



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112638331 A

(43) 申请公布日 2021. 04. 09

(21) 申请号 201980057118.9

(22) 申请日 2019.06.27

(30) 优先权数据

62/690,875 2018.06.27 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.03.01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2019/039625 2019.06.27

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2020/006316 EN 2020.01.02

(71) 申请人 酷尔系统公司

地址 美国佐治亚州

(72) 发明人 布莱恩·D·胡夫 马克·H·洛

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 李慧慧 杨明钊

(51) Int.Cl.

A61F 7/00 (2006.01)

A61F 7/02 (2006.01)

A61F 7/03 (2006.01)

A61F 7/08 (2006.01)

A61F 7/10 (2006.01)

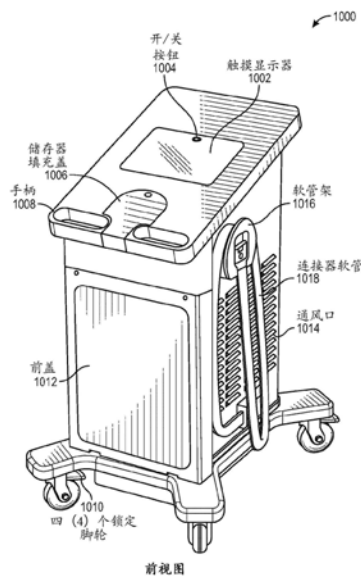
权利要求书8页 说明书17页 附图25页

(54) 发明名称

热疗设备中的热性能优化

(57) 摘要

快速对比疗法系统可以提供冷、高温/热/暖(以下称为“热”)和/或快速对比疗法,该快速对比疗法涉及冷疗法和热疗法之间的快速交替。该系统可以通过软管将冷的或热的流体(诸如水)循环到治疗包中,并且然后将流体返回到系统的流体储存器。该系统可以利用蒸汽压缩系统或其他冷却器技术来冷却冷水储存器,并且浸没式加热器可以用来加热热水储存器。



1. 一种用于提供快速对比疗法的系统,所述系统包括:  
冷储存器,其被配置为保持冷液体;  
与所述冷储存器流体连通的冷疗供应阀,所述冷疗供应阀引导冷液体向治疗设备的流动;  
热储存器,其被配置为保持热液体;  
与所述热储存器流体连通的热疗供应阀,所述热疗供应阀引导热液体向治疗的流动;  
和  
回流阀,其将来自所述治疗设备的回流引导至所述热储存器和所述冷储存器中的至少一个;和  
控制器,其引导所述冷疗供应阀和所述热疗供应阀的运行,以控制冷液体和热液体向所述治疗设备的流动,所述控制器引导所述回流阀的运行,以控制回流液体从所述治疗设备向所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个的流动。
2. 根据权利要求1所述的系统,还包括:  
位于所述冷储存器中的第一液位传感器,所述第一液位传感器用于测量冷液体的液位;位于所述热储存器中的第二液位传感器,所述第二液位传感器用于测量热液体的液位;  
第一温度传感器,其用于测量冷液体的温度;  
第二温度传感器,其用于测量热液体的温度;和  
回流温度传感器,其用于测量来自所述治疗设备的回流的温度。
3. 根据权利要求1-2中任一项所述的系统,其中所述第一温度传感器设置在冷液体再循环歧管中,并且所述第二温度传感器设置在热液体再循环歧管中。
4. 根据权利要求1-3中任一项所述的系统,其中所述第一温度传感器设置在所述冷液体储存器中,并且所述第二温度传感器设置在所述热液体储存器中。
5. 根据权利要求1-4中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,  
其中所述控制器根据回流的温度将回流引导至所述冷储存器或所述热储存器,使得回流被引导至包含具有与回流的温度最接近的温度的液体的储存器。
6. 根据权利要求1-5中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,  
其中当回流的温度大于冷液体和热液体的平均温度时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。
7. 根据权利要求1-6中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,  
其中,当回流的温度比冷液体和热液体的平均温度高出预定偏差量以上时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述预定偏差量为 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。
9. 根据权利要求1-8中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和所

述热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,

其中当回流的温度等于或大于所述热储存器中的热液体的温度时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,

其中当回流的温度大于所述冷储存器中的冷液体的温度时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。

11. 根据权利要求1-10中任一项所述的系统,其中,所述控制器在确定所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位处于目标液位范围内之后,将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个,

其中,当回流的温度大于最大冷储存器回流温度时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述最大冷储存器回流温度对应于所述冷储存器中的冷液体的温度(以 $^{\circ}\text{F}$ 测量)加上偏差量,

其中所述偏差量为 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

13. 根据权利要求1-12中任一项所述的系统,其中,所述控制器根据所述冷储存器和所述热储存器中的每个中的测量液位来将回流引导至所述冷储存器或所述热储存器,使得所述冷储存器和所述热储存器中的测量液位不超过相应的最大液位或低于相应的最小液位,

其中,当所述第一液位传感器测量的液位低于所述冷储存器的最小液位时,所述控制器将回流引导至所述冷储存器。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,当所述第二液位传感器测量的液位低于所述热储存器的最小液位时,所述控制器将回流引导至所述热储存器。

15. 根据权利要求13-14中任一项所述的系统,其中,当所述第一液位传感器测量的液位高于所述冷储存器的最大液位时,所述控制器将回流引导至所述热储存器,并且

其中,当所述第二液位传感器测量的液位高于所述热储存器的最大液位时,所述控制器将回流引导至所述冷储存器。

16. 根据权利要求13-15中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的全运行液位的62%。

17. 根据权利要求13-16中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的全运行液位的75%。

18. 根据权利要求13-17中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最小液位为 $3.75''$ 。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的全运行液位范围在 $5''-6''$ 之间。

20. 根据权利要求13-17中任一项所述的系统,其中所述冷储存器和所述热储存器的最小液位为 $3.6''$ 。

21. 根据权利要求20所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的全运行液位范

围在5"-6"之间。

22. 根据权利要求13-21中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最大液位对应于所述冷储存器和所述热储存器指示过满状态时的液位。

23. 根据权利要求22所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最大液位大于对应的冷储存器和热储存器的全运行液位的100%。

24. 根据权利要求23所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最大液位大于7"。

25. 根据权利要求23-24中任一项所述的系统,其中,相应的冷储存器和热储存器的全运行液位范围在5"-6"之间。

26. 根据权利要求1-25中任一项所述的系统,还包括:

在所述冷储存器和所述热储存器之间延伸的一个或多个导管,所述导管在所述冷储存器和所述热储存器之间提供流体连通;和

一个或多个跨罐阀,其用于控制通过所述导管的流动;

其中所述控制器引导所述一个或多个跨罐阀的运行以控制所述冷储存器和所述热储存器之间的流动,

其中所述控制器响应于所述冷储存器和所述热储存器中的每一个中的测量液位来引导所述一个或多个跨罐阀的运行,使得所述冷储存器和所述热储存器任一者中的液位不超过最大液位或低于最小液位。

27. 根据权利要求26所述的系统,其中所述导管的所述一个或多个跨罐阀被偏置在关闭位置。

28. 根据权利要求26-27中任一项所述的系统,还包括用于使液体通过所述导管移动的泵。

29. 根据权利要求26-28中任一项所述的系统,其中,所述导管连接到循环泵,用于使流体通过所述导管在所述冷储存器和所述热储存器之间移动。

30. 根据权利要求26-29中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的全运行液位的60%。

31. 根据权利要求26-30中任一项所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的全运行液位的72%。

32. 根据权利要求26-31中任一项所述的系统,其中所述冷储存器和所述热储存器的最小液位为3.75"。

33. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的全运行液位范围在5"-6"之间。

34. 根据权利要求26-31中任一项所述的系统,其中,所述最小液位是3.6"。

35. 根据权利要求34所述的系统,其中,所述冷储存器和所述热储存器的全运行液位范围在5"-6"之间。

36. 根据权利要求26-35中任一项所述的系统,其中,当所述第一液位传感器测量的液位低于所述冷储存器的最小液位时,所述控制器引导流通过所述导管从所述热储存器流向所述冷储存器,

其中当所述第二液位传感器测量的液位低于所述热储存器的最小液位时,所述控制器

引导流通过所述导管从所述冷储存器流向所述热储存器。

37. 根据权利要求26-36中任一项所述的系统,其中,当所述第一液位传感器测量的液位高于所述冷储存器的最大液位时,所述控制器引导流通过所述导管从所述冷储存器流向所述热储存器,

其中当所述第二液位传感器测量的液位高于所述热储存器的最大液位时,所述控制器引导流通过所述导管从所述热储存器流向所述冷储存器。

38. 根据权利要求26-37中任一项所述的系统,其中,在运行期间,冷液体和热液体中的至少一种被提供给治疗设备,并且从所述治疗设备接收回流并将该回流引导至所述冷储存器或所述热储存器,

其中,在运行期间,所述控制器引导所述跨罐阀的运行,以打开所述储存器之间的流体连通持续第一时间段。

39. 根据权利要求38所述的系统,其中所述控制器引导所述跨罐阀的循环运行,以打开和关闭所述储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,所述跨罐阀打开持续所述第一时间段,且关闭持续第二时间段,直到所述冷储存器和所述热储存器中的测量的液位之间的差在预定偏移量内。

40. 根据权利要求39所述的系统,其中,所述第一时间段为5秒,且所述第二时间段为5秒。

41. 根据权利要求39-40中任一项所述的系统,其中所述冷储存器和所述热储存器的最小液位对应于所述冷储存器和所述热储存器指示临界低运行条件时的液位。

42. 根据权利要求39-41中任一项所述的系统,其中,所述预定偏移量为 $1/4'' \pm 1/8''$ 。

43. 根据权利要求26-42中任一项所述的系统,其中,当冷液体和热液体中的至少一种没有提供给所述治疗设备持续预定关闭时段时,所述系统不运行,

其中,当所述系统不运行时,所述控制器引导所述跨罐阀的运行,以打开所述储存器之间的流体连通持续第一时间段。

44. 根据权利要求43所述的系统,其中所述治疗系统不运行的所述预定关闭时段小于或等于20秒。

45. 根据权利要求43-44中任一项所述的系统,其中所述治疗系统不运行的所述预定关闭时段至少为5秒。

46. 根据权利要求43-45中任一项所述的系统,其中,所述控制器引导所述跨罐阀的运行,以打开所述储存器之间的流体连通,直到所述冷储存器和所述热储存器中的测量液位之间的差在所述预定偏移量内。

47. 根据权利要求46所述的系统,其中,所述预定偏移量 $1/4'' \pm 1/8''$ 。

48. 根据权利要求43所述的系统,其中,所述控制器引导所述跨罐阀的循环运行,以打开和关闭所述储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,所述跨罐阀打开持续所述第一时间段,且关闭持续第二时间段,直到所述冷储存器和热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

49. 根据权利要求48所述的系统,其中,所述第一时间段为5秒,且所述第二时间段为5秒。

50. 根据权利要求48-49中任一项所述的系统,其中,所述预定偏移量为 $1/4'' \pm 1/8''$ 。

51. 根据权利要求1-50中任一项所述的系统,其中所述回流阀包括冷储存器回流阀和热储存器回流阀,

其中所述冷储存器回流阀将回流从所述治疗设备引导至所述冷储存器,

其中所述热储存器回流阀将回流从所述治疗设备引导至所述热储存器。

52. 根据权利要求1-51中任一项所述的系统,其中所述冷疗供应阀、所述热疗供应阀、所述回流阀和所述跨罐阀中的至少一个能够由所述控制器调节,以改变流过其中的液体的流速、体积、流动压力和温度中的至少一个。

53. 根据权利要求1-52中任一项所述的系统,其中,所述回流温度传感器设置在所述回流阀的上游,使得所述回流温度传感器位于所述治疗设备的输出端和所述回流阀之间。

54. 根据权利要求1-53中任一项所述的系统,其中,所述治疗设备包括治疗包,所述治疗包被配置为包裹到活体的一部分以传送治疗。

55. 根据权利要求1-54中任一项所述的系统,其中所述冷储存器包括冷储存器填充端口,并且所述热储存器包括热储存器填充端口,

其中所述冷储存器填充端口和所述热储存器填充端口被容置在容器中,所述容器被配置为通过允许冷液体从所述冷储存器溢出并进入到所述热储存器中或者允许热液体从所述热储存器溢出并进入到所述冷储存器中来容纳从所述冷储存器和所述热储存器溢出的流体。

56. 根据权利要求1-55中任一项所述的系统,还包括:

第一泵,其被配置为将冷液体从所述冷储存器泵送到所述治疗设备;和

第二泵,其被配置为将热液体从所述热储存器泵送到所述治疗设备。

57. 根据权利要求1-56中任一项所述的系统,还包括:

冷却器,其被配置为冷却冷液体,以及

第三泵(循环泵),其被配置为将冷液体从所述冷储存器泵送到所述冷却器。

58. 根据权利要求57所述的系统,其中所述第三泵(循环泵)被配置为将冷液体泵送到所述热储存器。

59. 根据权利要求57-58中任一项所述的系统,其中所述第三泵位于所述第一泵的上游。

60. 根据权利要求57-59中任一项所述的系统,其中所述冷疗供应阀位于所述第一泵的下游。

61. 根据权利要求1-60中任一项所述的系统,还包括:

加热器,其被配置为加热热液体;和

第四泵(循环泵),其被配置为将热液体从所述热储存器泵送到所述加热器。

62. 根据权利要求61所述的系统,其中所述加热器被设置在所述热储存器中。

63. 根据权利要求61-62中任一项所述的系统,还包括:

加热器挡板,所述加热器挡板靠近所述加热器设置,其中所述加热器挡板被配置为引起所述加热器周围的热液体的对流。

64. 根据权利要求61-63中任一项所述的系统,其中所述第四泵(循环泵)被配置为将热液体泵送到所述冷储存器。

65. 根据权利要求61-64中任一项所述的系统,其中所述第四泵位于所述第二泵的上

游。

66. 根据权利要求65所述的系统,其中所述热疗供应阀位于所述第二泵的下游。

67. 根据权利要求1-66中任一项所述的系统,还包括:

第一压力传感器,其位于所述冷储存器的底部,以及

第二压力传感器,其位于所述热储存器的底部。

68. 根据权利要求1-67中任一项所述的系统,还包括:

加热元件,其设置在所述冷储存器中。

69. 根据权利要求1-68中任一项所述的系统,还包括:

溢流导管,其从所述冷储存器的上部部分延伸到所述热储存器的上部部分,

其中所述溢流导管提供所述冷储存器和所述热储存器之间的流体连通。

70. 根据权利要求1-69中任一项所述的系统,还包括:

压缩机,其被配置为对所述治疗设备加压。

71. 根据权利要求56-70中任一项所述的系统,还包括:

用户界面,其被配置为允许用户设置所述快速对比疗法的一个或更多个参数;以及

其中所述控制器基于用户使用所述用户界面选择的参数来运行冷却器、加热器、所述第一泵和所述第二泵中的至少一个。

72. 一种使用根据权利要求1-71所述的快速对比疗法设备提供快速对比疗法的方法,所述方法包括:

将治疗包应用于患者;

将治疗包连接器连接到治疗设备连接器,所述治疗设备连接器在所述治疗包和冷疗供应管线、热疗供应管线和加压气体供应管线之间提供流体连通;

测量设置在所述治疗设备中的冷液体储存器和热液体储存器内的冷液体和热液体的液位;

确认所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内;

通过将冷液体、热液体和加压气体中的至少一者经由相应的冷疗供应阀、热疗供应阀和气体疗供应阀引导通过治疗包来经由所述治疗包向患者提供温度治疗和压力治疗中的至少一种;

经由回流阀控制液体从所述治疗包到所述冷储存器和所述热储存器中的至少一个的回流,以最小化从所述治疗包回流时因热水进入所述冷罐或冷水进入所述热罐造成的不必要的热污染。

73. 根据权利要求72所述的方法,其中,根据回流的温度,将回流引导至所述冷储存器或所述热储存器,使得回流被引导至包含具有与回流的温度最接近的温度的液体的储存器。

74. 根据权利要求72-73中任一项所述的方法,其中,当回流的温度大于冷液体和热液体的平均温度时,回流被引导至所述热储存器。

75. 根据权利要求72-74中任一项所述的方法,其中,当回流的温度比冷液体和热液体的平均温度高出预定偏差量以上时,回流被引导至所述热储存器。

76. 根据权利要求75所述的方法,其中,所述预定偏差量为0.5°F。

77. 根据权利要求72-76中任一项所述的方法,其中,当回流的温度等于或大于所述热

储存器中的热液体的温度时,回流被引导至所述热储存器。

78. 根据权利要求72-77中任一项所述的方法,其中,当回流的温度大于所述冷储存器中的冷液体的温度时,回流被引导至所述热储存器。

79. 根据权利要求72-78中任一项所述的方法,其中,当回流的温度大于最大冷储存器回流温度时,回流被引导至所述热储存器。

80. 根据权利要求79所述的方法,其中,所述最大冷储存器回流温度对应于所述冷储存器中的冷液体的温度(以 $^{\circ}\text{F}$ 测量)加上偏差量,

其中所述偏差量为 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

81. 根据权利要求72-80中任一项所述的方法,其中,所述冷储存器和所述热储存器中的任一个内的测量液位不在目标液位范围内,回流根据所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位被引导至所述冷储存器或所述热储存器,使得所述冷储存器和所述热储存器内的测量液位不超过相应的最大液位或低于相应的最小液位。

82. 根据权利要求81所述的方法,其中,当所述第一液位传感器测量的液位低于所述冷储存器的最小液位时,回流被引导至所述冷储存器,并且

其中当所述第二液位传感器测量的液位低于所述热储存器的最小液位时,回流被引导至所述热储存器。

83. 根据权利要求81-82中任一项所述的方法,其中,当所述第一液位传感器测量的液位高于所述冷储存器的最大液位时,回流被引导至所述热储存器,并且

其中当所述第二液位传感器测量的液位高于所述热储存器的最大液位时,回流被引导至所述冷储存器。

84. 根据权利要求72-83中任一项所述的方法,还包括:

经由由跨罐阀操作的导管来引导冷液体和热液体在所述冷储存器和所述热储存器之间跨罐流动,其中响应于所述冷储存器和所述热储存器中的每一个内的测量液位来引导跨罐流动,使得所述冷储存器和所述热储存器中的任一个的液位不超过最大液位或低于最小液位。

85. 根据权利要求84所述的方法,还包括:

当所述第一液位传感器测量的液位低于所述冷储存器的最小液位时,引导流通过所述导管从所述热储存器流向所述冷储存器。

86. 根据权利要求84-85中任一项所述的方法,还包括:

当所述第二液位传感器测量的液位低于所述热储存器的最小液位时,引导流通过所述导管从所述冷储存器流向所述热储存器。

87. 根据权利要求84-86中任一项所述的方法,还包括当所述第一液位传感器测量的液位高于所述冷储存器的最大液位时,引导流通过所述导管从所述冷储存器流向所述热储存器。

88. 根据权利要求84-87中任一项所述的方法,还包括当所述第二液位传感器测量的液位高于所述热储存器的最大液位时,引导流通过所述导管从所述热储存器流向所述冷储存器。

89. 根据权利要求84-88中任一项所述的方法,其中,在所述治疗设备的运行期间,冷液体和热液体中的至少一种被提供给所述治疗包,并且从所述治疗包接收回流并将回流引导

至所述冷储存器或所述热储存器，

在所述治疗设备运行期间，引导所述跨罐阀的运行以打开所述储存器之间的流体连通持续第一时间段。

90. 根据权利要求89所述的方法，还包括：

引导所述跨罐阀的循环运行，以打开和关闭所述储存器之间的流体连通，使得在每个打开-关闭循环期间，所述跨罐阀打开持续所述第一时间段，且关闭持续第二时间段，直到所述冷储存器和所述热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

91. 根据权利要求89-90中任一项所述的方法，其中所述冷储存器和热储存器的最小液位对应于所述冷储存器和所述热储存器指示临界低运行条件时的液位。

92. 根据权利要求84-91中任一项所述的方法，其中，当冷液体和热液体中的至少一种没有被提供给所述治疗包持续预定关闭时段时，所述治疗设备不运行，

当所述治疗设备不运行时，引导所述跨罐阀的运行，以打开所述储存器之间的流体连通持续第一时间段。

93. 根据权利要求92所述的方法，还包括：

引导所述跨罐阀的循环运行，以打开和关闭所述储存器之间的流体连通，使得在每个打开-关闭循环期间，所述跨罐阀打开持续所述第一时间段，且关闭持续第二时间段，直到所述冷储存器和所述热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

## 热疗设备中的热性能优化

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年6月27日提交的第62/690,875号美国临时申请的优先权。本申请可能与于2018年1月19日提交的第PCT/US2018/14556号国际申请相关,该国际申请要求于2017年1月19日提交的第62/448,367号的美国临时申请的优先权,该临时申请通过引用以其整体并入本文。

[0003] 通过引用并入

[0004] 在本说明书中提到的所有出版物和专利申请通过引用并入本文,其通过引用并入本文的程度与每个单独的出版物或专利申请被具体地和单独地指明通过引用并入的程度相同。

[0005] 领域

[0006] 本发明总体上涉及活体 (animate body) 的热疗法,并且更具体地,涉及在冷疗法和热疗法之间快速交替的快速对比疗法 (rapid contrast therapy)。

[0007] 背景

[0008] 现在常见的是,向人体的损伤区域施加冷却和压缩以促进愈合并防止损伤的不希望的后果。事实上,现在很多人使用缩写词RICE (休息、冰敷、加压和抬高 (Elevation))。

[0009] 通常,热控疗法涉及用冰袋或类似物的冷包裹法 (cold packing) 用于为身体部位提供深度核心冷却 (deep core cooling)。疗法经常涉及具有流体囊的常规治疗包 (therapy wrap) 用于使冷却的热交换介质循环。弹性包也经常被应用于治疗包上以提供压缩。

[0010] 最近已经公开了包括一对柔顺囊以包含流体的治疗包。治疗包通常具有柔顺囊,该柔顺囊用于单独地或与压缩囊组合来包含循环的热交换液体,该压缩囊与柔顺囊叠加用于使该囊压靠在待经受热交换的身体部位上。通常,这样的装置的身体热交换部件包括界定柔性流体囊的一对层,其中液体穿过该柔性流体囊循环。包含液体囊和压缩囊部件两者的结构通常被称为“包”。供应至包的液体通过使液体穿过诸如冰浴或制冷单元的热交换介质而被维持在期望的温度。例如在Elkins的第6,178,562号美国专利中公开了这种系统,为了所有的目的,其公开内容通过引用并入本文。

[0011] 在某些情况下,当以称为快速对比疗法的快速交替方式提供时,与冷冻疗法结合的热治疗可以为患者提供益处。在过去,这是通过交替浸没在热水浴和冷水浴中来完成的。然而,热水浴和冷水浴的使用既麻烦又不方便应用。因此,将期望提供一种系统和方法,其用于方便地传送快速对比疗法、单独的冷疗法、单独的热疗法和/或压缩疗法。

[0012] 公开概述

[0013] 本发明总体上涉及活体的热疗法,并且更具体地,涉及在冷疗法和热疗法之间快速交替的快速对比疗法。

[0014] 在一些实施例中,提供了一种用于提供快速对比疗法的系统。该系统包括配置为保持冷液体的冷储存器;配置为保持热液体的热储存器;与冷储存器流体连通的冷填充端口;与热储存器流体连通的热填充端口,其中冷填充端口和热填充端口都被容纳在容器中,

该容器被配置为通过允许冷液体从冷储存器溢出并进入到热储存器中或者允许热液体从热储存器溢出并进入到冷储存器中来容纳从冷储存器和热储存器溢出的流体；配置为冷却冷液体的冷却器；配置为将冷液体从冷储存器泵送到冷却器的第一泵；配置为加热热液体的加热器；配置为将热液体从热储存器泵送到加热器的第二泵；配置为允许用户设置快速对比疗法的一个或更多个参数的用户界面；以及配置为基于由用户使用用户界面来选择的参数来运行冷却器、加热器、第一泵和第二泵的控制器的。

[0015] 在一些实施例中，系统还包括位于冷储存器的底部上的第一压力传感器和位于热储存器的底部上的第二压力传感器。

[0016] 在一些实施例中，系统还包括在冷储存器中的第一液位传感器和在热储存器中的第二液位传感器。

[0017] 在一些实施例中，系统还包括从冷储存器的上部部分延伸到热储存器的上部部分的溢流导管，其中溢流导管提供冷储存器和热储存器之间的流体连通。

[0018] 在一些实施例中，加热器被设置在热储存器中。

[0019] 在一些实施例中，系统还包括设置在冷储存器中的加热元件。

[0020] 在一些实施例中，系统还包括靠近加热器设置的加热器挡板，其中加热器挡板被配置为引起加热器周围的热液体的对流。

[0021] 在一些实施例中，系统还包括配置为测量热液体的温度和冷液体的温度的温度传感器。

[0022] 在一些实施例中，系统还包括第三泵和第四泵，第三泵被配置为将冷液体从冷储存器泵送到治疗包，第四泵被配置为将热液体从热储存器泵送到治疗包。

[0023] 在一些实施例中，系统还包括配置为对治疗包加压和减压的压缩机。

[0024] 在一些实施例中，控制器被配置为当系统不用于主动治疗患者时，调平(level)热储存器和冷储存器中的液体。

[0025] 在一些实施例中，控制器被配置为当第一液位传感器或第二液位传感器检测到临界液位时，调平热储存器和冷储存器中的液体。

[0026] 在一些实施例中，系统还包括配置为控制液体在整个系统中的流动的多个阀。

[0027] 在一些实施例中，阀是电磁阀。

[0028] 在一些实施例中，提供了一种用于提供快速对比疗法的系统。该系统包括：冷储存器，其被配置为保持冷液体；与冷储存器流体连通的冷疗供应阀(cold therapy supply valve)，该冷疗供应阀引导冷液体向治疗设备的流动；热储存器，其被配置为保持热液体；与热储存器流体连通的热疗供应阀，该热疗供应阀引导热液体向治疗的流动；以及回流阀，其将来自治疗设备的回流引导至热储存器和冷储存器中的至少一个；和控制器，其引导冷疗供应阀和热疗供应阀的运行，以控制冷液体和热液体向治疗设备的流动，控制器引导回流阀的运行，以控制回流液体从治疗设备向冷储存器和热储存器中的至少一个的流动。

[0029] 在一些实施例中，该系统还包括：位于冷储存器中的第一液位传感器，该第一液位传感器用于测量冷液体的液位；位于热储存器中的第二液位传感器，该第二液位传感器用于测量热液体的液位；第一温度传感器，其用于测量冷液体的温度；第二温度传感器，其用于测量热液体的温度；和回流温度传感器，其用于测量来自治疗设备的回流的温度。

[0030] 在一些实施例中，第一温度传感器设置在冷液体再循环歧管中，并且第二温度传

传感器设置在热液体再循环歧管中。

[0031] 在一些实施例中,第一温度传感器设置在冷液体储存器中,并且第二温度传感器设置在热液体储存器中。

[0032] 在一些实施例中,控制器在确定冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导到冷储存器和热储存器中的至少一个,其中控制器根据回流的温度将回流引导到冷储存器或热储存器,使得回流被引导到包含具有与回流的温度最接近的温度的液体的储存器。冷储存器和热储存器中的每一个中的目标液位范围大于相应的最小液位并且小于相应的最大液位。

[0033] 在一些实施例中,控制器在确定冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导到冷储存器和热储存器中的至少一个,其中当回流的温度大于冷液体和热液体的平均温度时,控制器将回流引导到热储存器。

[0034] 在一些实施例中,控制器在确定每个冷储存器和热储存器内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导至冷储存器和热储存器中的至少一个,其中当回流的温度比冷液体和热液体的平均温度大超过预定偏差量时,控制器将回流引导至热储存器。

[0035] 在一些实施例中,预定偏差量是 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

[0036] 在一些实施例中,控制器在确定冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导到冷储存器和热储存器中的至少一个,其中当回流的温度等于或大于热储存器中的热液体的温度时,控制器将回流引导到热储存器。

[0037] 在一些实施例中,控制器在确定冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导到冷储存器和热储存器中的至少一个,其中当回流的温度大于冷储存器中的冷液体的温度时,控制器将回流引导到热储存器。

[0038] 在一些实施例中,控制器在确定冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内之后,将回流从治疗设备引导至冷储存器和热储存器中的至少一个,其中当回流的温度大于最大冷储存器回流温度时,控制器将回流引导至热储存器。

[0039] 在一些实施例中,最大冷储存器回流温度对应于冷储存器中冷液体的温度(以 $^{\circ}\text{F}$ 测量)加上偏差量。

[0040] 在一些实施例中,其中偏差量为 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

[0041] 在一些实施例中,该系统还包括在冷储存器和热储存器之间延伸的一个或更多个导管,该导管在冷储存器和热储存器之间提供流体连通;和一个或更多个跨罐阀(cross-tank valve),其用于控制通过导管的流动;其中控制器引导一个或更多个跨罐阀的运行,以控制冷储存器和热储存器之间的流动,其中控制器响应于冷储存器和热储存器中的每一个中的测量液位引导一个或更多个跨罐阀的运行,使得冷储存器和热储存器中的任一个的液位不超过最大液位或低于最小液位。

[0042] 在一些实施例中,导管的一个或更多个跨罐阀被偏置在关闭位置。

[0043] 在一些实施例中,该系统还包括用于使液体通过导管移动的泵。

[0044] 在一些实施例中,导管连接到循环泵,用于使流体通过导管在冷储存器和热储存器之间移动。

[0045] 在一些实施例中,冷储存器和热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的

全运行液位的60%。

[0046] 在一些实施例中,冷储存器和热储存器的最小液位是相应冷储存器和热储存器的全运行液位的72%。

[0047] 在一些实施例中,冷储存器和热储存器的最小液位是3.75"。在一些实施例中,冷储存器和热储存器的全运行液位范围在5"-6"之间。

[0048] 在一些实施例中,最小液位是3.6"。在一些实施例中,冷储存器和热储存器的全运行液位范围在5"-6"之间。

[0049] 在一些实施例中,当第一液位传感器测量的液位低于冷储存器的最小液位时,控制器引导流通过导管从热储存器流向冷储存器,其中当第二液位传感器测量的液位低于热储存器的最小液位时,控制器引导流通过导管从冷储存器流向热储存器。

[0050] 在一些实施例中,当第一液位传感器测量的液位高于冷储存器的最大液位时,控制器引导流通过导管从冷储存器流向热储存器,其中当第二液位传感器测量的液位高于热储存器的最大液位时,控制器引导流通过导管从热储存器流向冷储存器。

[0051] 在一些实施例中,在运行过程中,冷液体和热液体中的至少一种被提供给治疗设备,并且从治疗设备接收回流并将回流引导至冷储存器或热储存器,其中,在运行过程中,控制器引导跨罐阀的运行,以打开储存器之间的流体连通持续第一时间段。

[0052] 在一些实施例中,控制器引导跨罐阀的循环运行,以打开和关闭储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,跨罐阀打开持续第一时间段,且关闭持续第二时间段,直到冷储存器和热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

[0053] 在一些实施例中,第一时间段为5秒,并且第二时间段为5秒。

[0054] 在一些实施例中,冷储存器和热储存器的最小液位对应于冷储存器和热储存器指示临界低运行条件时的液位。

[0055] 在一些实施例中,预定偏移量为 $1/4" \pm 1/8"$ 。

[0056] 在一些实施例中,当冷液体和热液体中的至少一种没有在预定关闭时段内提供给治疗设备时,系统不运行,其中,当系统不运行时,控制器引导跨罐阀的运行,以打开储存器之间的流体连通持续第一时间段。

[0057] 在一些实施例中,治疗系统不运行的预定关闭时段小于或等于20秒。

[0058] 在一些实施例中,治疗系统不运行的预定关闭时段至少为5秒。

[0059] 在一些实施例中,治疗系统不运行的预定关闭时段至少为10秒。

[0060] 在一些实施例中,控制器引导跨罐阀的运行,以打开储存器之间的流体连通,直到冷储存器和热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

[0061] 在一些实施例中,预定偏移量为 $1/4" \pm 1/8"$ 。

[0062] 在一些实施例中,控制器引导跨罐阀的循环运行,以打开和关闭储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,跨罐阀打开持续第一时间段,并且关闭持续第二时间段,直到冷储存器和热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

[0063] 在一些实施例中,第一时间段为5秒,并且第二时间段为5秒。

[0064] 在一些实施例中,预定偏移量为 $1/4" \pm 1/8"$ 。

[0065] 在一些实施例中,回流阀包括冷储存器回流阀和热储存器回流阀,其中冷储存器回流阀将回流从治疗设备引导至冷储存器,其中热储存器回流阀将回流从治疗设备引导至

热储存器。

[0066] 在一些实施例中,该系统还包括冷疗供应阀、热疗供应阀、回流阀和跨罐阀中的至少一个,这些阀可由控制器调节,以改变流过其中的液体的流速、体积、流动压力和温度中的至少一个。

[0067] 在一些实施例中,回流温度传感器设置在回流阀的上游,使得回流温度传感器位于治疗设备的输出端和回流阀之间。

[0068] 在一些实施例中,治疗设备包括治疗包,该治疗包被配置为包裹到活体的一部分以传送治疗。

[0069] 在一些实施例中,冷储存器包括冷储存器填充端口,并且热储存器包括热储存器填充端口,其中冷储存器填充端口和热储存器填充端口被容置在容器中,该容器被配置为通过允许冷液体从冷储存器溢出并进入热储存器或者热液体从热储存器溢出并进入冷储存器来容纳从冷储存器和热储存器溢出的流体。

[0070] 在一些实施例中,该系统还包括:第一泵,该第一泵被配置为将冷液体从冷储存器泵送到治疗设备;第二泵,该第二泵被配置为将热液体从热储存器泵送到治疗设备。

[0071] 在一些实施例中,该系统还包括冷却器和第三泵(循环泵),冷却器被配置为冷却冷液体,第三泵被配置为将冷液体从冷储存器泵送到冷却器。

[0072] 在一些实施例中,第三泵(循环泵)被配置为将冷液体泵送到热储存器。

[0073] 在一些实施例中,第三泵位于第一泵的上游。

[0074] 在一些实施例中,冷疗供应阀位于第一泵的下游。

[0075] 在一些实施例中,该系统还包括:加热器,其配置为加热热液体;第四泵(循环泵),其被配置为将热液体从热储存器泵送到加热器。

[0076] 在一些实施例中,加热器设置在热储存器中。

[0077] 在一些实施例中,系统还包括靠近加热器设置的加热器挡板,其中加热器挡板被配置为引起加热器周围的热液体的对流。

[0078] 在一些实施例中,第四泵(循环泵)被配置为将热液体泵送到冷储存器。

[0079] 在一些实施例中,第四泵位于第二泵的上游。

[0080] 在一些实施例中,热疗供应阀位于第二泵的下游。

[0081] 在一些实施例中,系统还包括位于冷储存器的底部上的第一压力传感器和位于热储存器的底部上的第二压力传感器。

[0082] 在一些实施例中,系统还包括设置在冷储存器中的加热元件。

[0083] 在一些实施例中,系统还包括从冷储存器的上部部分延伸到热储存器的上部部分的溢流导管,其中溢流导管提供冷储存器和热储存器之间的流体连通。

[0084] 在一些实施例中,系统还包括配置为对治疗设备加压的压缩机。

[0085] 在一些实施例中,该系统还包括用户界面,该用户界面被配置为允许用户设置快速对比疗法的一个或更多个参数;并且其中控制器基于用户使用用户界面选择的参数来运行冷却器、加热器、第一泵和第二泵中的至少一个。

[0086] 在一些实施例中,提供了一种使用快速对比疗法设备提供快速对比疗法的方法。该方法包括:将治疗包应用于患者;将治疗包连接器连接到治疗设备连接器,治疗设备连接器在治疗包和冷疗供应管线、热疗供应管线和加压气体供应管线之间提供流体连通;测量

设置在治疗设备中的冷液体储存器和热液体储存器内的冷液体和热液体的液位；确认冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位在目标液位范围内；通过经由相应的冷疗供应阀、热疗供应阀和气体疗供应阀引导冷液体、热液体和加压气体中的至少一种穿过治疗包来经由治疗包向患者提供温度治疗和压力治疗中的至少一种；经由回流阀控制液体从治疗包到冷储存器和热储存器中的至少一个的回流，以最小化从治疗包返回时因热水进入冷罐或冷水进入热罐造成的不必要的热污染。

