



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104010682 B

(45)授权公告日 2018.05.22

(21)申请号 201280058074.X

(22)申请日 2012.10.08

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104010682 A

(43)申请公布日 2014.08.27

(30)优先权数据

61/546,779 2011.10.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.05.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2012/069887 2012.10.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/053674 EN 2013.04.18

(73)专利权人 美酷有限公司

地址 丹麦赫勒鲁普

(72)发明人 乌尔里克·克罗·安德森

(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 董敏 田军锋

(51)Int.Cl.

A61M 5/44(2006.01)

(56)对比文件

US 2008/0077087 A1, 2008.03.27, 说明书第23-29、31、32段, 图1-3、5、6.

CN 102105188 A, 2011.06.22, 说明书第28-77段, 图1-8.

US 5690614 A, 1997.11.25, 全文.

WO 01/62194 A1, 2001.08.30, 全文.

US 6641556 B1, 2003.11.04, 全文.

US 2008/0077087 A1, 2008.03.27, 说明书第23-29、31、32段, 图1-3、5、6.

审查员 胡楠

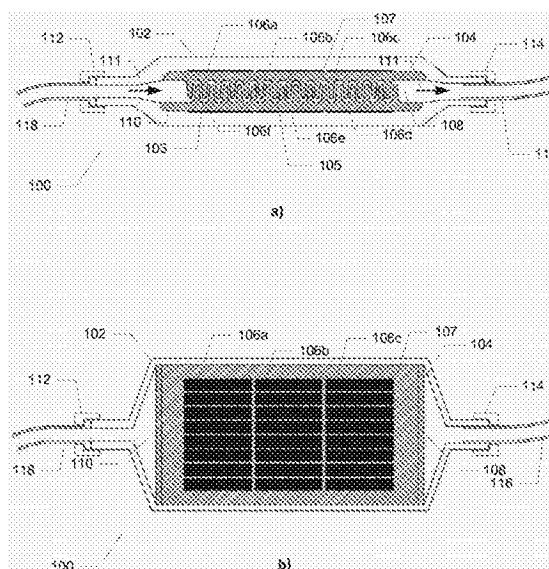
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

注射流体加热器

(57)摘要

本发明一方面涉及一种注射流体加热器, 该注射流体加热器包括具有上壁结构和相对的下壁结构的外壳。该外壳包封: 流体通道或通路, 该流体通道或通路在上壁结构与下壁结构之间延伸通过外壳; 以及流体入口端口和流体出口端口, 该流体入口端口和流体出口端口联接至流体通道或通路的相对的端部以允许注射流体流通过外壳。壳体以热传导电绝缘材料形成, 并且加热元件连结至壳体且热联接至壳体。流体通道或通路延伸通过壳体或绕壳体延伸, 使得热能通过与壳体材料的直接物理接触而被传递至注射流体。



1. 一种注射流体加温器(400),包括:

-外壳,所述外壳具有上壁结构和相对的下壁结构;所述外壳包封有:

-流体通道或通路,所述流体通道或通路在所述上壁结构与所述下壁结构之间延伸通过所述外壳,

-流体入口端口和流体出口端口,所述流体入口端口和所述流体出口端口联接至所述流体通道或通路(403)的相对的端部以允许注射流体流通过所述外壳,

-壳体(404),所述壳体以热传导电绝缘材料形成并且包括板状上壁结构(407)和独立的相对的板状下壁结构(405),

-第一加热元件(406a、406b)和第二加热元件(406c、406d),所述第一加热元件连结至所述板状上壁结构并且热联接至所述板状上壁结构,所述第二加热元件连结至相对的所述板状下壁结构(405)并且热联接至所述板状下壁结构(405);以及

铝热交换器(409),所述铝热交换器(409)夹置在所述板状上壁结构(407)与相对的所述板状下壁结构(405)之间并且热联接至所述板状上壁结构(407)与所述板状下壁结构(405),

其中,所述流体通道或通路(403)包括具有矩形截面轮廓的直的通道,所述直的通道沿着所述壳体的纵向轴线延伸通过所述铝热交换器(409)并且延伸通过所述壳体的基本宽度部分,使得热能通过与热交换器材料的直接物理接触传递至注射流体。

2. 根据权利要求1所述的注射流体加温器(400),其中,所述第一加热元件连结至所述板状上壁结构的背向所述流体通道或通路(403)的直的通道的表面和/或所述第二加热元件连结至所述板状下壁结构的背向所述流体通道或通路(403)的直的通道的表面。

3. 根据权利要求1所述的注射流体加温器(400),其中,所述流体通道或通路(403)的直的通道的高度在0.5mm与2cm之间。

4. 根据权利要求1所述的注射流体加温器(400),其中,所述壳体(404)包括陶瓷材料。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的注射流体加温器(400),包括:

-温度传感器,所述温度传感器用于确定在所述流体通道或通路(403)中的注射流体的温度,

-控制器回路,所述控制器回路操作性地联接至所述温度传感器并且联接至所述第一加热元件和所述第二加热元件以控制所述第一加热元件和所述第二加热元件的瞬时电力消耗,

-其中,所述控制器回路适于基于来自所述温度传感器的温度数据根据所述注射流体的期望温度或目标温度来调节所述第一加热元件和所述第二加热元件中的电力消耗。

6. 根据权利要求5所述的注射流体加温器(400),其中,所述控制器回路连结至所述板状上壁结构的背向所述流体通道或通路的表面或所述板状下壁结构的背向所述流体通道或通路(403)的表面。

7. 根据权利要求6所述的注射流体加温器(400),其中,所述控制器回路包括一个或更多个半导体晶体管,所述一个或更多个半导体晶体管将调制的驱动信号传送至所述第一加热元件和所述第二加热元件以调节所述第一加热元件和所述第二加热元件中的所述瞬时电力消耗。

8. 根据权利要求6所述的注射流体加温器(400),其中,所述温度传感器包括厚膜电阻

器或薄膜电阻器。

9. 根据权利要求7所述的注射流体加热器(400), 其中, 所述半导体晶体管为半导体二极管。

10. 根据权利要求4所述的注射流体加热器(400), 其中, 所述陶瓷材料包括氧化铝、硝酸铝或氧化铍。

11. 根据权利要求5所述的注射流体加热器(400), 其中, 所述温度传感器用于确定所述流体通道或通路(403)中的所述流体出口端口处的注射流体的温度。

12. 根据权利要求8所述的注射流体加热器(400), 其中, 所述厚膜电阻器或薄膜电阻器为所述第一加热元件或所述第二加热元件的厚膜电阻器或薄膜电阻器。

13. 一种加温注射流体的方法, 包括下述步骤:

- 提供根据权利要求1所述的注射流体加热器(400),
- 将所述流体出口端口连接至维氟隆导管或静脉注射导管,
- 将所述流体入口端口连接至包括大量注射流体的流体容器。

14. 根据权利要求13所述的加温注射流体的方法, 其中, 所述流体容器为流体袋。

注射流体加温器

技术领域

[0001] 本发明一个方面涉及一种注射流体加温器,该注射流体加温器包括外壳,该外壳具有上壁结构和相对的下壁结构。外壳包封:流体通道或通路,该流体通道或通路在上壁结构与下壁结构之间延伸通过外壳;以及流体入口端口和流体出口端口,该流体入口端口和流体出口端口联接至流体通道或通路的相对的端部以允许注射流体流通过外壳。壳体以热传导电绝缘材料形成,并且加热元件连结至壳体且热联接至壳体。流体通道或通路延伸通过外壳或绕外壳延伸,使得热能通过与外壳材料的直接物理接触而被传递至注射流体。

背景技术

[0002] 诸如血液的静脉流体或注射流体通常用在医院里和用在例如紧急情况或战区的场所中。注射流体对几乎所有的医疗手术和应用都很重要。这种注射通常从静脉注射(IV)流体袋或容器传送至患者的血管中。需要将血液或静脉流体加温至某个温度范围(例如,36摄氏度与37摄氏度之间)以避免可能导致患者体温过低的温度下降。

[0003] 存在用于在对患者提供药之前加热或加温注射流体的各种常规装置和技术。然而,这些常规装置和技术存在许多缺陷。常规流体加温器是庞大且笨重的,这使得常规流体加温器在它们必须例如由士兵、救援人员或救护人员步行运输以到达难以接近的救灾现场的情况下不适用于便携应用。现有注射流体加温器的笨重和庞大的属性也使得难以或不可能将这些现有注射流体加温器以方便且安全的方式固定或附接至患者的身体。现有流体加温器的其他缺点在于,它们由使其制造昂贵的大量的独立的部件构成并且因大批的独立的接合部件而趋于减小可靠性。

[0004] 现有的流体加温器的另一缺点在于,缺少用于将在流体加温期间消耗在能源中的热能采集和联接至注射流体的机构。这导致存储在能源——诸如可充电电池或不可充电电池——中的能量的低效率使用,并且因此导致对比加温给定体积或给定量的注射流体严格所需的能源更大、更重且更昂贵的能源的需要。根据本发明的一个方面,该问题通过将由便携式能源所产生的过量的热能传导至注射流体以加热注射流体来解决。因而,确保了保持在便携式能源中的能量被有效使用。

