕所述压力袜包裹的腿部四周;

所述压力袜可与绷带、支撑条、环扣、拉链集成,形成可定制化、多功能、复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式和症状的预防和治疗。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述气囊用于覆盖所述压力袜10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力;

所述外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成所述

气囊；

所述气动设备包括气阀，所述控制系统通过所述气动连接控制所述气阀，用以控制所述气囊进行充气 and/或放气。

5. 根据权利要求1至4任一项所述的装置，其特征在于，所述控制系统包括通信模块，用于通过所述通信模块与终端建立通信连接；

所述控制系统通过所述通信连接接收所述终端发送的设置信息，并在根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据之后，通过所述通信连接向所述终端反馈所述运行数据。

6. 一种如权利要求5所述的主动式气动压力治疗装置的控制方法，应用于终端，其特征在于，所述方法包括：

建立与所述通信模块的通信连接；

获取设置信息；

通过所述通信连接向所述控制系统发送所述设置信息，以使得所述控制系统根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据；

接收所述控制系统通过所述通信连接反馈的运行数据。

7. 一种主动式气动压力治疗装置，其特征在于，应用于治疗服装，所述装置包括：

具有织物基的治疗服装、气动系统、控制系统；

所述治疗服装包括异构质针织压力服装，所述异构质针织压力服装包括外部针织层和内部针织层，以及一个或多个内置式/嵌入式/拆卸式可充放气的气囊，所述治疗服装包括袜子、鞋、背心、护颈、护腿、袖套、裤子、夹克中的一个或多个；

所述气动系统与所述气囊气动连接；

所述控制系统用于控制所述气动系统，通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气，以使所述压力服装提供可控的压力剂量；

所述治疗服装采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合，或采用其中一种或者多种技术联用制备，形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料；

所述气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种；其中所述内部针织层及所述外部针织层采用具有不同密度和针织结构制备，使得所述内部针织层和所述外部针织层具有差异性的弹性和硬挺度；所述外部针织层的弹性较低，所述内部针织层的弹性较高，所述气囊由较低弹性热塑性聚氨酯膜与所述较高弹性热塑性聚氨酯膜形成；所述外部针织层为采用激光切割花纹型聚氨酯膜与高弹性织物复合而形成的异构质压力气囊层；所述气动系统与所述气囊气动连接；

所述外部针织层和所述内部针织层与所述气囊的组合方式为一体成型、嵌套、层压、缝制、粘合和/或焊接；

所述气囊包括一体成型的多层机构和/或一体成型的多腔结构；

所述治疗服装用于通过粘合层压、焊接或编织的方式形成单个或多个形态可控的气囊；

所述气囊可独立或集成放入所述外部针织层和所述内部针织层之间形成针织腔体；

所述内部针织层和所述外部针织层可以采用不同的三维针织结构形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织治疗服装基层，放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织；

所述外部针织层及所述气囊外层的硬度大于所述内部针织层及所述气囊内层,以助所述气囊形成“方向性给压”;

所述气囊可通过激光切割不同几何形状,以符合人体不同曲率及调控气囊的力学性能及压力递送剂量;

所述气囊可对所述治疗服装包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或用户定制的其他多模式可选的、具有不同大小和分布的压力剂量递送;

所述气囊附于所述治疗服装包裹的腿部局部,或者环状围绕所述治疗服装包裹的腿部四周;

所述治疗服装可与绷带、支撑条、环扣、拉链件集成,形成可定制化、多功能、复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式和症状的预防和治疗;

所述气囊用于覆盖所述治疗服装10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力;

所述外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成所述气囊;

所述气动设备包括气阀,所述控制系统通过所述气动连接控制所述气阀,用以控制所述气囊进行充气 and/或放气;

所述装置还包括压力传感器,所述压力传感器用于检测所述气囊所产生的压力信号,并将所述压力信号反馈至所述控制系统;

所述控制系统根据所述压力信号调节所述气动设备,用以控制所述气囊进行充气 and/或放气;

所述控制系统包括通信模块,用于通过所述通信模块与终端建立通信连接;

所述控制系统通过所述通信连接接收所述终端发送的设置信息,并在根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据之后,通过所述通信连接向所述终端反馈所述运行数据。

8. 一种如权利要求7所述的主动式气动压力治疗装置的控制方法,应用于终端,其特征在于,所述方法包括:

建立与所述通信模块的通信连接;

获取设置信息;

通过所述通信连接向所述控制系统发送所述设置信息,以使得所述控制系统根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据;

接收所述控制系统通过所述通信连接反馈的运行数据。

## 一种主动式气动压力治疗装置及控制方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及医疗设备领域,尤其涉及一种主动式气动压力治疗装置及控制方法。

### 背景技术

[0002] 压力治疗又称加压疗法,是指通过对人体体表施加适当压力,以预防及抑制皮肤瘢痕增生、防止肢体肿胀、促进截肢残端塑形、防治下肢静脉曲张以及预防深静脉血栓等的治疗方法。

[0003] 现有技术中,对于下肢的压力治疗,促进血液回流,不仅可以预防长期卧床者下肢深静脉血栓的形成,还可以有效预防和治疗对于从事久坐或久站工作人员的下肢静脉曲张。另外,下肢的压力治疗可以使组织液体引流回静脉和淋巴系统,因此治疗静脉溃疡,消除或控制水肿。

[0004] 目前常用于压力治疗的方式主要有弹性压力袜、短拉伸或长拉伸压力绷带,均为被动式给压,局部压力持续过高易产生局部缺血或组织坏死,影响下肢健康。间歇式气动压力泵能够提供给穿用者动态压力治疗,但体积大、沉重、携带不便、操作复杂,且只能静态体位使用,限制了它的应用频率和依从性。

### 发明内容

[0005] 本申请实施例提供了一种主动式气动压力治疗装置及其控制方法,用于实现对该装置覆盖的人体体表的压力治疗,增加肌肉泵作用,促进血液循环和压力治疗依从性。

[0006] 本申请实施例第一方面提供了一种主动式气动压力治疗装置,其特征在于,应用于压力袜,所述装置包括:

[0007] 具有织物基的压力袜、气动系统、控制系统;

[0008] 所述压力袜包括外部针织层和内部针织层,以及一个或多个内置式/嵌入式/可拆卸式的气囊;

[0009] 所述气动系统与所述气囊气动连接;

[0010] 所述控制系统用于控制所述气动系统,通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气,以使所述压力袜提供可控的动态压力剂量。

[0011] 可选地,所述压力袜采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合,或采用其中一种或者多种技术联用制备,形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料。

[0012] 可选地,所述气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种;

[0013] 所述外部针织层和所述内部针织层与所述气囊的组合方式为一体成型、嵌套、层压、缝制、粘合和/或焊接;

[0014] 所述气囊包括一体成型的多层机构和/或一体成型的多腔结构;

[0015] 所述压力袜用于通过粘合层压、焊接或编织的方式形成单个或多个形态可控的气

囊；

[0016] 所述气囊可独立或集成放入所述外部针织层和所述内部针织层之间形成针织腔体。

[0017] 可选地,所述内外针织织物层可以采用不同的三维针织结构(衬垫、集圈、提花等)形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织压力袜基层,放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织；

[0018] 优选地,外部针织层及所附气袋外层的硬度大于内部针织层及所附气袋内层,以助气囊形成“方向性给压”,避免外部针织层过于向外鼓起,消耗气动能量,而推进皮肤表层压力向深层静脉系统传递,促进血循环；

[0019] 所述气囊可通过激光切割不同几何形状,以符合人体不同曲率及调控气囊的力学性能及压力递送剂量；

[0020] 所述气囊可对所述压力袜包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或用户定制的其他多模式可选的、具有不同大小和分布的压力剂量递送；

[0021] 所述气囊附于所述压力袜包裹的腿部局部,或者环状围绕所述压力袜包裹的腿部四周；

[0022] 所述压力袜可与绷带、支撑条,环扣、拉链、或其他配件集成,形成可定制化、多功能、复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式(套穿式、包裹式等)和症状的预防和治疗。

[0023] 可选地,所述气囊用于覆盖所述压力袜10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力；

[0024] 所述外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成所述气囊；

[0025] 所述气动设备包括气阀,所述控制系统通过所述气动连接控制所述气阀,用以控制所述气囊进行充气 and/或放气；

[0026] 所述装置还包括压力传感器,所述压力传感器用于检测所述气囊所产生的压力信号,并将所述压力信号反馈至所述控制系统；

[0027] 所述控制系统根据所述压力信号调节所述气动设备,用以控制所述气囊进行充气 and/或放气。

[0028] 可选地,所述控制系统包括通信模块,用于通过所述通信模块与终端建立通信连接；

[0029] 所述控制系统通过所述通信连接接收所述终端发送的设置信息,并在根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据之后,通过所述通信连接向所述终端反馈所述运行数据。

[0030] 本申请实施例第二方面提供了一种如前述实施例所述的主动式气动压力治疗装置的控制方法,应用于终端,所述方法包括：

[0031] 建立与所述通信模块的通信连接；

[0032] 获取设置信息；

[0033] 通过所述通信连接向所述控制系统发送所述设置信息,以使得所述控制系统根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据；

