(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105228516 B
(45)授权公告日 2020.01.03

(21)申请号 201480008201.4

(22)申请日 2014.02.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105228516 A

(43)申请公布日 2016.01.06

(30)优先权数据
PCT/EP2013/000386 2013.02.08 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.08.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2014/000340 2014.02.07

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2014/121945 EN 2014.08.14

(73)专利权人 飞利浦医药系统伯布林根有限公司
地址 德国斯图亚特

(72)发明人 乌尔里希·法伊弗
塞巴斯蒂安·克斯班
托拜厄斯·托马穆斯
安娜路易莎·乌赫利兹
莱因霍尔德·诺尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 蔡洪贵

(51)Int.Cl.
A61B 5/022(2006.01)

(56)对比文件
US 2011054330 A1,2011.03.03,权利要求书全文,说明书第【0085-0101】段,说明书附图1-4).
US 8998817 B2,2015.04.07,全文.
US 2010137725 A1,2010.06.03,说明书0083-0095段,说明书附图4,1,25,26.
CN 102008298 A,2011.04.13,
CN 102688026 A,2012.09.26,
CN 1692876 A,2005.11.09,

审查员 桂叶晨

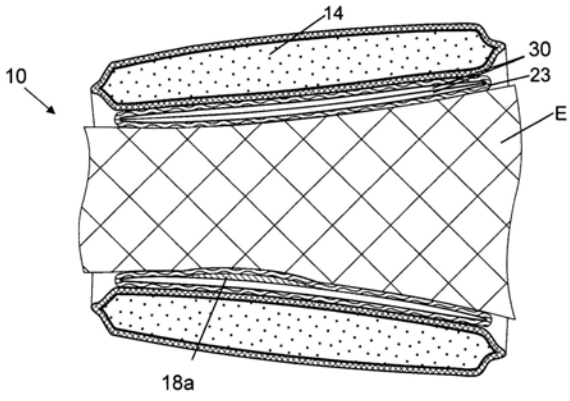
权利要求书3页 说明书13页 附图11页

(54)发明名称

包括防扭折壳体的血压测量系统

(57)摘要

本发明涉及构造成围绕患者的身体部位(E)的血压测量系统(10),包括用于将压力施加到身体部位(E)上的增压机构(12,14),以及包括防扭折壳体(20;30),其中,当血压测量系统(10)围绕身体部位(E)时,防扭折壳体(20;30)布置成位于增压机构(12,14)和身体部位(E)之间。本发明还涉及施加血压测量系统(10)的方法。



CN 105228516 B

1.血压测量系统(10),其构造成围绕患者的身体部位(E),包括:

用于将压力施加到所述身体部位(E)上的增压机构(12,14),以及

防扭折壳体(20;30),其中

当所述血压测量系统(10)围绕所述身体部位(E)时,所述防扭折壳体(20;30)布置成位于所述增压机构(12,14)和所述身体部位(E)之间,并且尺寸设置成能重叠;

其中,所述防扭折壳体(20;30)具有大体上圆柱形或圆锥形的构造,并且大体上由具有介于约0.25mm到约6mm之间的厚度的塑料材料制成;

其中,当通过所述增压机构施加压力时,所述防扭折壳体(20;30)配置为允许所述防扭折壳体的重叠部分能够相对于彼此移动或滑动,以减小所述防扭折壳体的内径,并同时足够刚性以防止所述防扭折壳体产生屈曲。

2.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述增压机构(12,14)包括带有流体袋(14)的压力致动器(12)。

3.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)是构造成为确保所述血压测量系统(10)用于压力测量的硬度的加强部件。

4.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)是构造成为通过与所述增压机构(12,14)的相互作用来确保所述血压测量系统(10)用于压力测量的硬度的加强部件。

5.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)是构造成提供抗弯强度和变形抗力的双功能部件。

6.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)是构造成相对于压缩应力来提供抗弯强度和变形抗力的双功能部件。

7.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)具有为压力转换器(18a)和/或压力传感器衬垫提供基座的表面。

8.根据权利要求7所述的血压测量系统(10),其中,所述表面是内侧面(30.1)。

9.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)是加强式一体壳体。

10.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)具有带有成角度的前端的自由端(30.2),其中所述前端具有布置成相对于彼此处于40°到135°的角度范围内的两个邻接的表面部分,和/或其中所述防扭折壳体(30)具有锥形的自由端(30.2)。

11.根据权利要求10所述的血压测量系统(10),其中,所述角度范围为60°到120°的角度范围。

12.根据权利要求11所述的血压测量系统(10),其中,所述角度范围为70°到110°的角度范围。

13.根据权利要求10所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(30)具有连续减小厚度的自由端(30.2)。

14.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述血压测量系统(10)具有布置成位于所述防扭折壳体(20;30)和所述身体部位(E)之间的织物层(23)或类织物层,其中所述织物层(23)至少设置在所述防扭折壳体(20;30)的内侧面上。

15.根据权利要求14所述的血压测量系统(10),其中,所述织物层(23)由复丝制成,其

中所述织物层(23)的材料是聚酰胺,其中所述织物层(23)具有处于0.1到15g/1000m之间的范围内的每米质量。

16.根据权利要求15所述的血压测量系统(10),其中,所述织物层(23)具有处于0.3到10g/1000m之间的范围内的每米质量。

17.根据权利要求15所述的血压测量系统(10),其中,所述织物层(23)具有处于1到5g/1000m之间的范围内的每米质量。

18.根据权利要求15所述的血压测量系统(10),其中,所述织物层(23)具有2g/1000m的每米质量。

19.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)至少在重叠的表面部分具有允许摩擦系数小于0.5的滑动涂层或表面装饰。

20.根据权利要求19所述的血压测量系统(10),其中,所述摩擦系数小于0.3。

21.根据权利要求19所述的血压测量系统(10),其中,所述摩擦系数小于0.2。

22.根据权利要求19所述的血压测量系统(10),其中,所述摩擦系数小于0.1。

23.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)由金属和/或塑料制成。

24.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)由纤维增强塑料制成。

25.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)由热塑性塑料材料制成或涂覆有热塑性塑料材料。

26.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)由聚氨酯或聚烯烃制成。

27.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)由聚乙烯和/或聚四氟乙烯制成或涂覆有聚四氟乙烯。

28.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)具有介于约1mm到约3mm之间的厚度。

29.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)具有介于约1.0mm到约2.0mm之间的厚度。

30.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)具有大于50Mpa的弹性模量。

31.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)具有介于约100MPa到约10GPa之间的弹性模量。

32.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)具有介于约200MPa到约1GPa之间的弹性模量。

33.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述防扭折壳体(20;30)包括多个单独的壳体元件(20a,20b,20c;20a_1,20a_2,20a_3,20b_1,20b_2,20b_3,20c_1,20c_2,20c_3)或壳体区段(30.1a,30.3a)。

34.根据权利要求33所述的血压测量系统(10),其中,所述多个单独的壳体元件(20a,20b,20c;20a_1,20a_2,20a_3,20b_1,20b_2,20b_3,20c_1,20c_2,20c_3)或壳体区段(30.1a,30.3a)中的至少两个元件或区段(30.1a,30.3a)布置成大体上彼此平行,当所述血

压测量系统(10)围绕所述身体部位(E)时,所述至少两个元件或区段分别在所述身体部位(E)的周向上延伸。

35.根据权利要求33或34所述的血压测量系统(10),其中,在所述血压测量系统(10)围绕所述身体部位(E)时,所述多个单独的壳体元件(20a,20b,20c;20a_1,20a_2,20a_3,20b_1,20b_2,20b_3,20c_1,20c_2,20c_3)或壳体区段(30.1a,30.3a)中的至少两个元件或区段布置成在所述身体部位(E)的周向上彼此邻近。

36.根据权利要求33或34所述的血压测量系统(10),其中,所述多个单独的壳体区段(30.1a,30.3a)中的至少两个区段由凹槽(30.4)彼此分隔开,所述凹槽优选为楔形。

37.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),还包括压力传感器单元,其中,所述压力传感器单元布置成在所述血压测量系统(10)围绕所述身体部位(E)时,至少部分地位于所述防扭折壳体(20;30)和所述身体部位(E)之间。

38.根据权利要求37所述的血压测量系统(10),其中,所述压力传感器单元布置成紧靠所述身体部位(E)。

39.根据权利要求37或38所述的血压测量系统(10),其中,所述压力传感器单元包括布置在所述防扭折壳体(30)的内侧或内侧面(30.1)上的压力转换器(18a)或压力传感器衬垫。

40.根据权利要求39所述的血压测量系统(10),其中,所述压力转换器(18a)或压力传感器衬垫布置在所述内侧面(30.1)和覆盖所述内侧面(30.1)的织物层(23)之间。

41.根据权利要求39所述的血压测量系统(10),其中,当所述血压测量系统(10)围绕所述身体部位(E)时,所述压力转换器(18a)或压力传感器衬垫在所述防扭折壳体(30)的周向上延伸。

42.根据权利要求41所述的血压测量系统(10),其中,所述压力转换器(18a)或压力传感器衬垫沿着所述防扭折壳体(30)在周向上的绝对尺寸的至少1/5或1/4倍的区段进行延伸。

43.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,至少所述增压机构(12,14)和所述防扭折壳体(20;30)以形成一个单元的方式彼此连接。

44.根据权利要求1所述的血压测量系统(10),其中,所述系统(10)的全部部件以形成一个单元的方式彼此连接。

45.施加被构造成围绕患者的身体部位(E)的根据前述权利要求中任意一项所述的血压测量系统(10)的方法,包括以下步骤:

-围绕所述身体部位(E)、在增压机构(12,14)和所述身体部位(E)之间设置防扭折壳体(20;30),

-施加压力到所述增压机构(12,14),以及

-将所述防扭折壳体(20;30)压靠于所述身体部位(E)。

46.根据权利要求45所述的方法,其中,所述血压测量系统(10)通过将所述身体部位(E)压靠于所述防扭折壳体(30)来加强。

包括防扭折壳体的血压测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及构造成围绕患者的身体部位(通常指四肢)的血压测量系统,其包括用于将压力施加到身体部位上的增压机构,以及包括防扭折壳体。本发明还涉及应用血压测量系统的方法。

背景技术

[0002] 这样的血压测量系统在本技术领域中通常是已知的。例如,OMRON公司提供了这样一种名为“舒适袖带”(PZN 2886114)的系统。“舒适袖带”产品适合围绕着患者的上臂布置。为了将压力施加到患者的上臂上以无创性地测量患者的动脉血压,“舒适袖带”包括压力袖带,其中通过向该压力袖带的流体袋供应空气可使该压力袖带膨胀。压力传感器通过软管管线测量流体袋中的压力。假定流体袋中的压力大体上对应于患者的上臂外表面处的人体组织的压力。而且,“舒适袖带”包括大体上为圆柱形状的相对刚性的(且因此是防扭折的)外壳,该外壳从外部包围带有流体袋的压力袖带。因为不需要将压力袖带缠绕在患者手臂周围,因此该外壳能够更加舒适地将“舒适袖带”应用到患者的上臂上。此外,相比于不带这样的壳体的血压测量系统,流体袋所需的填充量会减少。另外,使用这样的壳体,使得将系统放置到患者上臂周围的过程以及测量患者血压的过程也具有更好的再现性。