[0005] W02003/049790A1描述了一种包括具有入口通道和出口通道的用于加热注入流体的系统。曲折形状的流体通路形成在设置在一对热接触板之间的独立的管壳中。

发明内容

[0006] 本发明的第一方面涉及一种流体加温器,该流体加温器包括外壳,该外壳具有上壁结构和相对的下壁结构。

[0007] 该外壳包括:

[0008] -流体通道或通路,该流体通道或通路在上壁结构与下壁结构之间延伸通过外壳;

[0009] -流体入口端口和流体出口端口,该流体入口端口和流体出口端口联接至流体通道或通路的相对的端部以允许注射流体流动通过外壳。壳体以热传导电绝缘材料形成,并

且加热元件连结至壳体且热联接至壳体。流体通道或通路延伸通过壳体或绕壳体延伸,使得热能通过与壳体材料的直接物理接触而被传递至注射流体。注射流体加温器的外壳可以包括由合适的制造过程诸如注塑成型制造的热塑性材料或弹性化合物。外壳可以起保护外壳免于机械震动、冲击和外部环境中的污染物的作用。外壳可以包括具有矩形的、椭圆形的或圆形的截面轮廓——即沿着横向于流体入口和流体出口处的注射流体流的方向的截面——的形状。

[0010] 外壳的流体入口端口和出口端口允许注射流体流动通过注射流体加温器,其中,冷注射流体或未加热的注射流体在入口端口处进入,而经加热的或经加温的注射流体以它的方式通过出口端口离开到达患者。

[0011] 壳体在本注射流体加温器中具有有利的多功能作用:充当用于连结至壳体的加热元件——例如厚膜和/或薄膜电阻器——的物理支架;以及充当通过壳体材料与流体之间的物理接触将热能直接传输至注射流体的热交换器或热板。该性质能够提供仅需要待被制造和组装的最少的独立的部件的紧凑的注射流体加温器。壳体材料优选地包括陶瓷材料诸如氧化铝(Al_2O_3)、硝酸铝或氧化铍,所有这些材料均非常适合作为用于大范围的加热元件材料特别是厚膜电阻器和薄膜电阻器的基质材料。陶瓷材料还具有良好的导热系数和良好的电绝缘性质。本领域的普通技术人员将领会,由于壳体的材料与要被分配至患者的身体的注射流体直接接触,因此壳体的材料优选是生物上可兼容的,例如生物上可兼容的陶瓷材料诸如氧化铝(Al_2O_3)。替代性地,可以使用生物上不可兼容的材料诸如陶瓷硝酸铝或氧化铍。

[0012] 为了具有充分的电绝缘性质,壳体优选地包括具有大于 1×10^9 欧姆*米($\Omega \cdot m$)的具体的电阻率的材料以满足正式需求。为了具有充分的导热性质,壳体优选地由下述材料制成:该材料具有大于 $0.5W/(m \cdot K)$,更优选地大于 $1.0W/(m \cdot K)$,甚至更优选地大于 $10.0W/(m \cdot K)$ 的具体导热系数。

[0013] 壳体可以例如通过模塑或加工固体物制造成单个统一元件。流体通道可以具有延伸通过元件的中央部分的大体上直的矩形形式。在替代性实施方式中,壳体包括多个独立结构,所述多个独立结构在各自制造后例如通过胶合、钎焊、压配、焊接等连结在一起。在一个这种实施方式中,外壳包括形成在独立的上壳体和下壳体中的上壁机构和下壁结构,上壳体与下壳体连结至彼此。在该实施方式中,流体通道可以在上壳体和下壳体之间延伸,例如通过形成在壳体的上壁结构和下壁结构的面对的表面中以形成延伸通过壳体的流体通路的配合的凹槽或沟槽来形成。流体通道可以具有多种不同的形状,但是优选地具有使注射流体与壳体(用作热交换器)之间的接触面积最大以增大流体加温器的流体加热能力(例如以每分钟公升数表示)的形状。在一个实施方式中,流体通道在垂直于入口端口和出口端口处的注射流体流延伸的截面平面内具有曲折形状。如果壳体具有平板状结构,则该平面可以与壳体的纵向轴线正交。在替代性实施方式中,流体通道包括沿着板状壳体的纵向轴线延伸的大致直的通道。在后一种实施方式中,流体通道优选地延伸通过壳体的宽度的大致部分以使注射流体与壳体之间的接触面积最大化。流体通道可以形成为具有 $0.1mm$ 与 $5cm$ 之间——诸如 $0.5mm$ 与 $2cm$ 之间——的高度的大致矩形的直管道。如果壳体具有平板状结构,则其高度可以小于 $4.0cm$,优选地小于 $1.0cm$ 。

[0014] 在注射流体加温器的又一实施方式中,流体通道绕壳体延伸,使得流体通道包括

设置在壳体的上壁结构与外壳的上壁结构之间的第一通道部段。流体通道还包括设置在壳体的下壁结构与外壳的下壁结构之间的第二通道部段。在该实施方式中,壳体的上壁结构和下壁结构都与注射流体物理接触,以在壳体与注射流体之间提供大的接触面积以便确保热能的有效传递。本领域的普通技术人员将领会,在替代性实施方式中流体通道可以仅包括绕壳体延伸的单个通道部段。

[0015] 加热元件优选地连结至上壁结构的背向流体通道的表面和/或下壁结构的背向流体通道的表面,以使供给至加热元件的电气驱动电压或电流与注射流体绝缘并且防止对加热元件的电气端子或部件的腐蚀冲击。在一个这种实施方式中,加热元件包括薄膜电阻器或厚膜电阻器,该薄膜电阻器或厚膜电阻器例如通过丝网印刷或其他合适的连结机构直接连结在上壁结构和/或下壁结构的背向流体通道的表面上。因此,在这些实施方式中,上壁结构和下壁结构的电绝缘性质用来使注射流体与施加至加热元件或加热这些加热元件的元件的DC或AC电压/电流电绝缘。该厚膜电阻器或薄膜电阻器可以自然地包括多个电阻器元件或单独的电阻器,所述多个电阻器元件或单独的电阻器以串联或并联的方式联接以根据应用的需求提供任何期望的电阻值。厚膜电阻器或薄膜电阻器可以覆盖上壁结构的背向流体通道的表面的总面积的相当大的部分和/或下壁结构的背向流体通道的外表面的总面积的相当大的部分。厚膜电阻器或薄膜电阻器的总电阻可以宽泛地例如从0.001欧姆变化至10千欧。上壁结构和下壁结构的导热性质确保了消耗在厚膜电阻器中的热能被有效地传导至流体通道。上壁结构和下壁结构的背向流体通道的表面可包括用于将电力接收至厚膜电阻器或薄膜电阻器的一对电气联接端子。

[0016] 根据本发明的优选实施方式,加热元件包括包封在壳体的上壁结构与下壁结构之间的便携式能源,诸如可充电电池、不可充电电池、超级电容器等。该实施方式提供了完全便携的注射流体加温器,该完全便携的注射流体加温器能用在例如紧急状况或战区中的场所中,从而允许在不引起患者降温的情况下注射诸如血液的流体。对运输加温器的医务人员而言,结合有小尺寸、低重量的本注射流体加温器的简单具有显著的优点。

[0017] 根据该实施方式,便携式能源优选地通过与壳体的直接物理接触热联接至流体通道以将消耗在便携式能源中的热能及其损耗热传导至流体通道和流动通过流体通道的注射流体。在本文的上下文中,“直接物理接触”意指在没有任何干预通路或大气空气层或其他气态物质的情况下接触。壳体的材料、形状和尺寸、流体通道和便携式能源优选地构造或使得便携式能源的壳体与注射流体之间的热电阻小于 $100^{\circ}\text{C}/\text{W}$,优选地小于 $25^{\circ}\text{C}/\text{W}$,甚至更优选地小于 $10^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 。

[0018] 本领域的普通技术人员将领会,消耗在便携式能源中的热能例如因其内阻抗可以专门被用于加热注射流体,或者其可以补充消耗在诸如上述的厚膜电阻器或薄膜电阻器的加热元件中的热能。在后一种情况下,两种类型的热源有助于注射流体的加热。以此方式,注射流体通过便携式能源产生的过量的热被加温或加热,而不是被浪费至周围空气。因此,使存储在便携式能源中的能量被有效使用。

[0019] 壳体可以包括具有小于2.0cm、优选地小于1.0cm的高度的平板状结构。

[0020] 本发明的另一方面涉及一种注射流体加温器,该注射流体加温器包括外壳,该外壳具有上壁结构和相对的下壁结构。流体通道或通路在上壁结构与下壁结构之间延伸通过壳体。流体入口端口和流体出口端口联接至流体通道或通路的相对的端部以允许注射流体