- [0034] 接收所述控制系统通过所述通信连接反馈的运行数据。
- [0035] 本申请实施例第三方面提供了一种主动式气动压力治疗装置,应用于治疗服装,所述装置包括:
- [0036] 具有织物基的治疗服装、气动系统、控制系统;
- [0037] 所述治疗服装包括异构质针织压力服装,以及一个或多个内置式/嵌入式/拆卸式可充放气的气囊,所述治疗服装包括袜子、鞋、背心、护颈、护腿、袖套、裤子、夹克中的一个或多个;
- [0038] 所述气动系统与所述气囊气动连接;
- [0039] 所述控制系统用于控制所述气动系统,通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气,以使所述压力服装提供可控的压力剂量。
- [0040] 可选地,所述治疗服装采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合,或采用其中一种或者多种技术联用制备,形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料;
- [0041] 所述气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种;
- [0042] 所述外部针织层和所述内部针织层与所述气囊的组合方式为一体成型、嵌套、层压、缝制、粘合和/或焊接;
- [0043] 所述气囊包括一体成型的多层机构和/或一体成型的多腔结构;
- [0044] 所述治疗服装用于通过粘合层压、焊接或编织的方式形成单个或多个形态可控的气囊;
- [0045] 所述气囊可独立或集成放入所述外部针织层和所述内部针织层之间形成针织腔体;
- [0046] 所述内外针织织物层可以采用不同的三维针织结构(衬垫、集圈、提花等)形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织治疗服装基层,放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织;
- [0047] 优选地,外部针织层及所附气袋外层的硬度大于内部针织层及所附气袋内层,以助气囊形成“方向性给压”,避免外部针织层过于向外鼓起,消耗气动能量,而推进皮肤表层压力向深层静脉系统传递,促进血循环;
- [0048] 所述气囊可通过激光切割不同几何形状,以符合人体不同曲率及调控气囊的力学性能及压力递送剂量;
- [0049] 所述气囊可对所述治疗服装包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或用户定制的其他多模式可选的、具有不同大小和分布的压力剂量递送;
- [0050] 所述气囊附于所述治疗服装包裹的腿部,或者环状围绕所述治疗服装包裹的腿部四周;
- [0051] 所述治疗服装可与绷带、支撑条,环扣、拉链、或其他配件集成,形成可定制化、多功能、复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式(套穿式、包裹式等)和症状的预防和治疗;
- [0052] 所述气囊用于覆盖所述治疗服装10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力;

[0053] 所述外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成所述气囊；

[0054] 所述气动设备包括气阀，所述控制系统通过所述气动连接控制所述气阀，用以控制所述气囊进行充气 and/或放气；

[0055] 所述装置还包括压力传感器，所述压力传感器用于检测所述气囊所产生的压力信号，并将所述压力信号反馈至所述控制系统；

[0056] 所述控制系统根据所述压力信号调节所述气动设备，用以控制所述气囊进行充气 and/或放气；

[0057] 所述控制系统包括通信模块，用于通过所述通信模块与终端建立通信连接；

[0058] 所述控制系统通过所述通信连接接收所述终端发送的设置信息，并在根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据之后，通过所述通信连接向所述终端反馈所述运行数据。

[0059] 本申请第四方面提供了一种如前述实施例所述的主动式气动压力治疗装置的控制方法，应用于终端，所述方法包括：

[0060] 建立与所述通信模块的通信连接；

[0061] 获取设置信息；

[0062] 通过所述通信连接向所述控制系统发送所述设置信息，以使得所述控制系统根据所述设置信息运行所述装置得到运行数据；

[0063] 接收所述控制系统通过所述通信连接反馈的运行数据。

[0064] 从以上技术方案可以看出，本申请实施例具有以下优点：本实施例中，应用于压力袜，所述装置包括：具有织物基的压力袜、气动系统、控制系统；所述压力袜包括外部针织层和内部针织层，以及一个或多个嵌入式/可拆卸式的气囊；所述气动系统与所述气囊气动连接；所述控制系统用于控制所述气动系统，通过所述气动连接对所述气囊进行充气 and/或放气，以使所述压力袜提供可控的动态压力剂量。其中，控制系统可以控制气动系统对气囊进行充气 and/或放气，用以使所述压力袜提供可控的动态压力剂量，可以实现对该内层织物覆盖的人体体表的压力治疗，增加肌肉泵作用，促进血液循环和压力治疗依从性。

## 附图说明

[0065] 图1为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的一个示意图；

[0066] 图2为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0067] 图3为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0068] 图4为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0069] 图5-1为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例工作模式的另一个示意图；

[0070] 图5-2为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例工作模式的另一个示意图；

[0071] 图5-3为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例工作模式的另一个示意图；

[0072] 图5-4为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例工作模式的另一个

示意图；

[0073] 图5-5为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例工作模式的另一个示意图；

[0074] 图5-6为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的气囊与腿部配置横断示意图；

[0075] 图6为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0076] 图7为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0077] 图8为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0078] 图9为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0079] 图10为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0080] 图11为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0081] 图12为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图

[0082] 图13为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0083] 图14为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0084] 图15为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图；

[0085] 图16为本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置实施例的另一个示意图。

### 具体实施方式

[0086] 本申请实施例提供了一种主动式气动压力治疗装置及其控制方法，用于实现对该装置覆盖的人体体表的压力治疗，增加肌肉泵作用，促进血液循环和压力治疗依从性。

[0087] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案，下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请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申请一部分的实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，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，都应当属于本申请保护的范围。

[0088] 本申请的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”、“第三”、“第四”等是用于区别类似的对象，而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换，以便这里描述的实施例能够以除了在这里图示或描述的内容以外的顺序实施。此外，术语“包括”和“具有”以及他们的任何变形，意图在于覆盖不排他的包含，例如，包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元，而是可包括没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0089] 为了便于理解，下面对本申请实施例中的具体装置进行描述，请参阅图1，本申请实施例中一种主动式气动压力治疗装置的一个实施例中，应用于压力袜，该装置具体可以包括：

[0090] 具有织物基的压力袜101、气动系统102、控制系统103；

[0091] 该压力袜101包括外部针织层和内部针织层，以及一个或多个内置式/嵌入式/可拆卸式的气囊；

[0092] 该气动系统102与该气囊气动连接；

[0093] 该控制系统103用于控制该气动系统,通过该气动连接对该气囊进行充气 and/或放气,以使该压力袜101提供可控的动态压力剂量。

[0094] 本实施例中,应用于压力袜,该装置包括:具有织物基的压力袜101、气动系统102、控制系统103;该压力袜101包括外部针织层和内部针织层,以及一个或多个嵌入式/可拆卸式的气囊;该气动系统102与该气囊气动连接;该控制系统103用于控制该气动系统,通过该气动连接对该气囊进行充气 and/或放气,以使该压力袜101提供可控的动态压力剂量。其中,控制系统可以控制气动系统对气囊进行充气 and/或放气,用以使该压力袜提供可控的动态压力剂量,可以实现对该内层织物覆盖的人体体表的压力治疗,增加肌肉泵作用,促进血液循环和压力治疗依从性。

[0095] 作为一个优选的实现方式,该压力袜采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合,或采用其中一种或者多种技术联用制备,形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料。

[0096] 本实施例中,内层织物(与皮肤接触层,即较高弹性织物层(长拉伸层))及外层织物(远离皮肤层,即较低弹性织物层(短拉伸层))采用具有不同密度和针织结构制备,形成在内层和外层具有差异性的弹性和硬挺度,以实现气囊充气产生的由外向内的“定向气动压力”,以将气压更有效的定向传递到腿部软组织处,而外层织物不产生或产生少量有限拉伸变形。

[0097] 此外,针织层可根据实际穿用或治疗需要,形成相对腿部的半包围或全包围结构,实现局部给压或环向向心给压的模式。在半包围结构中,外层织物层将在围绕腿部的不同方向采用异构质针织层,避免局部高压。例如,腿前部胫骨处,高曲率,仅有少量肌肉,局部大压力将引起不适,或局部缺血和组织损伤,而腿后部以肌肉为主,轮廓浑圆(小曲率),且深静脉包裹在肌肉群中,较大挤压力有助促进肌肉泵功能和静脉回流。根据拉普拉斯原理,对于半包围局部给压模式,异构质针织层设计为增强腿后肌肉处的硬度而相对减低腿前部的硬度,改善压力织物穿用的舒适和安全。局部给压,也可以沿着大隐静脉或小隐静脉的分布路径给予特定压力剂量和给压模式。总之,外层织物将根据人体腿部解剖结构,软组织弹性和给压需求,对织物在不同腿部位置的编织结构进行特定设计以产生符合生物力学要求和人体工效学要求的弹性和硬挺度性能。

[0098] 作为一个优选的实现方式,请参阅图2,该内层织物包括较高弹性织物和较高弹性热塑性聚氨酯膜,即图示中的第一层和第二层,该外层织物包括较低弹性热塑性聚氨酯膜和较低弹性织物,即图示中的第三层和第四层,该较高弹性热塑性聚氨酯膜与该较低弹性热塑性聚氨酯膜形成该气囊。

[0099] 作为一个优选的实现方式,该气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种;该外部针织层和该内部针织层与该气囊的组合方式为层压、缝制、粘合 and/或焊接;该压力袜用于通过立体多层和多腔粘合或编织的方式形成形态可控的气囊;该气囊可独立或集成放入该外部针织层和该内部针织层形成的针织腔体。

[0100] 该内外针织织物层可以采用不同的三维针织结构(衬垫、集圈、提花等)形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织压力袜基层,放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织;

[0101] 该气囊可通过激光切割不同几何形状,以调控气囊的力学性能及压力递送剂量;

[0102] 该气囊可对该压力袜包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或其他多模式可选的压力剂量递送、大小和分布;