[0003] 上面所描述的血压测量系统具有当测量血压时流体袋的压缩作用面上会形成皱褶(或扭折)的问题。如果流体袋的压缩作用面上形成了皱褶,那么位于测量点的部分患者组织会陷入到皱褶的凹陷部分中,这会造成测量点处轻微的皮下出血。此外,皱褶对测量信号的振幅、形态和再现性产生了负面影响。

[0004] 为了避免使用上面所描述的血压测量系统时在测量点上的,即患者的上臂皮肤上的皮下出血,US 2010/0137725A1提出在流体袋的压缩作用面和测量点之间容置缓冲材料。为了确保缓冲材料而不是皮肤陷入到皱褶的凹陷部分中,缓冲材料必须具有相对高的压缩性。

[0005] 然而,在流体袋的压缩作用面和测量点之间容置缓冲材料的做法并不能避免皱褶(或扭折)对测量信号的振幅、形态和再现性的负面影响。相反地,部分的动脉压会被缓冲材料吸收和减弱,因此负面地影响了测量精度。作为防止由压力传输损耗降低测量精度的一种对策,US 2010/0137725A1提出应用经验统计法,即例如基于将测得的最大压力值乘以凭经验确定的因数来计算舒张压值。然而,这样的经验统计法本身具有较差的精准性,导致了难以令人满意的结果。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目的在于改进上述类型的血压测量系统,尤其是为了避免测量点处的皮下出血,且特别在于提高测量精度。

[0007] 该目的通过独立权利要求1的特征实现。从属权利要求中描述了本发明的系统的优选特征。特别地,该目的通过构造成围绕患者的身体部位的血压测量系统来实现,所述系

统包括用于将压力施加到身体部位上的增压机构，以及包括防扭折壳体，其中，当血压测量系统围绕身体部位时，防扭折壳体布置成位于增压机构和身体部位之间。

[0008] 与上面所描述的已知的血压测量系统相比，当血压测量系统围绕身体部分以测量患者血压时，根据本发明的血压测量系统不是在流体袋的径向外部具有防扭折壳体(流体袋起到向患者的身体部位施加压力的增压机构的作用)，而是使得防扭折壳体位于(或者夹在)增压机构(例如包括压力致动器，尤其与流体袋协作)和身体部位之间。因此，相对地坚硬的防扭折壳体避免了或至少显著地减少了在流体袋的压缩作用面上产生皱褶或扭折。因此，由于没有皱褶会负面地影响测量信号的振幅、形态和再现性，因而可提高测量精度。尤其是，如果压力传感器单元至少部分地位于防扭折壳体和身体部位之间，那么可实现通过压力传感器单元测得的信号的高精度。使用这样的压力传感器单元构造，使得防扭折壳体不会吸收或减弱动脉压力信号。

[0009] 特别地，本发明还基于这样的发现，即在测量过程中防扭折壳体可为血压测量系统提供足够的硬度。实际上，已经发现的是，根据一个优选的实施例，血压测量系统所需要的硬度可专门由防扭折壳体来保证。

[0010] 通过根据本发明来布置防扭折壳体，当施加压力到身体部位上时，增压机构(即带有流体袋的压力致动器)会维持其大体上呈环形的形态(不带有任何的褶皱)。而且，正如下面将要更加详细描述的那样，如果将可选的(附加的)柔性元件(其具有加强元件以加强柔性元件)安置在防扭折壳体和患者的身体部位之间的话，那么这样的柔性元件可提供硬度。但是，正如下面将要详细描述的那样，这样的可选的(附加的)柔性元件并不是为确保足够硬度所必需的。

[0011] 当通过增压机构施加压力到身体部位上时，防扭折壳体的重叠部分会相对于彼此移动或滑动，从而可减小防扭折壳体的直径。

[0012] 如果增压机构包括这样的流体袋的话，那么根据本发明的防扭折壳体优选地具有显著地大于流体袋的柔性壁部的硬度的硬度。优选地，防扭折壳体的硬度选择成：在通过增压机构施加压力到身体部位上以测量患者血压时，确保防扭折壳体不会产生屈曲。同时，防扭折壳体应当足够的柔韧性，以允许当施加压力到流体袋上以测量患者血压时防扭折壳体得以减小它的内直径。

[0013] 在可选的(附加的)具有加强元件的柔性元件安置在防扭折壳体和患者的身体部位之间的情况下，防扭折壳体的硬度优选地同样大于柔性元件的硬度，至少只要是柔性元件没有被加强元件所加强即是如此。

[0014] 类似于“舒适袖带”产品的外壳，在围绕着患者的身体部位(例如患者的上臂或腿)放置血压测量系统方面，相比于不带壳体的传统的血压袖带，根据本发明安置的防扭折壳体因为不需要将压力袖带围绕着臂部缠绕而可提供更多的舒适性。此外，相比于不带有相应的壳体的血压测量系统，流体袋所需的填充量会减小。另外，通过壳体，可以更可靠地再现将系统围绕患者上臂放置的过程以及测量患者的血压的过程。

[0015] 增压装置可由机械压力致动器、特别是无液体压力致动器来实现，无液体压力致动器例如包括了致动器(如马达)和缆线牵引部的压力袖带。缆线牵引部的缆线可连接到压力袖带的两个纵向端部上，和/或缆线可围绕身体部位。然而，作为机械压力致动器的附加项或备选项，与上面描述的“舒适袖带”产品类似，增压机构可同样包括带有流体袋的压力

致动器。

[0016] 如果增压机构包括带有流体袋的压力致动器的话，那么根据本发明来安置防扭折壳体(即，将防扭折壳体安置在带有流体袋的压力致动器和身体部位之间)的另一优点在于，因为部分所施加的压力由于相对坚硬的防扭折壳体而不会传递到患者的身体部位上，因而相比于现有技术中的系统，为了在患者的身体部位上实现相同的压力必须向流体袋施加更多的压力(例如1.5倍量的压力)。向流体袋施加更多的压力会造成作为气性弹簧的流体袋更加刚性或更加柔韧，并且使得系统更加坚硬，从而减小源自患者心脏跳动的压力震荡的衰减。因此，可进一步提高测量精度。

[0017] 值得注意地，使用根据本发明的血压测量系统，可将另一相对刚性的壳体附加地施加到增压机构的径向外部，这类似于上面所描述的“舒适袖带”产品的外壳。如果增压机构包括带有流体袋的增压致动器的话，当流体袋夹在径向外部刚性壳体和径向内部防扭折壳体之间时，这样的构造允许减小流体袋所需要的填充量。反过来，减小填充量允许更快达到要施加到患者的身体部位上所需的压力。

[0018] 优选地，防扭折壳体是构造成能确保血压测量系统用于压力测量的硬度的加强部件，尤其通过与增压装置的相互作用来确保。防扭折壳体可以是系统中唯一的加强部件，其中该加强部件具有结构上的坚固性或强度并且构造成为压力测量或在压力测量过程中提供硬度。增压机构不必设置任何的加强元件。而且，该系统根本不必具有任何其他的加强元件。换言之，防扭折壳体是构造成可专门由该防扭折壳体来保证血压测量系统的硬度的加强部件，尤其通过与增压机构的相互作用来确保。因此，本发明还基于这样的理念，即可由防扭折壳体来提供任何的加强作用。不需要为任何加强任何柔性元件而施加任何的真空。不需要任何的排空机构。在不必需任何的腔体排空或任何的附加加强元件的情况下，该系统仍然允许方便且快速地应用。

[0019] 而且，通过设置防扭折壳体作为加强部件，将血压测量系统设置为一次性用品是更加可行的。加强式防扭折壳体允许减小部件的数量，提供了成本节约型系统。

[0020] 优选地，防扭折壳体构造成与增压机构相互作用，从而通过使加强式防扭折壳体按压着身体部位，来使得防扭折壳体可确保血压测量系统用于压力测量的适当的硬度。这样的加强防扭折壳体允许系统进行直观设计。特别地，加强式防扭折壳体可在不插入任何其他的加强元件的情况下压靠着身体部位，即在加强式防扭折壳体之间不需要可提供加强作用的任何其他的元件。

[0021] 优选地，血压测量系统的结构抗力、尤其是抵抗压缩应力的结构抗力由防扭折壳体来提供，尤其是专门由(加强式)防扭折壳体来提供。加强式防扭折壳体可以是系统中唯一具有抵抗压缩应力的结构抗力的部件。由于不需要应用任何的真空，使得压力测量更可行和更可靠。

[0022] 优选地，防扭折壳体是构造成提供抗弯强度和变形抗力(尤其是相对于压缩应力而言的抗弯强度和变形抗力)的双功能部件。换言之，(加强式)防扭折壳体具有可确保系统的足够硬度的变形抗力或尺寸稳定性，尤其是与施加到增压机构的压力协同作用时。(加强式)防扭折壳体可以是唯一的尺寸稳定(尤其是相对于压缩应力而言的尺寸稳定)的系统部件。

[0023] 优选地，防扭折壳体具有构造成与压力转换器相互作用并且为压力转换器和/或

压力传感器衬垫(或垫子)提供基座的表面,尤其是内侧面。压力传感器衬垫可包含压力传递液压物质,例如水基凝胶、硅油或类似物。压力传感器衬垫可包括内部压力转换器或可连接到内部压力转换器上。备选地,压力传感器衬垫可利用填充有压力传递物质的适当的压力管来连接到外部压力转换器上。防扭折壳体和压力转换器或压力传感器衬垫之间的直接相互作用可增强压力测量的精度。压力转换器或压力传感器衬垫可固定在防扭折壳体上或(在使用外部压力转换器时)固定在致动器的外部,由此通过将连接到传感器衬垫的压力转换器放置到心脏的高度可容易地提供到心脏高度的归零调整。从而,防扭折壳体本身提供了用于压力转换器或压力传感器衬垫的尺寸稳定的基座。因此,防扭折壳体甚至可实现三个功能:提供防扭折结构、提供硬度,以及为压力转换器或压力传感器衬垫提供尺寸稳定的基座。这样的设计非常地切实可行,尤其是相对于一次性用品而言。

[0024] 优选地,防扭折壳体是加强的一体式壳体。这样的设计允许以直接的方式提供足够的硬度。该系统是简单且成本有效的。尤其地,该系统意易于操作。

[0025] 优选地,防扭折壳体具有带有成角度的前端的自由端。这样的形状可有效地防止防扭折壳体的自由端相互之间的阻挡或连锁。该前端可具有一个邻接的表面部分。备选地,该前端可具有设置成相对于彼此处于40°到135°范围内、优选地处于60°到120°范围内、更为优选地处于70°到110°范围内的角度的一个或两个邻接的表面部分。两个邻接的表面部分可设置成相对于各自邻接的防扭折壳体的侧面成不同的角度,内表面部分相对于防扭折壳体的内侧面所成的角度优选地小于外表面部分相对于外侧面所成的角度。外表面部分和外侧面之间的角度可处于例如40°到70°的范围内,外表面部分和外侧面之间的角度可处于例如20°到55°的范围内。内表面部分和内侧面之间的较小的角度可确保内表面部分具有比外表面部分更大的表面积。这样的设计可有效地防止自由端产生任何的阻挡或连锁。

[0026] 优选地,防扭折壳体具有带有锥形的、优选地为带有连续渐减厚度的自由端。特别地,渐减的厚度可相对于重叠的部分来进行设置。锥形可提供相对柔性的自由端,其允许更加容易地重叠自由端。而且,在重叠的部分,由于重叠,可保证防扭折壳体适当的(足够高的)硬度。换言之,自由端或重叠部分上的任意锥形都不会对硬度产生负面的影响。