流通过外壳。加热元件热联接至流体通道以将热能传递至注射流体并且加热元件包括便携式能源,诸如可充电电池、不可充电电池、超级电容等。本发明的该方面提供了例如在紧急情况或战区中用于多种有益场所使用的充分便携的注射流体加温器,从而允许在不引起患者降温的情况下注射流体或血液。对于运输加温器的医务人员而言,结合有小尺寸、低重量的便携的注射加温器的简单具有明显的优点。外壳可以包括热塑性材料或弹性化合物并且通过注塑成型制造。外壳可以充分包封或环绕加热元件和便携式能源,以保护这些加热元件和便携式能源免于机械震动和冲击以及外部环境中的污染物。因为便携式能源热联接至流体通道,所以消耗在便携式能源中的热能例如因便携式能源的内阻抗,而传递至注射流体以加热注射流体,而不是浪费至周围空气。因此,存储在便携式能源中的能量被有效使用,这使得便携式能源的尺寸、重量和能量存储能力被减小,或替代性地以为给定尺寸、重量或能力的便携式能源提供更高的能量存储能力。在便携式能源与流体通道之间的热联接优选地通过这些部件之间的直接或间接物理接触来提供。在本文上下文中,“直接或间接的物理接触”意指在没有任何干预通路或大气空气层或其他气态物质的情况下接触,诸如通过如下面所描述的电绝缘热传导能源壳体接触。便携式能源与注射流体之间的热电阻优选地小于 $100^{\circ}\text{C}/\text{W}$,优选地小于 $25^{\circ}\text{C}/\text{W}$,甚至更优选地小于 $10^{\circ}\text{C}/\text{W}$ 。

[0021] 便携式能源优选地包封在优选地设置在外壳内侧的环绕的电绝缘热传导能源壳体中。在后面的实施方式中,能源壳体与外壳可以同轴地对准以形成例如在所有侧部上环绕能源壳体的流体通道。在后面的实施方式中,流体通道绕或包绕能源壳体的整个周界延伸,以使从便携式能源至注射流体的热能传输最大化。同时,实现了便携式能源的有效的液体冷却。

[0022] 能源壳体和外壳中的每一者可以具有大致圆形的、椭圆形的或矩形的截面轮廓。因此,流体通道可以形成在能源壳体的外表面与外壳的上壁结构和下壁结构之间。本领域的普通技术人员将理解,能源壳体可以包括以上结合外壳的材料讨论的陶瓷材料中的一种陶瓷材料。加热元件还可以包括例如通过丝网印刷直接连结至能源壳体的背向流体通道的表面的薄膜电阻器或厚膜电阻器。

[0023] 能源壳体可以通过可充电电池或不可充电电池的壳或外壳形成或形成为包封现有的独立的电池壳体以形成独立的电池隔间的独立的壳体。

[0024] 以上结合本发明的第一方面和第二方面描述的注射流体加温器中的每一个注射流体加温器可以有利地包括温度传感器,该温度传感器用于确定在流体通道中的诸如在出口端口处或靠近出口端口处的合适的位置处的注射流体的温度。控制器回路可以操作性地联接至温度传感器并且联接至加热元件以控制加热元件的瞬时电力消耗。控制回路适于基于来自温度传感器的温度数据根据注射流体的期望温度和目标温度调节加热元件中的电力消耗。控制器回路优选地包括可编程微处理器诸如数字信号处理器和执行控制算法的合适的编程代码或指令。可编程微处理器可以是现成的产业标准类型的微处理器,该微处理器优选地包括合适的输入端口和输出端口以及诸如电可擦除只读存储器 (EEPROM) 或闪速存储器的外围设备。然而,本领域的普通技术人员将理解,控制器回路替代性地可以通过适当的构造的可编程逻辑,诸如现场可编程门阵列 (FPGA) 装置或包括集成在专用集成电路 (ASIC) 上的组合逻辑和存储器的硬连接电路。控制器电路优选地连结至上壁结构的背向流体通道的表面或下壁结构的背向流体通道的表面。如果可获得足够的表面区域,控制器电

路可以设置在在上壁结构或下壁结构的与厚膜电阻器或电阻器相同的表面上。根据本发明的以上实施方式,使用壳体作为控制电路的支架提供了注射流体加温器的进一步减小的尺寸并且减小了在这些注射流体加温器的制造期间必须组装的独立部件的数量。在本发明的一些实施方式中,控制器电路包括构造成用于将调制的驱动信号传送至加热元件以在加热元件中消耗电力的一个或更多个半导体晶体管和/或半导体二极管。半导体晶体管可以包括一个或更多个电力金属氧化物(MOS)晶体管或绝缘晶体(IGBTs)。控制器电路控制半导体晶体管以跨越加热元件例如厚膜电阻器施加PWM(调制的脉冲宽度),使得已知量的电力被消耗在加热元件中。控制器电路可以适于通过调节PWM驱动信号的工作周期来调节消耗在加热元件中的电力的量。在加热元件的操作期间消耗在控制器回路中的一个或更多个半导体晶体管和/或半导体二极管中的过量的热能也可以通过将这些半导体连结至上壁结构和/或下壁结构的背向流体通道的表面来传输至流体通道。通过一个或更多个半导体晶体管和/或半导体二极管中的阻抗的且电容性的寄生损失引起过量的热能。

[0025] 温度传感器可以包括半导体基传感器,该半导体基传感器放置在例如放置出口端口处或靠近出口端口处的流体通道中,使得能够准确测量经加热的或经加温的注射流体的温度。注射流体温度数据可以以数字代码格式或作为通过控制器回路中的数字转换器(A/D转换器)的类似物抽样的类似电压、电荷或电流信号传输至控制器回路。

[0026] 温度传感器的有利实施方式包括厚膜电阻器或薄膜电阻器,优选地包括加热元件的厚膜电阻器或薄膜电阻器。由于厚膜电阻器的电阻严格取决于温度的,因此这些厚膜电阻器对温度感测特别有用并且控制器回路可以适于测量厚膜电阻器的瞬时电阻。控制器通过适当的计算算法或查阅表根据经确定的瞬时电阻大致能够确定电阻器的温度。此外,如果厚膜电阻器和壳体的上壁结构和下壁结构与流体通道具有良好的热接触,则厚膜电阻器的温度与注射流体的温度大约相同,使得电阻温度是能够通过确定的校正系数调节的注射流体温度的良好估计。

[0027] 另外,本发明的第三方面涉及一种在对患者提供药期间加温注射流体的方法,该方法包括:

[0028] -提供根据本发明的上述方面和实施方式中的任一方面和实施方式的注射流体加温器,

[0029] -例如用套环或带将注射流体加温器紧固至患者,

[0030] -将出口端口连接至插入患者静脉中的维氟隆导管(Venflon)或静脉注射导管,-将入口端口连接至包括大量注射流体的流体袋或容器。如果必要,可以在出口端口与维氟隆导管(Venflon)或IV导管之间插入短的延伸管。同样地,可以在入口端口与流体袋或容器之间联接延伸管。

[0031] 制造具有很紧凑的尺寸的本注射流体的能力使得能够用诸如带、石膏、绷带、橡皮筋等的合适的粘合设备或物质将注射流体加温器方便地直接紧固在患者的身体上,例如腿上或手臂上。这简化了流体传送过程并且使意外分离的风险最小化。

附图说明

[0032] 下面将结合附图更详细地描述本发明的优选实施方式,在附图中:

[0033] 图1a)和图1b)分别示出了根据本发明的第一实施方式的注射流体加温器的竖向

剖视图和水平俯视图；

[0034] 图2a)和图2b)分别示出了根据本发明的第二实施方式的注射流体加温器的竖向剖视图和水平俯视图；

[0035] 图2c)和图2d)分别示出了根据本发明的第三实施方式的注射流体加温器的竖向剖视图和水平俯视图；

[0036] 图3a)和图3b)分别示出了根据本发明的第四实施方式的注射流体加温器的竖向剖视图和水平俯视图；

[0037] 图4a)和图4b)分别示出了根据本发明的第五实施方式的注射流体加温器的竖向剖视图和水平俯视图；以及

[0038] 图5示出了根据本发明的第六实施方式的电池供电的注射流体加温器的竖向剖视图。

具体实施方式

[0039] 图1a)示出了根据本发明的第一实施方式的注射流体加温器100的竖向剖视图。注射流体加温器100包括以热传导电绝缘材料形成的壳体104,该热传导电绝缘材料优选地包括陶瓷材料诸如氧化铝(Al_2O_3)。壳体104的尺寸可以根据注射流体加温器100的具体需求特别是其流体加温能力来变化。

[0040] 壳体104封装或包封在外壳102内,该外壳102以通过注塑成型的合适的聚合材料例如热塑性材料或弹性化合物形成。外壳102可以成形和定尺寸为保护壳体104免于机械震动和冲击。一对袋帽或帽部112、114覆盖外壳102的相应的进入开口并且优选地用来密封外壳102的内部容积或使外壳102的内部容积与液体、灰尘和外部环境中的其他污染物隔离。描绘的注射流体加温器100的原型通过具有5.1cm长度、3.3cm宽度和2.1cm厚度的外壳102生产。壳体104具有板状形式并且包括上壁结构107和相对的下壁结构105,该上壁结构107和相对的下壁结构105通过沿竖向平面——即垂直于与壳体104的外表面平行的水平平面的平面——突出的曲折形状的流体通道或通路103分开。流体通道103在分别在上壁结构107与下壁结构105之间延伸通过壳体104。在本实施方式中,上壁结构107和下壁结构105形成在通过诸如胶合、钎焊、压配、焊接等的合适手段连结至彼此的独立的上壳体和下壳体中。流体通道103在流体入口端口110与流体出口端口108之间延伸以允许注射流体流动通过壳体104。流体入口端口110联接至流体通道103的第一端部,而流体出口端口联接至流体通道103的相对的端部。流体通道在大致分别垂直于在入口端口110和出口端口108处的注射流体的流动(通过箭头111指示)延伸的描绘的竖向截面平面内具有曲折形状。诸如血液或IV溶液的冷的或未加热的注射流体从诸如流体袋的流体源流动通过IV管路或管道118、通过流体入口端口110、在流体出口端口108外通过流体通道103。出于静脉注射治疗的目的,加热或加温的注射流体从流体出口端口108通过IV管路或管道116朝向插入患者的静脉中的IV导管(例如维氟隆导管(Venflon))流动。