[0103] 该压力袜可与集成绷带、支撑条,环扣、拉链、或其他配件集成,形成可定制化、多功能复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式(套穿式、包裹式等)和症状的预防和治疗。

[0104] 作为一个优选的实现方式,该内层织物和该外层织物通过热压/高周波的方式结合。

[0105] 本实施例中,针织第四层可以将通过特殊设计的细弹性纱线的特殊针织工艺,形成高刚度压力层,提供推动力,以挤压作用于人体从浅层到更深层组织(如图3所示)。在其内侧,将较低弹性热塑性聚氨酯膜(TPU)层设计为第三层,以形成层压气密壁。上述两层将作为气囊的外层,保持一致的弹性,以满足压力剂量控制的空气动力的变化。

[0106] 本实施例中,为了在外层下形成嵌入式纺织品充气室但保持触感舒适,可以使用3D针织技术设计的3D编制织物作为第一层的功能性双面针织层,3D编制织物的优点还在于允许在充气室下方“透气”,改善湿气排散。在第一层的外侧,将另一个具有高弹性的TPU膜设计为第二层,其通过热压,高周波或其他技术层压到第三层的平坦表面。层压的第一和第二层将被构造为腔室的内层,其粘合到外层以形成基于织物的空气密封室。

[0107] 本实施例中,还可以将预制的压力气囊插入双层针织物服装中:双层服装基底将被设计成覆盖特定区域并且内层舒适和光滑。服装织物的外层是高刚度压力层(图2中的第四层),并且内部3D基底层(图2中的第一层)是软层。当预制的压力气囊插入上述针织服装时,外层和内层之间的刚度差也可以提供推动力以挤压作用于人体较深组织的。其中,预制的充气室可以是任何合适的材料,例如,聚氨酯,或任何组合。

[0108] 此外,下面以三个例子对本实施例中的压力袜进行说明:

[0109] 一、压力袜101中的内层织物和外层织物包括四层,从内到外包括第一层较低弹性柔软舒适的织物例如网格布,第二层较高弹性的热塑性聚氨酯膜,第三层较低弹性的热塑性聚氨酯膜以及第四层均一较硬的透气织物。TPU热塑性聚氨酯薄膜2,3两层以热压,高周波或其他先进制备工艺方式制备气囊,再热压或缝合到第一和第四层针织物之间形成异构质气囊。本实施例中较低弹性柔软舒适的织物组成为尼龙含量75-85%,莱卡或spandex含量15-25%。织物可针织成不同设计包括厚度,网格形状和柔软性等的网格布满足要求。本实施案例中,较低弹性的针织服装直接作为压力气囊的外层织物的第四层。该主动式压力服装结构的优点是制造简单,压力气囊可与任何服装基体复合,有效施加一定压力于人体体表。

[0110] 二、除采用激光切割花纹型聚氨酯膜lamination高弹性织物作为异构质压力气囊第四层外,其他过程与第一个例子中相同的方法制备异构质压力气囊。该方法制备的主动式压力服装兼顾轻便和美观时尚的优点,又可以根据需要在人体不同部位施加不同强度的压力,可低成本,简便制备成可最大化实现人体表面有效压力分布的主动式气动压力服装器件。本实施例中的激光切割花纹型聚氨酯膜复合高弹性织物外层选用的高弹性织物为尼龙含量75-85%,莱卡或其他spandex含量15-25%。采用针织方法制备。聚氨酯膜厚度0.2-0.3mm,激光切割花纹单元可六边形,也可扩展为任意形状。花纹形状和单元尺寸可根

据施压需要调节。要实现高施压效果则选用覆盖TPU膜较大范围的形状和尺寸。其中,实施方案中花纹型TPU膜的热压条件为:温度:140-150摄氏度,时间:20-50s,压力:6Pa。

[0111] 三、除采用绷带式较大模量织物套件来代替激光切割花纹型聚氨酯膜lamination弹性织物作为异构质压力气囊第四层用于增强压力气囊外层施压效果外,其他过程与第二个例子相同。该方法制备的主动式压力服装具备可随时拆卸功能,行走时穿着舒适,柔软。需要施压时可快速组装,达到施压效果。绷带式较大模量织物套件可设计为图4所示。织物制备方式与第一个例子相同,但不限于此种方式。

[0112] 作为一个优选方案,该气囊用于覆盖该压力袜10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力;

[0113] 该外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成该气囊;

[0114] 该气动设备包括气阀,该控制系统通过该气动连接控制该气阀,用以控制该气囊进行充气 and/或放气;

[0115] 本实施例中,由上述实施例所制备的气囊构造设计的压力袜可实现单个气囊或多个气囊的多模式充放气过程。通常,通过这些气囊可获得的压力范围为0至250毫米汞柱,可以应用于各种条件下工作以改善各种腿部不适症状如图5所示。建议的治疗范围取决于诊断结果和患者基本情况,但通常为20至50毫米汞柱。可用的定时周期在几秒到几分钟的范围内变化,每个疗程的总治疗时间从10分钟到3小时不等,具体在方案的实施过程中可以取决于患者的诊断和状况。

[0116] 本实施例中,具体在该装置的压力袜中,内层织物和外层织物形成的气囊可以作为一个或多个,控制系统通过气动连接阀的开启与关闭的方式用来控制对气囊进行充气 and/或放气的过程。

[0117] 下面以该气囊的数量为4个进行举例说明,其中图5-1是从下到上四种气囊压力对应的四种图形表示,图5-2、图5-3、图5-4、图5-5对应四种工作模式的步骤示意图,图6是气动系统的连接示意图,可以理解的是,在方案的具体实现过程中可以参照如下四个工作模式进行简单的组合、增加与删减的变化。

[0118] 图5-2对应的工作模式1:

[0119] (1) 气泵开始工作,气阀1、6、7、8打开,其余气阀关闭,气囊1充气,当气囊1充气到预设值P1时,气阀1关闭,气泵停止工作,保持时间T1后,气阀5打开,气囊1放气;

[0120] (2) 气泵开始工作,气阀6关闭,气阀2打开,气囊2充气,当气囊2充气到预设值P2时,气阀2关闭,气泵停止工作保持时间T2后,气阀6打开,气囊2放气;

[0121] (3) 气泵开始工作,气阀7关闭,气阀3打开,气囊3充气,当气囊3充气到预设值P3时,气阀3关闭,气泵停止工作保持时间T3后,气阀7打开,气囊3放气;

[0122] (4) 气泵开始工作,气阀8关闭,气阀4打开,气囊4充气,当气囊4充气到预设值P4时,气阀4关闭,气泵停止工作保持时间T4后,气阀8打开,气囊4放气,保持时间T5;

[0123] (5) 重复上述第一步(1)到第四步(4)

[0124] 图5-3对应的工作模式2:

[0125] (1) 气泵开始工作,气阀1打开,其余气阀都处于关闭状态,气囊1充气,当气囊1充气到预设值P1,气阀1关闭,气泵停止工作,并保持气压时间T1;

[0126] (2) 气泵开始工作,气阀2打开,其余气阀都处于关闭状态,气囊2充气,当气囊2充气到预设值P2时,气阀2关闭,气泵停止工作,并保持时间T2;

[0127] (3) 气泵开始工作,气阀3打开,其余气阀都处于关闭状态,气囊3充气,当气囊3充气到预设值P3时,气阀3关闭,气泵停止工作,并保持时间T3;

[0128] (4) 气泵开始工作,气阀4打开,其余气阀都处于关闭状态,气囊4充气,当气囊4充气到预设值P4时,气阀4关闭,气泵停止工作,并保持时间T4;

[0129] (5) 气泵停止工作,气阀1-4关闭,气阀5-8打开,气囊1-4放气,保持时间T5;

[0130] 重复上述第一步(1)到第五步(5)

[0131] 图5-4对应的工作模式3:

[0132] (1) 气泵开始工作,气阀1打开,其余气阀关闭,气囊1充气,当气囊1充气到预设值P1时,气阀1关闭,气泵停止工作保持时间T1;

[0133] (2) 气泵开始工作,气阀2打开,其余气阀关闭,气囊2充气,当气囊2充气到预设值P2时,气阀2关闭,气泵停止工作保持时间T2后,气阀5打开,气囊1放气;

[0134] (3) 气泵开始工作,气阀3、5打开,其余气阀关闭,气囊3充气,气囊1继续放气,当气囊3充气到预设值P3时,气阀3关闭,气泵停止工作保持时间T3后,气阀6打开,气囊2放气;

[0135] (4) 气泵开始工作,气阀4、5、6打开,其余气阀关闭,气囊4充气,气囊1、2继续放气,当气囊4充气到预设值P4时,气阀4关闭,气泵停止工作保持时间T4后,气阀7、8打开,气囊3、4放气,保持时间T5;

[0136] (5) 重复上述第一步(1)到第四步(4)

[0137] 图5-5对应的工作模式4:

[0138] (1) 气泵开始工作,气阀4、5、6、7打开,其余气阀关闭,气囊4充气,当气囊4充气到预设值P1时,气阀4关闭,气泵停止工作保持时间T1后,气阀8打开,气囊4放气;

[0139] (2) 气泵开始工作,气阀7关闭,气阀3打开,气囊3充气,当气囊3充气到预设值P2时,气阀3关闭,气泵停止工作保持时间T2后,气阀7打开,气囊3放气;

[0140] (3) 气泵开始工作,气阀6关闭,气阀2打开,气囊2充气,当气囊2充气到预设值P3时,气阀2关闭,气泵停止工作保持时间T3后,气阀6打开,气囊2放气;