[0087] 在一些实施例中，该方法根据回流的温度，将回流引导至冷储存器或热储存器，使得回流被引导至包含具有与回流的温度最接近的温度的液体的储存器。

[0088] 在一些实施例中，当回流的温度大于冷液体和热液体的平均温度时，回流被引导至热储存器。

[0089] 在一些实施例中，当回流的温度比冷液体和热液体的平均温度高出超过预定偏差量时，回流被引导至热储存器。

[0090] 在一些实施例中，预定偏差量是 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

[0091] 在一些实施例中，当回流的温度等于或大于热储存器中的热液体的温度时，回流被引导至热储存器。

[0092] 在一些实施例中，当回流的温度大于冷储存器中的冷液体的温度时，回流被引导至热储存器。

[0093] 在一些实施例中，当回流的温度大于最大冷储存器回流温度时，回流被引导至热储存器。

[0094] 在一些实施例中，最大冷储存器回流温度对应于冷储存器中的冷液体的温度(以下测量)加上偏差量。

[0095] 在一些实施例中，偏差量是 $0.5^{\circ}\text{F}$ 。

[0096] 在一些实施例中，冷储存器和热储存器中的任一个内的测量液位不在目标液位范围内，根据冷储存器和热储存器中的每一个内的测量液位，回流被引导至冷储存器或热储存器，使得冷储存器和热储存器内的测量液位不超过相应的最大液位或低于相应的最小液位。

[0097] 在一些实施例中，当第一液位传感器测量的液位低于冷储存器的最小液位时，回流被引导至冷储存器，并且其中当第二液位传感器测量的液位低于热储存器的最小液位时，回流被引导至热储存器。

[0098] 在一些实施例中，当第一液位传感器测量的液位高于冷储存器的最大液位时，回流被引导至热储存器，并且其中当第二液位传感器测量的液位高于热储存器的最大液位时，回流被引导至冷储存器。

[0099] 在一些实施例中，该方法还包括经由由跨罐阀运行的导管来引导冷储存器和热储存器之间的冷液体和热液体的跨罐流动，其中响应于冷储存器和热储存器中的每一个中的测量液位来引导跨罐流动，使得冷储存器和热储存器中的任一者的液位不超过最大液位或低于最小液位。

[0100] 在一些实施例中，该方法还包括当第一液位传感器测量的液位低于冷储存器的最小液位时，引导流通过导管从热储存器流向冷储存器。

[0101] 在一些实施例中，该方法还包括当第二液位传感器测量的液位低于热储存器的最

小液位时,引导流通过导管从冷储存器流向热储存器。

[0102] 在一些实施例中,该方法还包括当第一液位传感器测量的液位高于冷储存器的最大液位时,引导流通过导管从冷储存器流向热储存器。

[0103] 在一些实施例中,该方法还包括当第二液位传感器测量的液位高于热储存器的最大液位时,引导流通过导管从热储存器流向冷储存器。

[0104] 在一些实施例中,在治疗设备的运行过程中,冷液体和热液体中的至少一种被提供给治疗包,并且从治疗包接收回流并将回流引导至冷储存器或热储存器,其中在治疗设备的运行过程中,引导跨罐阀的运行,以打开储存器之间的流体连通持续第一时间段。

[0105] 在一些实施例中,该方法还包括引导跨罐阀的循环运行,以打开和关闭储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,跨罐阀打开持续第一时间段,并且关闭持续第二时间段,直到冷储存器和热储存器中测量的液位之间的差在预定偏移量内。

[0106] 在一些实施例中,冷储存器和热储存器的最小液位对应于冷储存器和热储存器指示临界低运行条件时的液位。

[0107] 在一些实施例中,当冷液体和热液体中的至少一种没有在预定关闭时段内提供给治疗包时,治疗设备不运行,当治疗设备不运行时,引导跨罐阀的运行,以打开储存器之间的流体连通持续第一时间段。

[0108] 在一些实施例中,该方法还包括引导跨罐阀的循环运行,以打开和关闭储存器之间的流体连通,使得在每个打开-关闭循环期间,跨罐阀打开持续第一时间段,并且关闭持续第二时间段,直到冷储存器和热储存器中的测量液位之间的差在预定偏移量内。

[0109] 附图简述

[0110] 本发明的新特征在以下权利要求中具体地阐述。通过参考以下详细描述和附图将获得对本发明的特征和优点的更好理解,该详细描述阐述了利用本发明的原理的说明性实施例,在附图中:

[0111] 图1A-1B图示了一种用于提供冷、高温/热/暖(以下称为“热”)和/或快速对比疗法的系统。

[0112] 图2图示了可以用作控制面板的用户界面的实施例。

[0113] 图3图示了各种压力曲线轮廓。

[0114] 图4A和图4B图示了治疗包的实施例。

[0115] 图5A-5C图示了使用再填充端口再填充和使用排放端口(drain port)排放的系统的实施例。

[0116] 图6、7、8A和8B是图示系统的各种实施例的示意图。

[0117] 图9A和图9B图示了冷储存器和热储存器的实施例。

[0118] 图10A-10B示出了由系统所使用的各种参数。

[0119] 图11A-110图示了由触摸屏界面所显示的各种屏幕。

[0120] 图12是使用各种温度控制算法的罐温度图。

[0121] 详细描述

[0122] 图1A-1B图示了一种用于提供冷疗法、高温/热/暖(以下称为“热”)疗法和/或快速对比疗法的系统1000,该系统1000涉及冷疗法和热疗法之间的快速交替。系统可以通过软管将冷的或暖的流体(诸如水)循环到治疗包中,并且然后将流体返回到系统的流体储存器

中。系统可以利用蒸汽压缩系统或其他冷却器技术来冷却冷水储存器,并且浸没式加热器可以用来加热热水储存器。系统可以具有两个或更多个端口,以便同时为两个或更多个患者服务。可以使用两个或更多个气泵(每个端口一个),以便在热疗法的同时提供气动压缩。在其他实施例中,系统可以具有单个端口和单个气泵来仅治疗单个患者。

[0123] 在一些实施例中,系统1000可以在上部面向前的面板上具有用户界面1002。用户界面1002可以是触摸显示器。可以提供开/关电源按钮1004。开/关电源按钮可以位于用户界面1002上、用户界面1002中或用户界面1002附近。上部面向前的面板还可以具有储存器填充盖1006,该储存器填充盖1006可以打开以提供通向填充端口的途径。还可以提供手柄1008以允许用户移动系统,该系统可以具有带有4个锁定脚轮1010的基座。可移除或可打开的前盖1012可以提供通向系统的内部部件的途径。通风口1014、软管架(hose holster)1016和连接器软管1018可以位于系统的一侧或两侧上。

[0124] 系统的后部可以具有风扇1020、附加通风口1022、排放端口1024、USB端口1026和/或网络端口、附加开/关电源开关1028、电源线入口1030和等电位接地引脚1032。

[0125] 疗法模式(Therapy Modalities):

[0126] 冷却:水可以被供应并返回到冷储存器,如通过与端口相关联的流量控制阀所控制的。由于在一些实施例中只有一个冷储存器,因此冷储存器温度控制对于两个端口或者用于具有多于两个端口的实施例的所有端口来说可以是公共的,并且温度可以从用户界面(诸如可以是默认显示屏的主屏幕)可调节。每个端口可以具有单独的用于治疗参数的设置,包括治疗温度和持续时间以及空气压力,这允许系统向连接到系统的每个包传送定制的治疗。

[0127] 加热:水可以被供应并返回到热储存器,如通过与端口相关联的流量控制阀所控制的。由于在一些实施例中可以只有一个热储存器,因此热储存器温度控制对于两个端口或者用于具有多于两个端口的实施例的所有端口来说可以是公共的,并且其温度可以从用户界面(诸如可以是默认显示屏的主屏幕)可调节。每个端口可以具有单独的用于治疗参数的设置,包括治疗温度和持续时间以及空气压力,这允许系统向连接到系统的每个包传送定制的治疗。

[0128] 对比:基于分开的和可定制的热持续时间和温度以及冷持续时间和温度的设置,供应到包的水可以在热储存器和冷储存器之间交替。通常的疗法是3分钟的热和1分钟的冷交替进行。在一些实施例中,热疗法或冷疗法的持续时间少于一分钟以防止包一半填充暖水/热水并且一半填充冷水。对于热治疗和冷治疗,空气压力也可以单独地可调节。例如,在冷治疗期间,压力可以设置为高(即75mmHg),并且在热治疗期间,压力可以设置为中低(即25mmHg)。在一些实施例中,在冷治疗期间施加的压力可以比热治疗期间更高,以在冷治疗期间与血管收缩一起工作。热量导致血管扩张以及血液涌入,所以空气压力可能对热疗法产生反作用,这意味着在热治疗期间使用较低的压力可能是有益的。在一些实施例中,治疗持续时间选择可以被限制为以某种模式结束的整个循环值。例如,热循环和冷循环可被限制为分钟增量,并且组合的热循环和冷循环持续时间可被限制为设定值或上限。例如,在一些实施例中,单个组合的冷热循环可能不超过4分钟,意味着如果热治疗是3分钟,那么冷治疗是1分钟。在一些实施例中,冷热循环可被限制为2分钟至10分钟,或4分钟至20分钟,或2分钟至30分钟。在一些实施例中,通过配置治疗次数和循环的数目,总治疗被配置为用冷治

疗或热治疗结束。

[0129] 仅压缩:水不会被泵送穿过包,但空气或其他气体可以被泵入到包中。治疗持续时间、空气压力和可选的压力曲线轮廓 (pressure curve profile) (压力随时间的上升、维持和释放) 将是可调节的。

[0130] 用热疗法压缩:本文所描述的热疗法可以与压缩疗法组合。

[0131] 控制面板:

[0132] 图2图示了可以用作控制面板的用户界面2000的实施例。用户界面2000可以是触摸屏,其具有代表不同治疗模式的图形图标,并且可以包括可调节的参数设置,诸如例如热温度设置和冷温度设置。例如,控制面板可以使用传统圆顶薄膜开关中的7"触摸屏TFT组。大多数控制可以在TFT显示器上。少数按钮,如电源、STOP、主页等,可以在薄膜开关上。在一些实施例中,可以使用电容式触摸屏。

[0133] 空气压力分布曲线 (air pressure profiles):

[0134] 在各种实施例中,在冷却模式中由控制单元供应的气体的压力在约0.25psig (磅/平方英寸) 和约20psig之间,优选地在约0.25psig和约5psig之间,并且更优选地在约0.25psig至约1.5psig之间。在各种实施例中,控制单元保持在约0.25psig和约5psig之间的压缩力。在各种实施例中,控制单元保持在约0.25psig和约0.5psig之间的压缩力。在各种实施例中,由控制单元供应的气体的压力从0mm到约75mm以5mm Hg的增量是用户可选择的。

[0135] 在各种实施例中,由控制单元供应的气体的压力基于患者的响应。例如,如果患者在锻炼期间穿着包,则压力可以基于锻炼有多么剧烈而改变。如果患者呼吸困难,则控制单元可以减小肺部周围的压力。压力分布曲线图可以被设置为基于预先确定的例程进行调整。在各种实施例中,压力分布曲线图包括3分钟的缓慢增加的压力,接着是2分钟的降低的压力。在各种实施例中,压力分布曲线图包括30秒的增加的压力,接着是15秒的降低的压力。在各种实施例中,压力随机波动。在各种实施例中,压力分布曲线图包括2分钟的压缩,接着是1分钟无压缩。

[0136] 脉冲的强度和频率可以根据应用进行修改。在各种实施例中,控制单元传送用于按摩疗法的压缩的脉冲。

[0137] 在各种实施例中,包可以与刚性或半刚性支撑件诸如支架一起使用。在各种实施例中,当控制单元检测到支架与包一起使用时,控制单元可以施加并保持低压或无压力。在各种实施例中,当控制单元检测到支架不与包一起使用时,控制单元可以施加并保持较高的压力。在一些实施例中,低压小于10psig、5psig、4psig、3psig、2psig、1psig或0.5psig。在一些实施例中,高压大于0.5psig、1psig、2psig、3psig、4psig、5psig或10psig。

[0138] 在加热模式下,与用于冷设置的相同的压力将是可获得的。

[0139] 图3图示了各种压力曲线轮廓:高(约75mmHg)、中高(约50mmHg)、中低(约25mmHg)和低(约15mmHg)。实现用于高、中高和中低的目标压力的斜坡时间可以是约2分钟,而用于低的斜坡时间可以是约1分钟。用于不同设置的斜坡时间和目标温度可以是可调节的,或者是预先确定的和固定的。

[0140] 在一些实施例中,用于冷却模式和加热模式的默认压力是不同的。在其他实施例中,用于冷却模式和加热模式的默认压力是相同的。

[0141] 在对比疗法模式中,疗法分布曲线(therapy profile)可以指定冷持续时间和温度及压缩、热持续时间和温度及压缩、以及治疗的持续时间或待运行的循环的数目。

[0142] 在一些实施例中,系统允许由用户配置和保存的指定的预设治疗会话,该治疗会话随后可以通过名称和/或独特图标直接选择。

[0143] 包:

[0144] 在以下中描述了关于包、流体囊、空气囊及它们的运行和制造的另外的细节:美国专利第7,837,638号;Elkins的美国专利第7,198,093和6,695,872号;美国专利公布第2014/0142473号,其全部内容出于所有的目的通过引用并入本文。

[0145] 图4A和图4B图示了治疗包的实施例。治疗包20被配置为包裹到活体的一部分以用于传送治疗。活体可以包括但不限于诸如人类或马类动物的哺乳动物身体。示例性治疗包是用于将传热设备(heat transfer device)22的各种部件连接到患者的身体的套筒(sleeve)的形式。该套筒在许多方面类似于由Schirmacher等人的美国专利第7,896,910号所公开的套筒和Elkins的美国专利第6,695,872号所公开的盖,这些专利的全部内容出于所有目的通过引用并入本文。

[0146] 示例性治疗包20包括开口19,用于将传热设备22引导到套筒内部中的袋(pouch)或腔中。套筒的一部分可被拉回以露出袋,并促进传热设备在袋中的定位,如图4A中所示出的。任何合适的紧固装置都可以用来闭合开口,诸如但不限于拉链。

[0147] 袋可以被选择性地定位在治疗包20上的预先确定的位置。换句话说,可以基于使用包之前定义将袋固定到包上的适当位置中。这样的参数可以包括用户偏好或应用需求。在各种实施例中,套筒被配置为将囊定位在多个预先定义的位置中的一个。预先定义的位置可以由用户偏好来确定。在各种实施例中,预先定义的位置对应于用于身体的核心冷却的关键区域。

[0148] 治疗包20可以具有多种形状和尺寸,用于施加到身体的不同部分或不同的身体解剖结构。套筒可以被成形和配置为用于应用到哺乳动物,并且在各种实施例中,应用到人类。在各种实施例中,套筒被成形为用于应用到并覆盖躯干、胸部区域、颈部区域、喉部区域、肢体及其组合的全部或一部分。治疗包(特别是套筒)的各个方面、形状和设计可以类似于由Miros等人的美国专利第7,107,629号和Schirmacher等人的美国专利公布第2005/0256556 A1号所公开的设备,其全部内容出于所有目的通过引用并入本文。

[0149] 通常,“传热设备”指的是身体热交换部件。在各种实施例中,传热设备包括限定液体循环穿过的柔性流体囊和加压气体被注入其中的气囊的材料层。示例性传热设备22是常规多囊组件的形式,用于邻近身体的治疗部位定位。在各个方面,使用已知的技术制造和配置多囊组件。通常使用的热囊组件既使用用于循环传热流体的柔顺流体囊25,并且也使用与流体囊叠加的气体压力囊28(最好参见图4B)。气体压力囊适于抑制水肿和/或用于将流体囊压靠在待经受热交换的身体部位上。

[0150] 更具体地,外部气体压力囊28适于接收第一流体诸如气体(例如空气),其可以被调节以提供囊的期望膨胀量或其中的压力。这种膨胀或压力影响在使用期间施加到活体的压缩力。内部流体囊25适于接收流体诸如冷却液(其可以是冷液体的形式),以将热量远离活体部位传递出去。可选择地,供应到内囊的流体可以具有比活体部位更高的温度来加热身体部位。

[0151] 将治疗包附接到系统的软管和连接器可以使用具有流体入口、流体出口和气体端口的3端口连接器。

[0152] 用于系统的一个实施例的近似尺寸

[0153]	高度	40英寸	1016mm
	长度	20英寸	500mm
	宽度	17英寸	430mm
	水体积	3加仑 (1-5加仑)	11升
	重量	150磅	45Kg

[0154] 水温度:

[0155] 在一些实施例中,热储存器的温度可以从约100degF到120degF是可调节的,并且冷储存器的温度可以从约38degF到60degF是可调节的。温度范围可以通过安全考虑(即避免组织损伤)和冷储存器中流体的防冻来确定。在一些实施例中,可以由用户调节范围限制。例如,用于热储存器的上限范围可以由用户降低到例如110F或115F,和/或用于冷储存器的下限范围可以增加至40F或45F或50F。在一些实施例中,用户可调节的范围限于在预先确定的范围内进行的调节,使得用户不能超过预先确定的热温度极限或降到低于预先确定的冷温度极限。

[0156] 水:

[0157] 在一些实施例中,蒸馏水被提供和/或推荐使用以减少结垢。在不使用蒸馏水的情况下,除垢剂诸如磷酸、乙酸或柠檬酸可以通过系统冲洗。可以提供用于系统除垢的说明。

[0158] 在一些实施例中,还可以推荐添加抗菌剂和/或防垢剂。

[0159] 在一些实施例中,系统在不使用时被排放,并且定期地排放/再填充。如图5A-5C中所示出的,为了促进排放和再填充,系统5000可以具有容易接近的排放端口5002和填充端口5004。填充端口5004可以位于系统的面向前的部分上,靠近用户界面,用于增加访问,这允许用户在需要时甚至治疗期间容易地向系统添加更多的流体。可移除或可打开的盖5006可以覆盖填充端口5004。

[0160] 温度控制:

[0161] 为了制成尺寸合理的系统,热质量(thermal mass)与热传递的比率建议偏离传统的制冷温度控制方法。

[0162] 图6-8B是图示系统的各种实施例的示意图。如图6中所示出的,在具有AC系统的一些实施例中,可以使用热气旁路6000,并且可以利用热膨胀阀6004上游的隔离阀6002来控制温度。如图7中所示出的,如果使用变速DC压缩机7000,功率可以降低以允许在冷罐7004中使用加热器7002。图8A图示了冷罐部分的示意图,并且图8B图示了热罐部分的示意图。图8A和图8B图示了泵8001、8002、8003、8004,其可以用于将流体泵送到冷却器8005、加热器8006和在冷罐7004和热罐8007之间泵送流体。例如,循环泵8001可用于将流从冷罐7004引导至热罐8007,并且循环泵8003可用于将流从热罐8007引导至冷罐7004。泵与阀的系统相组合可用于控制系统中的流体流动。