[0041] 流体通道103的曲折形状通过分别形成在壳体104的上壁结构107和下壁结构105中的一对配合的凹槽或沟槽来做出。因此,热能通过与壳体104的经加热的壁结构的直接接触传递至流体通道103中的注射流体。使用像氧化铝那样的生物兼容的陶瓷材料允许注射流体在流体通道103中与壳体材料直接物理接触,并且确保了有效热传递和具有少量独立

部件的注射流体加温器的简化结构。一组厚膜电阻器106a-106f像注射流体加温器100的加热元件那样起作用并且被丝网印刷在上壁结构107与下壁结构105的分别背向流体通道103的表面上。通过将PWM(调制的脉冲宽度)驱动信号在该组厚膜电阻器上的应用,电力在其中消耗以便如下面更详细地解释那样加热厚膜电阻器。厚膜电阻器106a、106b和106c被丝网印刷在上壁结构107的背向流体通道103的外表面上,并且厚膜电阻器106d、106e和106f被丝网印刷在下壁结构107的背向流体通道103的外表面上。由于该组厚膜电阻器106a-106f在没有任何干预空气间隙的情况下分别与上壁结构107和下壁结构105良好的物理接触,因此向在流体通道103中流动的注射流体提供了有效的热联接,使得热能传递至注射流体以对该流体加温。厚膜电阻器优选地覆盖相应的外表面区域的大部分,这确保了电阻器分别与壳体104的上壁结构107和下壁结构105之间的良好的热联接。如通过PWM(调制的脉冲宽度)驱动信号所看到的,该组厚膜电阻器106a-106f的总电阻优选地位于0.001欧姆与6250欧姆之间,诸如0.1欧姆与1千欧(10^3 欧姆)之间。

[0042] 用于本实施方式的壳体104的陶瓷材料的性质产生若干显著优点。一个优点在于,陶瓷材料具有良好的导热性,使得加热元件(例如厚膜电阻器组)中产生的热能传递至注射流体并且具有低的能耗。此外,陶瓷材料用作加热元件自身的支架并且最终用作使施加至加热元件的PWM电压与注射流体绝缘并且因此与患者绝缘的电绝缘体。

[0043] 注射流体加温器100优选地包括温度传感器(未示出),用以确定在流体通道103中——例如在出口端口108处——的注射流体的温度,以判定注射流体温度处于某个可允许范围内,例如在36摄氏度与37摄氏度之间。控制器回路(未示出)操作性地联接至温度传感器并且联接至该组厚膜电阻器106a-106f,以控制该组中的瞬时电力消耗。该组厚膜电阻器106a-106f中的瞬时电力消耗优选地通过根据注射流体的期望温度或目标温度调节前述施加至电阻器组的PWM驱动信号的工作周期来进行控制。该调节例如可以基于来自温度传感器的温度数据通过合适的反馈环路和由控制器回路执行的控制算法来起作用。控制器回路优选地包括可编程微处理器,诸如数字信号处理器和实施控制算法的合适的程序代码或指令。可编程微处理器可以是现成的工业标准型的微处理器,该微处理器优选地包括合适的输入端口和输出端口以及诸如EEPROM或闪速存储器的外围设备。然而,本领域的普通技术人员将理解,控制器回路替代性地可以通过适当构造的可编程逻辑——诸如FPGA装置或包括集成在专用集成电路(ASIC)上的组合逻辑和存储器的组合的硬连接电路——来实施。控制器回路优选地连结至上壁结构107的外表面或下壁结构105的外表面,使得其邻近厚膜电阻器106a、106b和106c(请参照图1b)或厚膜电阻器106d、106e和106f设置。以此方式,上壁结构107或下壁结构105也起控制器回路的支架的作用,并且可以热联接至控制器回路,使得控制器中消耗的热能能够被导向通过壳体104至注射流体。控制器回路优选地通过可充电电池或不可充电电池供电,使得整个注射流体加温器100是便携的。在替代性方案中,控制器回路可以通过诸如切换模式电源的主操作电源通电。

[0044] 图1b)示出了根据本发明的第一实施方式的注射流体加温器100的俯视图。移除了热塑性外壳102的盖子或上壁,使得上壁结构107的背向壳体104的流体通道的表面是可见的。厚膜电阻器106a、106b和106c布置在上壁结构107的覆盖如前述的可触及的表面区域的大部分的外表面上。厚膜电阻器106a、106b和106c中的每一个厚膜电阻器包括设置在彼此下方的多个电阻器部段。这些电阻器部段可以以串联或并联的方式联接以提供厚膜电阻器

的期望电阻值。本领域的普通技术人员将理解,多个电阻器部段可以用等同电阻的单个电阻器代替。同样地,厚膜电阻器106a、106b和106c可以用等同电阻的单个电阻器代替。如所示,外围边缘部没有被厚膜电阻106a、106b和106c覆盖并且可以用于控制器回路的附接,从而提供了很紧凑的且机械上坚固的总结构,其中,个别部件以良好的热接触放置。

[0045] 图2a)示出了根据本发明的第二实施方式的注射流体加温器200的竖向剖视图。注射流体加温器的本实施方式和上述第一实施方式中的相似特征设置有对应的附图标记以便易于比较。注射流体加温器200包括以热传导电绝缘材料形成的壳体204,该热传导电绝缘材料优选地包括诸如氧化铝(Al_2O_3)的陶瓷材料。壳体204的尺寸可以根据注射流体加温器200的具体需求,具体是其流体加温能力而变化。壳体204封装或包封在通过关联的一对螺帽或帽部212、214保持在一起的外侧或外部外壳202内。出于相同的目的,关联的一对螺帽或帽部212、214可以以前述材料中的一种材料形成。外部外壳202包括注射流体进入(通过箭头211所示)的流体入口端口210和相对设置的流体出口端口208,在注射流体加温器200的操作期间,注射流体在该流体出口端口208处离开。

[0046] 壳体204包括具有上壁结构207和相对的下壁结构205的板状形式,上壁结构207和相对的下壁结构205通过在上壁结构207与下壁结构205的面对的表面之间延伸的流体通道或通路203分离。在本实施方式中,上壁结构207和下壁结构205形成在独立的上壳体 and 下壳体中,独立的上壳体和下壳体在制造之后通过合适的手段诸如胶合、钎焊、压配、焊接等彼此连结。与本注射流体加温器的上述第一实施方式中的曲折形状相比,流体通道203在本实施方式中具有大致直的水平形状。流体通道203优选地在上壁结构207与下壁结构205的面对的表面的大部分下方延伸以使流动通过流体通道203的注射流体的流动速率最大化。同样地,通过面对的表面的注射流体与上壁结构207和下壁结构205之间的直接物理接触面积被最大化,以提高通过上壁结构207和下壁结构205至注射流体的直接热能传递。流体通道203的高度优选地处于0.1mm与5cm之间。选择用于本实施方式的直通道或通路设计的显著优点在于较小的压降。流体通道203可以包括多个竖向支柱,所述多个竖向支柱机械地连接上壁结构207和下壁结构205以改进壳体204的机械强度,特别是针对竖向定向的震动的强度。

[0047] 一组厚膜电阻器206a-206d用作注射流体加温器200的加热元件。该组厚膜电阻器206a-206d丝网印刷在上壁结构207和下壁结构205的分别背向流体通道203的表面上或与替代性紧固机构牢固地连结或附接。该组厚膜电阻器优选地连结至上壁结构207和下壁结构205的外表面,使得实现对壁结构的有效热联接,即低热电阻,并且因此实现对在流体通道203中流动的注射流体的有效热联接。该组厚膜电阻器的单独的电阻器优选地布置成在没有干预空气间隙的情况下与所讨论的壁结构邻接。以此方式,消耗在该组厚膜电阻器206a-206d中的热能有效地传递至注射流体以对流体加温。厚膜电阻器优选地覆盖相应的表面区域的大部分,这也确保了厚膜电阻器分别与壳体204的上壁结构207和下壁结构205之间的良好的热联接。如通过PWM(调制的脉冲宽度)驱动信号所看到的,该组厚膜电阻器206a-206d的总电阻优选地处于0.001欧姆与6250欧姆之间,诸如在0.1欧姆与1千欧(10^3 欧姆)之间。

[0048] 注射流体加温器200可以包括温度传感器(未示出),用以确定在流体通道203中,例如在出口端口208处,的注射流体的温度。该温度传感器可以用于判定注射流体温度处于