[0141] (4) 气泵开始工作,气阀5关闭,气阀1打开,气囊1充气,当气囊1充气到预设值P4时,气阀1关闭,气泵停止工作保持时间T4后,气阀5打开,气囊1放气,保持时间T5;

[0142] (5) 重复上述第一步(1)到第四步(4)。

[0143] 请参阅图5-6,压力袜的外部针织层及所附气袋外层的硬度大于压力袜的内部针织层及所附气袋内层,以助气囊形成“方向性给压”,避免外部针织层过于向外鼓起,消耗气动能量,而推进皮肤表层压力向深层静脉系统传递,促进血循环。

[0144] 作为一个优选方案,该装置还包括压力传感器,该压力传感器用于检测该气囊所产生的压力信号,并将该压力信号反馈至该控制系统103;该控制系统103根据该压力信号调节该气动设备,用以控制该气囊进行充气和/或放气。

[0145] 本实施例中,具体来说,控制系统可以根据压力传感器的压力信号对气囊进行控制,例如若通过控制系统预设需要34-36毫米汞柱的压力范围,检测到压力信号低于34毫米汞柱时则控制气囊充气以增加压力,检测到压力信号高于36毫米汞柱时则控制气囊放气以减小压力,使得气囊在工作过程中满足运行条件,实现精准的压力治疗过程。

[0146] 作为一个优选方案,该控制系统103包括通信模块,用于通过该通信模块与终端(可以是手机、电脑、服务器、智能穿戴设备或者是其它的终端)建立通信连接;该控制系统103通过该通信连接接收该终端发送的设置信息,并在根据该设置信息运行该装置得到运行数据之后,通过该通信连接向该终端反馈该运行数据。

[0147] 本实施例中,具体在控制系统103中可以包括通信模块,用于通过该通信模块与终端建立通信连接,该连接方式可以是有线连接也可以是无连接,具体来说也可以是蓝牙、红外、wifi或者是其它的连接方式,具体此处不做限定。

[0148] 其中,控制系统通过该通信连接接收终端发送的设置信息,用以通过该设置信息对装置进行设置并控制装置运行,在运行过程中,控制系统可以采集运行数据,在采集之后通过该通信连接向终端反馈,以使得终端可以显示运行数据。具体来说运行数据可以是实时的数据,也可以是装置运行完之后的统计数据,例如可以包括气囊的压力值、装置的运行时长、装置的运行周期等,还可以是其它的运行数据,此处不作具体的限定。

[0149] 结合前述实施例所描述的主动式气动压力治疗装置,具体可以应用于人体体表各个部位使用该装置进行压力治疗,例如手部、腰部、腿部等。下面以腿部(结合长袜)治疗为例结合图示进行说明。

[0150] 请参阅图7至图11(控制器对应于前述实施例中的控制系统):

[0151] 图7中(左图:腿外侧,右图:腿内侧),该实施方案共4个气囊,三个气囊位于小腿后侧,占腿围10%~50%,一个气囊在脚部,控制器在侧面。

[0152] 图8中(左图:腿外侧,右图:腿内侧),该实施方案共4个气囊,三个气囊位于小腿,窄条形结构:气囊与气囊之间间距宽度与气囊宽度相同,气囊占腿围50%~80%,在前面胫骨处预留一定的空间,用于放置控制器。

[0153] 图9中(左图:腿外侧,右图:腿内侧),该实施方案共4个气囊,三个气囊位于小腿后侧,占腿围10%~50%,一个气囊在脚部,控制器在正面,大腿外侧有2个气管对应气囊3和气囊1,大腿内侧有2个气管,对应气囊2和气囊4。

[0154] 图10中(左图:腿外侧,右图:腿内侧),该实施方案共4个气囊,三个气囊位于小腿大隐静脉侧,与其对称的小腿另一侧也分布三个气囊,同一维度的两个气囊有气路通过腿部后面的气路联通一起,每一侧气囊占腿围10%~30%,控制器在正面。

[0155] 图11中(左图:腿外侧,右图:腿内侧)该实施方案共4个气囊,三个气囊位于小腿大隐静脉侧,一个气囊在脚部,占腿围10~30%,控制器在正面。

[0156] 基于前述实施例,请参阅图12,具体来说,可以在终端(如手机)上实时显示使用该主动式气动压力治疗装置治疗过程的相关参数等。

[0157] 本申请实施例还提供了一种主动式气动压力治疗装置的控制方法,应用于终端,该方法包括:

[0158] 建立与该通信模块的通信连接;

[0159] 获取设置信息;

[0160] 通过该通信连接向该控制系统发送该设置信息,以使得该控制系统根据该设置信息运行该装置得到运行数据;

[0161] 接收该控制系统通过该通信连接反馈的运行数据。

[0162] 本实施例中,终端可以与该主动式气动压力治疗装置中的控制系统进行通信,具

体来说,可以在接收终端的外接设备(如触摸屏、鼠标键盘等)信息的方式获取到设置信息,在此之后,向该控制系统发送设置信息,使得控制系统根据该设置信息运行装置得到运行数据并向终端发送该运行数据。具体来说,这个运行数据可以是装置运行过程中实时采集的运行数据,也可以是装置运行完毕之后统计得到运行数据,具体此处不做限定。此时,终端可以将该运行数据进行显示,例如通过显示屏显示该运行数据,或者根据该运行数据进行语音提示、灯光闪烁等提醒方式进行播报。在此之后,用户可以根据该运行数据重新设定设置数据,对终端中的设置数据进行更新,再发送至控制系统,使得控制系统使用更新后的设置数据运行该主动式气动压力治疗装置。

[0163] 具体来说,示例性地,终端可以显示的运行数据包括多个项目:

[0164] 参阅图13,该页面为首页,所有的设定和查询等页面都通过这个页面导入,完成后再返回到该页面。包含选项:Setting-设定;Status-状态;Compression therapy-压力治疗;User Information-用户信息;History-历史。中间的图片可依据需要修改;

[0165] 参阅图14,(点击图13的Setting按钮后进入的页面):Setting-设定页;mode-模式;pressure range-压力范围;Period-周期;Customize-定制;Others-其他;

[0166] 参阅图15,(点击图14的Pressure Range选项后进入的页面):Pressure range-压力范围设定页;Max-最大;mmHg-毫米汞柱;current-当前;Min-最小;

[0167] 参阅图16,(点击图14的Customized选项后进入的页面):Customized页-定制页;Time(s)-时间(秒);Pressure(mmHg)-压力(毫米汞柱)。Done-完成;Default-默认。

[0168] 上面以压力袜作为治疗服装的一种进行说明,基于前述实施例,本申请实施例还提供了应用于治疗服装的一种主动式气动压力治疗装置,具体来说治疗服装可以包括袜子、鞋、背心、护颈、护腿、袖套、裤子、夹克中的一个或多个,其中,该装置所包含的组件以及具体的应用与前述实施例中的压力袜类似,此处不再赘述,下面仅对其所包含的组件进行简要的说明,具体方案的实施过程中可以参照前述实施例中压力袜的实现方式。

[0169] 本实施例中,应用于治疗服装的一种主动式气动压力治疗装置,应用于治疗服装,该装置包括:

[0170] 具有织物基的治疗服装、气动系统、控制系统;

[0171] 该治疗服装包括异构质针织压力服装,以及一个或多个内置式/嵌入式/拆卸式可充放气的气囊,该治疗服装包括袜子、鞋、背心、护颈、护腿、袖套、裤子、夹克中的一个或多个;

[0172] 该气动系统与该气囊气动连接;

[0173] 该控制系统用于控制该气动系统,通过该气动连接对该气囊进行充气 and/或放气,以使该压力服装提供可控的压力剂量。

[0174] 作为一个优选的方案,该治疗服装采用三维针织、机织、无纺布成型或缝制或粘合,或采用其中一种或者多种技术联用制备,形成具有高低弹性差异和符合人体表面曲率及组织弹性硬度的材料;

[0175] 该气囊的制备材料包括热塑性聚氨酯膜或硅橡胶或弹性聚酰胺或聚酰亚胺或聚酯弹性针织材料中的一种或多种;

[0176] 该外部针织层和该内部针织层与该气囊的组合方式为一体成型、嵌套、层压、缝制、粘合和/或焊接;