[0027] 优选地,防扭折壳体的尺寸设置成在围绕身体部位时重叠。换言之,防扭折壳体优选地完全地围绕患者的身体部位,至少从增压机构施加压力的时候开始。因此,可避免或至少显著地减少沿着血压测量系统的整个周长的扭折或皱褶。例如,患者的身体部位可相当于是患者的上臂、腿或患者的手腕。

[0028] 因为由于根据本发明安置的防扭折壳体可避免或至少显著地减小扭折或皱褶,使得当内径由于供应到致动器的流体袋中的增压流体(优选地为空气)而减小时,血压测量系统的重叠部分应当能够相对于彼此移动或滑动。因此,血压测量系统、尤其是防扭折壳体优选地设计成使得重叠部分可相对于彼此容易地滑动。例如,血压测量系统的彼此直接滑动接触的表面部分可例如通过选择相应的材料和/或表面结构而具有相对低的摩擦系数。本发明的上下文中的术语“低摩擦系数”指的是(两个平坦表面的)摩擦系数小于0.5,优选地小于0.3,更为优选地小于0.2,甚至更为优选地小于0.1。也可通过将血压测量系统设置为大体圆柱形或优选为圆锥形的形状来增强滑动。

[0029] 优选地,血压测量系统具有设置成位于防扭折壳体和身体部位之间的织物层或类织物层。织物层可在身体部位和防扭折壳体之间产生有利的摩擦系数。而且,织物层可保证

防扭折壳体相对于身体部位的任何相对运动不会引起身体部位的挤压或拧捏。

[0030] 优选地，织物层至少设置在防扭折壳体的内侧，尤其是内侧面上。这样的布置可确保防止防扭折壳体和身体部位之间任何的直接接触。

[0031] 优选地，织物层由复丝制成，其中织物层的材料优选地是聚酰胺。这样的织物层可提供高的抵抗力或恢复力。而且，这样的织物层可具有小的厚度。复丝织物层可由具有良好弹性的挂毯式织物或机器编织织物产生。优选地，织物层是设置在防扭折壳体的内侧面上的类袜层(socklike layer，一种衬里)。类袜层或衬里可确保防扭折壳体和身体部位之间的任何摩擦力均是最小的。作为备选或附加，织物层至少在局部可由植绒涂层产生。

[0032] 根据一个具体实施例，织物层是界定或覆盖防扭折壳体(尤其是防扭折壳体的两个侧面)的软管或袜层。特别地，织物层可防止防扭折壳体丝毫地粘附到身体部位上。

[0033] 优选地，织物层具有介于0.1到15g/1000m(tex)之间的范围内的每米质量，优选地介于0.3到10g/1000m之间、更为优选地介于1到5g/1000m之间的范围内的每米质量，尤其是2g/1000m。已经发现的是，这样纤细层或薄层可确保有利的滑动特性。

[0034] 优选地，防扭折壳体至少在重叠的表面部分具有允许摩擦系数小于0.5、优选地小于0.3、更为优选地小于0.2、甚至更为优选地小于0.1的滑动涂层或表面装饰。涂层可例如设置在内侧面和/或外侧面上。涂层可例如是聚四氟乙烯涂层。

[0035] 滑动涂层或表面装饰优选地联合织物层一起设置。织物层可确保防扭折壳体相对于身体部位具有益的滑动特性。滑动涂层或表面涂层可尤其至少设置在防扭折壳体的重叠部分上，以确保防扭折壳体的重叠部分相对于彼此的有益的滑动特性。例如，尤其为了与身体部位接触，织物层可设置在防扭折壳体的内侧面上，并且滑动涂层可设置在防扭折壳体的外侧面上，至少设置在重叠部分上。

[0036] 作为滑动涂层或表面装饰的备选项或附加项，防扭折壳体至少在局部、尤其是在重叠部分可设置有多孔材料或由多孔材料制成。多孔材料填充有减小摩擦力的任何物质或颗粒。

[0037] 根据一个具体的实施例，织物层是布置成与身体部位和增压机构相接触的覆盖防扭折壳体的侧面的软管或袜层，并且滑动涂层或表面装饰至少设置在彼此接触的重叠部分上。这样的布置可同时确保有益的触觉属性和低摩擦力。

[0038] 在下面的内容中描述了一个关于柔性元件的具体实施例。这样的柔性元件不是必需的。更确切地说，本发明还基于这样的发现，即这样的柔性元件在防扭折壳体构造成由其本身来确保血压测量系统的硬度的情况下是不需要的。然而，也可联合加强式防扭折壳体来与柔性元件一起提供。

[0039] 血压测量系统还可包括构造成至少部分地围绕身体部位的柔性元件，并且所述柔性元件具有构造成加强该柔性元件的加强元件。这样的柔性元件在DE10200939257A1中进行了详细描述。DE 10200939257A1的内容通过引用并入本文中。由于加强元件，使得柔性元件可从非加强状态变为加强状态。例如，带有加强元件的柔性元件可由包括了本质上不可压缩元件的气密袋来形成，该本质上不可压缩元件在真空时具有的体积构造成相比于其在大气压下的体积会变化小于50％，优选地小于25％，更为优选地小于10％，甚至更为优选地小于1％。例如，本质上不可压缩元件例如是塑料颗粒、稻米、由聚苯乙烯或类似的塑料制成的颗粒、碎纸、纸球、纸张、聚苯乙烯泡沫塑料珠子、木屑、盐、任何的粉末或类似的元素。位

于气密袋中的本质上不可压缩元件优选地是不同类型的不可压缩元件的混合物。经层叠以形成堆叠部的纸张或另一材料被赋予作为不可压缩元件的特殊优先。在将带有处于非加强状态的柔性元件的血压测量系统围绕着患者的身体部位放置之后，可由增压机构将压力施加到身体部位上，例如将压力施加到致动器的流体袋上。然后，可从柔性元件的气密性流体袋中排出空气，从而加强柔性元件。柔性元件可放置在(夹在)增压机构和患者的身体部位之间，尤其在防扭折壳体和患者的身体部位之间。因此，加强式柔性元件可避免(或至少显著地减少)源自患者的心脏的压力震荡被例如可包括流体袋的增压机构减弱。因此，当在测量过程中柔性元件处于加强状态时，压力传感器单元(其可至少部分地位于柔性元件和患者的身体部位之间)可获得高测量精度的信号。

[0040] 如果不可压缩元件实质上由经层叠以形成堆叠部的纸张或另一材料形成的话，那么每个层可包括多个可相互替换的分区，其中每个分区可与同层的至少一个其他的分区相连。分区可通过连接元件彼此相互连通。而且，连接元件可与分区一体式地形成。连接元件可成形为起到通过该连接元件将分区相互连通的铰链的作用。这样一来，柔性元件在其非加强状态下是极其柔韧的，并因此可易于适应患者的身体部位的三维形状。然而，在柔性元件的加强状态下，当对气密袋施加真空时，堆叠的层彼此相互挤压，从而形成非常硬的压紧配合复合物。

[0041] 如果血压测量系统包括具有加强元件的柔性元件的话，那么防扭折壳体可夹在一面例如为带有流体袋的压力致动器的增压机构和另一面为具有加强元件的柔性元件之间。在它们的边缘区域，增压机构和具有加强元件的柔性元件可彼此相互连接，从而牢固地封闭防扭折壳体。例如，增压机构可例如通过热焊或通过粘结剂不可逆地连接到具有加强元件的柔性元件上。

[0042] 此外，如果血压测量系统包括具有加强元件的柔性元件的话，那么防扭折壳体可附接到具有加强元件的柔性元件的外表面上。例如，防扭折壳体可例如通过热焊或通过粘结剂不可逆地附接到具有加强元件的柔性元件上。然而，在特定实施例中，具有加强元件的柔性元件在其外表面上包括例如由塑料材料制成的至少一个套筒，该至少一个套筒适于容置防扭折壳体。防扭折壳体可以相对于具有加强元件的柔性元件可移动(例如滑动)的方式容置在该至少一个套筒中。采用这样的构造，在由增压机构施加压力时，具有加强元件的柔性元件和防扭折壳体可更好地适应于患者的身体部位的形状。

[0043] 另外，如果血压测量系统包括织物层并且还包括具有加强元件的柔性元件的话，那么织物层可设置在柔性元件的表面上和/或防扭折壳体的表面(尤其是外表面)上。

[0044] 优选地，防扭折壳体由金属和/或塑料制成，特别是由纤维增强塑料制成。例如，防扭折壳体可由热塑性材料制成或涂覆有热塑性材料，优选地由聚氨酯或聚烯烃制成，更为优选地由聚乙烯和/或聚四氟乙烯(PTFE)制成或涂覆有聚四氟乙烯。例如，防扭折壳体可由具有可使粘结剂持久地粘附在其上的表面的热塑性材料制成。如果防扭折壳体包括纤维增强塑料材料的话，那么这种纤维可以是天然纤维、有机纤维或无机纤维。防扭折壳体的材料和形状，特别是厚度，应当选择成：一方面，当增压机构施加压力时(尤其是没有设置附加的柔性元件时)，使得防扭折壳体是足够坚硬而不会弯曲的，并且另一方面，当由增压机构施加压力时，使得防扭折壳体足够柔韧以允许减小其内径。尤其是，如果防扭折壳体大体上由塑料材料制成的话，由发明人进行的试验测试表明：防扭折壳体优选地具有介于约0.25mm

到约6mm之间的厚度、更为优选地介于约1mm到约3mm之间、甚至更为优选地介于约1.0mm到约2.0mm之间。例如，尤其是对成年人而言，防扭折壳体可具有约1.5mm的厚度。或者尤其是对幼儿和婴儿而言，防扭折壳体具有约0.5mm的厚度。例如，防扭折壳体可由聚乙烯(PE)制成，具有约1.5mm的厚度。已经发现的是，这样的厚度可保证足够的硬度，甚至是在没有设置附加的柔性元件的情况下也能够保证。

[0045] 防扭折壳体的厚度可在防扭折壳体的边缘区域处减小，优选为逐渐减小。因此，防扭折壳体在其边缘区域可具有某种斜坡状的形式，以促进血压测量系统的重叠部分的相对滑动。

[0046] 在边缘区域，防扭折壳体可具有圆角和/或倒角和/或锥角。这样的形状可利于防扭折壳体的一个自由端相对另一(重叠的)自由端滑动。

[0047] 发明人的实验测试还表明，一方面为了避免扭折，另一方面为了允许内直径的减小，使得防扭折壳体优选地具有大于50MPa的弹性模量，更为优选地介于约100Mpa到约10GPa之间、甚至更为优选地介于约200Mpa到约1GPa之间的弹性模量是有益的。

[0048] 防扭折壳体可具有大体上为圆柱形的构造，使得血压测量系统在不必将系统绕着身体部位缠绕的情况下就可容易地应用到患者的身体部位上，优选地为患者的上臂上。然而，优选地，防扭折壳体还可具有明显为圆锥形的构造，以更好地适应身体部位的形状。圆锥形构造可由螺旋形布置的防扭折壳体产生。换言之，当重叠部分相对于彼此滑动时，将防扭折壳体布置为螺旋态。