特定的可允许范围内,例如在36摄氏度与37摄氏度之间。控制器回路(未示出)操作性地联接至温度传感器并且联接至该组厚膜电阻器206a-206d以通过与上述结合第一注射流体加热器实施方式100相同的方式控制该组中的瞬时电力消耗。

[0049] 本领域的普通技术人员将领会,该组厚膜电阻器206a-206d与壳体204之间的牢固的连结提供了一种加热元件和热交换器的紧凑的统一的组件,其中,在本注射流体加热器200中计算出少的部件。

[0050] 图2b)示出了根据本发明的第二实施方式的注射流体加热器200的俯视图。移除了热塑性外壳202的盖子或上壁,使得壳体204的上壁结构207的外表面被暴露出来。厚膜电阻器206a、206b布置在上壁结构207的覆盖可触及的表面区域的大部分的外表面上。厚膜电阻器206a、206b的每一个厚膜电阻器包括沿宽度方向设置的多个单独的电阻器部段。这些电阻器部段可以以串联或并联的方式联接以提供讨论中的厚膜电阻器的所期望的电阻值。

[0051] 图2c)示出了根据本发明的第三实施方式的注射流体加热器250的竖向剖视图。注射流体加热器的本实施方式和上述第二实施方式的相似特征和元件设置有对应的附图标记以便易于比较。外部外壳252包括注射流体进入(通过箭头261示出)的流体入口端口260和相对布置的流体出口端口258,在注射流体加热器250的操作期间,注射流体在该流体出口端口258处离开。壳体254封装或包封在通过关联的一对关联的螺帽或帽部262、264保持在一起的外侧或外部外壳552内。

[0052] 在本注射流体加热器250中,流体通道包括设置在壳体254的上壁结构257和外部外壳252的上壁结构之间的第一通道部段或上通道部段253a。在壳体254的下壁结构255与外部外壳252的下壁结构的向内定向表面之间布置有第二通道部段253b。以此方式,流体通道绕壳体254延伸,而不是像上述第二实施方式中那样通过壳体204。上壁结构257和下壁结构255可以是在它们制造后相连结的独立的部件。壳体204优选地以热传导电绝缘材料形成,该热传导电绝缘材料优选地包括诸如氧化铝(Al_2O_3)的陶瓷材料。上流体通道253a和下流体通道253b优选地在上外部外壳和下外部外壳的面对表面的大致部分的下方延伸,以使流动通过流体通道的注射流体的流速最大化。同样地,注射流体与上壁结构257和下壁结构255之间通过面对的表面的直接物理接触被最大化,以提高通过上壁结构257和下壁结构255至注射流体的直接热能传递。上流体通道253a和下流体通道253b的直的通道或通路设计导致小的压降。

[0053] 该组厚膜电阻器256a-256d用作注射流体加热器250的加热元件。该组厚膜电阻器206a-206d丝网印刷在上壁结构257和下壁结构255的分别背向流体通道253a、253b的表面上,或者与替代性紧固机构牢固地连结或附接。该上组厚膜电阻器206a-206b连结至上壁结构257并且面向连结至下壁结构255的下组厚膜电阻器206c-206d,使得在其间形成小的中间容积。上壁结构257和下壁结构255u优选地以密封的方式连结至彼此,使得注射流体被防止进入小的中间容积和使厚膜电阻器短路。该组厚膜电阻器256a-256d优选地连结至上壁结构207和下壁结构205,使得实现对相应的壁结构的有效的热联接,即低热电阻,并且因此也实现对在上壁流体通道253a、253b中流动的注射流体的有效的热联接。如上所述,该组厚膜电阻器的单独的电阻器优选地设置成在没有干预空气间隙的情况下与所讨论的壁结构邻接,以确保从该组厚膜电阻器206a-206d通过上壁结构257和下壁结构255至注射流体的有效热传递。

[0054] 本领域的普通技术人员将领会,该组厚膜电阻器256a-256d与壳体254之间的牢固的连结提供了一种加热元件和热交换器的紧凑的统一的组件,其中,在本注射流体加温器250中计算出少的部件。

[0055] 图2d)示出了根据本发明的第三实施方式的注射流体加温器250的俯视图。移除了热塑性外壳252的盖子或上壁,使得壳体254的上壁257的外表面被暴露出来。厚膜电阻器206a、206b设置在上壁结构207的背向上流体通道的内表面上。厚膜电阻器206a、206b覆盖上壁257的可触及的表面区域的大部分。厚膜电阻器206a、206b中的每一个厚膜电阻器包括沿宽度方向设置的多个单独的电阻器部段。这些电阻器部段可以以串联或并联的方式联接以提供所讨论的厚膜电阻器的期望电阻值。

[0056] 图3a)示出了根据本发明的第三实施方式的注射流体加温器300的竖向剖视图。在注射流体加温器的本实施方式和上述第一实施方式中的相似特征提供有对应的附图标记以易于比较。注射流体加温器300包括以热传导电绝缘材料形成的壳体304,该热传导电绝缘材料优选地包括诸如氧化铝(Al_2O_3)的陶瓷材料。壳体304的尺寸可以根据注射流体加温器300的具体需求变化,特别是根据其流体加温能力变化。壳体304封装或包封在外侧外壳302及其关联的一对螺帽或帽部312、314内,该对螺帽或帽部312、314出于相同的目的可以以前述材料中的一种材料形成。壳体304包括板状上壁结构307和独立的相对的板状下壁结构305。分别在板状上壁结构307与板状下壁结构305之间夹持有铝热交换器309,并且所述铝热交换器309例如通过直接物理接触或通过一层合适的热化合物热联接至板状上壁结构307与板状下壁结构305。在金属热交换器309中形成有流体通道303,使得注射流体与金属热交换器物理接触,以从金属热交换器接收热能。上壁结构307和下壁结构305可以通过诸如胶合、钎焊、压配、焊接等的任何合适的手段和制造过程连结或紧固至金属热交换器309的相对侧。厚膜电阻器306a、306b和306c丝网印刷在上壁结构307的背向金属热交换器309的外表面上,并且厚膜电阻器306d、306e和306f丝网印刷在下壁结构307的背向其中形成流体通道303的金属热交换器309的外表面上。流体通道303在设置在金属热交换器309中的流体入口端口310和流体出口端口308之间延伸。流体通道303具有与注射流体加温器的上述第一实施方式中的形状相似的曲折形状。流体通道303优选地在上壁结构307和下壁结构305的宽度的大致部分的下方延伸,以提高通过流体通道303的注射流体的流动速率。同样地,注射流体在流体通道303内侧与上壁结构307和下壁结构305之间的直接物理接触被最大化以提高热能传递。流体通道303的高度优选地处于0.1mm与5cm之间。与例如陶瓷材料相比,金属热交换器309的显著优点在于其较低的热电阻,由此增加了流体加温能力,从而允许较高的流体流动速率。尽管以注射流体加温器的尺寸和复杂性为代价,但是金属热交换器309也增加了壳体304的表面面积和机械强度。

[0057] 图3b)示出了根据本发明的第三实施方式的注射流体加温器300的俯视图。移除了热塑性外壳302的盖子或外壁,使得壳体304的上壁307的外表面被暴露出来。金属热交换器309的边缘部段沿长度方向伸出或突出至陶瓷壳体304的外表面307的外侧。流体入口端口310形成在左侧边缘部段309a的下面,而流体出口端口形成在右侧边缘部段309b的下面。厚膜电阻器306a、306b和306c设置在上壁307的覆盖可触及的表面区域的大部分的外表面上。厚膜电阻器306a、306b和306c中的每一个厚膜电阻器包括沿宽度方向设置的多个单独的电阻器部段。这些电阻器部段可以以串联或并联的方式联接以提供所讨论的厚膜电阻器的期

望电阻值。由于厚膜电阻器306a、306b和306c与上壁结构307处于良好的热接触，上壁结构307进而与金属热交换器309处于良好的热接触，因此消耗在厚膜电阻器306a、306b和306c中的热能有效地传输或联接至流体通道303中的注射流体。

