



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102811753 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201180015575. 5

(72) 发明人 约翰·埃佩

(22) 申请日 2011. 03. 23

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限  
责任公司 11219

(30) 优先权数据

102010012545. 8 2010. 03. 23 DE

代理人 夏东栋 陆锦华

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 24

(51) Int. Cl.

A61M 1/36(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2011/001435 2011. 03. 23

审查员 黄小玲

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/116943 DE 2011. 09. 29

(73) 专利权人 德国弗雷泽纽斯医疗保健股份有  
限公司

地址 德国巴特洪堡

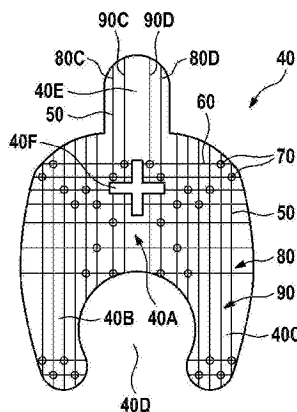
权利要求书2页 说明书17页 附图31页

(54) 发明名称

用于与用于监控对于病人的通路的装置一起使用的用于检测水分的装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于与为一设备特别是为体外血液治疗设备 A 监控对于病人的通路的装置 B 一起使用的水分检测装置 (40), 使用该设备将液体馈送到病人和 / 或从病人经由软管管线运走液体。根据本发明的水分检测装置被设计为平面结构, 该平面结构要被布置在病人的皮肤上, 并且具有作为水分传感器的导电结构。该装置的特征在于该平面结构是纺织品平面结构, 其由不导电经线和纬线以及导电经线和纬线 (50, 60) 两者构成。该导电和不导电经线和纬线被布置使得建立导电结构。通过经线和纬线的空间分离, 在织物中产生限定的导电结构。使用导电经线和导电纬线两者的重要优点是可以形成具有在不同方向上延伸的部分的导电结构。使用这样的结构, 可以建立具有特别高的灵敏度的水分传感器。该导电结构优选地利用终端电阻器 R 闭合, 终端电阻器 R 优选地不是水分检测装置 (40) 的一部分, 而是该装置的附接部分, 由此简化生产。



1. 一种用于与为一设备监控对于病人的通路的装置一起使用的用于检测水分的装置，使用所述设备将流体馈送到病人和 / 或从病人经由软管管线运走流体，

其中，用于检测水分的所述装置被构成为要在病人的皮肤上布置的二维延伸的织物，所述二维延伸的织物包括作为水分传感器的导电结构，

其特征在于

用于检测水分的所述装置被构成为纺织品二维延伸的织物，所述纺织品二维延伸的织物包括不导电经线和不导电纬线以及导电经线 (50) 和导电纬线 (60)，所述导电和不导电经线和纬线被布置使得构成所述导电结构。

2. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述导电结构包括第一带导体 (80) 和第二带导体 (90)，两个带电体的端部构成为端子接触件 (80C, 80D ; 90C, 90D)，并且，所述第一带导体和所述第二带导体被布置为使得多个部分 (80A, 80 ; 90A, 90B) 位于彼此旁边。

3. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述导电结构包括构成为闭合导体回路的带导体 (85)，其端部构成为端子接触件 (85C, 85D)，所述带导体包括位于彼此旁边地布置的多个部分 (85A, 85B)。

4. 根据权利要求 1 至 3 的任何一项所述的装置，其特征在于，所述导电结构包括在第一方向上延伸的多个导电部分 (80A, 80B ; 90A, 90B ; 85A, 85B) 和在第二方向上延伸的多个所述导电部分，所述第一方向和第二方向彼此成直角。

5. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，所述纺织品二维延伸的织物至少部分地构成为具有多层的纺织织物。