[0049] 为了获得高质量的结果，对于血压测量系统而言，在血压测量过程中与患者的身体部位紧密接触是重要的。然而，由于患者的身体部位(例如患者的上臂)具有复杂的形状(即不是理想的圆柱形或圆锥形形状，而是凹面和/或凸面的形状)，根据一个具体的实施例，防扭折壳体可包括多个单独的壳体元件或壳体区段。在防扭折壳体是一体式壳体的情况下，防扭折壳体可具有壳体区段。例如，尤其是在血压测量系统不包括任何附加的柔性元件的情况下，多个单独的壳体区段可以是相互连通的，使得防扭折壳体的硬度不会降低，或者使得硬度仅会连续地变化，而不是在各个阶段中不连续地(离散地)变化或以不同的特定水平来变化。换言之，多个单独的壳体区段还可由一体式壳体的不同部分或区段来产生。不同的部分或区段可例如具有不同的厚度和/或不同的弹性模量。备选地，尤其是在血压测量系统包括附加的柔性元件的情况下，防扭折壳体可包括多个带状的壳体区段或壳体元件(其大体上彼此平行布置并且优选地彼此间隔开)，其中每个区段或元件适于围绕患者的身体部位。

[0050] 在血压测量系统包括带有加强元件的附加的(可选的)柔性元件的情况下，如上所述，柔性元件的大体上位于两个邻近的壳体区段或壳体元件之间的部分可起到铰链的作用(只要柔性元件不是加强式的)，从而允许防扭折壳体很好地适应患者的身体部位。当柔性元件被加强元件加强时，铰链部分也被加强，从而会阻碍单独的壳体区段或壳体元件的相对移动。

[0051] 如果防扭折壳体包括多个单独的壳体元件或壳体区段的话，那么多个单独的壳体元件或壳体区段中优选地有至少两个元件或区段会大体彼此平行地布置，其中在血压测量系统围绕身体部位时，该至少两个元件或区段分别在身体部位的周向上延伸。这样的构造使系统在垂直于患者的身体部位的周向的方向上具有很好的柔韧性。因此，防扭折壳体的

形状可更有效地适应于患者的身体部位的形状(例如凹面和/或凸面形状)。与此同时,可确保足够的硬度。

[0052] 附加地或备选地,当血压测量系统围绕身体部位时,多个单独的壳体元件或壳体区段中的至少两个元件或区段可布置成在身体部位的周向上彼此邻近。这种构造使系统在患者的身体部位的周向上具有很好的柔韧性。该至少两个邻近的壳体元件可通过至少一个柔性连接件相连接,尤其是在血压测量系统包括附加的柔性元件的情况下亦是如此。该至少一个柔性连接件优选地限定出邻近的壳体元件之间的最大弯曲角度范围。例如,最大的弯曲角度范围可限定到90°,优选地限定到45°或甚至更小。此外,至少一个连接件(优选为所有的连接件)可包括支持构件,其允许两个邻近的壳体元件之间的角度小于预定最大角度(例如180°),而同时还抑制任何大于预定最大角度的弯曲角度。这样一来,在保持抑制扭折的同时,可实现例如椭圆形的不同于圆形的形状,并且壳体材料的机械应力会减小。此外,身体部位不会被迫呈现圆形的横截面。

[0053] 优选地,多个单独的壳体区段中的至少两个区段通过凹槽彼此分隔开,其中该凹槽优选为楔形。凹槽、切口或凹陷有利于防扭折壳体的螺旋态,尤其是在楔形的情况下亦是如此。凹槽、切口或凹陷可限定防扭折壳体的弯曲方向。优选地,当血压测量系统围绕身体部位时,凹槽在与防扭折壳体的周向正交的方向上延伸。多个单独的壳体区段可通过大体上彼此平行布置的多个凹槽来彼此分隔开。这种布置可确保维持特定的硬度属性,尤其是针对特定的方向亦是如此。优选地,凹槽、切口或凹陷具有的深度低于防扭折壳体的壁厚的1/3倍、优选为1/4倍、更为优选为1/5倍。这种相对较低的深度,允许具有高的硬度以及允许防扭折壳体的螺旋布置。

[0054] 血压测量系统可还包括压力传感器单元,其中当血压测量系统围绕身体部位时,压力传感器单元优选地布置成至少部分地位于防扭折壳体和身体部位之间,优选地紧挨着身体部位。压力传感器单元可包括与患者的身体部位直接接触的相对小的凝胶垫或油垫或类似物。压力传感器单元优选地还包括压力转换器。压力转换器可位于凝胶垫中或位于凝胶垫上。备选地,压力转换器可布置为远离患者的身体部位的测量点(即远离凝胶垫),其中压力转换器可通过填充有适当的凝胶或其他流体的管件或软管连接到凝胶垫上。

[0055] 这样布置压力传感器单元(而不是像已知的装置中经常使用的那样地测量增压机构的流体袋中的压力)是有益的,因为测得的压力信号会明显地更少地受到由流体袋引起的衰减现象的影响。因此,可进一步提高测量精度。

[0056] 优选地,压力传感器单元包括布置在防扭折壳体的内侧或内侧面上的压力转换器或压力传感器衬垫。这样的布置允许高的测量精度。特别地,压力转换器或压力传感器衬垫可布置在防扭折壳体的内侧面和覆盖该内侧面的织物层之间。压力转换器或压力传感器衬垫可固定在内侧面上。备选地,压力转换器可至少部分地集成到防扭折壳体上。

[0057] 优选地,当血压测量系统围绕身体部位时,压力转换器或压力传感器衬垫在防扭折壳体的周向上延伸。这样的布置有利于系统的操作。有助于相对于身体部位来正确地或恰当地放置系统。特别地,压力转换器可沿着防扭折壳体周向上的绝对尺寸的至少1/5或1/4倍的区段进行延伸。压力转换器或压力传感器衬垫的这种延伸或延长布置允许快速且容易的压力测量,可减小任何错误评估压力的风险。压力转换器或压力传感器衬垫甚至可沿着不相重叠的所有区段进行延伸。这种相对延长的构造能够利于压力的测量,尤其是可更

可靠地捕获到任何由动脉压力波产生的组织压力波。

[0058] 优选地，至少是增压机构和防扭折壳体，更为优选地是系统的全部部件均以可形成一体单元的方式彼此连接。这样的构造允许系统以一体单元的形式包裹在患者的身体部位周围以测量患者的血压，进而允许系统的容易且快速地应用以及使错误操作的风险最小化。

[0059] 上面提到的目的还可由方法独立权利要求的特征来实现。特别地，该目的可通过施加被构造成围绕患者的身体部位的血压测量系统(尤其是根据上述的任何本发明实施例的血压测量系统)的方法来实现，所述方法包括以下步骤：

[0060] -围绕身体部位、在增压机构和身体部位之间设置防扭折壳体，

[0061] -施加压力到增压机构，以及

[0062] -将防扭折壳体压靠于身体部位。这种方法具有如上文中关于本发明血压测量系统所描述的益处。

[0063] 优选地，血压测量系统通过将防扭折壳体压靠于身体部位按压来加强。这种方法可快速地实施。不需要排空。易于操作。而且，可直接在防扭折壳体的表面上实施压力测量。

[0064] 该方法可结合上面所描述的系统的实施例一起实施，尤其是结合上面所描述的防扭折壳体的实施例来一起实施。特别地，可连同织物层一起来实现对血压测量系统的加强。

附图说明

[0065] 在下文中，将结合附图中显示的示例性实施例对本发明进行说明，其中：

[0066] 图1a显示了放气状态下的血压测量系统的实施例，其中该血压测量系统不包括防扭折壳体，因此不构成本发明的一部分；

[0067] 图1b显示了充气状态下的图1a中的实施例；

[0068] 图2a显示了根据本发明的血压测量系统在放气状态下的实施例；

[0069] 图2b显示了充气状态下的图2a中的本发明实施例；

[0070] 图3显示了本发明实施例沿着图2b的直线III-III截取的横截面视图；

[0071] 图4a显示了本发明实施例的三维视图，但为了清楚起见，其中不带(包括流体袋的)压力致动器；

[0072] 图4b显示了与图4a类似的但是带有(包括流体袋的)压力致动器的视图；

[0073] 图5显示了本发明的实施例在大体平坦构造下的三维视图；

[0074] 图6显示了本发明实施例围绕患者的身体部位包裹的三维视图；

[0075] 图7a显示了第二本发明实施例的三维视图(类似于图4a所示的视图)，为了清楚起见，其中不带压力致动器；

[0076] 图7b显示了图7a的第二实施例在大体平坦构造下的三维视图；

[0077] 图8a显示了根据本发明的一个优选实施例的血压测量系统在放气状态下的截面视图；

[0078] 图8b显示了图8a中的本发明实施例在充气状态下的截面视图；

[0079] 图8c显示了图8b中的本发明实施例的一区段的详细视图；

[0080] 图9显示了图8b中的本发明实施例的横截面视图；以及

[0081] 图10显示了可作为本发明任意实施例的部件的加强式防扭折壳体的横截面视图。

具体实施方式

[0082] 图1a和1b显示了血压测量系统10'的实施例，该实施例不包括防扭折壳体，因此不构成本发明的一部分。对该实施例的描述仅是为了说明本领域已知的血压测量系统的缺点。所显示的血压测量系统10'包括增压机构，该增压机构相应包括具有流体袋14'的压力袖带12'，其中压力袖带12'围绕患者的身体部位E，例如患者的上臂。此外，所显示的血压测量系统10'还包括具有加强元件的柔性元件16'。柔性元件16'也围绕身体部位E，并且夹在身体部位E和包括了带有流体袋14'的压力袖带12'的增压机构之间。

[0083] 为了测量患者的血压，如图1a所示，在压力袖带12'的流体袋14'处于放气状态下将血压测量系统10'施加到患者的身体部位E上。然后，如图1b所示，将加压的流体(优选地为空气)施加给流体袋14'，从而为流体袋14'充气。之后，柔性元件16'可由加强元件加强，以减小测量过程中充气后的流体袋14'的衰减效应。压力传感器单元(图1a和图1b中未示出)优选地至少部分地设置在柔性元件16'和患者的身体部位E之间。带有加强元件的柔性元件16'优选地由包括了本质上不可压缩的元件(优选地为分层放置以形成堆叠部的纸张)的气密袋来形成。优选地每张纸具有切割图案，以使柔性元件16'在其非加强状态下具有高的柔韧性。为加强柔性元件16'，可对气密袋进行真空处理，使得堆叠的纸层彼此相互挤压，从而形成坚硬的压紧配合复合体。

[0084] 如图1b中所示，这种血压测量系统10'的问题在于，当施加压力到流体袋14'上时，会在流体袋14'的压缩作用面(即内表面)上形成皱褶或扭折。这些皱褶或扭折还造成柔性元件16'弯曲。因此，身体部位E的部分皮肤会陷入到柔性元件16'的扭折的凹陷部分中，其会造成测量点处轻微的皮下出血。而且，由流体袋14'的压缩作用面和/或柔性元件16'上的皱褶和扭折所产生的腔会降低所能达到的测量精度。

[0085] 图1b中显示的皱褶和扭折大体上是因为当施加压力到流体袋14'时柔性元件16'的重叠部分不会彼此相对地(充分地)滑动而形成的。这种现象的一个原因是柔性元件16'在其非加强状态下不是防扭折的。另一个原因是柔性元件16'的重叠部分例如由于几何学原因而具有差的滑动特性。