[0163] 返回水策略(即在快速对比模式下)。

[0164] 为了使冷却和加热系统更有效,在从热切换到冷或从冷切换到热之后,将返回水的切换延迟一段时间将是有利的,即,当从热切换到冷时,将有约300-750ml或一定其他体

积的热水仍然在软管和包中。如果返回水与供应水同时切换,则大量体积的热水将被泵入冷水罐中。当从冷切换回热时,情况将正好相反。返回水切换可以被延迟,直到返回水达到预先确定的温度或时间,这可以使用温度传感器诸如热敏电阻来测量。储存器之间的切换可以使用电磁阀来实现,电磁阀可以基于来自温度传感器的测量值而被打开和关闭。例如:

[0165] o  $T = (T_h - T_c) / 2$

[0166] o  $T = T_h - 10F$  (当从冷切换到热时)

[0167] o  $T = T_c + 10F$  (当从热切换到冷时)

[0168] o 时间 = 60秒

[0169] 罐系统

[0170] 当在对比疗法期间切换水供应时,罐将通常处于不同的液位处。应该有一种保护系统免受一个罐或另一个罐溢流的方法,并且还应该有防止一个罐的低流体运行的系统。

[0171] 如图6和图7中所示出的,小的均衡管6500可以是一个解决方案。该均衡管6500将允许罐均衡。管的长度和直径可以定尺寸成防止快速均衡(这将把热水倾倒入冷罐中,或者反之亦然)。例如,管的长度和直径可以定尺寸成允许每分钟通过的流体相当于罐容积的约1%、5%或10%。均衡管6500可以位于每个罐的上部部分上,诸如上部1/20、1/10、1/5、1/4或1/3。

[0172] 储存器之间的可逆泵是另一种可能的解决方案。这将具有能够在任何时间、并在任何方向上停止或开始均衡的优点。另外的优点将是热水可以添加到冷罐,或者反之亦然,以便更快速地达到期望的罐温度(即,当改变罐温度时)或者防止超调(overshoot)等。

[0173] 另一种解决方案可以是溢流在图5C中所示出的填充端口处在罐之间来回穿过。填充端口可以被容纳在容器中,该容器可以容纳从储存器溢出的流体。当一个储存器通过其填充端口溢流时,容器被填充并且溢出的流体流入到其他储存器的填充端口中。

[0174] 如果在疗法期间罐中的液位达到均衡或平衡,则向冷罐添加热水,或者向热罐添加冷水,其降低了热罐和冷罐之间的温度梯度。疗法期间罐温度的这种变化可能是不期望的。因此,在一些实施例,罐的流体液位管理,特别是如本文所描述的液体调平步骤,通常可以在疗法之外执行,诸如在疗法完成之后。然而,当罐中的液位低至临界时,甚至在疗法期间也可以使用液体调平程序来将罐的液位返回到非临界液位。该液体调平程序可以例如通过控制例如本文结合图8A和图8B描述的泵来实现。

[0175] 使填充系统变得简单和直观将是有利的。由于将有两个罐,因此只具有一个填充端口并且不必单独地填充每个储存器可以是有利的。在其他实施例,如图5B中所示出的,每个储存器可以具有其自己的填充端口。将水均等地引导到热罐和冷罐两者中可能是一个挑战。如果填充线高于每个储存器的液位,那么两个储存器在该点处将均衡。然而,在使用期间,这两个罐中都没有留出用于附加的顶部高度的空间,并且两个罐将自由混合,因此使得每个罐的温度控制更加困难和低效。在一些实施例,用户界面上的指示器可以指示储存器的填充液位和/或可以指示储存器何时被完全填充。罐可以具有流体液位传感器来确定罐中的流体的量。

[0176] 因此,图9A和图9B中示出了解决这些问题的储存器的实施例。该系统包括冷储存器9001、热储存器9002和填充端口9006。可以使用水瓶、软管、加仑壶等将水倒入到填充端

口9007中。可以通过对填充端口9007使用宽的漏斗或锥形形状来帮助容易填充。填充端口9007可以由填充盖组件9004密封。填充盖组件9004可以包括把手 (Knob) 9004A、松紧扣 (strainer) 9004B和罐密封件9004C。罐密封件9004C可以被配置为在一个位置 (打开位置) 中在储存器和周围环境之间提供开口, 并且在另一个位置 (闭合位置) 中密封在储存器和周围环境之间的开口。在打开位置中, 可以存在连接热储存器和冷储存器的导管。一旦获得足够的填充液位 (在上填充液位9020和下填充液位9021之间), 这允许水在热储存器和冷储存器之间均衡。当罐密封件9004C处于闭合位置中时, 热储存器和冷储存器之间的导管可以封闭, 以便防止当流体的液位9008A-B和9009A-B在系统内独立地变化时流体交换。储存器9002、9001中的通风口9005、9006允许罐内的空气压力接近大气压力。

[0177] 冷水出口9010和热水出口9011可以位于储存器的底表面处, 或者可以在储存器底部的只要上方的位置处以防止沉积物进入液流管线。冷水入口9012和热水入口9013将期望地配置成促进储存器内的混合。加热器9015周围的适当混合或强制对流对于有效加热水罐并降低加热器上的表面温度尤其重要, 这进而又降低了加热器9015上发展结垢的可能性。为此, 在加热器附近包括加热器挡板9014可能是期望的, 以增加加热器表面周围的水速。加热器挡板9014可以被设计成提供弯曲的水路径, 以进一步减少加热器的表面处的边界层。如果在冷储存器中也使用加热器, 可以使用类似的方法。

[0178] 可以使用传感器 (优选地压力传感器) 以便感测罐中的水位。压力传感器9016、9018将最好放置在罐的底部附近, 以最精确地测量罐内的水头压力 (Head Pressure)。储存器通风口9005、9006将允许精确的压力测量。

[0179] 水位可以经由邻近储存器定位的罐液位调节器 (Tank Level Facilitator) 9003来均衡或调节。罐液位调节器9003可以是被动的, 并且可以包括简单的孔口, 或者长度较长的管道, 其定尺寸成仅基于水位差在两个储存器之间提供期望的流速。罐液位调节器9003也可以是主动设备, 其将流体从热储存器9002泵送到冷储存器9001, 或者将流体从冷储存器9001泵送到热储存器9002。如果感测到显著的水位不平衡, 或者为了快速调节其中一个罐中的温度, 这可能是期望的。除了罐的水头压力传感器之外或代替罐的水头压力传感器9016、9018, 可以采用可替代的液位传感器或开关, 以便提供识别罐是高于还是低于某一点的装置。这作为冗余指示器可能是有价值的, 或者确保水总是在加热器元件上方。

[0180] 溢流防止装置可以是在两个储存器之间添加溢流导管9022。与被动式的罐液位调节器9003相比, 这可以提供更快地将多余的水交换到相对的罐。

[0181] 此外, 溢流排放口9023、9024可用以将多余的水输送到设备的外部 (在溢流罐中, 或到地面上)。附加的传感器可以被添加到溢流排放口9023、9024来感测这种情况, 或者可以添加检测溢流罐中的水分的装置。

[0182] 用于使用该系统的参数如图10A-10B中所示出的。

[0183] 由触摸屏界面显示的各种屏幕在图11A-110中示出。该系统可以包括控制器和/或处理器以及存储器, 用于存储指令和编程以实现本文所描述的用户界面以及控制如本文所描述的系统。各种部件, 诸如泵、传感器、压缩机、热交换器、加热器和阀, 可以由处理器控制和/或向处理器发送信息。

[0184] 热疗设备中的热性能优化

[0185] 如果在治疗期间由于水充满热交换器然后返回到热罐或冷罐而使罐液位, 则热罐

储存器和冷罐储存器的温度可能会偏离。特别是在对比疗法期间,水返回到热罐或冷罐。在当前实施例中,水被返回到温度最接近的罐,以避免过热的水进入冷罐(或者过冷的水进入热罐)而导致的不必要的热污染。

[0186] 治疗时间过长或者热交换器体积较大,这可能会导致其中一个罐充满,而另一个罐变得太空。这个问题可以通过在治疗期间保持罐被均衡来解决,例如,通过将水从较高的罐泵送到较低的罐来解决。或者,用小直径的管连接罐,使罐随时间的推移而被均衡。这样做的缺点是,由于另一个罐的水进入较空的罐,会使较空的罐偏离其设定温度。例如,如果热水被泵入冷罐中来增加罐液位,则热水将增加冷罐中的温度。以这种方式使治疗温度变化过度偏离设定点是不期望的。

[0187] 增加罐尺寸有助于消除这种情况,因为如果罐足够大,就不用担心太满或太空。然而,罐容积越大,罐温度达到设定值所需的时间就越长。因此,随着时间的推移,过大的罐可以提供更稳定的温度,并为使用大型热交换器提供足够的空间,而不会使罐变得太满或太空,但是系统达到期望的设定点可能会需要不可接受的时间。例如,对于8升的罐,当早上打开系统时,储存器的水处于室温,可能需要30分钟才能达到设定值。当使用4升的罐时,可能只需15分钟即可达到设定点,这可能是客户更期望的。

[0188] 为了保持罐最接近设定点,已经开发了一种算法来优化治疗期间的水温,同时保持罐体积足够小,以允许可接受的冷却和加热时间。

[0189] 在治疗期间,为了防止不必要的跨罐热污染,罐将不会被均衡。然而,如果液位变得太低或太满(溢出),可以采取预防措施:例如,在预定的液位,从热交换器回流的水可以转移到较低的罐,而不是温度最接近的罐。这比从相对的罐送出水更有利,因为回流的水将比相对的罐更接近较低的罐的温度。作为进一步的预防措施,如果罐液位变得非常低,可启动跨罐流动。

[0190] 同理,如果一个罐太满,它将开始溢出到另一个罐。这导致以类似跨罐流动的方式造成热污染。

[0191] 例如,回水阀可以以下述方式执行:

[0192] • 如果两个罐的液位都超过3.75"H<sub>2</sub>O,并且回流温度比热罐再循环温度和冷罐再循环温度的平均值高超过0.5°F,则热罐回流阀应打开,否则关闭。

[0193] • 如果热罐液位≤3.75"H<sub>2</sub>O,则打开热罐回流阀。

[0194] • 如果热罐液位超过10"H<sub>2</sub>O,则关闭热罐阀,直到热罐液位下降至7"H<sub>2</sub>O以下。

[0195] • 如果热罐回流阀关闭,则冷罐回流阀应打开,否则关闭。

[0196] 并且罐与罐之间的阀可以按以下方式执行:

[0197] • 冷罐至热罐的阀:

[0198] • 在默认情况下,冷罐和热罐之间的阀应关闭。

[0199] • 冷罐和热罐之间的阀应根据热疗法是否被激活而有不同地执行:

[0200] • 当热疗法未激活或未激活10秒钟时,如果冷罐水位比热罐水位高1/4" (±1/8")的绝对差值,则冷罐和热罐之间的阀应打开5秒钟,然后关闭5秒钟,以便在两次治疗之间保持相等的罐液位。

[0201] • 当热疗法激活时,如果热罐液位低于3.6"H<sub>2</sub>O并且冷罐液位超过3.6"H<sub>2</sub>O,则冷罐和热罐之间的阀应打开5秒钟,然后关闭5秒钟。

[0202] • 热罐至冷罐的阀：

[0203] • 在默认情况下，热罐和冷罐之间的阀应被关闭。

[0204] • 热罐和冷罐之间的阀应根据热疗法是否被激活而不同地执行：

[0205] • 当热疗法未激活或未激活10秒钟时，如果冷罐液位比热罐液位高 $1/4''$  ( $\pm 1/8''$ ) 的绝对差值，则热罐和冷罐之间的阀应打开5秒钟，然后关闭5秒钟，以便在两次治疗之间保持相等的罐液位。

[0206] • 当热疗法激活时，如果热罐液位低于 $3.6''\text{H}_2\text{O}$ 并且冷罐液位超过 $3.6''\text{H}_2\text{O}$ ，则热罐至冷罐之间的阀应打开5秒钟，然后关闭5秒钟。

[0207] 一旦治疗结束，将有一个罐均衡期，罐将均衡，此时液位较低的罐将从液位较高的罐获得水。这将热污染其中一个罐，罐将需要一段时间才能回到设定点。

[0208] 在治疗结束和罐均衡期之间增加延迟机制可能是所希望的，以防用户想要在罐接近其设定温度时立即使用该系统。该延迟可以是固定的时间段（即10秒），或者可以采取“不均衡”按钮的形式。

[0209] 图12中示出了热性能的曲线图，并且作为增强算法之前和之后的罐温度的示例。以下示例中的治疗是快速对比疗法，每个端口（端口1和端口2）都有一个直膝包，冷疗法3分钟，热疗法3分钟，来回交替进行，总共30分钟。软件有两个版本（包含算法）。V1.1.6是一种改进的算法，在治疗过程中不会均衡罐。V1.1.5在治疗期间保持罐在一定限度内均衡。

[0210] 当一个特征或元件在本文被提及为“在另一特征或元件上”时，它可直接在其他特征或元件上，或也可能存在中间的另一特征或元件。相反，当一个特征或元件被提及为“直接在另一特征或元件上”时，没有中间的特征或元件存在。还将理解，当特征或元件被提及为“连接”、“附接”或“联接”到另一特征或元件时，它可直接连接、附接或联接到其他特征或元件，或可能存在中间的特征或元件。相反，当一个特征或元件被提及为“直接连接”、“直接附接”或“直接联接”到另一特征或元件时，没有中间的特征或元件存在。虽然相对于一个实施例进行了描述或示出，但是这样描述或示出的特征和元件可以应用于其他实施例。本领域技术人员还将理解，对“邻近”另一特征设置的结构或特征的参考可具有与相邻特征叠加或在相邻特征下方的部分。

[0211] 本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的，并且不旨在限制本发明。例如，如本文所使用的，单数形式“a (一)”、“an (一)”和“the (所述)”旨在同样包括复数形式，除上下文另有明确指示之外。将进一步理解，术语“包括 (comprises)”和/或“包括 (comprising)”当在本说明书中使用时，指定所陈述的特征、步骤、运行、元件和/或部件的存在，但不排除存在或添加一个或多个其它特征、步骤、运行、元件、部件和/或它们的组。如本文所使用的，术语“和/或”包括相关联的所列项中的一个或多个项的任一组合和所有组合，并且可缩写为“/”。

[0212] 空间相对的术语，诸如“在.....下 (under)”、“在.....下 (below)”、“低于 (lower)”、“在.....上 (over)”、“上部 (upper)”等可在本文中使用，以便于描述如附图中所图示的一个元件或特征与另一个元件或特征或另外多个元件或特征的关系。将理解的是，空间相对的术语旨在涵盖除了附图中描绘的取向之外的使用或运行中的设备的不同取向。例如，如果附图中的设备被反向，元件被描述为“在其它元件或特征下 (under)”、“在其它元件或特征之下 (beneath)”，则所述元件将被定向成“在其它元件或特征上 (over)”。因

此,示例性术语“在.....下(under)”可涵盖在.....上和和.....下的两种取向。设备可以另外地定向(旋转90度或以其他取向定向),并且本文使用的空间相对描述词被相应地解释。类似地,除另有特别指示之外,术语“向上(upwardly)”、“向下(downwardly)”、“竖直(vertical)”、“水平(horizontal)”等在本文中用于解释的目的。

[0213] 虽然术语“第一”和“第二”在本文中可以用于描述各种特征/元件(包括步骤),但是这些特征/元件不应该受这些术语的限制,除非上下文另有指示。这些术语可以用于将一个特征/元件与另一个特征/元件区分开。因此,下面讨论的第一特征/元件可以被称为第二特征/元件,并且类似地,下面讨论的第二特征/元件可以被称为第一特征/元件,而不脱离本发明的教导。

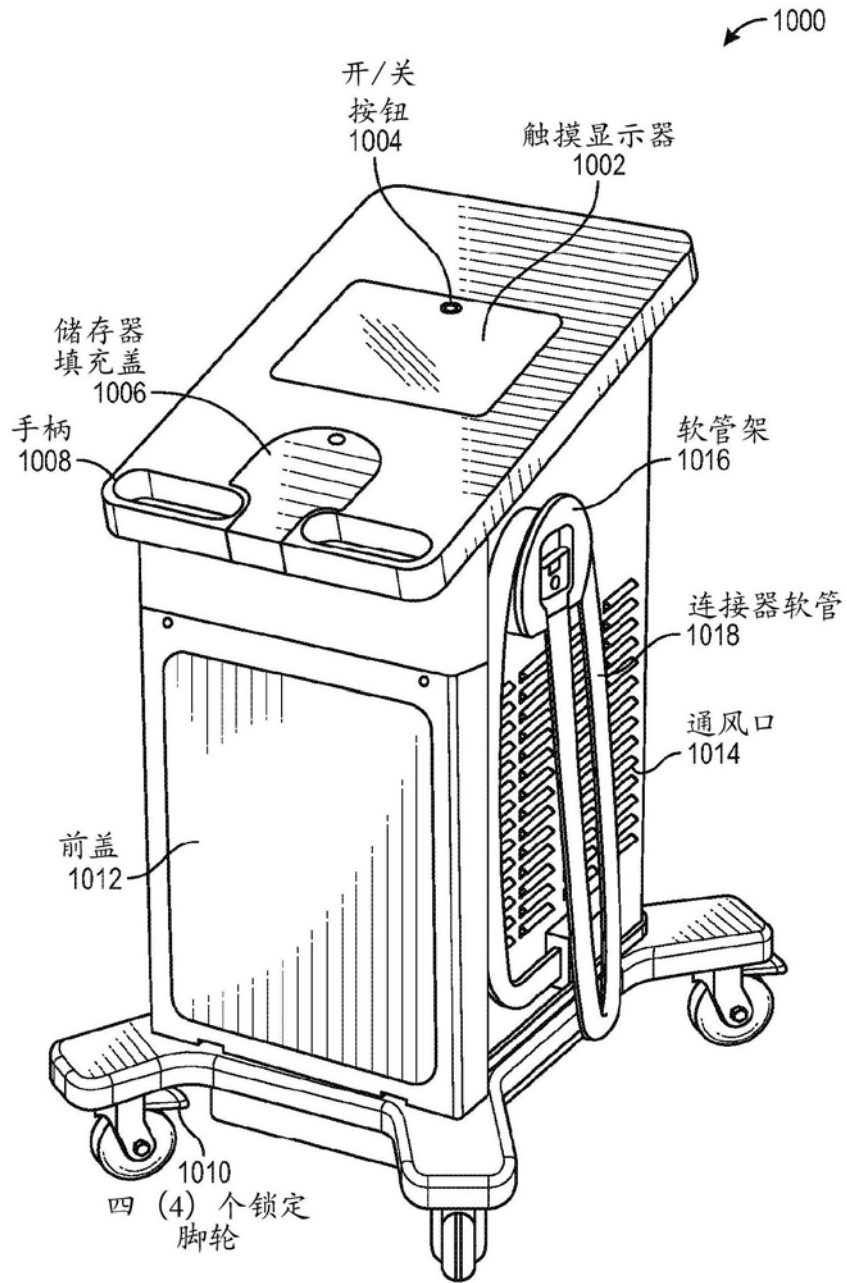
[0214] 贯穿本说明书和所附权利要求书,除非上下文另有要求,否则术语“包括(comprise)”及其诸如“包括(comprises)”和“包括(comprising)”的变型意味着可以在方法和制品(例如,组合物以及包括设备的装置和方法)中共同使用各种部件。例如,术语“包括(comprising)”将被理解为暗示包含任何陈述的元件或步骤,但不排除任何其它元件或步骤。