6. 根据权利要求 5 所述的装置，其特征在于，在所述多层的纺织织物中布置所述导电和不导电经线和纬线 (50, 60)，使得

构成

要在病人的皮肤上布置的层，它是不导电的，

其中所述导电部分在所述第一方向上延伸的层，以及

其中所述导电部分在所述第二方向上延伸的层。

7. 根据权利要求 6 所述的装置，其特征在于，在所述多层的纺织织物中布置所述导电和不导电经线和纬线 (50, 60)，使得在其中所述导电部分在所述第一方向上延伸的层和其中所述导电部分在所述第二方向上延伸的层之间存在不导电的中间层。

8. 根据权利要求 6 或 7 所述的装置，其特征在于，为了建立电触点 (70)，导电经线 (50) 部分地改变在所述多层的纺织织物中的位置，使得所述导电经线和纬线在相交点处接触。

9. 根据权利要求 2 至 3 的任何一项所述的装置，其特征在于，通过在彼此旁边延伸的多个导电经线或纬线 (50, 60) 来形成所述导电部分。

10. 根据权利要求 9 所述的装置，其特征在于，所述纺织品二维延伸的织物被切割使得在彼此旁边延伸的所述导电经线或纬线 (50, 60) 的一部分被割断。

11. 根据权利要求 10 所述的装置，其特征在于，所述纺织品二维延伸的织物包括圆形切口 (40G) 或十字形切口 (40F)。

12. 根据权利要求 1 至 3 的任何一项所述的装置，其特征在于，所述纺织品二维延伸的织物构成为 U 形的。

13. 根据权利要求 1 至 3 的任何一项所述的装置，其特征在于，所述纺织品二维延伸的

织物构成为圆形的。

14. 根据权利要求 1 至 3 的任何一项所述的装置,其特征在于,所述纺织品二维延伸的织物包括突片(40E),在所述突片上,布置了端子接触件(80C,80D;90C,90D)。

15. 根据权利要求 1 至 3 的任何一项所述的装置,其特征在于,所述纺织品二维延伸的织物包括具有切口(310;540)的部分和具有用于所述切口的盖(340;560)的部分,其中,所述导电结构被构成使得所述纺织品二维延伸的织物对于在上侧处的水分敏感。

16. 一种用于为一设备监控对于病人的通路的装置(B),使用所述设备将流体馈送到病人和/或从病人经由软管管线运走流体,并且所述用于为一设备监控对于病人的通路的装置(B)具有根据权利要求 1 至 15 的任何一项所述的用于检测水分的装置。

17. 根据权利要求 16 所述的用于为一设备监控对于病人的通路的装置,其特征在于,所述监控装置(B)包括评估单元(41),所述评估单元(41)可以连接到所述用于检测水分的装置(40)。

18. 根据权利要求 17 所述的用于为一设备监控对于病人的通路的装置,其特征在于,所述监控装置包括连接部件(150;170),所述用于检测水分的装置(40)能够连接到所述连接部件。

19. 根据权利要求 18 所述的用于为一设备监控对于病人的通路的装置,其特征在于,所述连接部件(150;170)包括四个端子接触件(156-159;181-184),其中,两个端子接触件(160,164;181,184)连接到连接电缆(42),以便在所述监控装置(B)的评估单元(41)和所述用于检测水分的装置之间产生电连接,并且两个端子接触件(162,163;182,183)经由终端电阻器(R)而彼此电连接。

20. 根据权利要求 19 所述的用于为一设备监控对于病人的通路的装置,其特征在于,所述连接部件(150;170)构成为夹持装置,用于夹持所述纺织品二维延伸的织物。

21. 一种血液治疗设备,具有:体外血液回路(I),所述体外血液回路(I)包括用于从病人运走流体的具有动脉套管(5)的动脉血液线(6)和用于向病人馈送流体的具有静脉套管(8)的静脉血液线(7);以及,根据权利要求 16 至 20 的任何一项所述的用于监控对于病人的通路的装置(B)。

22. 一种用于生产用于检测水分的装置的方法,所述用于检测水分的装置与用于为一设备监控对于病人的通路的装置一起使用,使用所述设备将流体馈送到病人和/或从病人经由软管管线运走流体,所述方法具有下面的过程步骤,