[0086] 为克服这个问题，如图2a和图2b所示，根据本发明的血压测量系统10附加地包括布置于增压机构(包括带有流体袋14的压力致动器12)和身体部位E之间的防扭折壳体20。更为具体地，在图2a和图2b所公开的特定实施例中，防扭折壳体20布置在(夹在)带有流体袋14的压力致动器12和柔性元件16之间。带有流体袋14的压力致动器12和柔性元件16在它们的边缘区域例如可通过热焊或通过粘结剂来彼此附接，以牢固地将防扭折壳体20安置在其间。

[0087] 在这个实施例中，防扭折壳体20优选地由塑料材料制成，例如聚乙烯。防扭折壳体20的厚度选择成：使得当施加压力到流体袋14时，防扭折壳体20不会弯曲，与此同时，防扭折壳体20具有足够的柔韧性以允许防扭折壳体20发生一定的变形。也就是，当施加压力到流体袋14时，防扭折壳体20的重叠边缘区域会相对于彼此移动或滑动，以减小防扭折壳体20的直径。然而，防扭折壳体20由此保持了大体环形的形状。

[0088] 如图2b所示，由于设置了根据本发明的防扭折壳体20，可显著地减少在流体袋14的压缩作用面上形成的皱褶或扭折，并且甚至可完全避免在柔性元件16上形成的皱褶或扭折。因此，在测量点处不会发生皮下出血，并且测量精度可显著地提高。

[0089] 图3显示了血压测量系统10基于图2b中的直线III-III的横截面视图。如从图3中看到的那样，防扭折壳体20包括大体上相互平行布置的三个单独地形成的壳体元件20a，20b和20c。壳体元件20a，20b和20c具有围绕患者的身体部位E的大体带状的形式。由多个单独的元件20a，20b和20c来形成防扭折壳体20所具有的优点为防扭折壳体可更好地匹配或适应身体部位E的形状。优选地，单独的壳体元件20a，20b和20c彼此间稍微地间隔开，以提供高度的柔韧性。优选地，将单独的壳体元件20a，20b和20c附接到柔性元件16的外表面上。更为优选地，单独的壳体元件20a，20b和20c保持在柔性元件16的外表面上形成的口袋或套筒中，其中该口袋或套筒优选地由塑料材料制成。这样一来，至少只要是柔性元件16尚未通过加强元件来加强，那么柔性元件16的大体上位于单独的壳体元件20a，20b和20c之间的区域就可为壳体元件20a，20b和20c充当铰链部分。当柔性元件16被加强时，铰链部分也被加强，从而抑制壳体元件20a，20b和20c相对于彼此的任何(角度上的)移动。

[0090] 在图3中，还显示了构成压力传感器单元一部分的(相对较小的)凝胶垫18。压力传感器单元还包括优选地通过流体填充管线来有效地与凝胶垫18相连接的压力转换器(未显示)。凝胶垫18布置在防扭折壳体20和身体部位E之间，更具体地，在所显示的实施例中，布置在柔性元件16和身体部位E之间。这样一来，柔性元件16(在其被加强时)和防扭折壳体20可使流体袋14作用在压力传感器单元上的负面衰减效应最小化，从而进一步提高测量精度。

[0091] 值得注意的是，图3中的直线IIb-IIb表示图2b中所显示的横截面视图。

[0092] 图4a和图4b显示了根据本发明的血压测量系统10的三维视图，其中仅为了清楚起见，图4a中没有显示包括了带有流体袋14的压力致动器12的增压机构。正如可以从图4a和图4b中见到的那样，柔性元件16包括泄放端口16a，通过该泄放端口16a可排空柔性元件16的气密袋，从而加强柔性元件16。类似地，压力致动器12包括压力端口12a，以将加压流体(优选地为空气)施加给压力致动器12的流体袋14。此外，压力致动器12包括例如为钩环搭扣的紧固机构22，以将压力制动器12的两个纵向端部(优选地可逆地)彼此附接，这两个纵向端部在进行血压测量时通常重叠。

[0093] 值得注意地，上面所描述的本发明血压测量系统10的全部部件优选地以能够形成围绕着患者的身体部位包裹来测量患者血压的一体单元的方式而彼此连接。本发明的血压测量系统10的这种构造允许容易且快速地应用，并且可将其错误操作的风险最小化。

[0094] 图5显示了根据本发明的血压测量系统10的三维视图，其中血压测量系统10显示成大体上平坦的构造、即大体上没有弯曲的构造。正如从图5中可看到的那样，压力致动器12包括两个互补式形成的紧固机构22a和22b，例如钩环搭扣。应当注意的是，根据本发明的血压测量系统10的压力致动器12的两端备选地可以不可逆地彼此附接。如果压力致动器12的两端为不可逆地彼此附接的话，那么就不需将致动器12围绕着患者的身体部位E进行包裹，因此使得应用血压血量系统10的过程更加容易。

[0095] 图6显示了根据本发明的血压测量系统10当应用到患者的身体部位E(优选地应用到患者上臂)上时的三维视图。

[0096] 通常应当注意的是，对血压测量系统10设置带有加强元件的柔性元件16是有益的，但对于本发明而言并不是必要的。那些已知的血压测量系统如果不设置(可以被加强的)柔性元件16的话，也同样可根据本发明来加以改进。

[0097] 最后，图7a和图7b显示了根据本发明的血压测量系统的另一(第二)实施例的三维视图。对相同部件使用与第一实施例的描述中相同的附图标记。在下文中，尤其针对与第一实施例的区别点进行了更为详细的描述。

[0098] 图7a显示了类似于图4a所示的第一实施例视图的第二实施例的视图。图7b显示了大体平坦构造的图7a中的第二实施例。仅为了清楚起见，在图7a和图7b中没有绘出增压机构(其包括带有流体袋14的压力致动器12)。然而，正如对本领域的技术人员显而易见的那样，增压机构同样形成了第二实施例的一部分。

[0099] 正如从图7a和图7b中看到的那样，第二实施例的柔性元件16还包括泄放端口16，其中能够通过该泄放端口16来排空柔性元件16的气密袋，进而加强柔性元件16。第二实施例还包括防扭折壳体20的三个单独形成的壳体元件20a,20b和20c，该三个单独形成的壳体元件20a、20b和20c具有围绕着患者的身体部位E的大体带状形式。然而，第二实施例与第一实施例的区别在于，防扭折壳体20的三个单独形成的壳体元件20a,20b和20c分别进一步划分开成三个子元件20a_1,20a_2,20a_3,20b_1,20b_2,20b_3,20c_1,20c_2以及20c_3。因此，第二实施例的防扭折壳体20总共包括九个壳体元件。

[0100] 当血压测量系统10围绕身体部位E时，三个壳体元件20a,20b和20c分别具有的三个子元件布置成在身体部位E的周向上彼此邻近。此外，这些邻近的子元件通过柔性连接件21彼此连接。在所显示的实施例中，两个邻近的子元件总是通过两个柔性连接件21来彼此连接。然而，可同样地选择其他数量的柔性铰链。尽管连接件21是柔性的，但它们设计成限定两个邻近的壳体元件之间的最大弯曲角度范围。最大弯曲角度范围可限制到90°，优选地限制到45°或甚至更小。附加地或备选地，至少一个连接件21(优选为每个连接件21)可包括允许两个邻近的子元件之间的角度小于预定的最大角度(例如180°)而同时抑制了任何大于预定最大角度的弯曲角度的支持构件。

[0101] 这样一来，系统10可实现不同于圆形的形状，例如椭圆形的形状，并且壳体材料中的机械应力可减小，同时还抑制了扭折。此外，身体部位不会被迫呈圆形的横截面。

[0102] 因此，采用第二个实施例，本发明的系统10尤其设计成：在抑制了扭折产生从而以高的精度对患者血压进行测量的同时，还在身体部位E的周向上以及大体垂直于周向的方向上均很好地适应于患者的身体部位E的自然形态。

[0103] 图8a、图8b和图8c显示了另一实施例。根据本发明的血压测量系统10包括布置在身体部位E和增压机构(包括流体袋14和压力致动器(未显示))之间的加强式防扭折壳体30。压力致动器可围绕患者的身体部位E。压力致动器优选地围绕流体袋14，或者联合流体袋14一起设置，其中压力致动器和流体袋14可形成一体部件。防扭折壳体30布置在流体袋14和织物层23之间，其中织物层23也设置在流体袋14和防扭折壳体30之间。

[0104] 与图2a至图7b中显示的实施例形成对照的是，血压测量系统10不具有任何能提供加强作用的柔性元件。不需要任何(附加的)柔性元件来确保血压测量系统10足够的硬度。足够的硬度专门由加强式防扭折壳体30来提供。加强式防扭折壳体30具有变形抗力，尤其是相对于压缩应力的变形抗力。

[0105] 防扭折壳体30可由塑料材料制成，例如像是聚乙烯(PE)的热塑性塑料。防扭折壳体30的厚度选择成：当施加压力到流体袋14时使得防扭折壳体30不会弯曲。当施加压力到流体袋14时，防扭折壳体30的重叠边缘区域(即自由端)会相对于彼此移动或滑动，以减小

防扭折壳体30的直径。从而，防扭折壳体30可维持大体上环形的形状，或者防扭折壳体30可显示出至少略微呈圆锥形或锥形的形状。防扭折壳体30的尺寸稳定性可确保由流体袋14施加的任何压力均作用在身体部位E上。

[0106] 如结合图2a、图2b所描述的那样，防扭折壳体30能够减小流体袋的压缩作用面上形成的皱褶或扭折。

[0107] 图8c更加详细地显示了织物层23。织物层同时覆盖了防扭折壳体30的内侧面和外侧面，其中显示了防扭折壳体30的重叠部分。织物层23布置在流体袋14和防扭折壳体30之间，并且织物层23还布置在防扭折壳体30和身体部位E之间。因此，由于防扭折壳体30和身体部位E或流体袋14之间的相对移动所造成的任何摩擦力可被最小化。织物层23以类袜的形式(即像筒袜那样地)围绕在防扭折壳体30的两侧。

[0108] 图9中显示了根据图8b的血压测量系统10的横截面视图。防扭折壳体30包括一个单一的部件。防扭折壳体30设置成一体式壳体的形式。血压测量系统10包括构成压力传感器单元(没有明确地显示)的一部分的压力转换器18a。例如，压力转换器18a可设置成压力敏感薄膜、铝箔或薄片的形式，或者联合凝胶或油垫(未显示)一起设置。

[0109] 压力转换器18a布置在防扭折壳体30和身体部位E之间。更为具体地，如图9所示，压力转换器18a布置在防扭折壳体30的内侧面上，并且被织物层23所覆盖。防扭折壳体30设有可将压力转换器18a固定在其上的表面。

[0110] 压力转换器18a可电性连接到压力传感器单元的任何逻辑单元上，尤其是在压力转换器18a布置在内部的情况下。备选地，压力转换器18a可液压连接到压力传感器单元的任何逻辑单元上，尤其是在压力转换器18a布置在外部的情况下。该连接可例如通过管件实现。

[0111] 在图9中显示了防扭折壳体30的重叠部分。防扭折壳体30仅在一侧(身体部位E的那侧)上发生重叠。压力转换器18a布置在另一侧上，即布置在不发生重叠的区段或部分上。

[0112] 在图10中示意性显示了加强式防扭折壳体30的一个具体实施例的一区段。防扭折壳体30具有内侧面30.1和外侧面30.3。防扭折壳体30具有可以角度α成形或成角度的自由端30.2，其中角度α优选地处于40°到135°的范围内，更为优选地处于70°到110°的范围内，例如105°。这样的角度可确保：在重叠部分相对于彼此开始移动或滑动以减小防扭折壳体的直径时，自由端30.2不会被对面的自由端或任意的凹槽阻挡。