[0215] 如本文在说明书和权利要求书中所使用的,包括在示例中所使用的,并且除非另有明确说明,所有数字可被读作仿佛前面有“约(about)”或“大约(approximately)”的词语,即使该术语没有明确出现。可以在描述量值(magnitude)和/或位置时使用短语“约”或“大约”,以指示所描述的值和/或位置在值和/或位置的合理预期范围内。例如,数值可以具有为所陈述的值(或值的范围)的 $\pm 0.1\%$ 、所陈述的值(或值的范围)的 $\pm 1\%$ 、所陈述的值(或值的范围)的 $\pm 2\%$ 、所陈述的值(或值的范围)的 $\pm 5\%$ 、所陈述的值(或值的范围)的 $\pm 10\%$ 等的值。本文给出的任何数值还应当理解为包括约或大约该值,除非上下文另有指示。例如,如果公开了值“10”,则“约10”也被公开。本文中叙述的任何数值范围旨在包括归入其中的所有子范围。还应当理解,如本领域技术人员所适当理解的,当公开了一个值时,“小于或等于”该值、“大于或等于该值”以及值之间的可能范围也被公开。例如,如果公开了“X”值,则“小于或等于X”以及“大于或等于X”(例如,其中,X为数值)也被公开。还应当理解,贯穿整个申请,以多种不同的格式提供数据,并且该数据表示数据点的任何组合的端点和起始点以及范围。例如,如果公开了特定数据点“10”和特定数据点“15”,则应当理解,大于10和15、大于或等于10和15、小于10和15、小于或等于10和15、和等于10和15以及10到15之间也被认为是公开的。还应当理解,两个特定单元之间的每个单元也被公开。例如,如果公开10和15,则11、12、13和14也被公开。

[0216] 虽然上面描述了各种说明性实施例,但是可以对各种实施例进行若干改变中的任一种,而不脱离由权利要求所描述的本发明的范围。例如,在可替代实施例中,通常可以改变执行各种所描述的方法步骤的顺序,并且在其他可替代实施例中,可以一起跳过一个或更多个方法步骤。各种设备和系统实施例的可选特征可以被包括在一些实施例中而不被包括在其他实施例中。因此,前面的描述主要被提供用于示例性目的,并且不应被解释为限制如在权利要求中阐述的本发明的范围。

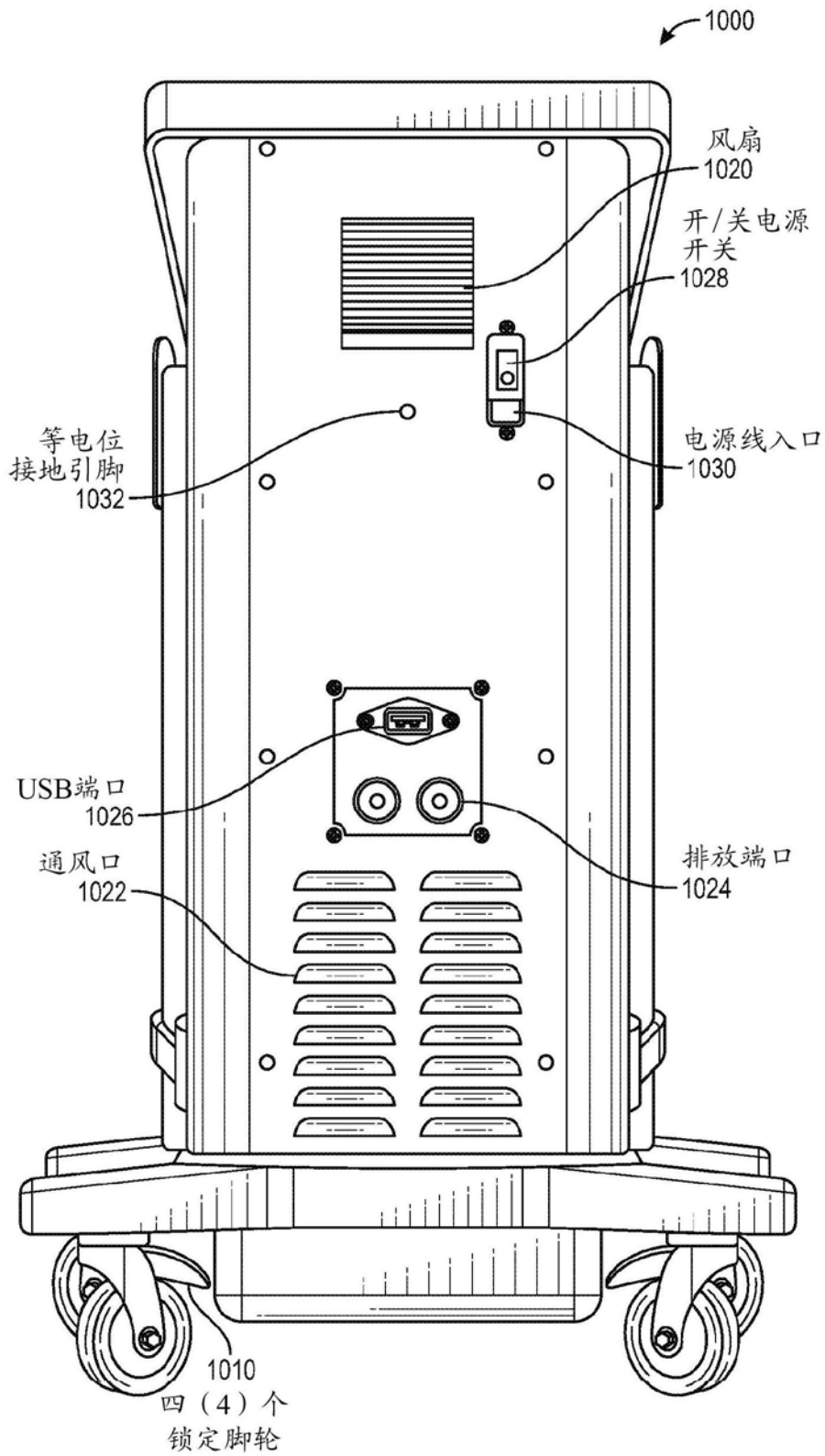
[0217] 本文所包括的实施例和说明通过说明而非限制的方式示出其中可以实践主题的特定实施例。如所提到的,可以利用和从其导出其他实施例,使得可以做出结构和逻辑替换和改变而不脱离本公开的范围。仅为了方便,本发明性主题的这样的实施例在本文中可单

独地或共同地由术语“发明”来提及,并且不旨在将本申请的范围主动地限制为任何单个发明或发明概念,如果实际上多于一个发明或发明概念被公开的话。因此,虽然本文已经说明和描述了特定实施例,但是被打算实现相同目的的任何布置可以替代所示出的特定实施例。本公开旨在覆盖各种实施例的任何和所有调整或变化。在阅读以上描述后,以上实施例的组合以及本文未具体描述的其他实施例对于本领域的技术人员而言将是明显的。