- [0177] 该气囊包括一体成型的多层机构和/或一体成型的多腔结构；
- [0178] 该治疗服装用于通过粘合层压、焊接或编织的方式形成单个或多个形态可控的气囊；
- [0179] 该气囊可独立或集成放入该外部针织层和该内部针织层之间形成针织腔体；
- [0180] 该内外针织物层可以采用不同的三维针织结构(衬垫、集圈、提花等)形成具有不同硬挺度、张力、弹性、厚度的单面或多面异构质针织治疗服装基层,放置于具有特定表面曲率、硬度及病灶分布的人体软组织；
- [0181] 该外部针织层及所附气袋外层的硬度大于内部针织层及所附气袋内层,以助气囊形成“方向性给压”,避免外部针织层过于向外鼓起,消耗气动能量,而推进皮肤表层压力向深层静脉系统传递,促进血循环。
- [0182] 该气囊可通过激光切割不同几何形状,以符合人体不同曲率及调控气囊的力学性能及压力递送剂量；
- [0183] 该气囊可对该治疗服装包裹的局部组织加压,或形成梯度渐进式、或用户定制的其他多模式可选的、具有不同大小和分布的压力剂量递送；
- [0184] 该气囊附于该治疗服装包裹的腿部,或者环状围绕该治疗服装包裹的腿部四周；
- [0185] 该治疗服装可与绷带、支撑条,环扣、拉链、或其他配件集成,形成可定制化、多功能、复合型医用、日用、运动用压力装置,用于人体不同部位、穿用模式(套穿式、包裹式等)和症状的预防和治疗；
- [0186] 该气囊用于覆盖该治疗服装10%至100%的区域,用于形成0至250毫米汞柱可选的动态压力；
- [0187] 该外部针织层和内部针织层可通过热压、高周波、焊接、粘合或缝制的方式形成该气囊；
- [0188] 该气动设备包括气阀,该控制系统通过该气动连接控制该气阀,用以控制该气囊进行充气 and/或放气；
- [0189] 该装置还包括压力传感器,该压力传感器用于检测该气囊所产生的压力信号,并将该压力信号反馈至该控制系统；
- [0190] 该控制系统根据该压力信号调节该气动设备,用以控制该气囊进行充气 and/或放气；
- [0191] 该控制系统包括通信模块,用于通过该通信模块与终端建立通信连接；
- [0192] 该控制系统通过该通信连接接收该终端发送的设置信息,并在根据该设置信息运行该装置得到运行数据之后,通过该通信连接向该终端反馈该运行数据。
- [0193] 基于前述实施例中描述的应用于治疗服装的一种主动式气动压力治疗装置,本申请还提供了一种用于控制该装置的控制方法,应用于终端,其特征在于,该方法包括：
- [0194] 建立与该通信模块的通信连接；
- [0195] 获取设置信息；
- [0196] 通过该通信连接向该控制系统发送该设置信息,以使得该控制系统根据该设置信息运行该装置得到运行数据；
- [0197] 接收该控制系统通过该通信连接反馈的运行数据。
- [0198] 可以理解的是,在本申请的各种实施例中,上述各步骤的序号的大小并不意味着

执行顺序的先后,各步骤的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不应对本申请实施例的实施过程构成任何限定。

[0199] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统,装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0200] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0201] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0202] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0203] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,RandomAccess Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0204] 以上所述,以上实施例仅用以说明本申请的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本申请各实施例技术方案的精神和范围。



图1

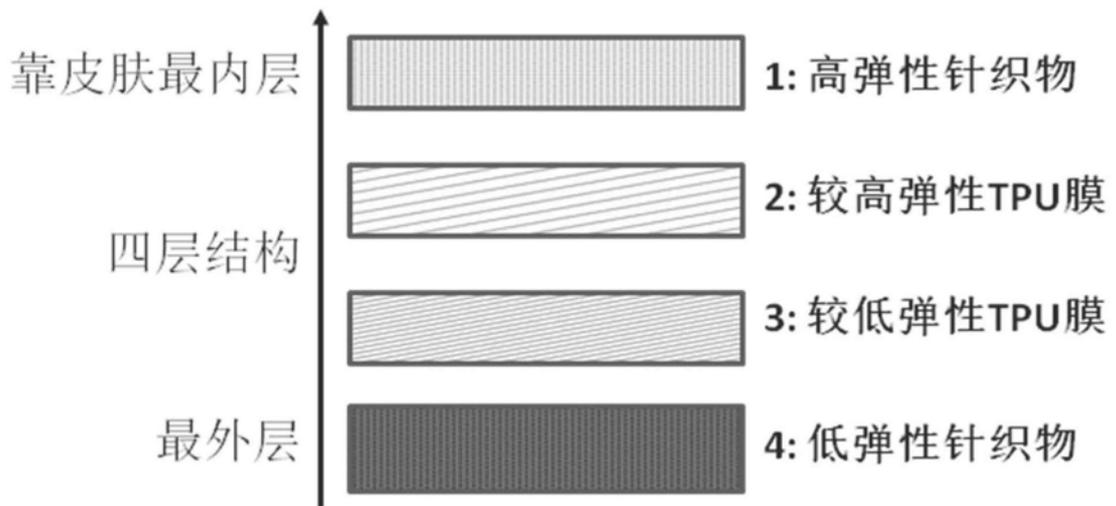


图2

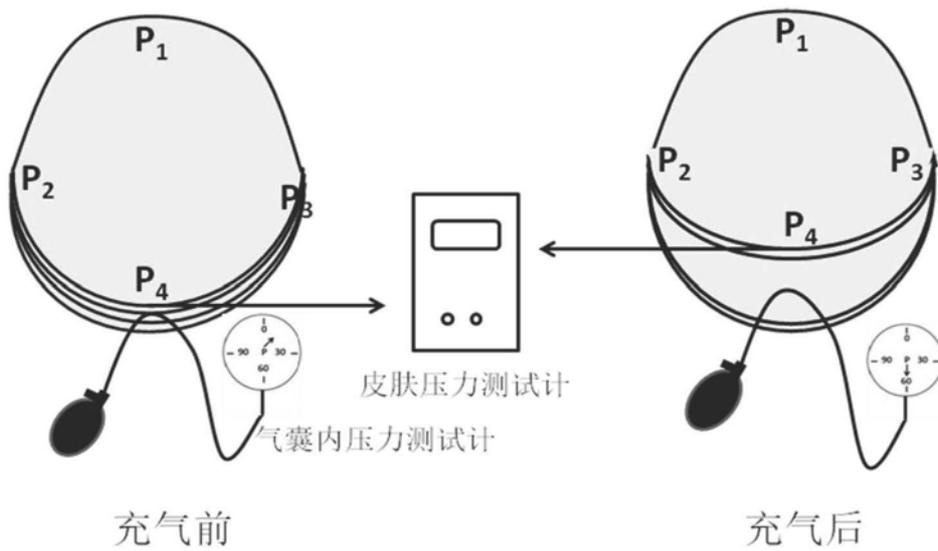


图3

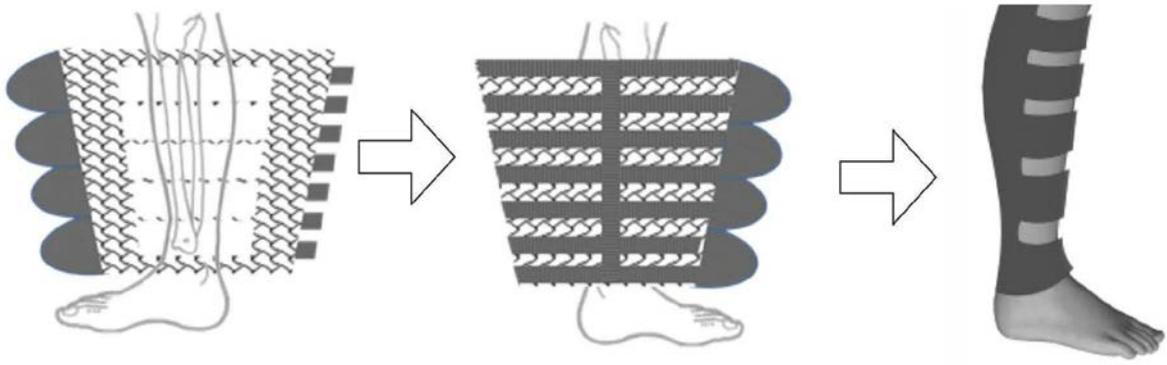
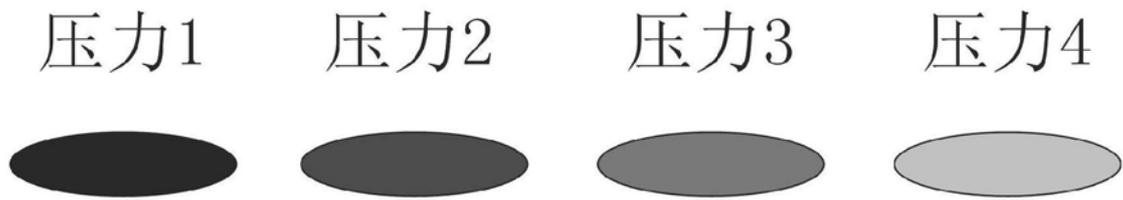
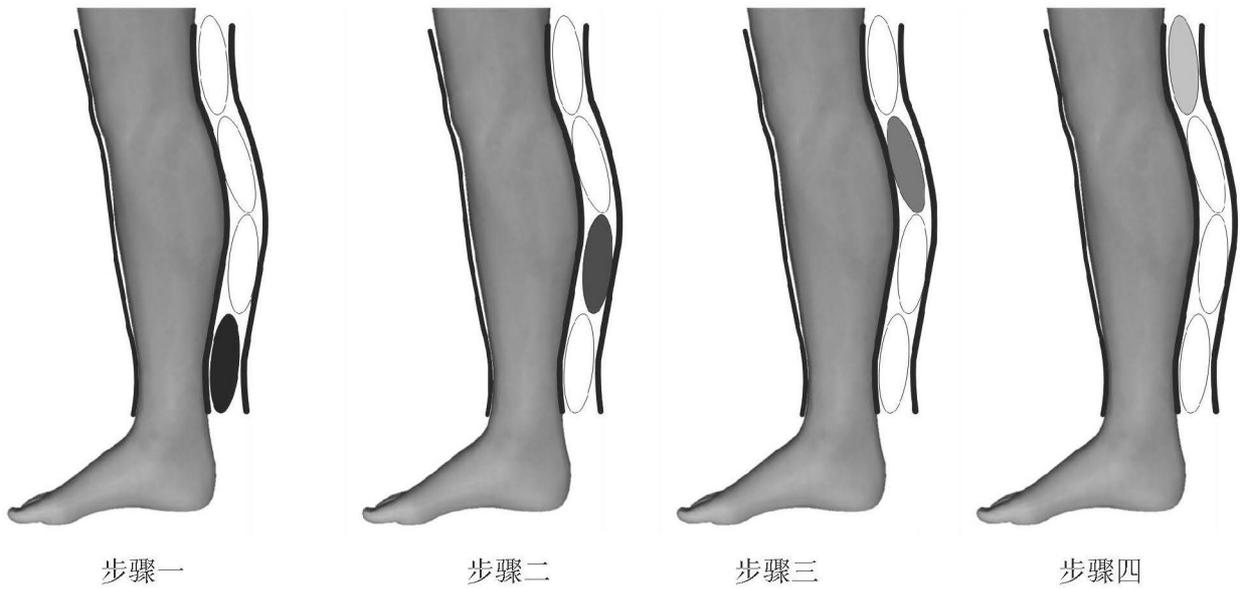