[0113] 防扭折壳体具有将内侧面30.1和外侧面30.3分割成邻近的壳体区段30.1a,30.3a的楔形凹槽30.4。凹槽具有低于防扭折壳体壁厚的1/3倍的深度。

[0114] 压力转换器18a联合防扭折壳体30一起设置。压力转换器18a，尤其是其相对于防扭折壳体30的相对位置，仅是示意性地显示。压力转换器18a可在防扭折壳体30的周向上延伸，尤其沿着防扭折壳体在周向上的绝对尺寸的至少1/3或1/2倍的区段(如虚线所示)进行延伸。

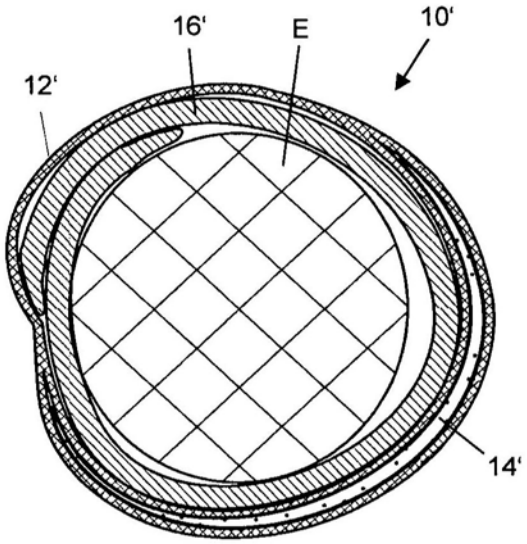


图1a

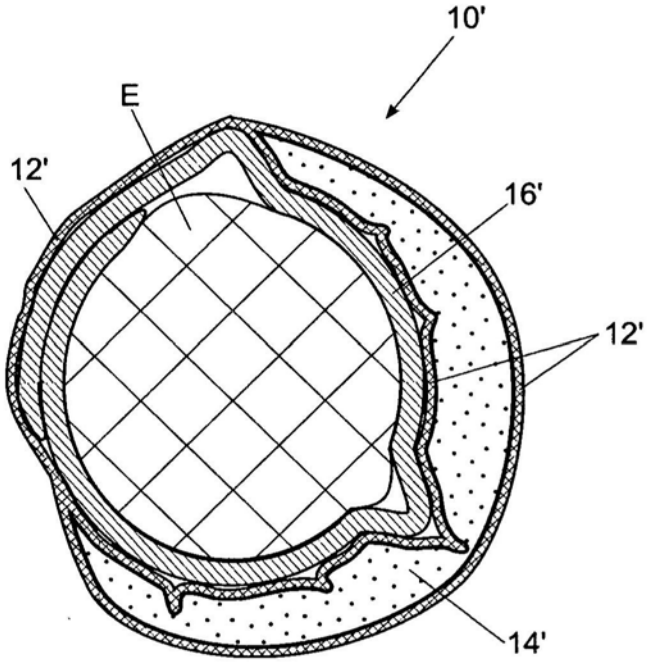


图1b

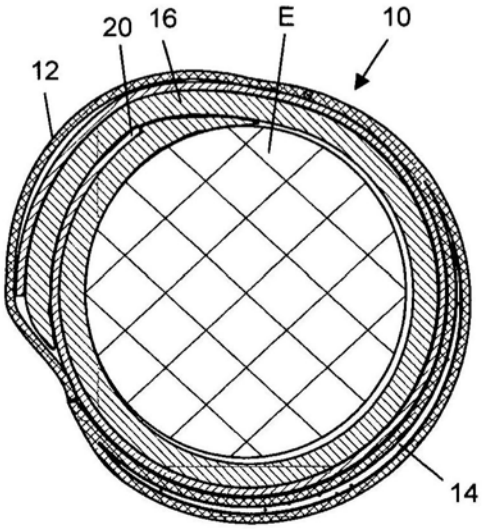


图2a