[0058] 图4a)示出了根据本发明的第四实施方式的注射流体加热器400的竖向剖视图。注射流体加热器的本实施方式和上述第一实施方式中的相似特征设置有对应的附图标记以便易于比较。注射流体加热器400包括以热传导电绝缘材料形成的壳体404，该热传导电绝缘材料优选地包括诸如氧化铝(Al_2O_3)的陶瓷材料。壳体404的尺寸可以根据注射流体加热器400的具体需求变化，特别是根据其流体加热能力变化。壳体404封装或包封在外侧外壳402及其关联的一对螺帽或帽部412、414内，出于相同的目的，该对螺帽或帽部412、414可以以前述材料中的一种材料形成。壳体404包括矩形板状上壁结构407和独立的相对的矩形板状下壁结构405。分别在板状上壁结构407与板状下壁结构405之间夹持有铝热交换器409，并且该铝热交换器409例如通过直接物理接触或通过一层合适的热化合物热联接至板状上壁结构407和板状下壁结构405。铝热交换器409具有带有平的上表面和下表面的矩形结构，该平的上表面和下表面与板状上壁结构407和板状下壁结构405配合，以允许这些部件之间的良好的热联接(即，低热电阻)。具有矩形截面轮廓的直的流体通道403中央地延伸通过金属热交换器409，使得注射流体与金属热交换器409物理接触，以从该金属热交换器409接收热能。上壁结构407和下壁结构405可以通过诸如胶合、钎焊、压配、焊接等的合适的紧固过程连结或紧固至金属热交换器409的相对侧。厚膜电阻器406a、406b丝网印刷在上壁结构407的背向金属热交换器409的外表面上，并且厚膜电阻器406c、406d丝网印刷在下壁结构405的背向其中形成流体通道403的金属热交换器409的外表面上。流体通道403在设置在金属热交换器409中的流体入口端口或狭缝410与流体出口端口或狭缝408之间延伸。流体通道403优选地在上壁结构407和下壁结构405的宽度的大致部分的下方延伸，以提高通过流体通道403的注射流体的流动速率。同样地，注射流体和流体通道403的上壁结构和下壁结构之间的直接物理接触面积被最大化以提高热能传递。流体通道403的高度优选地处于0.1mm与5cm之间。与金属热交换器309中的上述曲折流体通道形状相比，金属热交换器409的直的通道形状的显著优点在于其较小的压降。金属热交换器409也增加了壳体404的表面区域和机械强度。

[0059] 图4b)示出了根据本发明的第四实施方式的注射流体加热器400的俯视图。移除了热塑性外壳402的盖子或外壁，使得陶瓷壳体404的上壁407的外表面被暴露出来。上壁407覆盖下面的金属热交换器403。流体入口端口410形成为在金属热交换器409的中央部分中的矩形狭槽，而流体出口端口408在其相对端部中同样形成为金属热交换器409的中央部分中的矩形狭槽。厚膜电阻器406a、406b设置——优选地丝网印刷——在上壁结构407的覆盖可触及的表面区域的大部分的外表面上。厚膜电阻器406a、406b中的每一个厚膜电阻器包括沿宽度方向设置的多个单独的电阻器部段。这些电阻器部段可以以串联或并联的方式联接以提供所讨论的厚膜电阻器的期望电阻值。由于厚膜电阻器406a、406b与上壁结构407处于良好的热接触，上壁结构407进而与金属热交换器409处于良好的热接触，因此消耗在厚膜电阻器406a、406b中的热能有效地传输至流体通道403中的注射流体。自然地，相同种类的有效的热能传递从厚膜电阻器406c、406d进行至注射流体。

[0060] 图5示出了根据前面所讨论的本发明的第二且独立的方面的电池供电的注射流体

加热器500的竖向剖视图,其中,加热元件包括便携式能源,诸如一个或更多个可充电电池、不可充电电池、超级电容器等。注射流体加热器500包括外侧外壳502,该外侧外壳502可以以合适的聚合材料——例如通过注塑成型的热塑性材料或弹性化合物——形成。外侧外壳502可以成形和定尺寸成保护电池壳体或壳504免于机械震动和冲击。一对螺帽或帽部512、514覆盖外侧外壳502的相对应的进入开口并且优选地用于密封外侧外壳502的内部容积或使外侧外壳502的内部容积与液体、灰尘和外部环境中的其他污染物隔离。外侧外壳502的尺寸可以根据注射流体加热器500的具体需求变化,特别是根据其流体加热能力变化。

[0061] 外侧外壳502包括具有带有半圆筒形上壁结构507和相对的半圆筒形下壁结构505的圆筒形形状。电池壳504优选地以诸如陶瓷材料例如氧化铝(Al_2O_3)的热传导电绝缘材料形成,以使三个可充电电池519a、519b和519c与流体通道503电绝缘。电池壳504优选地具有符合外侧外壳502的内部轮廓的圆筒形形状,但是其中,截面直径足够小以在外侧外壳502的内表面与电池壳504之间留出环状圆筒形通路503。环状圆筒形通路503形成在流体入口端口510与流体出口端口508之间水平地延伸的流体通道或通路,以允许注射流体流通过外侧外壳502。本领域的普通技术人员将理解,三个可充电电池519a、519b、519c可以具有除了电池壳504和与电池壳504相适应的外侧外壳502的圆筒形形状之外的许多其他形状。在一个这种实施方式中,可充电电池中的每个可充电电池具有矩形截面轮廓,并且流体通道503具有对应的截面轮廓。本领域的普通技术人员将理解,包封三个可充电电池的独立的电池壳504在便携式注射流体加热器的其他实施方式中可能是多余的。在这些其他实施方式中,可充电电池的每个外侧外壳可以具有热传导电绝缘性质并且因此与注射流体直接接触。诸如血液或IV溶液的冷的或未加热的流体从诸如流体袋的流体源流动通过IV管路或管道518、通过流体入口端口510、在流体出口端口508的外部处通过流体通道503。加热或加温的注射流体出于静脉治疗目从流体出口端口508通过IV管路或管道516朝向插入患者静脉中的IV导管(即维氟隆(Venflon)导管)流动。可充电电池519a、519b、519c根据本发明的本实施方式用作加热元件。因为电池壳504的外表面与(流动的)注射流体之间的直接物理接触,电池壳504的外表面将由电池所产生的热能传导至流体通道503中的注射流体。可充电电池519a、519b和519c优选地例如借助直接物理接触或借助通过热化合物的干预层或具有良好热传导性的固体材料的干预层的热接触来与电池壳504处于良好的热接触。

[0062] 注射流体加热器500优选地包括温度传感器(未示出),用以确定在流体通道503中——例如在出口端口508处——的注射流体的温度,以判定注射流体温度处于某个可允许范围内,诸如36摄氏度与37摄氏度之间。控制器回路(未示出)操作性地联接以确定或设定从三个可充电电池519a、519b、519c得到的放电电流,以便控制因其相应的内阻抗而内部地消耗在可充电电池519a、519b、519c内的电力的瞬时量。在可充电电池519a、519b、519c中的该内部电力消耗引起热能的产生,该热能如上所述通过热传导电池壳504热联接至注射流体。以此方式,注射流体通过由可充电电池519a、519b、519c产生的过量的热被加温或加热,而不是将过量的热浪费至周围空气,使得存储在可充电电池519a、519b、519c中的能量被有效使用。控制器回路可以使用来自温度传感器的数据来控制内部地消耗在可充电电池内的瞬时电能消耗,使得在出口端口处的期望的注射流体温度在注射流体传送至患者的期间被保持。

[0063] 本领域的普通技术人员将理解,上述使用可充电电池519a、519b、519c的内部电能

消耗来加热注射流体可以用诸如前述一组厚膜电阻器的独立的加热元件来增补。该组厚膜电阻器可以丝网印刷在电池壳504的合适的内部表面区域上(即,流体通道的相对侧上),以便与注射流体电绝缘,特别是在电池壳材料包括合适的陶瓷材料的情况下与注射流体电绝缘。以此方式,该组厚膜电阻器中消耗的电力和可充电电池中的内部电力消耗均得到了有效的使用。控制器回路优选地包括可编程微处理器,诸如数字信号处理器和执行如前所述的控制算法的合适的程序代码或指令。