图4



a.从下到上四种气囊压力对应的四种图形表示

图5-1



步骤一

步骤二

步骤三

步骤四

图5-2

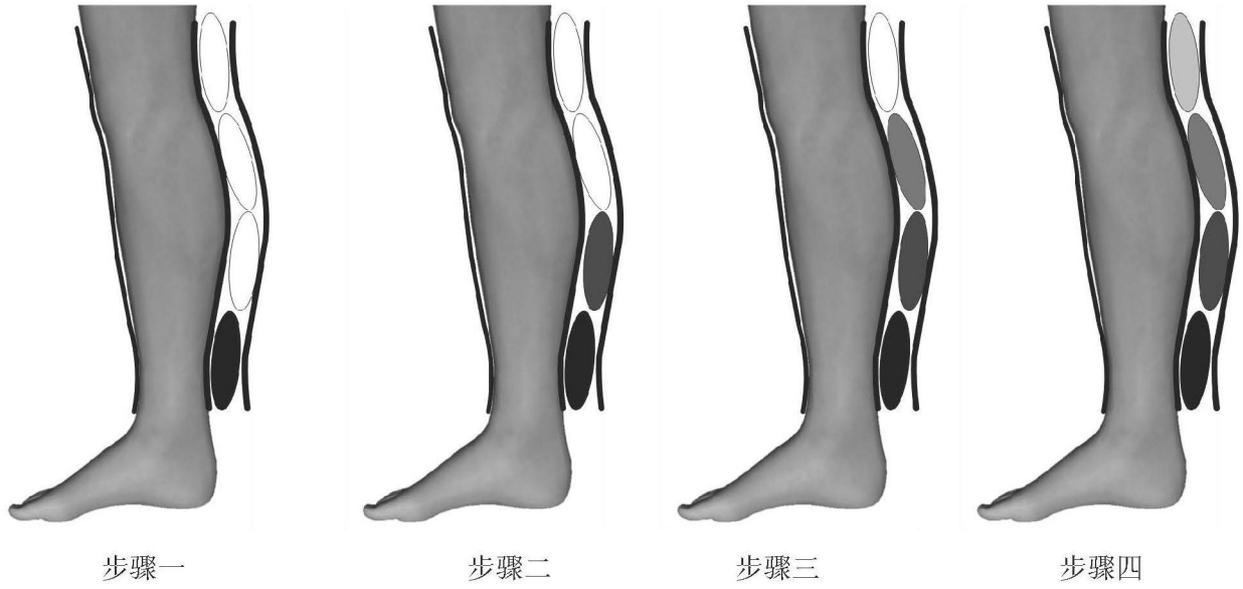


图5-3

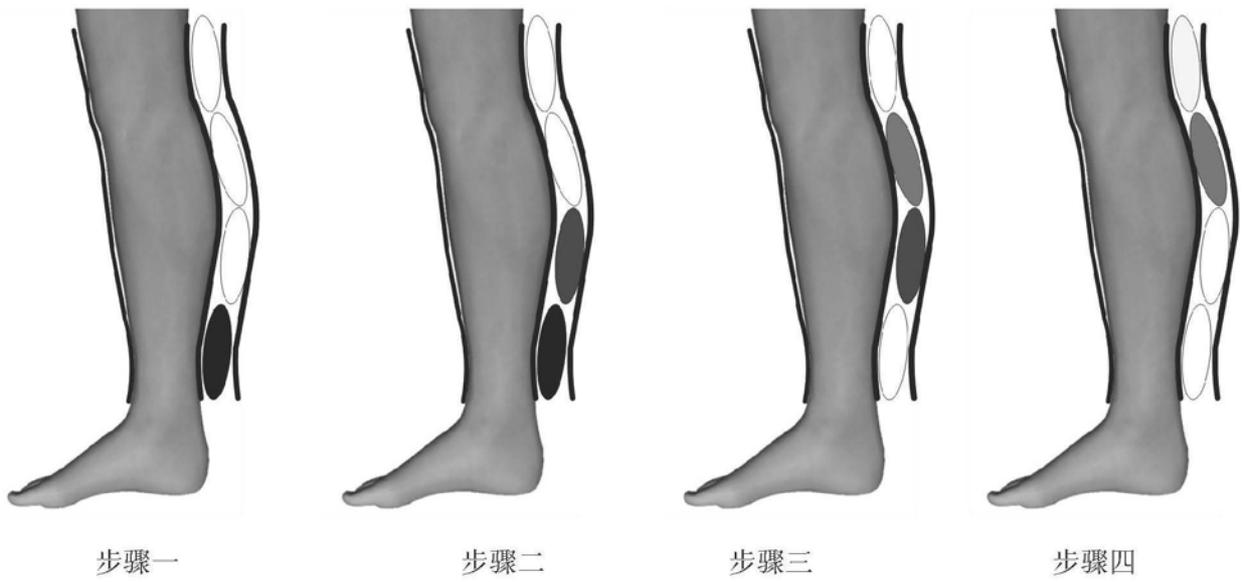


图5-4

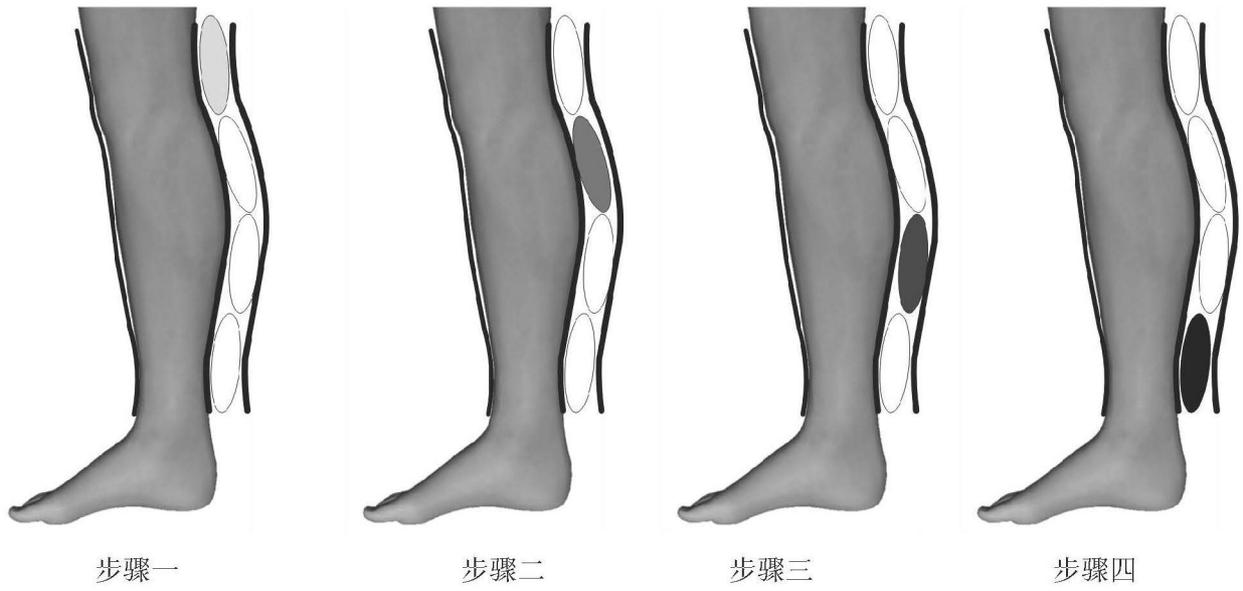


图5-5