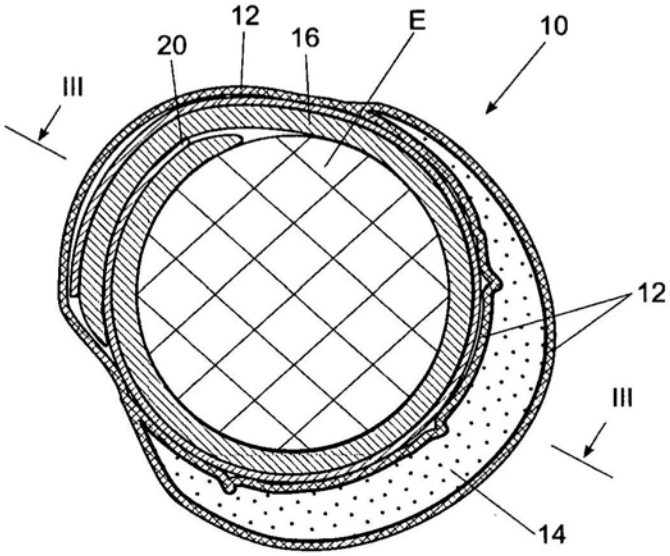


图2b

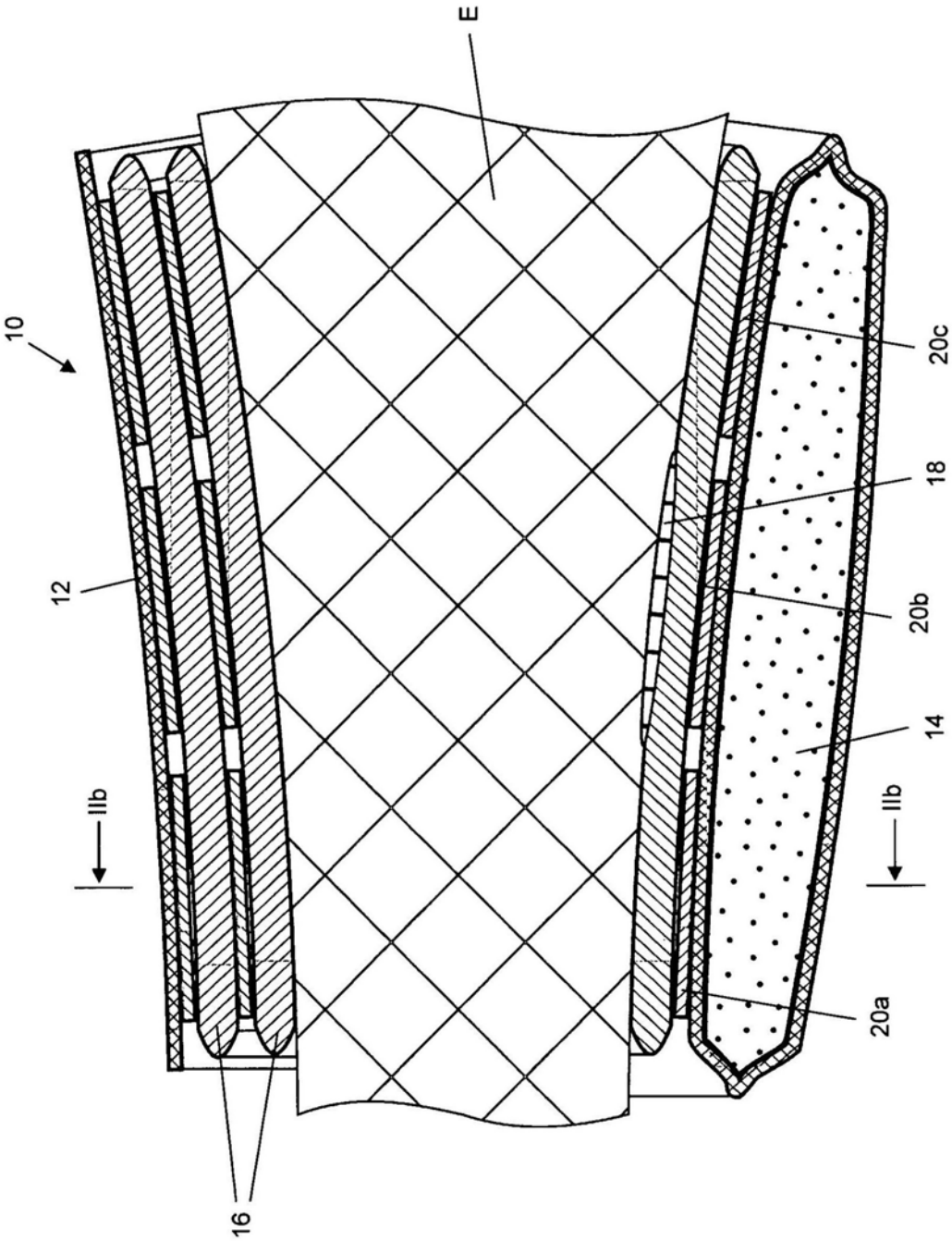


图3

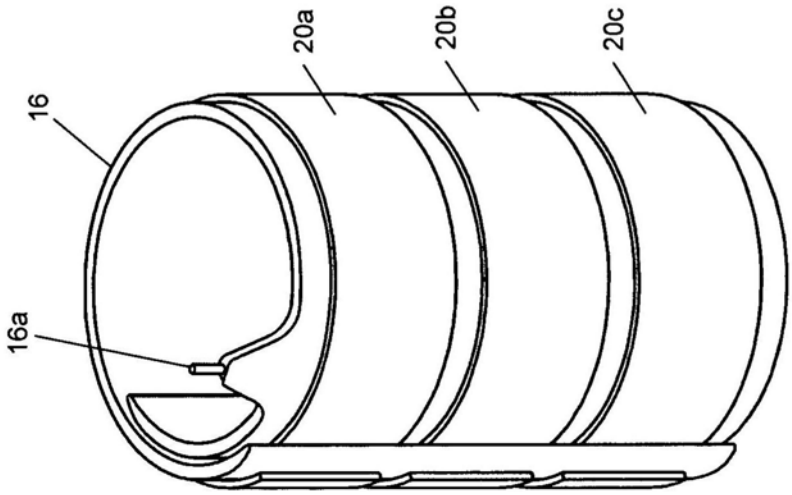


图4a

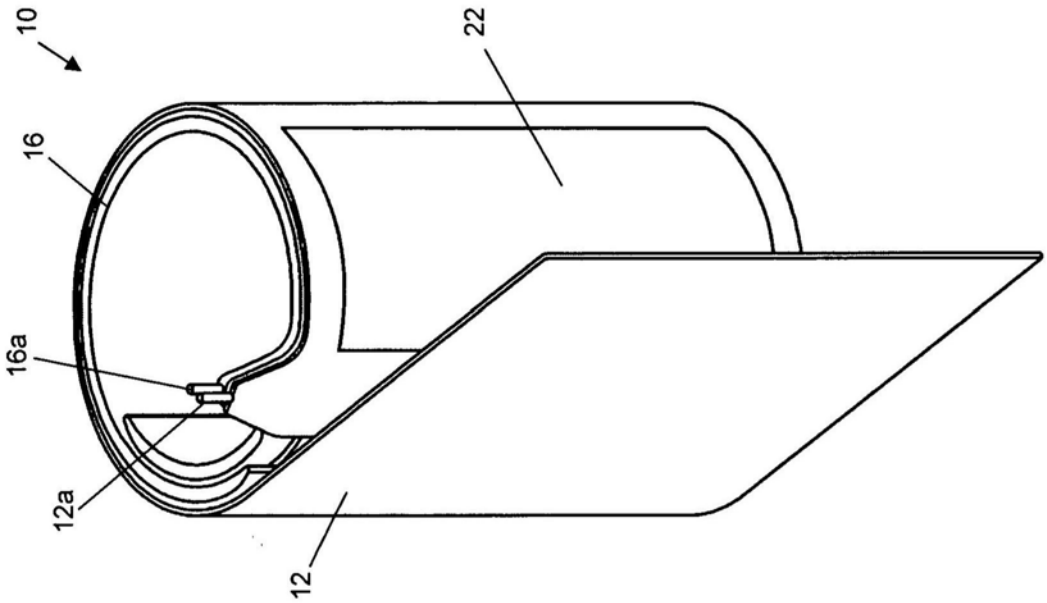


图4b

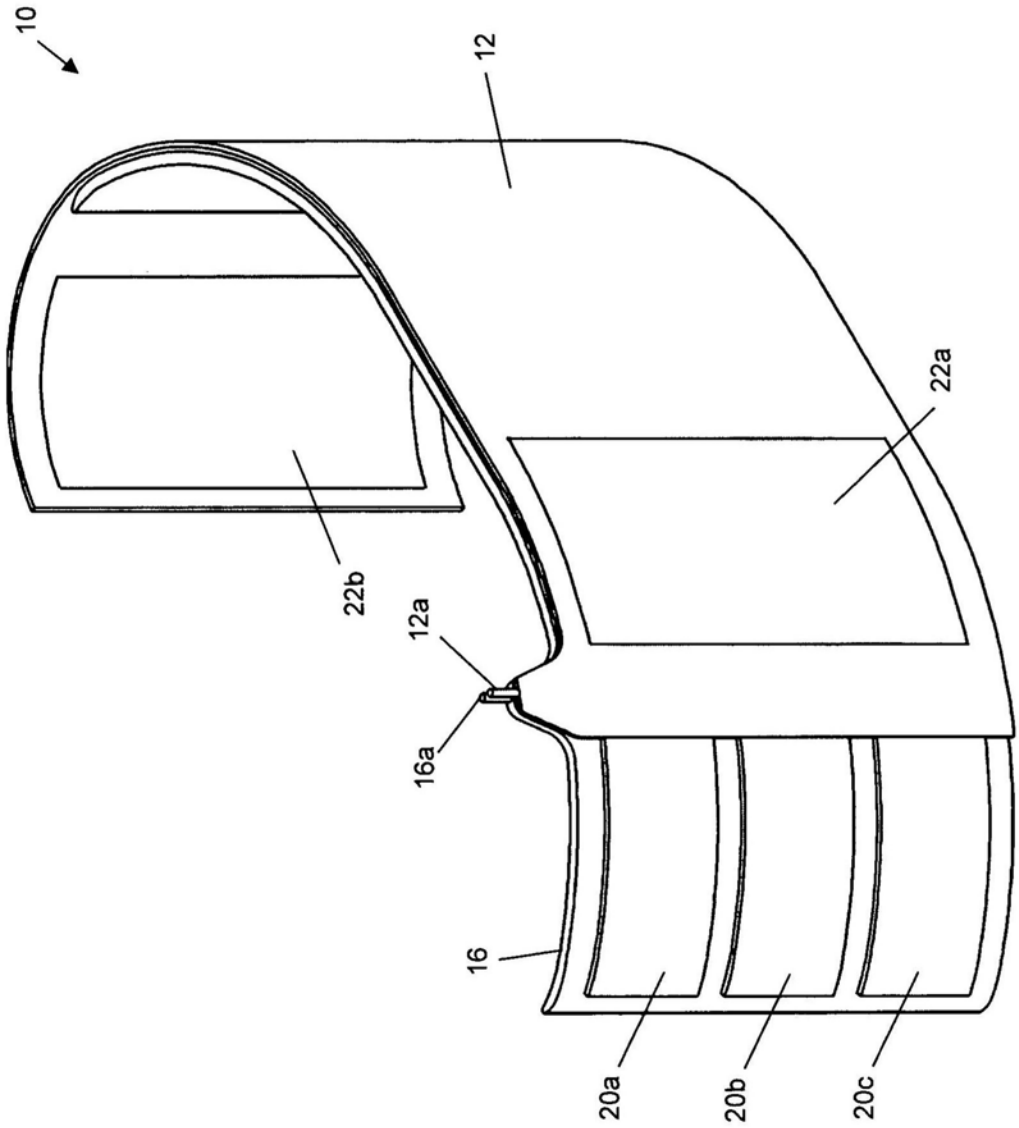


图5

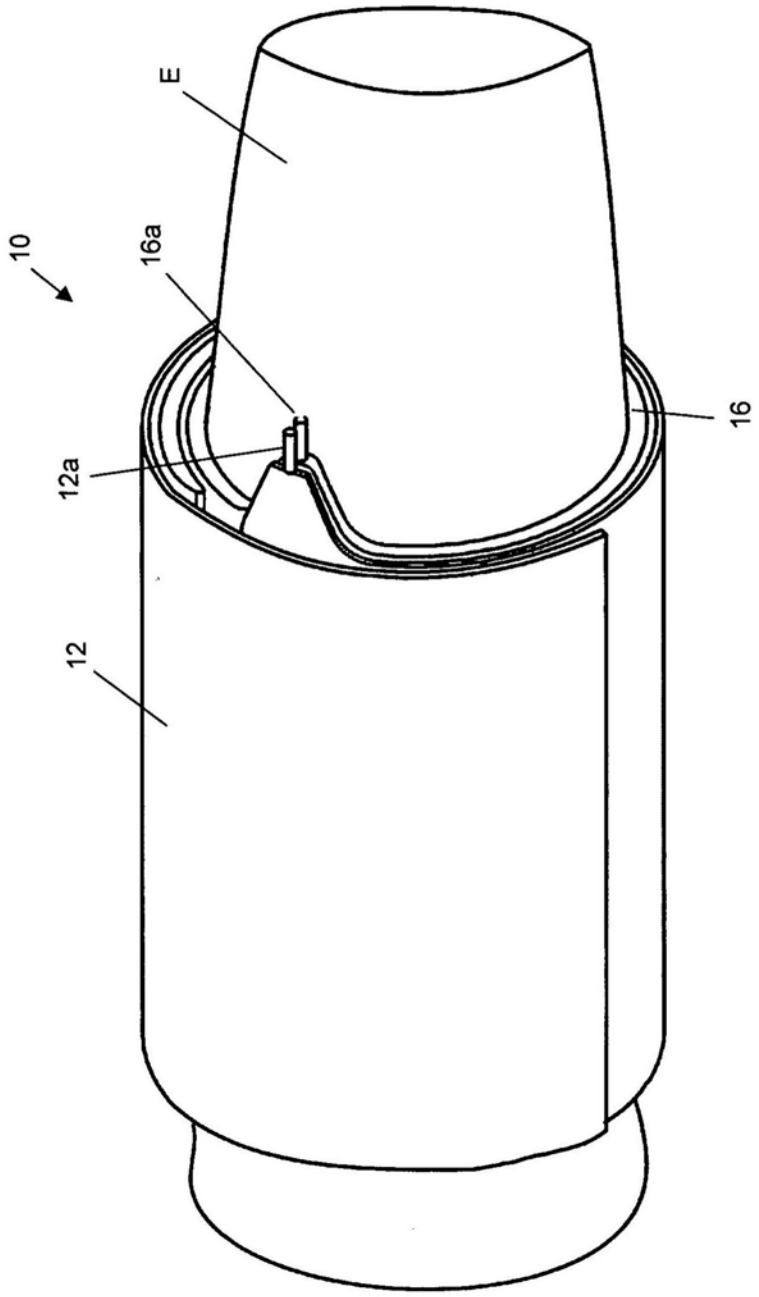


图6

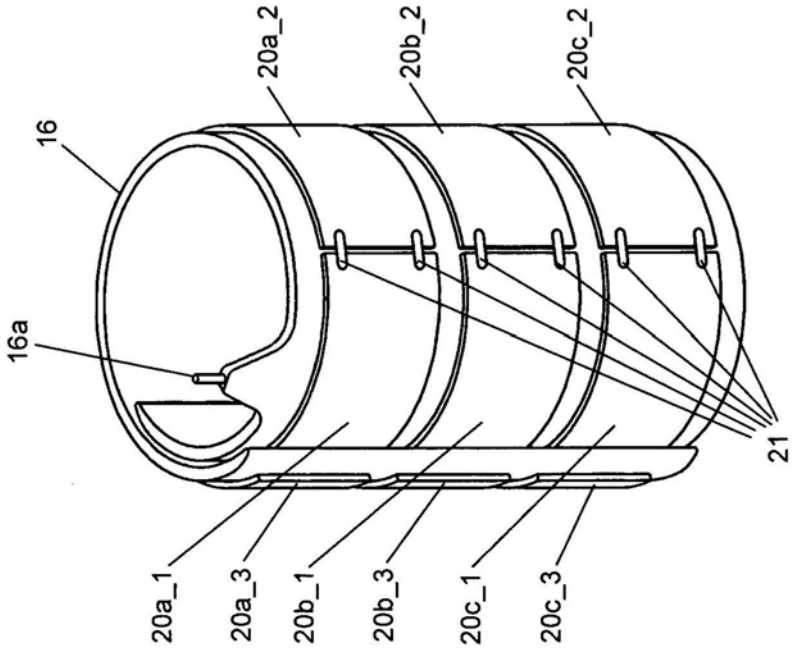

20a_2
20b_2
20c_2
16
16a
21
20a_1
20a_3
20b_1