前视图

图1A



后视图

图1B

2000 →

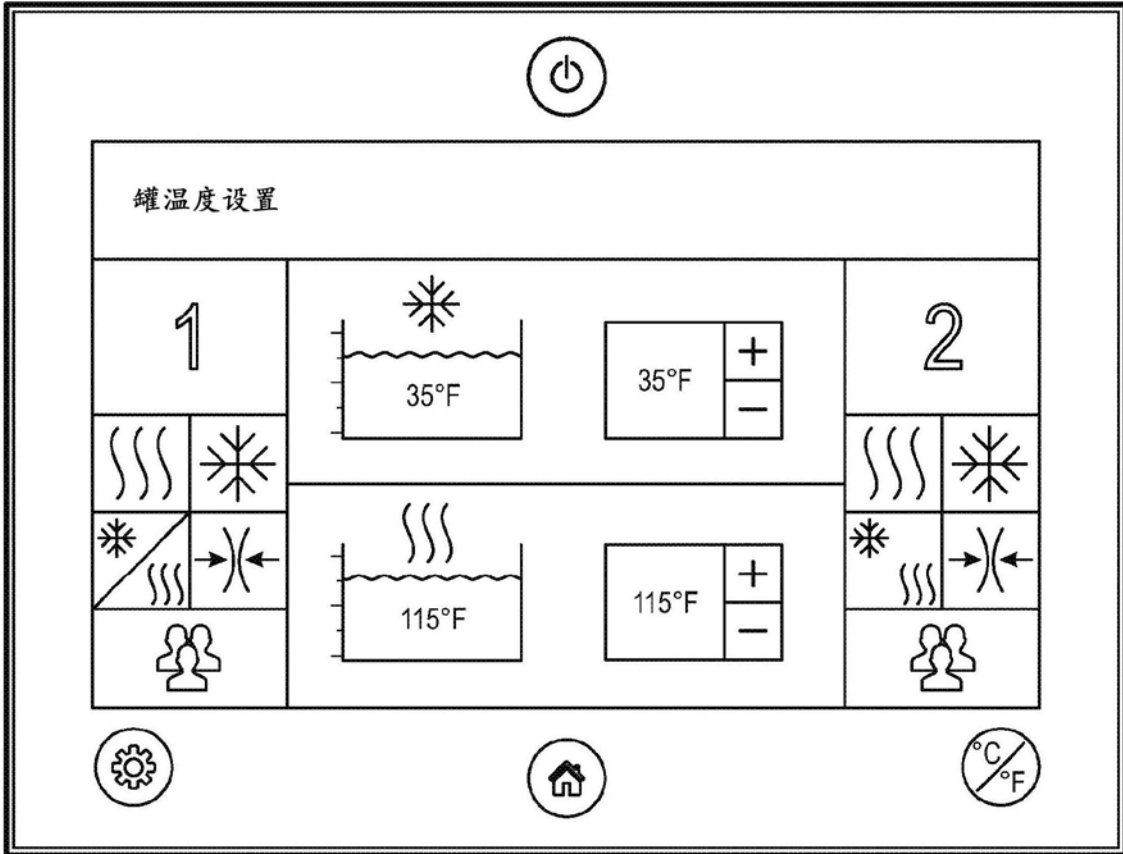


图2

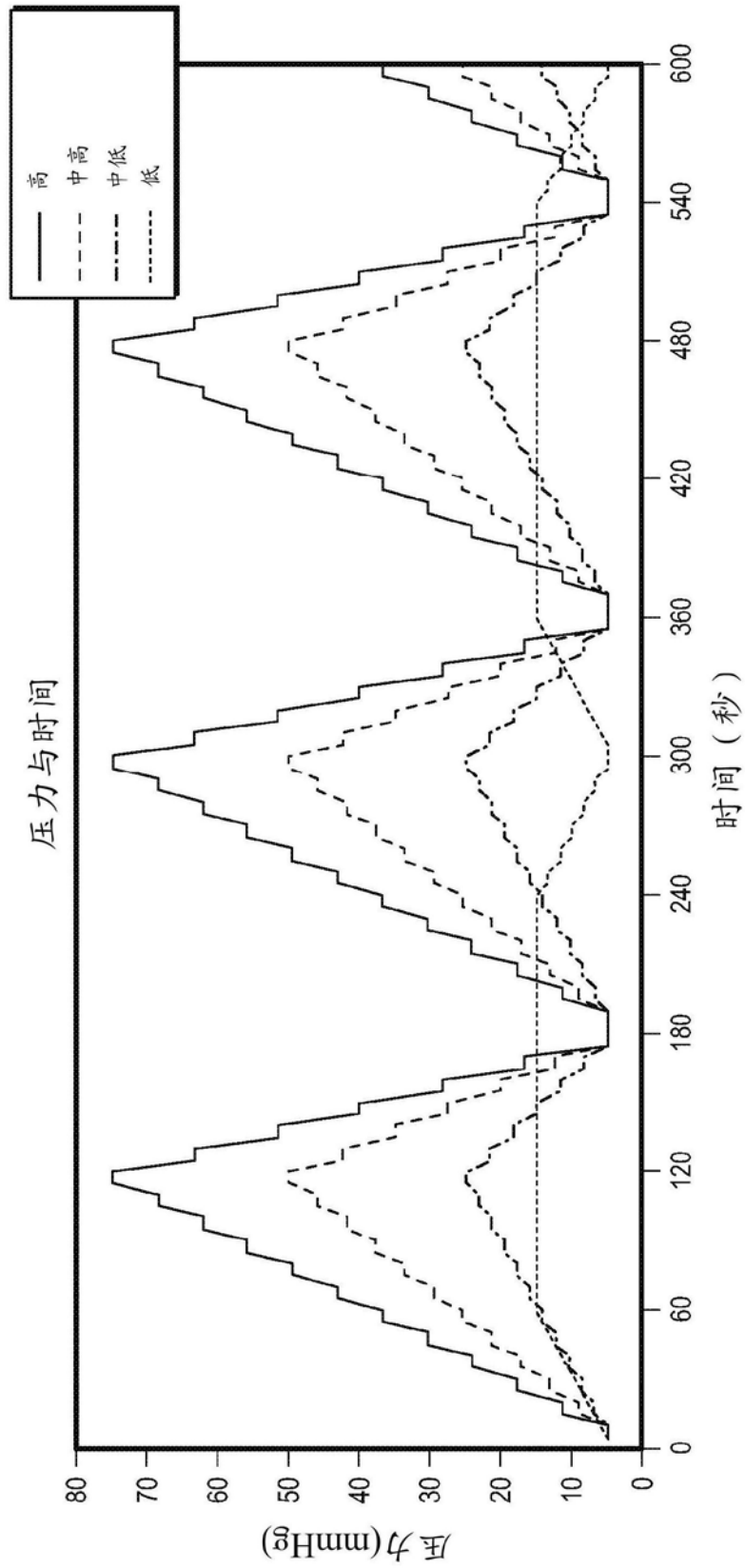


图3

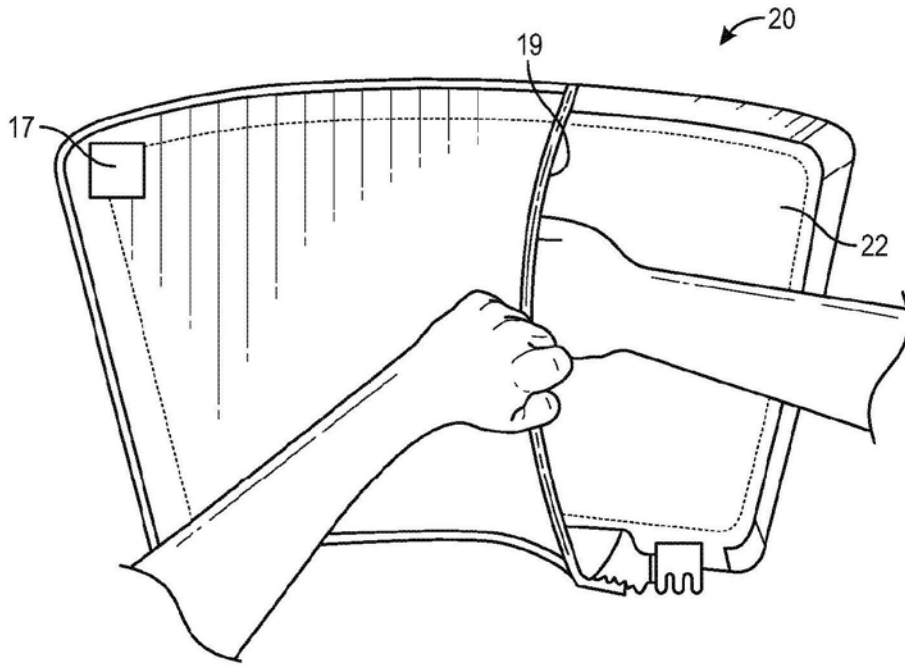


图4A

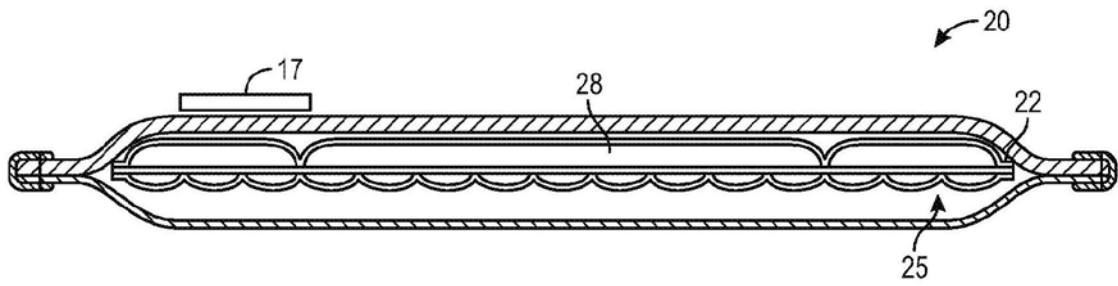


图4B

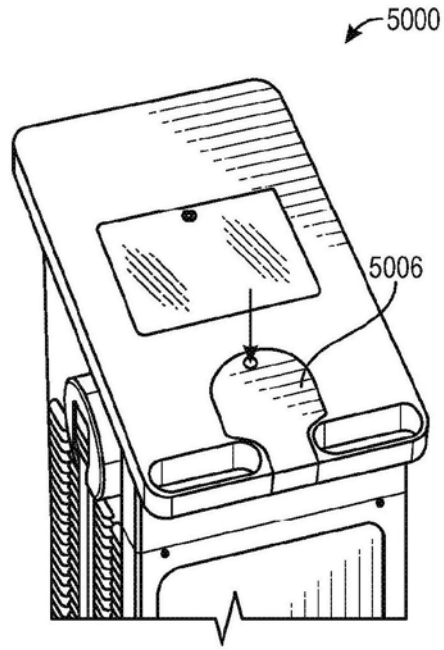


图5A

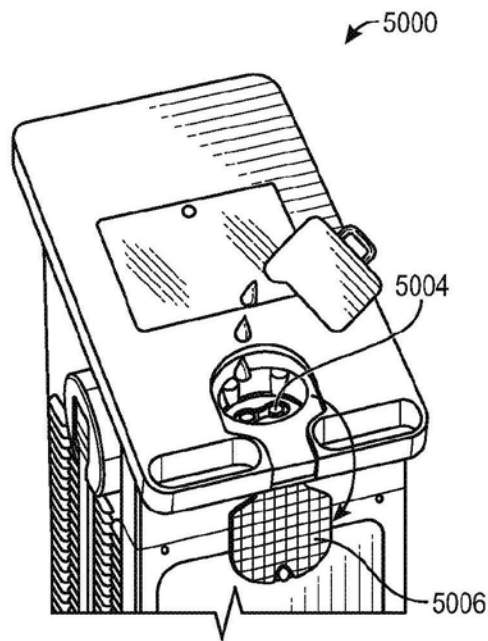


图5B

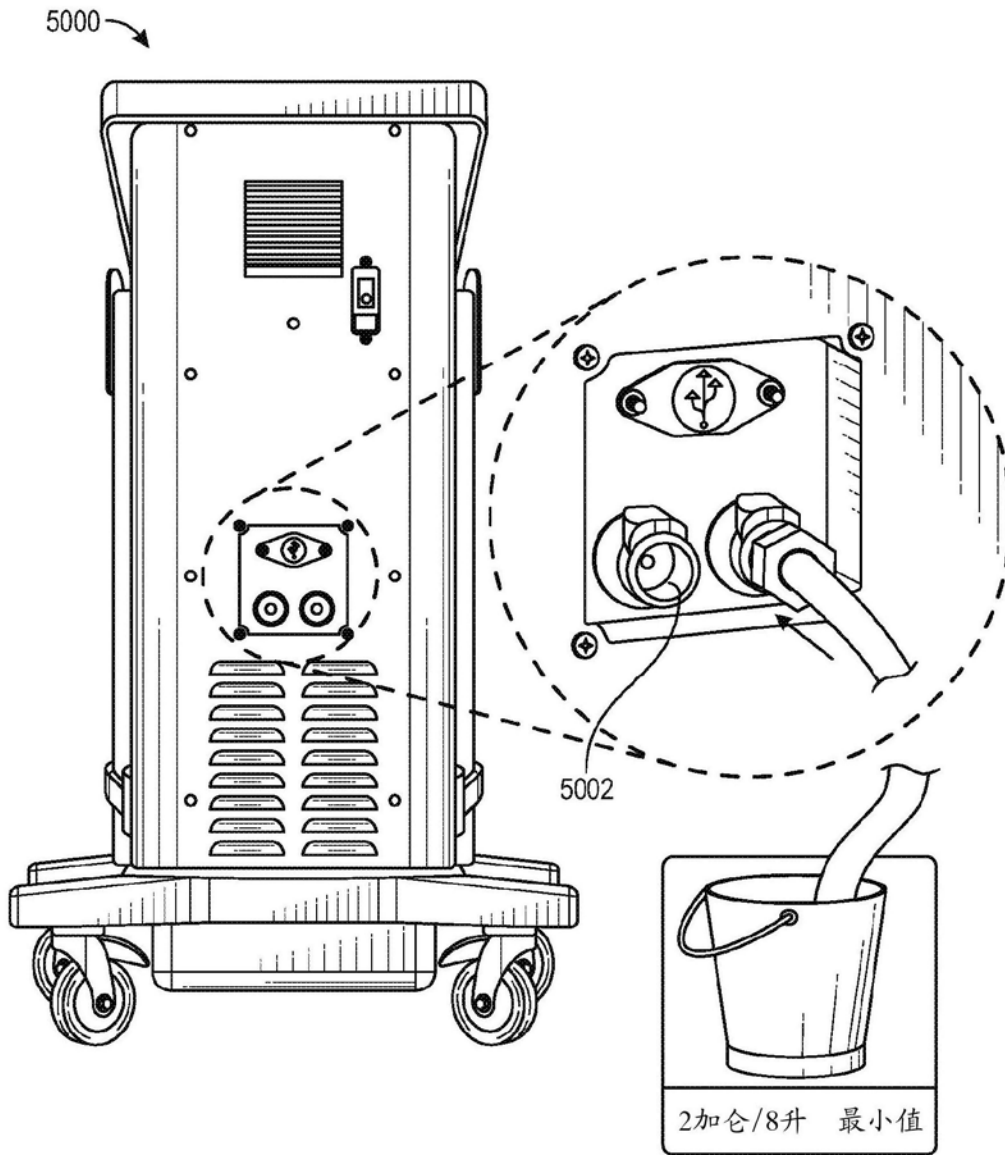


图5C

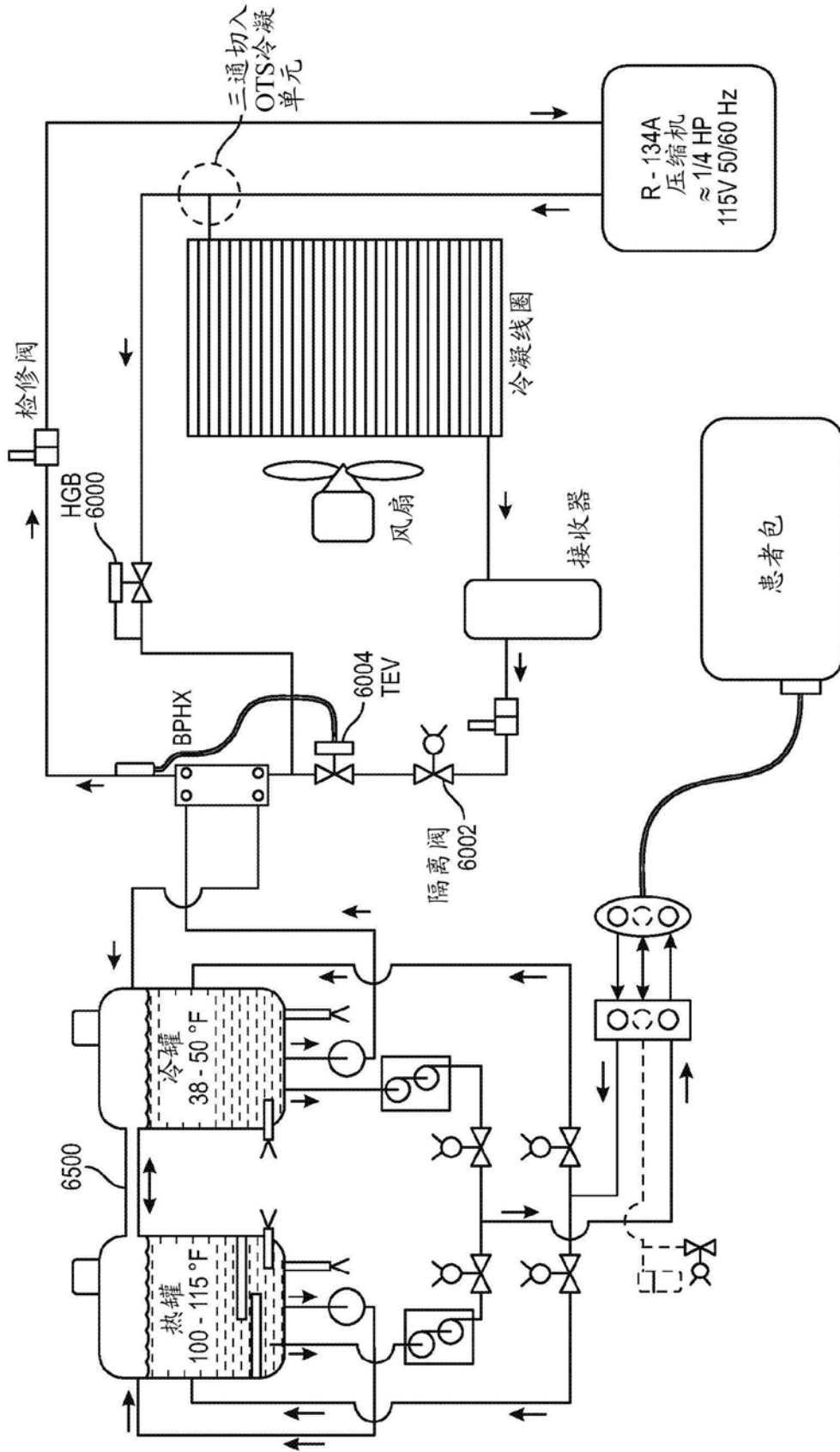


图6

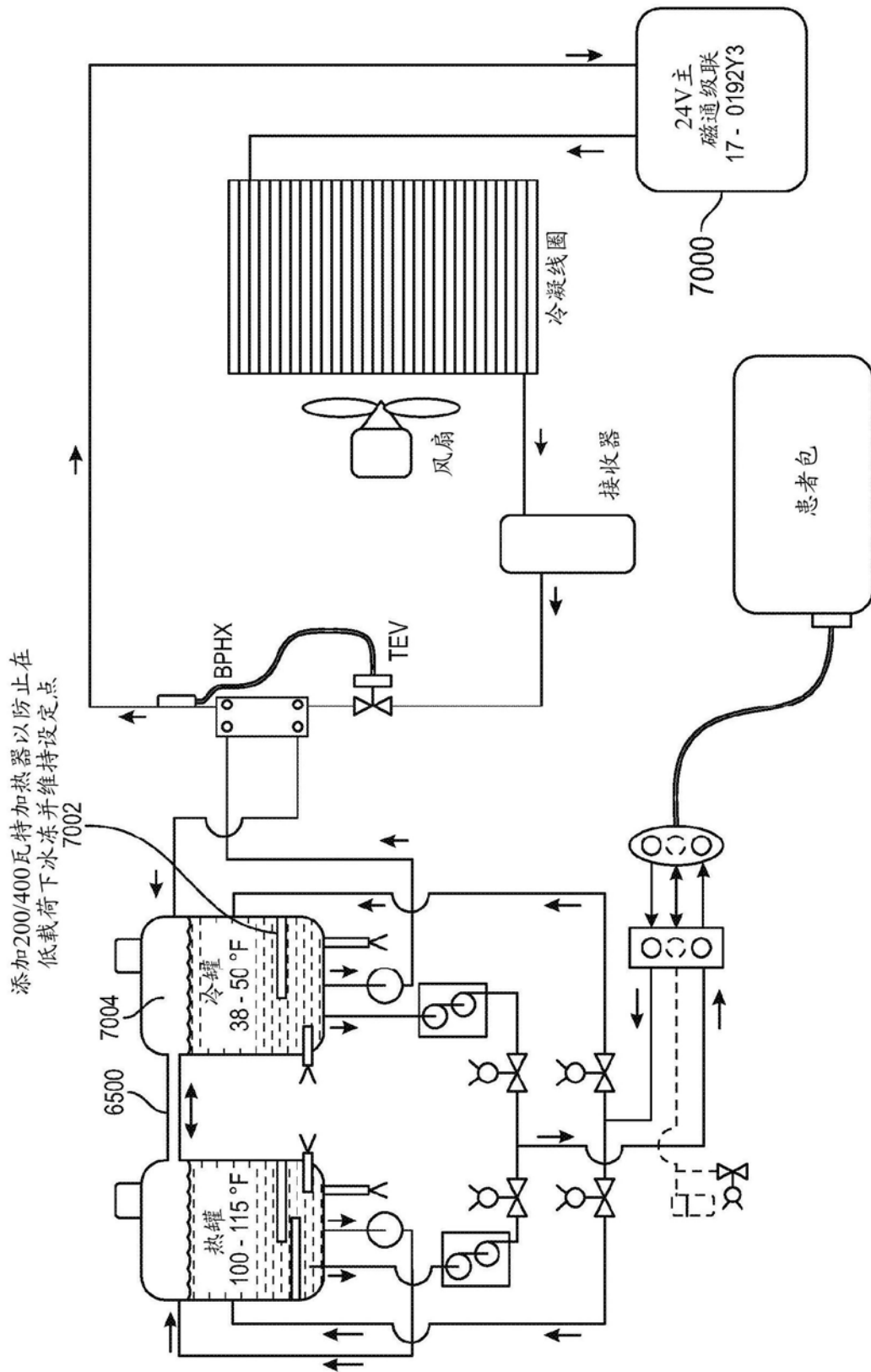


图7

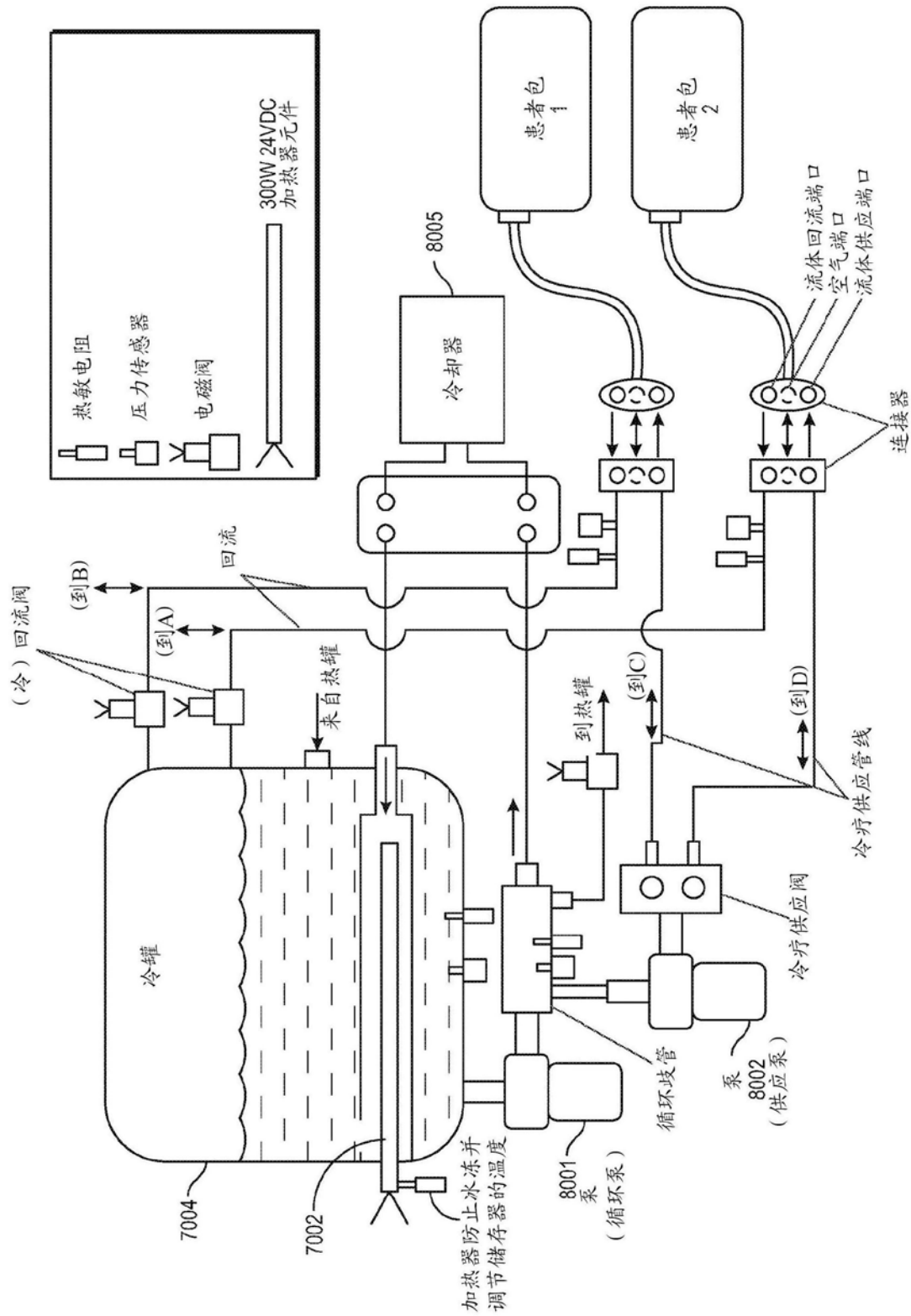


图8A

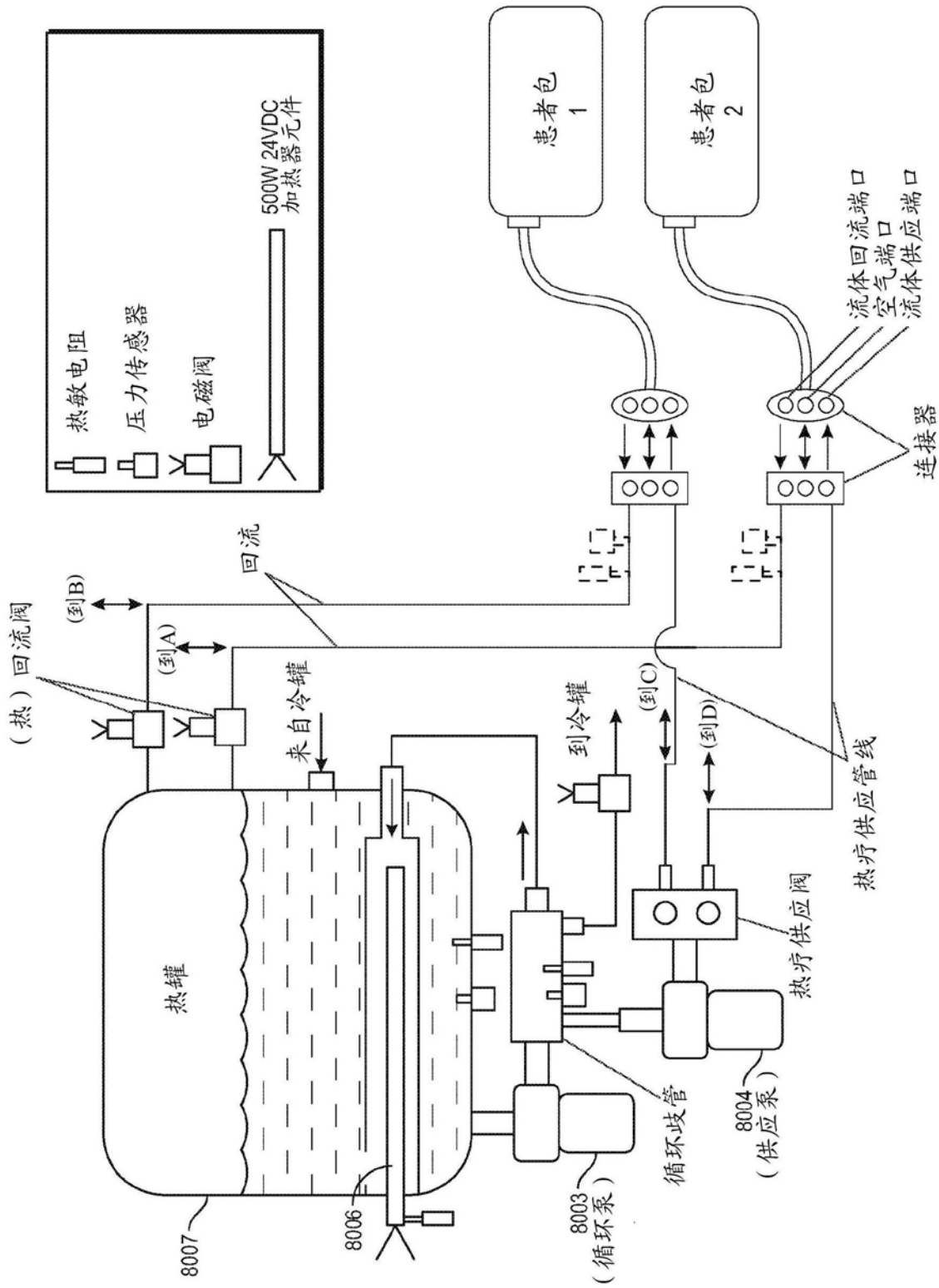


图8B

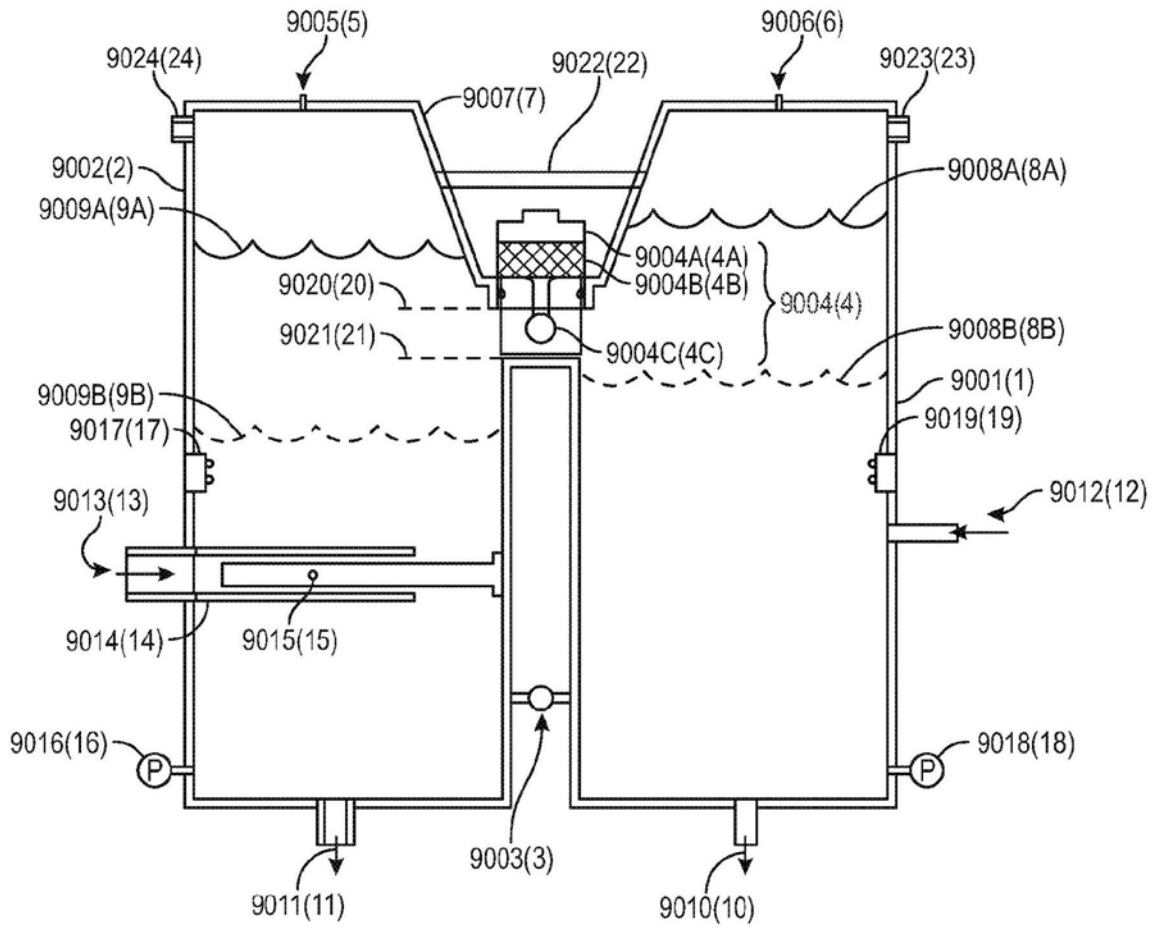



图9A

项#	说明
<u>9001</u>	冷储存器
<u>9002</u>	热储存器
<u>9003</u>	罐液位调节器
<u>9004</u>	填充盖
<u>9004A</u>	把手
<u>9004B</u>	松紧扣
<u>9004C</u>	罐密封件
<u>9005</u>	热储存器通风口
<u>9006</u>	冷储存器通风口
<u>9007</u>	填充端口
<u>9008</u>	冷水水位
<u>9009</u>	热水水位
<u>9010</u>	冷水出口
<u>9011</u>	热水出口
<u>9012</u>	冷水入口
<u>9013</u>	热水入口
<u>9014</u>	加热器挡板
<u>9015</u>	加热器
<u>9016</u>	热储存器压力传感器
<u>9017</u>	热储存器低液位传感器
<u>9018</u>	冷储存器压力传感器
<u>9019</u>	冷储存器低液位传感器
<u>9020</u>	上填充液位
<u>9021</u>	下填充液位
<u>9022</u>	溢流导管
<u>9023</u>	冷储存器溢流排放口
<u>9024</u>	热储存器溢流排放口


图9B

治疗高达2名患者	温度水平	治疗时间	压缩级别* (间歇式气动)	其他特征
热	设定最小值和最大值, 单位为°F或°C	设定总治疗时间	低&无	—
冷	设定最小值和最大值, 单位为°F或°C	设定总治疗时间	低、中低、中、高&无	休眠特征, 高达6个循环