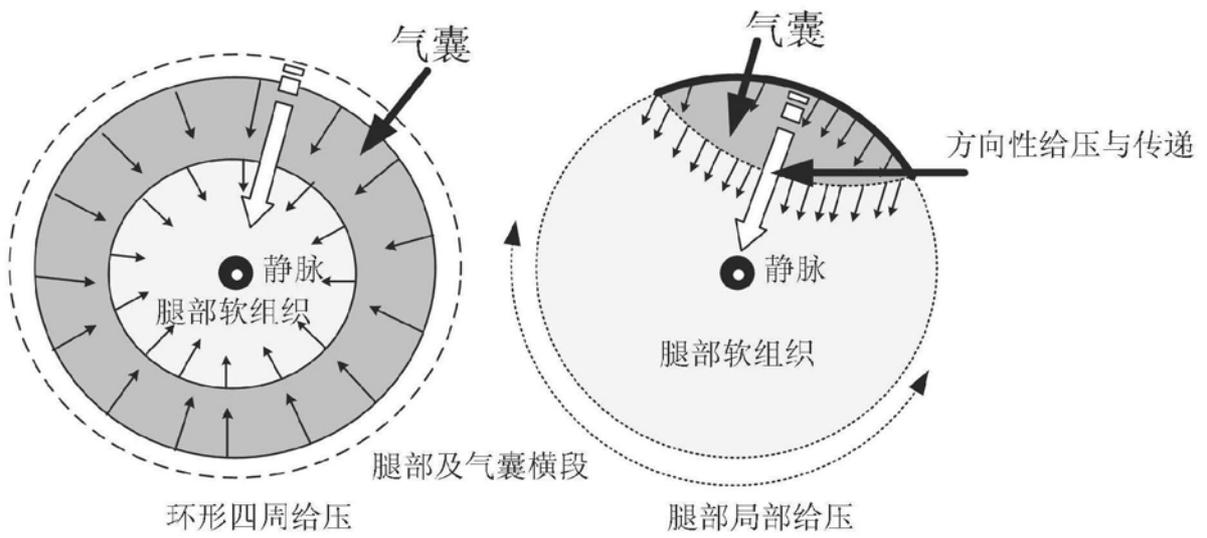


图5-6

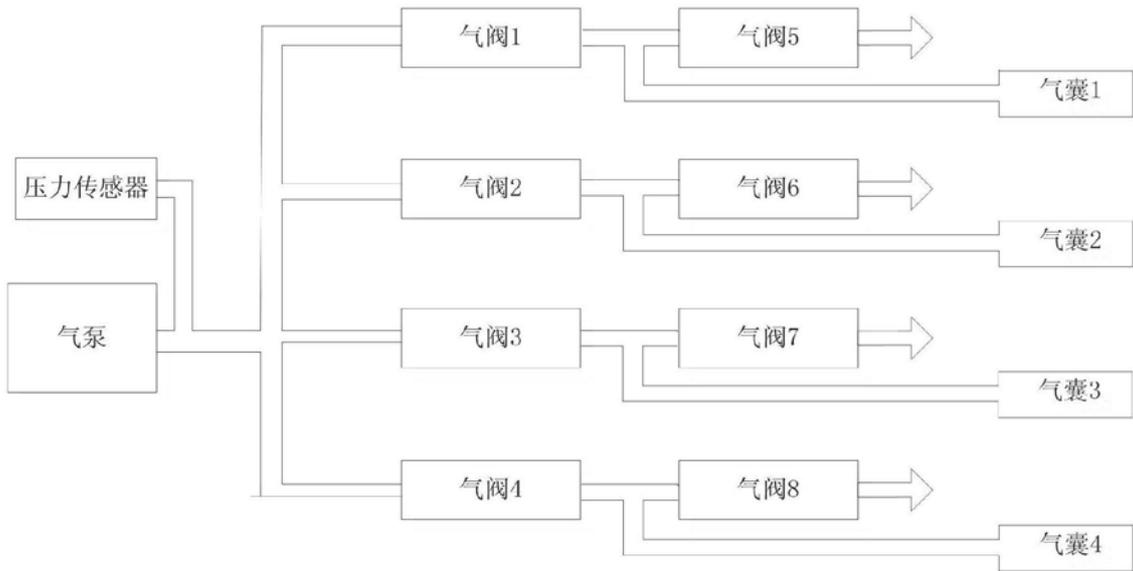


图6

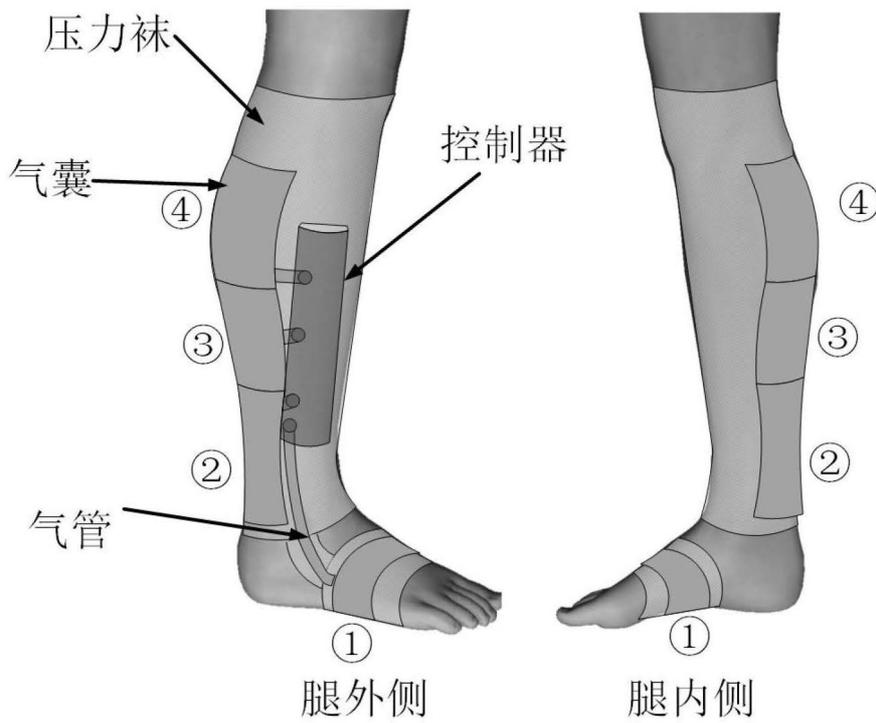


图7

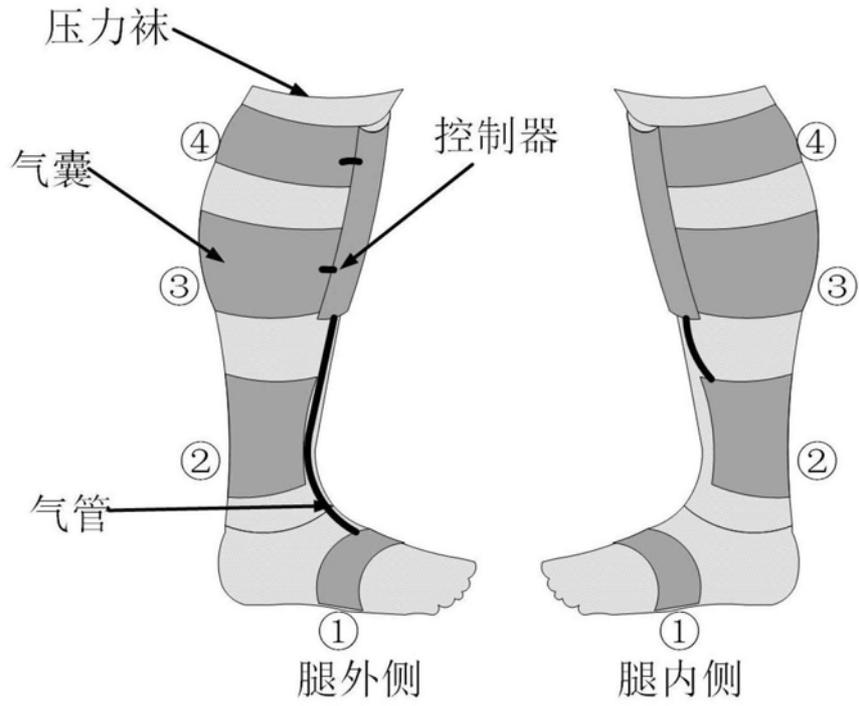


图8

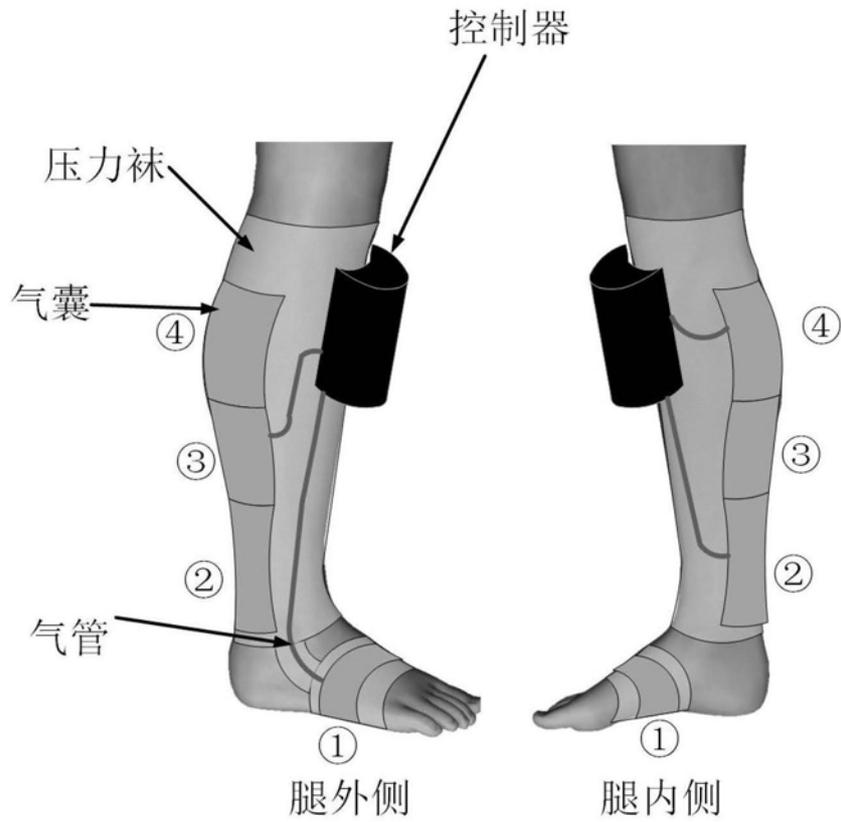