20b_3
20c_1
20c_3

图7a

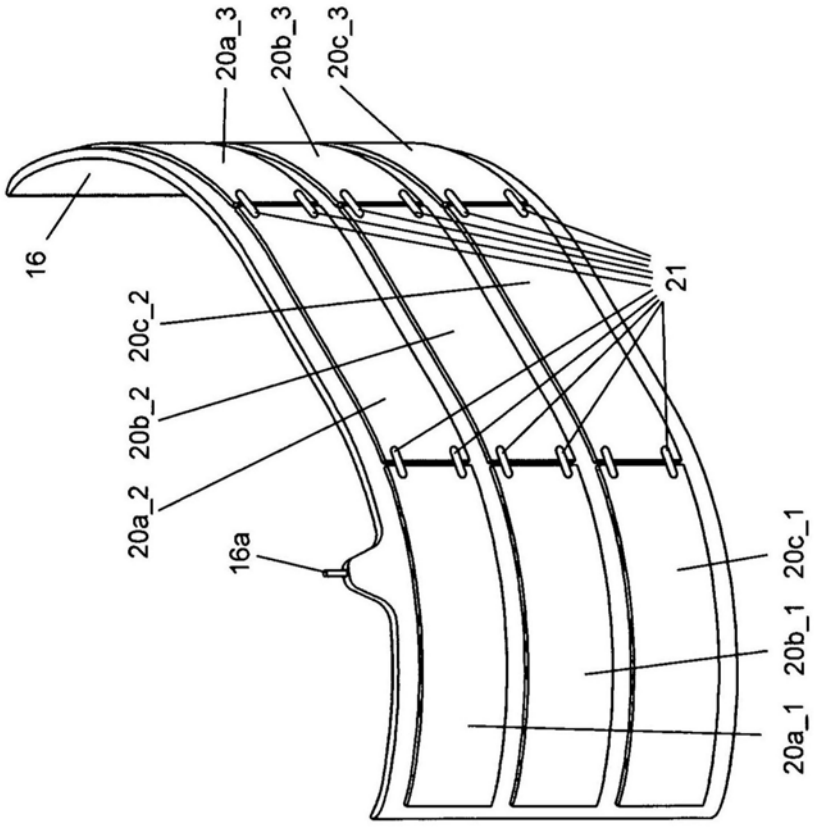

20a_3
20b_3
20c_3
16
21
20c_2
20b_2
20a_2
16a
20c_1
20b_1
20a_1

图7b

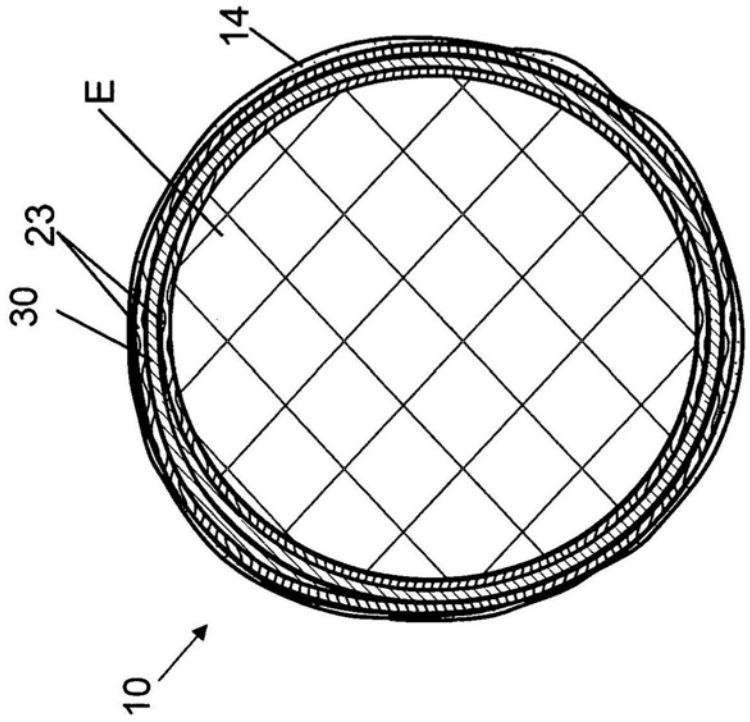


图8a

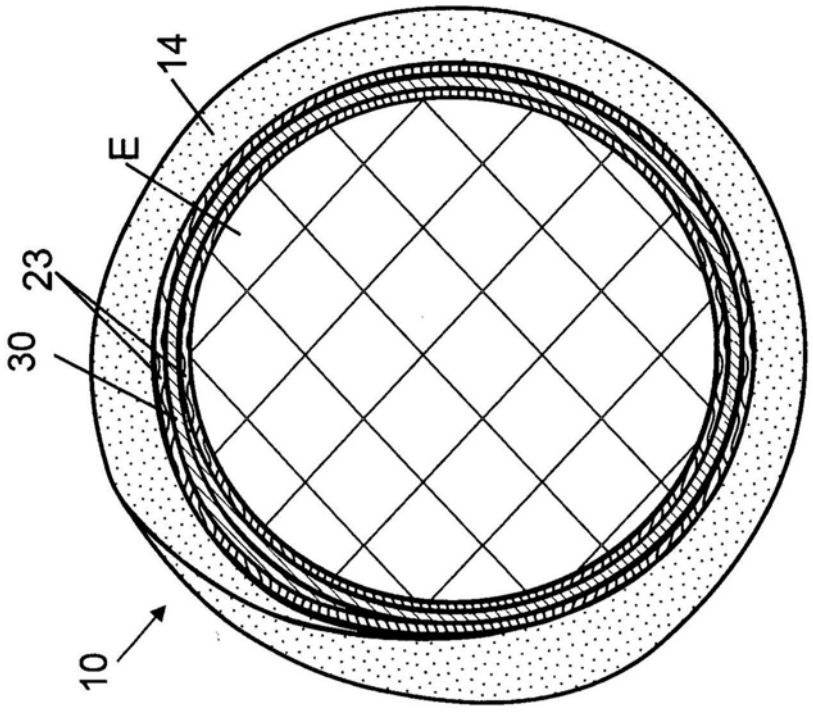


图8b

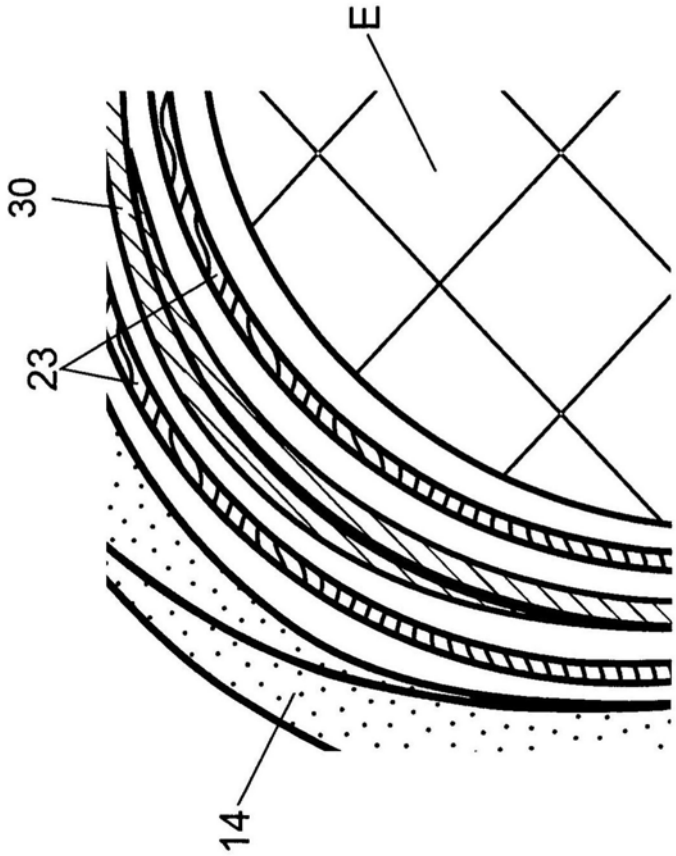


图8c

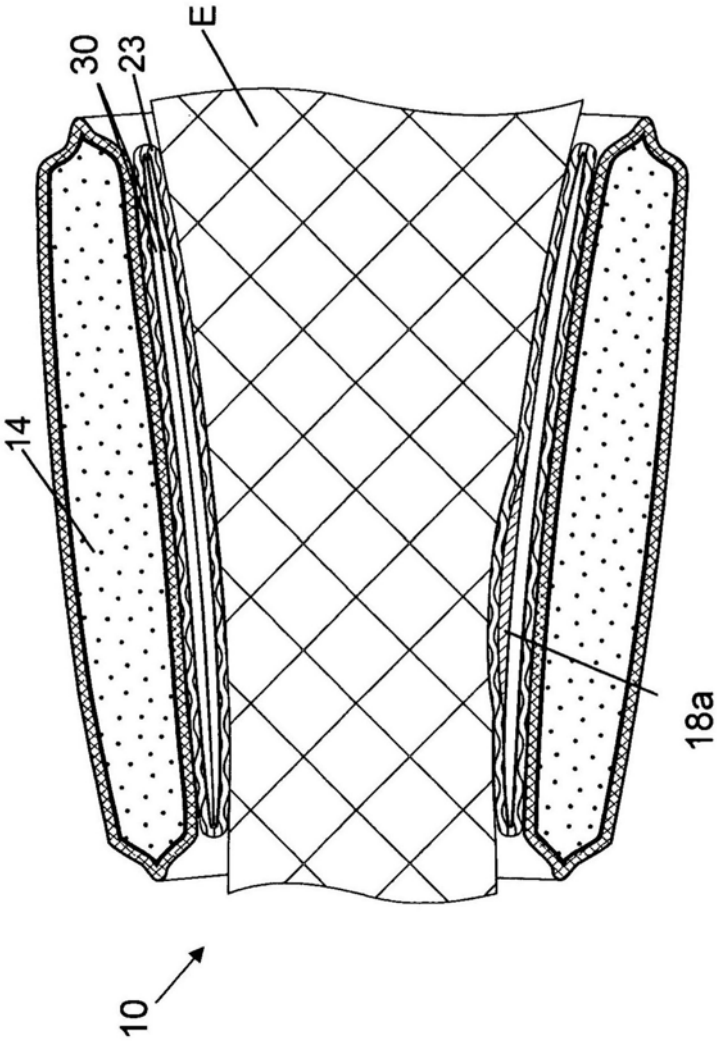


图9

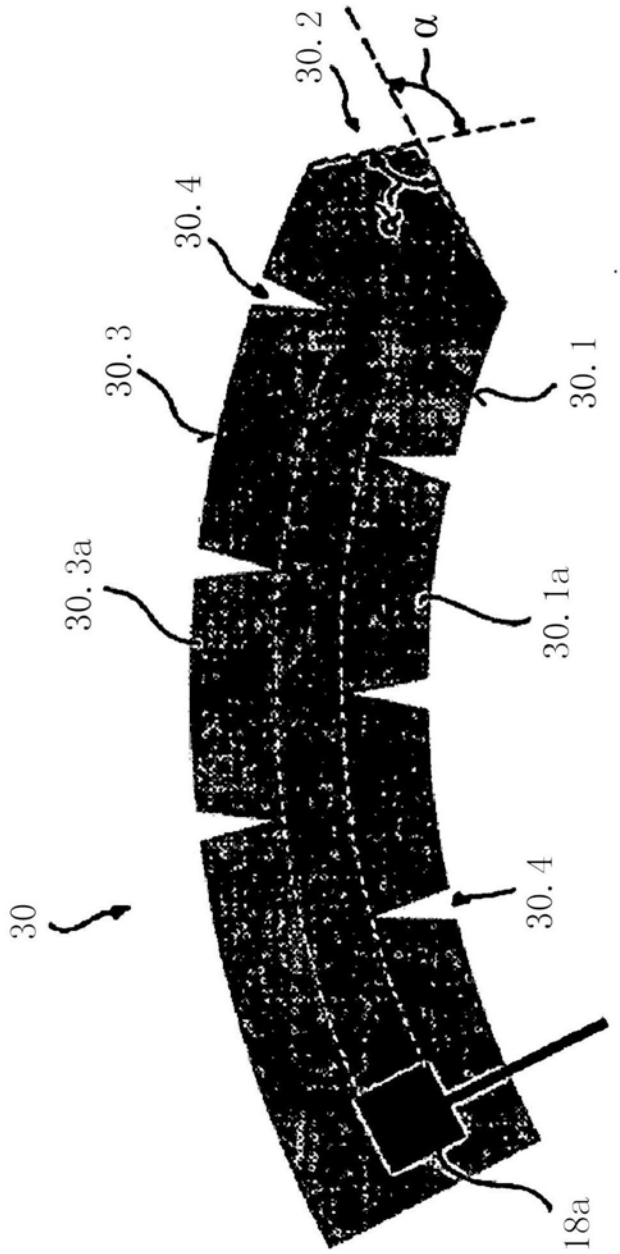


图10