快速对比	设定热和冷最小值和最大值, 单位为°F或°C	设定热循环时间和冷循环时间和总治疗时间	热: 低&无 冷: 低、中低、中、高&无	以热疗法或冷疗法开始快速对比疗法
仅压缩	—	设定总治疗时间	低、中低、中、高	—


  




无压缩  
(无)




低  
(5-15 mmHg)



中低  
(5-30 mmHg)



中  
(5-50 mmHg)



高  
(5-75 mmHg)

热储存器温度范围	95 - 113°F (35-45°C)
冷储存器温度范围	38 - 60°F (3.33 -15-56°C)
容量	热储存器: 1加仑 (3.79升) 冷储存器: 1加仑 (3.79升)
储存器温度:	最大热储存器温度: 113°F (45°C) 最大冷储存器温度: 38°F (3°C) 误差: +4°F (2°C)

图10A

出厂默认设置			
	最小设置	默认设置	最大设置
<b>储存器温度</b>			
 热	96°F / 35°C	105°F / 41°C	113°F / 45°C
 冷	38°F / 3°C	40°F / 4°C	55°F / 13°C
<b>热疗法</b>			
 压缩级别	无	低	低
 治疗时间	5分钟	15分钟	30分钟
<b>冷疗法</b>			
 压缩级别	无	低	高
 治疗时间	5分钟	15分钟	60分钟
 休眠	停用	停用	开启
 休眠持续时间	30分钟	30分钟	60分钟
 休眠循环次数	—	6	—
<b>压缩疗法</b>			
 级别	低	低	高
 治疗时间	5分钟	15分钟	60分钟

图10B

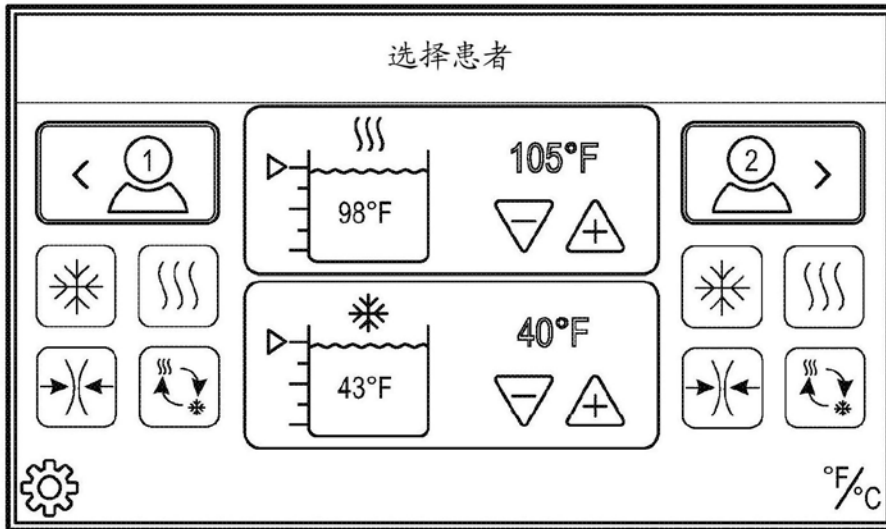


图11A

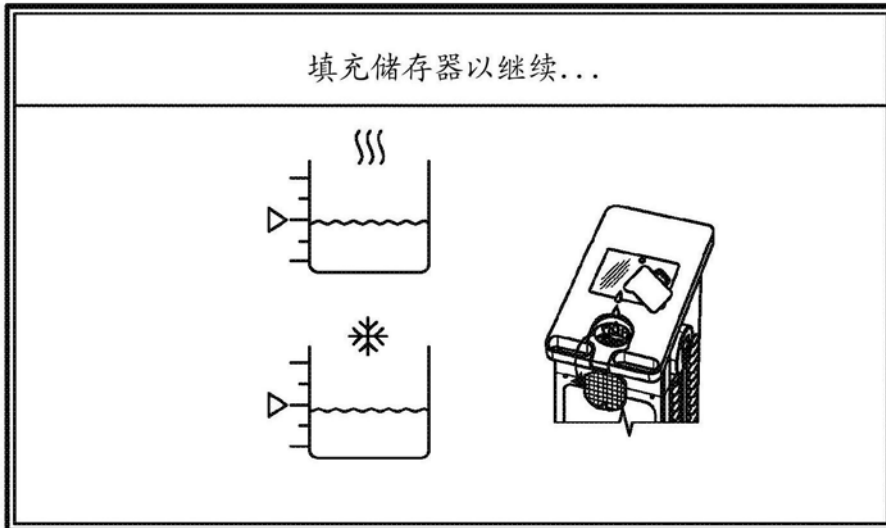


图11B

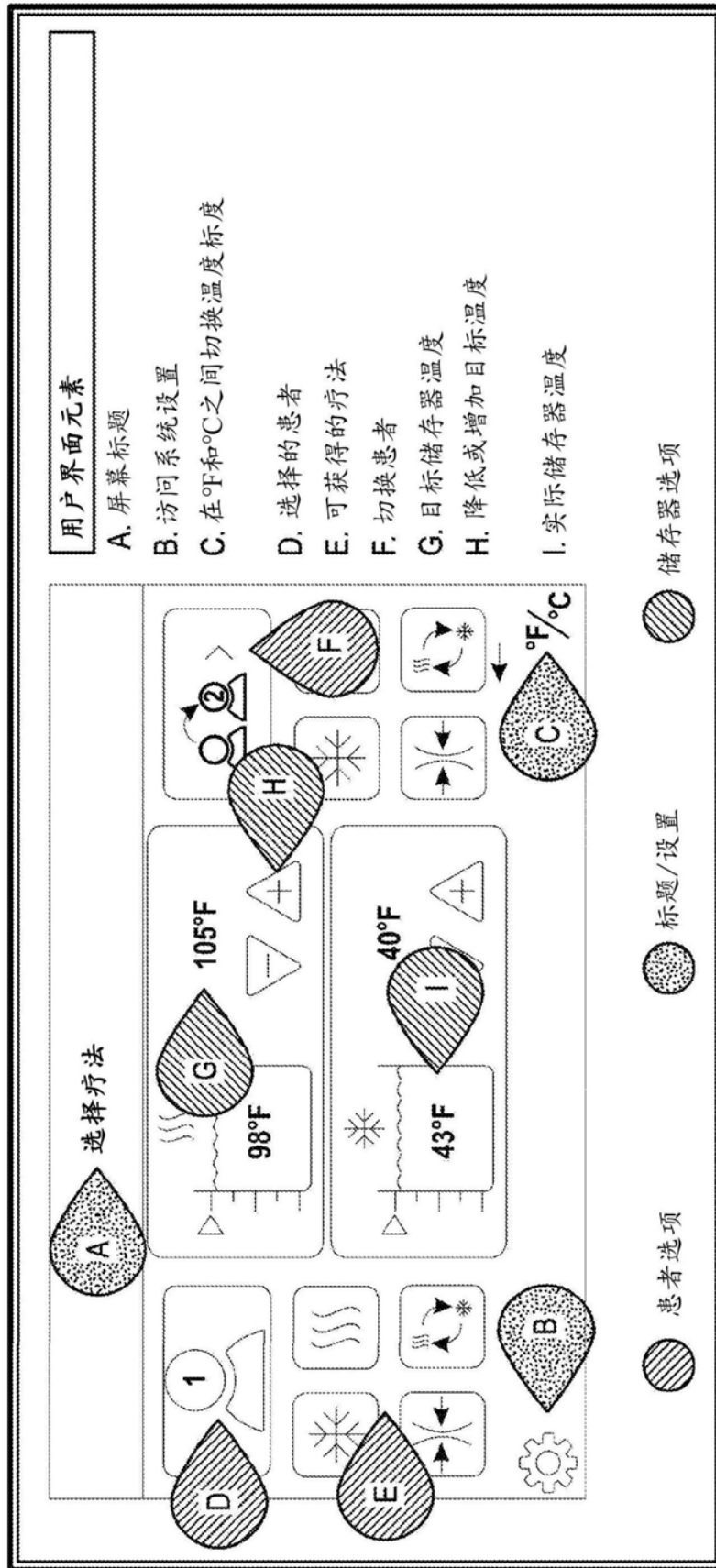


图11C

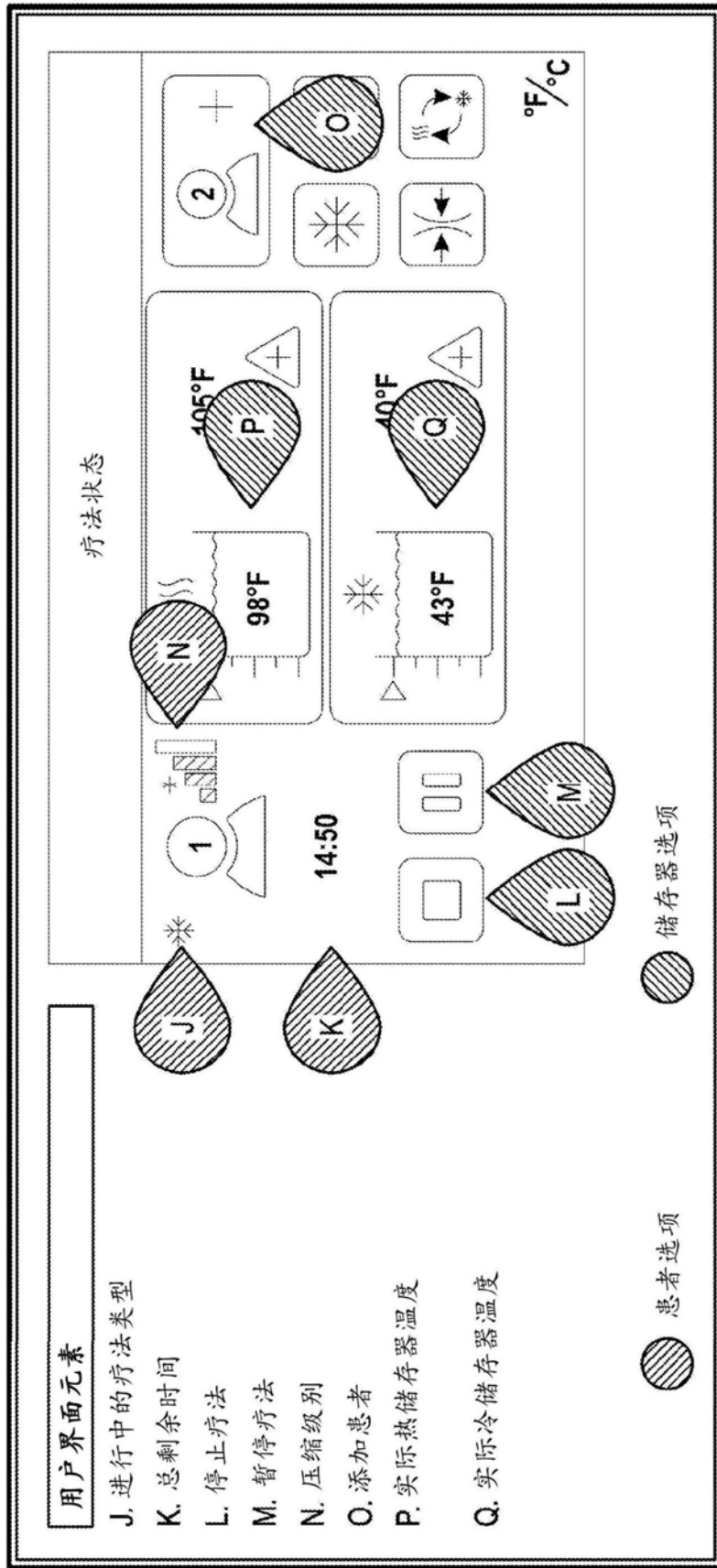


图11D

疗法图标	
用户界面使用图标以控制单元	
图标	名称
	访问系统设置
	在华氏度(°F)和摄氏度(°C)之间切换
	热储存器液位和当前储存器温度
	冷储存器液位和当前储存器温度
	已设置的加热温度
	已设置的冷温度
	增加设置
	减少设置
	开始疗法
	取消
	暂停疗法
	停止疗法
	添加患者1
	选择患者1
	切换患者1
	添加患者2
	选择患者2
	切换患者2
	冷疗法
	调节冷疗法设置
图标	名称
	切换休眠开启
	切换休眠关闭
	休眠总循环次数
	休眠循环状态
	热疗法
	调节热疗法设置
	快速对比疗法
	调节快速对比疗法设置
	设置开始疗法
	快速对比疗法热时间
	快速对比疗法冷时间
	快速对比疗法总时间
	仅压缩
	调节仅压缩疗法设置
	无压缩(无)
	低压缩 (5-15 mm Hg)
	中低压缩 (5-30 mm Hg)
	中压缩 (5-50 mm Hg)
	高压缩 (5-75 mm Hg)
	警报
	注意: 查阅 用户手册