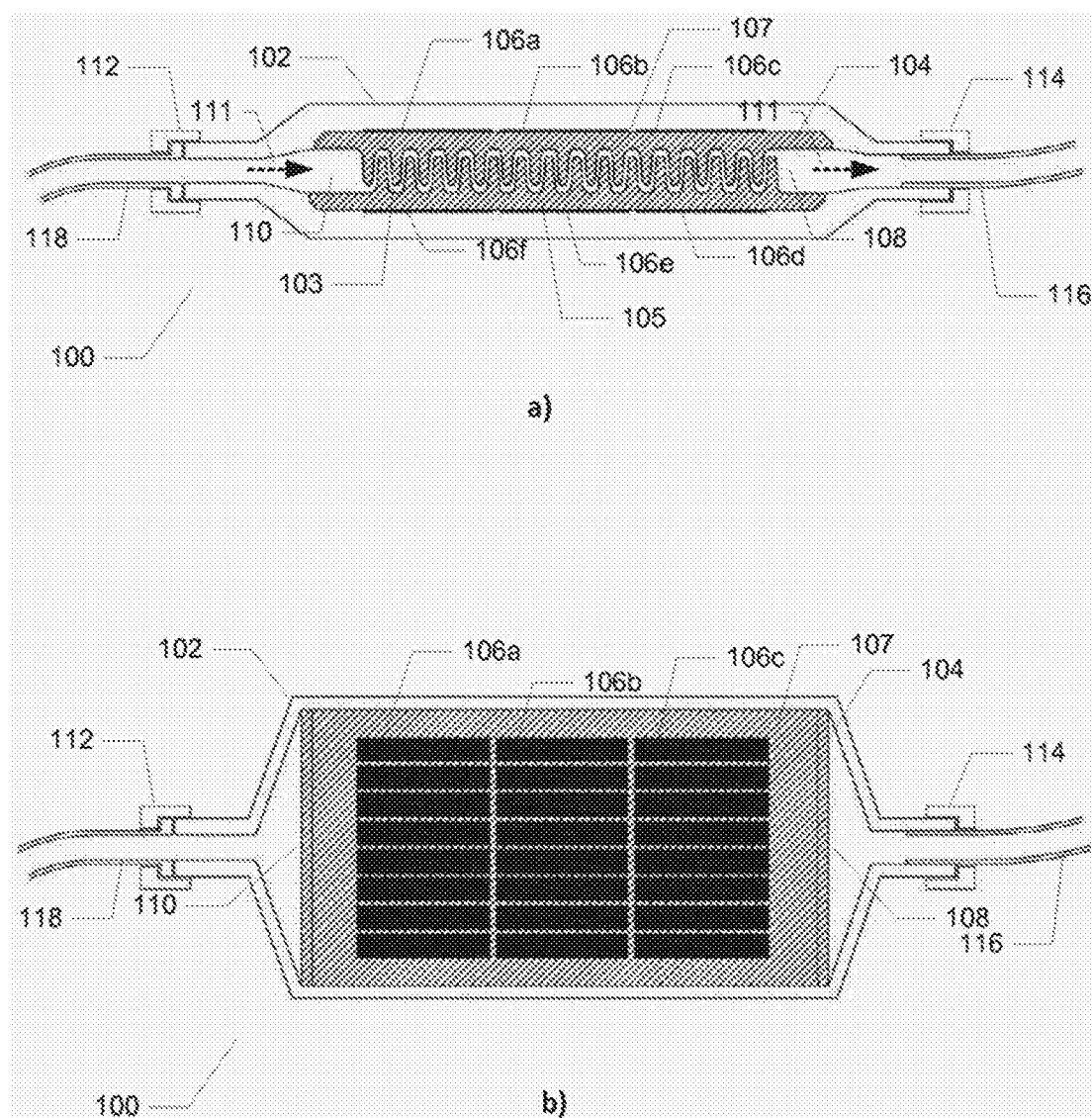


图1

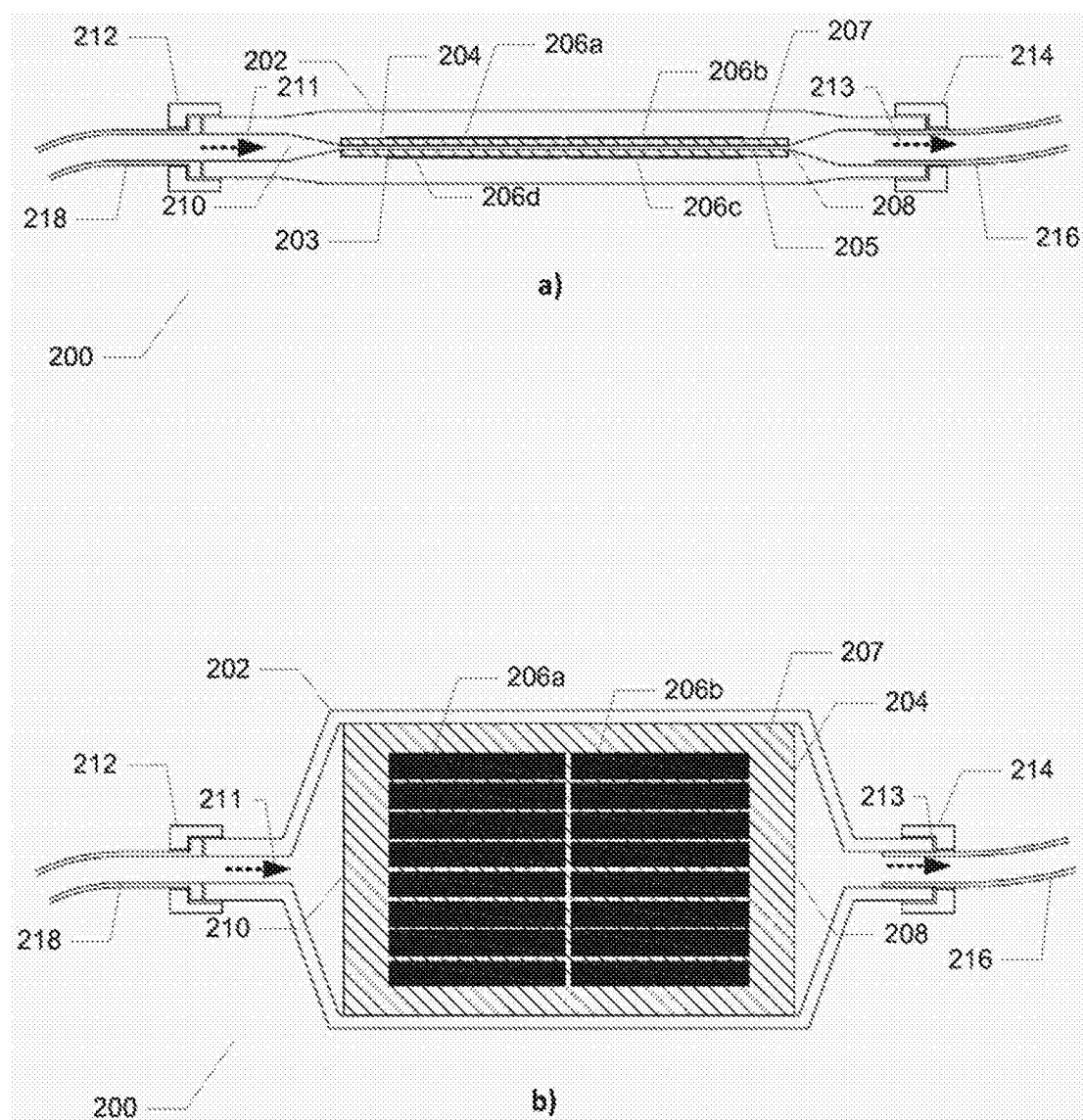


图2a)-b)

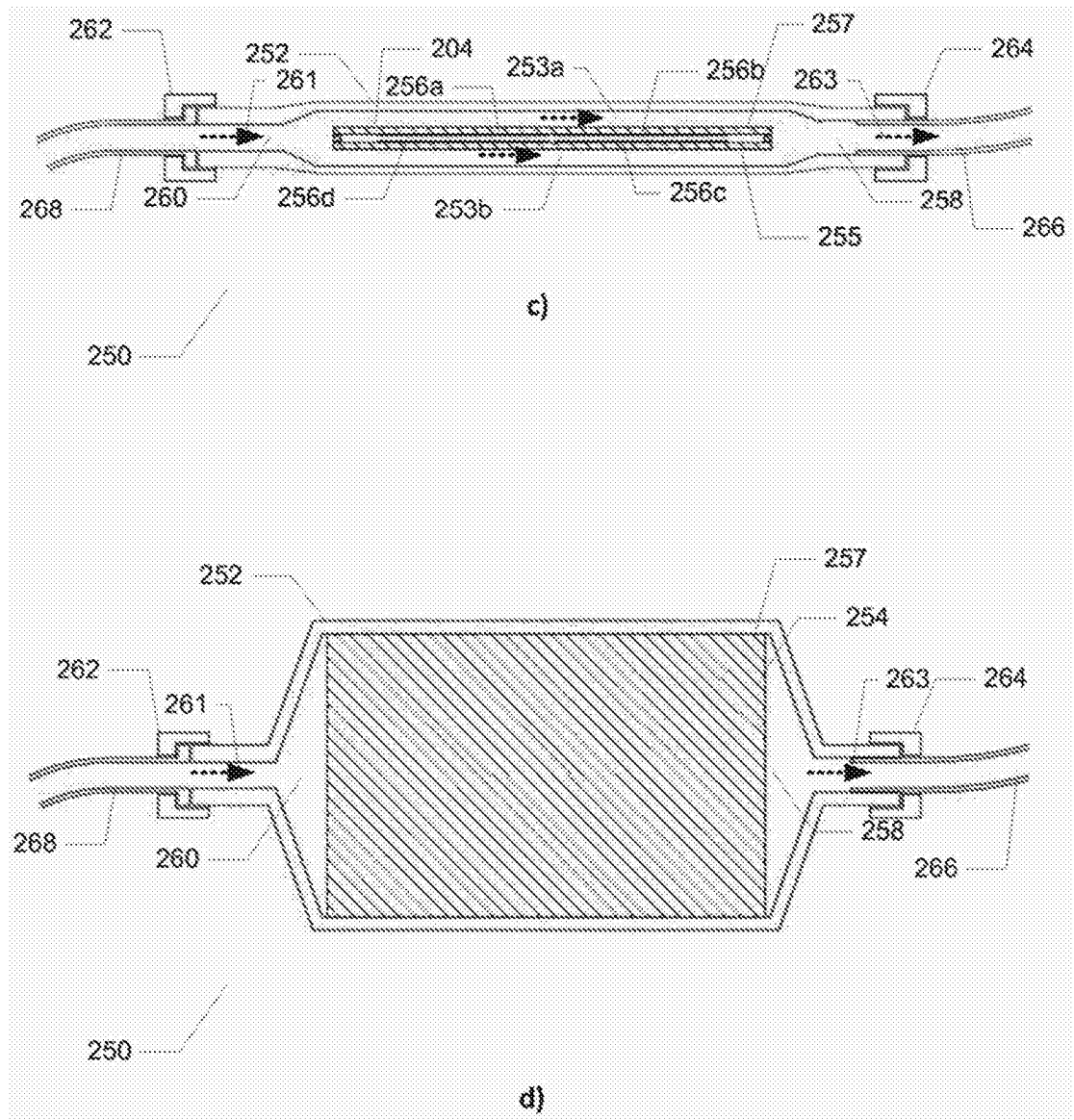


图2c) -d)