图9

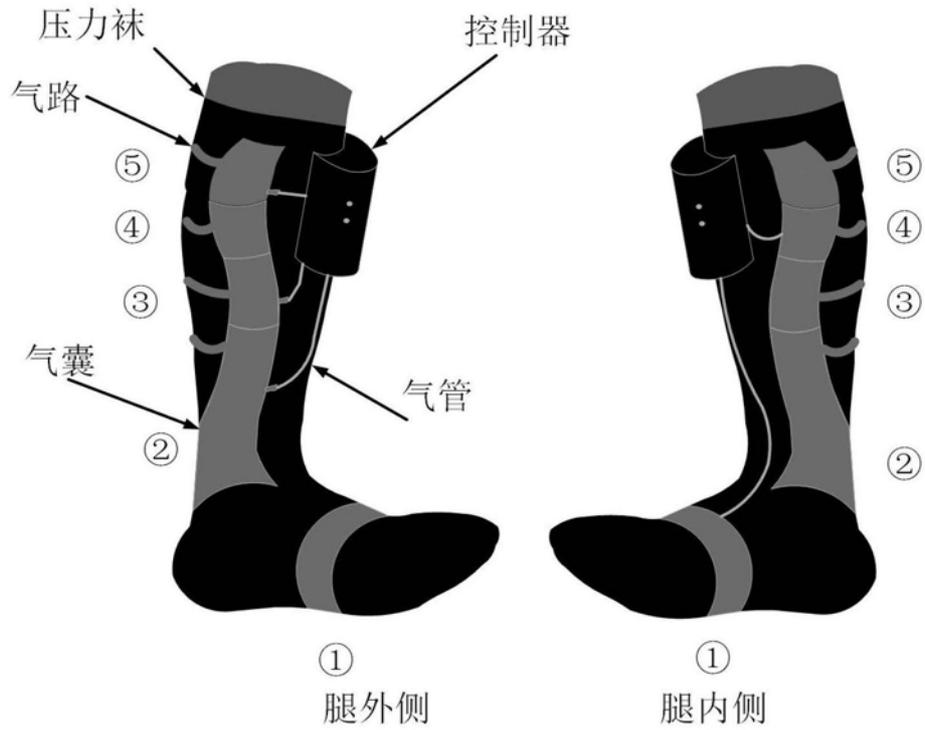


图10

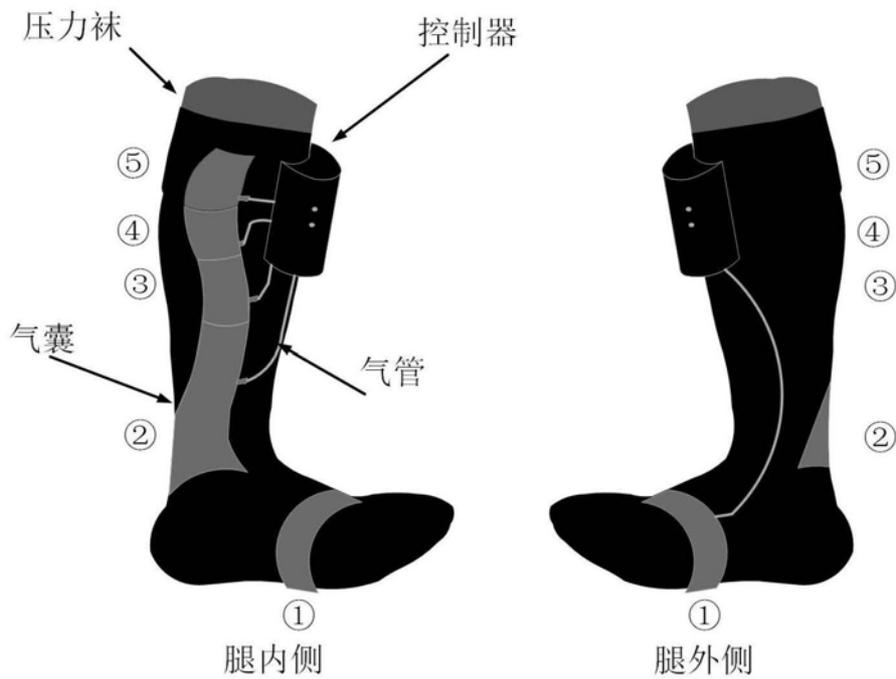


图11



图12



图13



图14

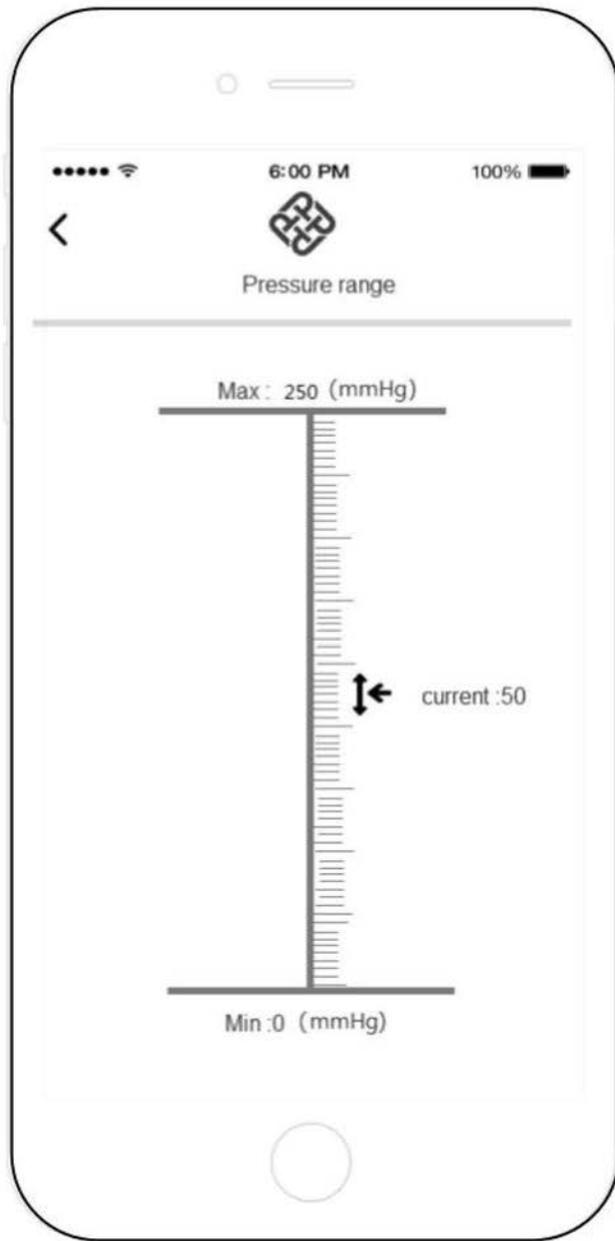


图15

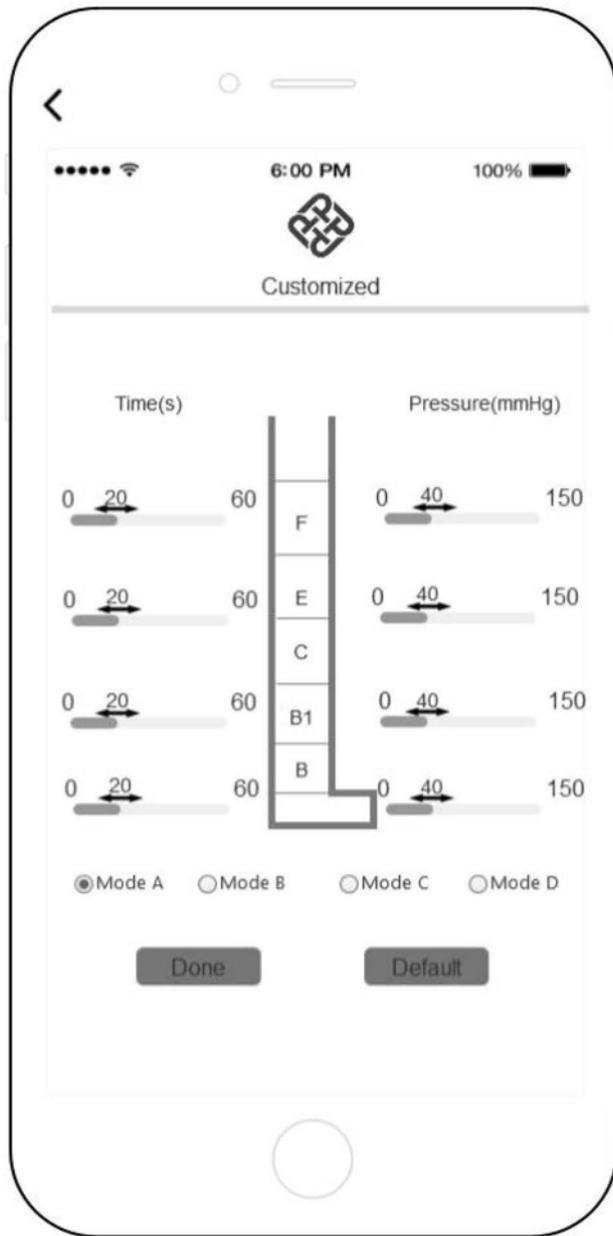


图16