图11E

系统设置图标	
系统设置用户界面使用图标来控制单元的默认设置	
图标	名称
	访问系统设置
	更改个人识别码 (PIN)
	恢复出厂设置
	语言
	系统信息
	数据下载
	软件更新
	冷疗法设置
	冷疗法时间设置
	冷疗法压缩设置
	冷储存器温度设置
	休眠设置
	开启休眠
	停用休眠
	热疗法设置
	热疗法时间设置
	热疗法压缩设置
图标	名称
	热储存器温度设置
	快速对比疗法
	快速对比时间设置
	仅压缩疗法设置
	仅压缩疗法时间设置
	取消
	确认
	返回
	退出以保存设置 (需要重启)
	无压缩 (5-15 mm Hg)
	中低压缩 (5-30 mm Hg)
	中压缩 (5-50 mm Hg)
	高压压缩 (5-50 mm Hg)
系统状态	
<ul style="list-style-type: none"> <li>• 如果疗法治疗正在进行中，则系统和GUI保持100%开启</li> <li>• 如果MED4 ELITE 未被使用持续X时间，则GUI变暗</li> <li>• 屏幕保护模式</li> <li>• 在不使用一个小时之后，X</li> <li>• 在不使用6个小时之后，系统自动关机</li> </ul>	

图11F

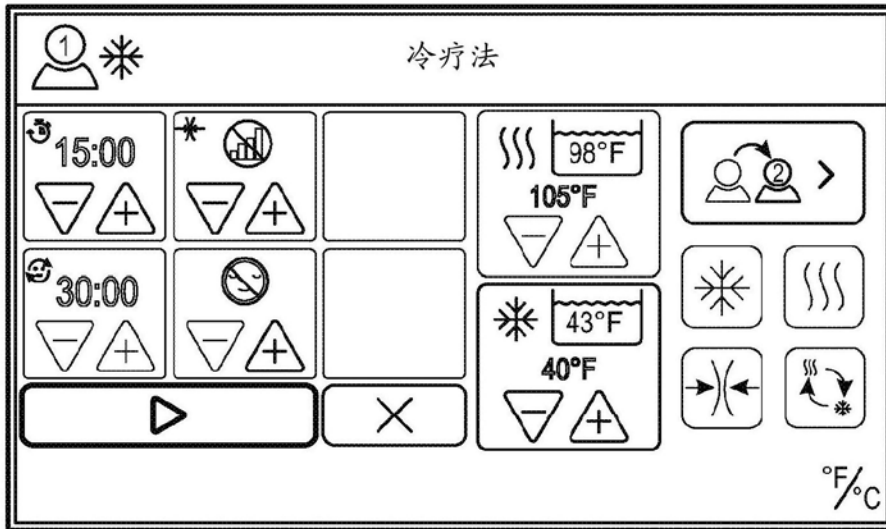


图11G

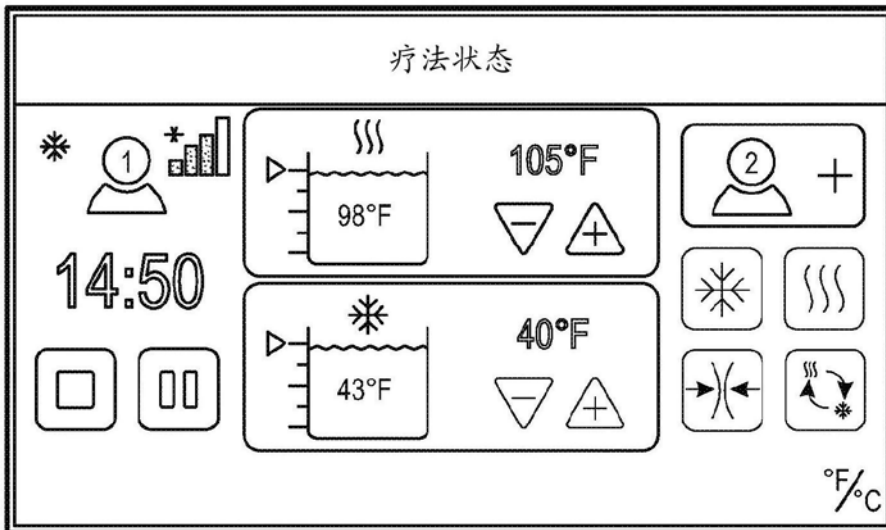


图11H

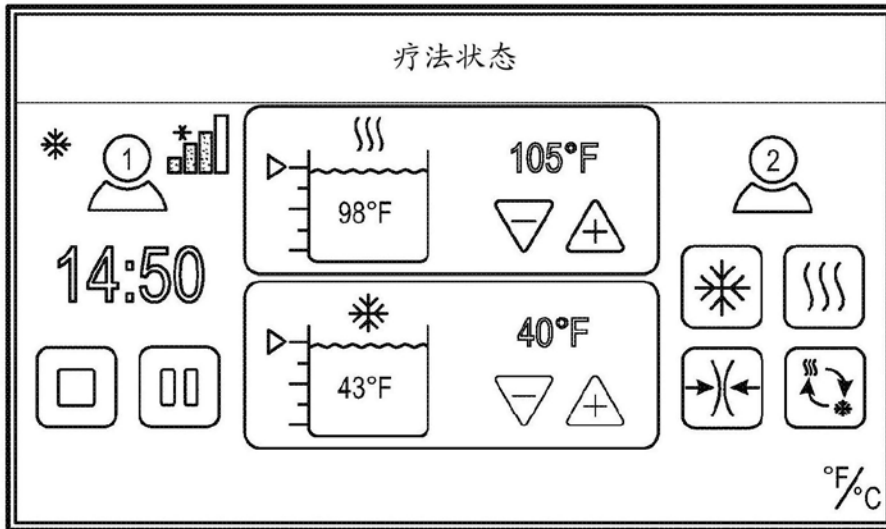


图11I

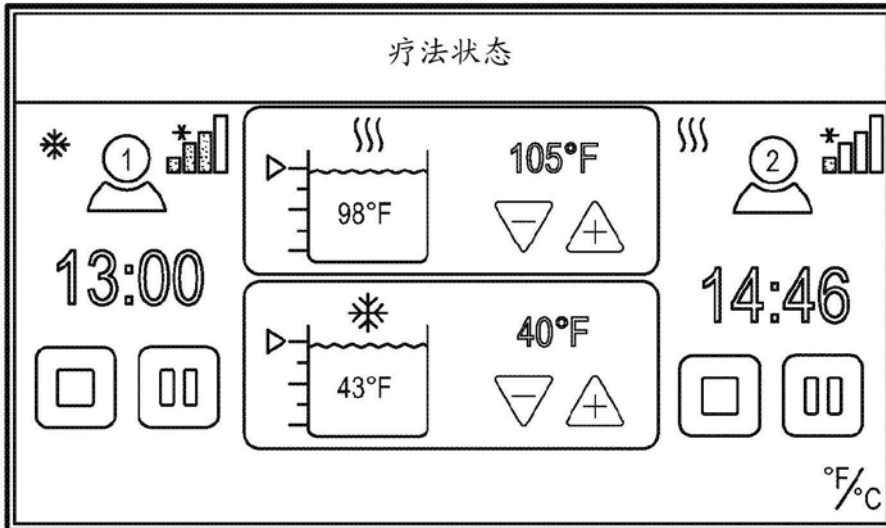


图11J

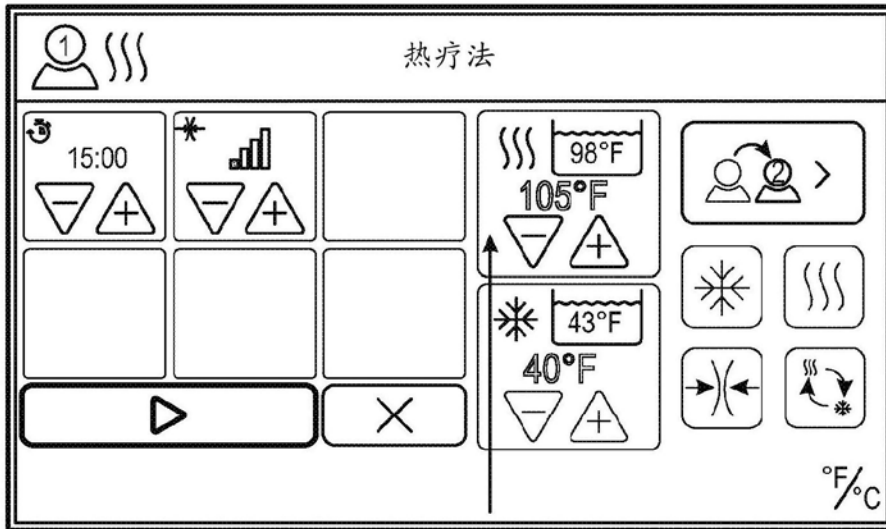


图11K

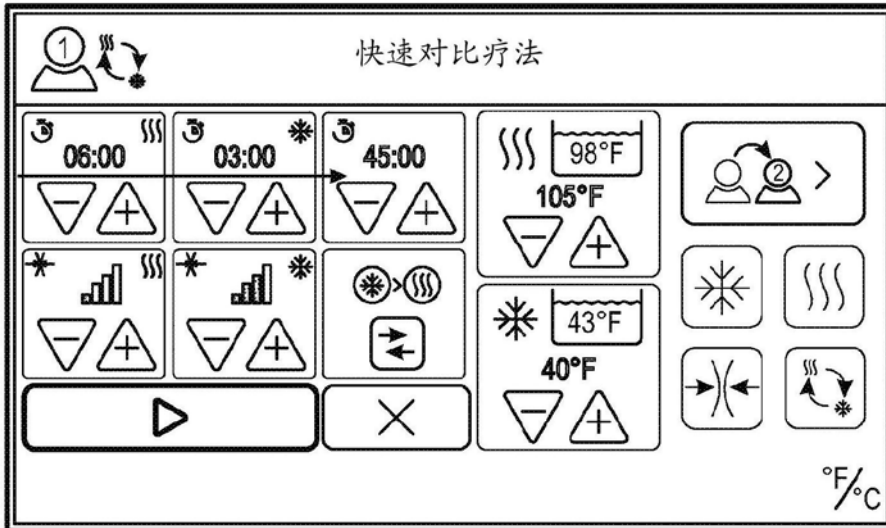


图11L

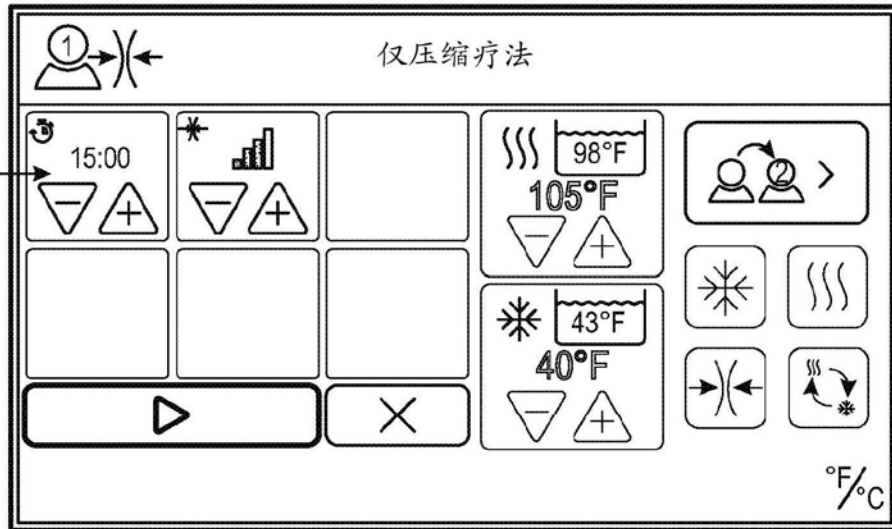


图11M

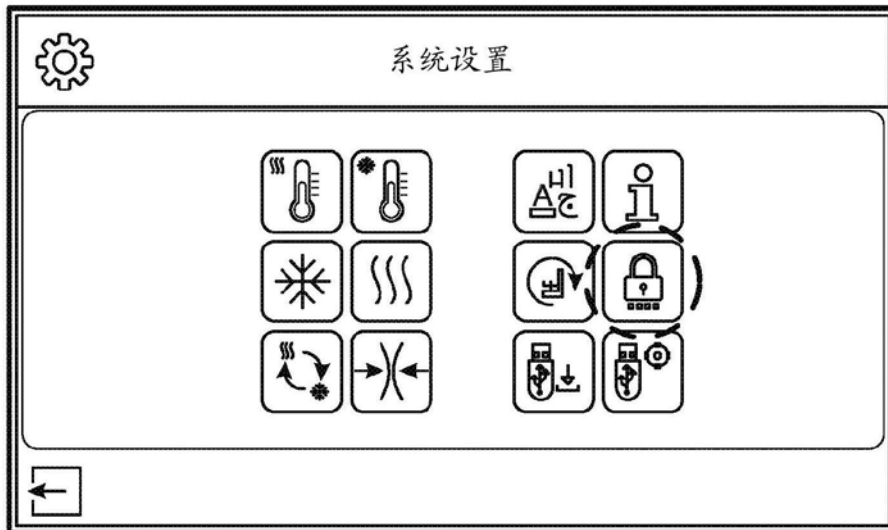


图11N

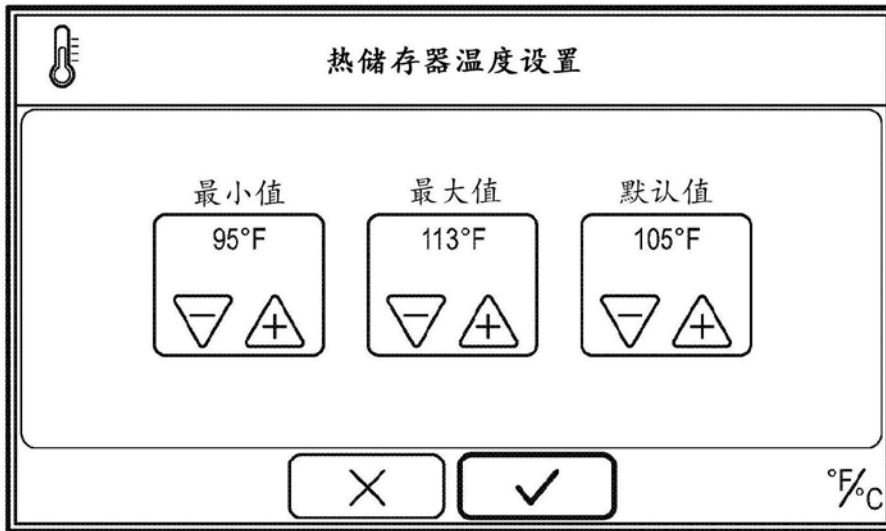


图110

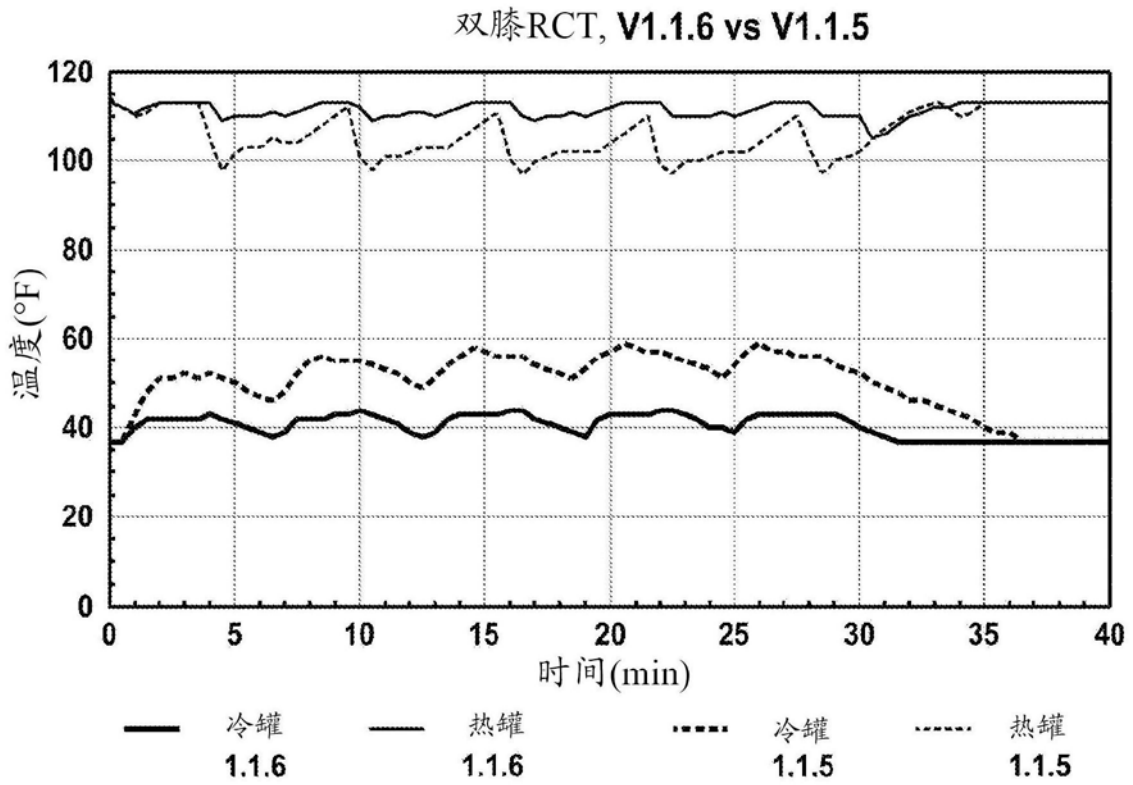


图12