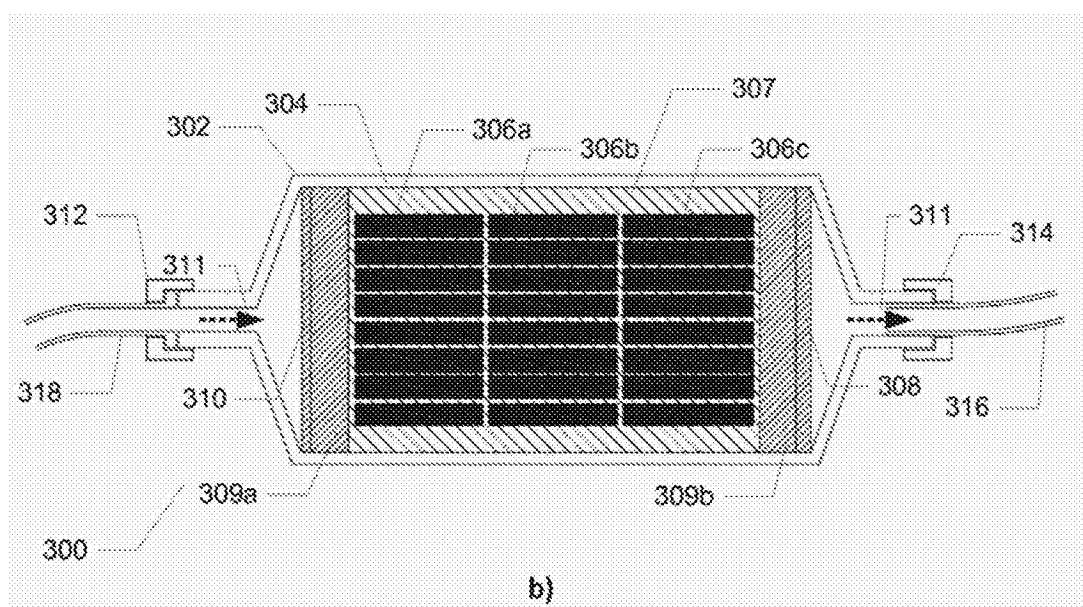
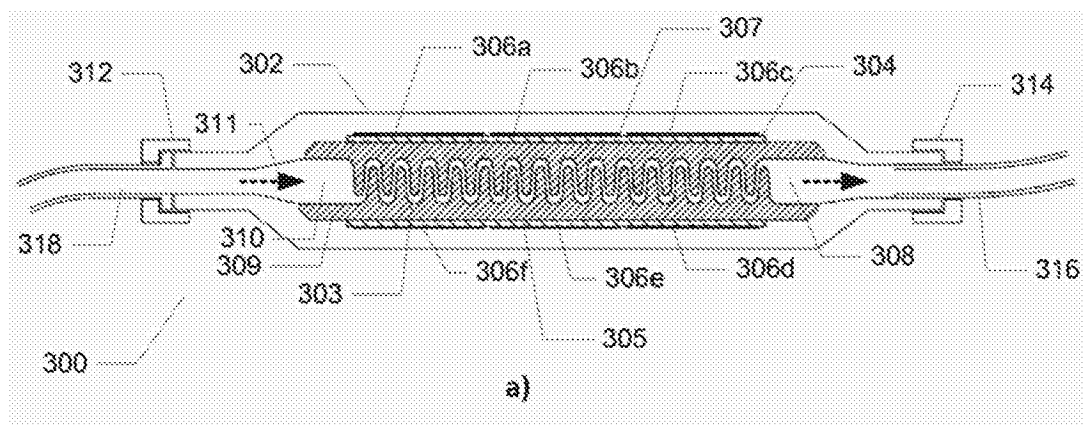


图3

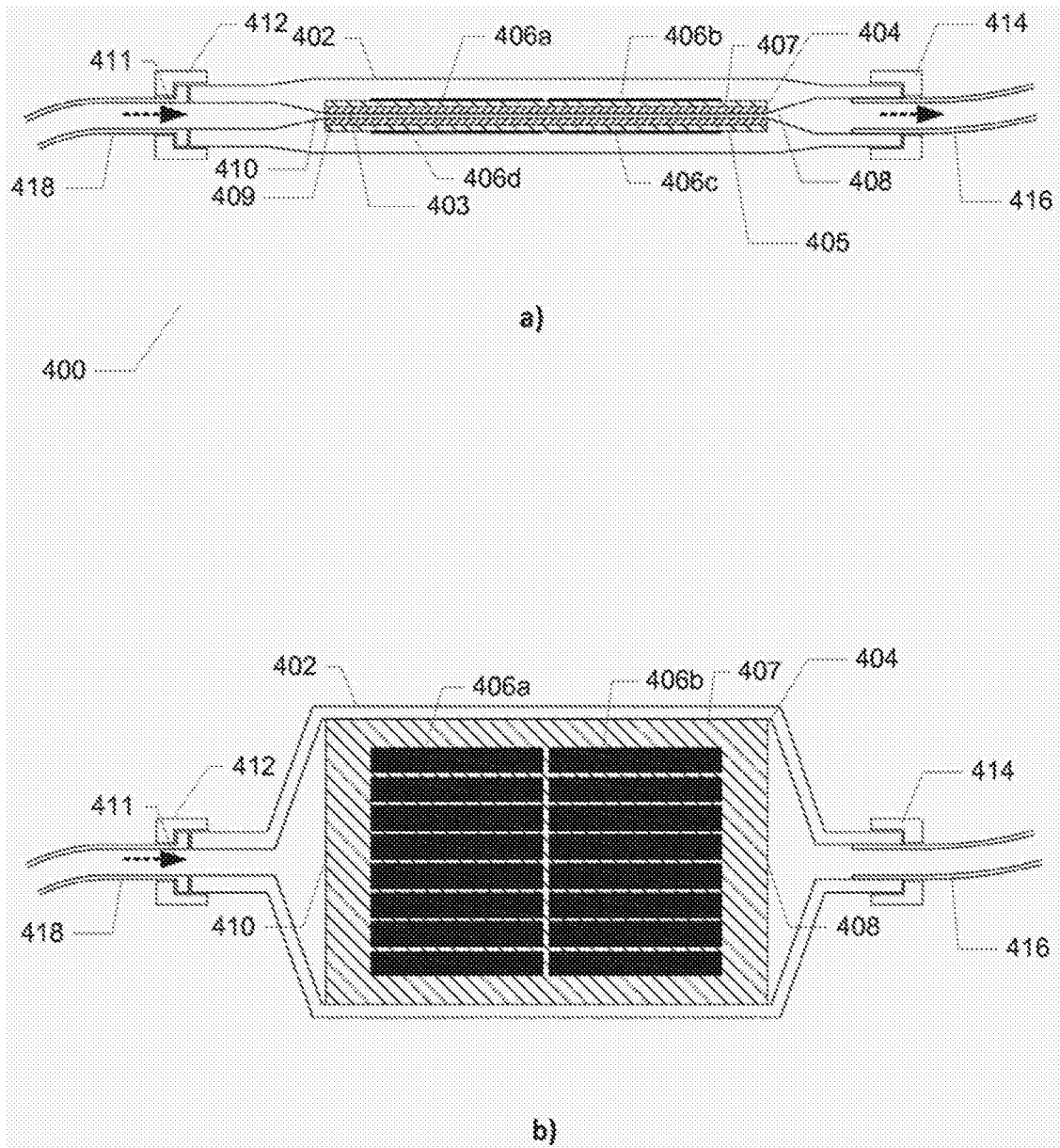


图4

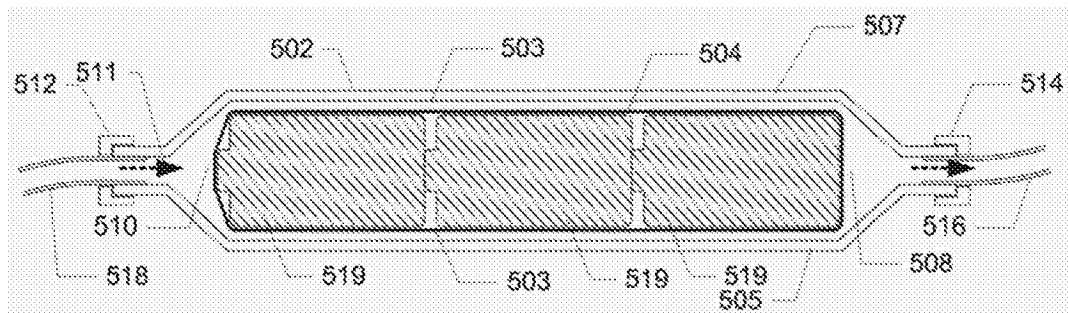


图5