编织纺织品二维延伸的织物,所述纺织品二维延伸的织物包括不导电经线和不导电纬线以及导电经线和导电纬线,所述导电和不导电经线和纬线被布置使得所述导电和不导电经线和纬线形成导电结构,并且

将用于检测水分的各个装置分离为单个单元。

23. 根据权利要求 22 所述的方法,其特征在于,在要被布置在病人的皮肤上的所述纺织品二维延伸的织物的一侧上施加粘结层,并且,在所述粘结层上施加覆盖所述粘结层的覆盖材料。

24. 根据权利要求 23 所述的方法,其特征在于,所述粘结层是水分不能透过的。

## 用于与用于监控对于病人的通路的装置一起使用的用于检测水分的装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于与用于为设备监控对于病人的通路的装置、特别是用于监控在体外血液治疗中的血管通路的装置一起使用的用于检测水分的装置,使用该设备将流体馈送到病人和/或从病人经由软管管线运走流体,其中,经由具有动脉套管的动脉软管管线从病人运走病人的血液,并且将病人的血液经由具有静脉穿刺套管的静脉软管管线馈送到病人。而且,本发明涉及一种用于监控对于病人的通路的装置,该装置包括用于检测水分的装置。而且,本发明涉及具有体外血液回路的血液治疗设备,该血液治疗设备包括具有动脉套管的动脉软管管线和具有静脉套管的静脉软管管线,其中,该体外血液治疗设备包括用于监控动脉和/或静脉血管通路的装置。本发明也涉及生产用于检测水分的装置以连接到用于监控病人通路的装置的方法。

### 背景技术

[0002] 在医疗技术的领域中,已知各种设备,使用它们,可以从病人取回流体,或者可以经由软管管线向病人馈送流体。对于病人的通路通常利用用于引入到身体器官内的导管或用于血管的穿刺的套管来实现。在检查或治疗期间,必须保证对于病人的正确的通路。因此需要监控病人通路。

[0003] 包括体外血液回路的体外血液治疗设备特别需要对于病人的正确的通路。已知的体外血液治疗设备例如包括透析设备和细胞分离器,它们使得对于病人的血管系统的通路成为必要。在体外血液治疗中,使用动脉穿刺套管经由动脉软管管线从病人取出血液,该血液使用静脉穿刺套管经由静脉软管管线被再一次馈送回病人。

[0004] 虽然有医院人员对于血管通路的定期监控,但是在原理上存在穿刺套管从病人的血管未被注意地滑出的风险。在家庭透析的情况下也存在穿刺套管的未被注意的滑出的风险。已知用于监控血管通路的不同设计的各种装置。该已知的监控装置通常依赖于在血液治疗设备中作为标准存在的安全装置。所述安全装置在错误血管通路的情况下触发体外血液回路的立即中断。

[0005] 已知用于监控血管通路的装置,其包括用于检测水分以便能够检测在穿刺点处的血液的流出的装置。已知的用于检测水分的装置与已知的用于病人通路的监控装置一起使用,构成为要被布置在穿刺点上的垫。该垫由其中嵌入水分传感器的吸收性材料构成。

[0006] WO 2006/008866 A1、US 2005/0038325 A1 和 US 6,445,304 B1 描述了包括在皮肤上布置的能吸收材料的用于检测水分的装置。已知垫的特征在于在吸收性材料中嵌入水分传感器。

[0007] 从 EP 1 537 264 B1 已知导电纱线和包括该导电纱线的纺织织物。该纺织织物意欲用于屏蔽电磁场或释放静电电荷。该纺织织物也意欲用于数据传输和电流供应。在应变和水分传感器的生产中可看到导电纱线的另一种意欲的用途。

[0008] 在 DE 197 12 043 A1 中描述了用于屏蔽电磁干扰源的合成纤维的无纺布。而

且,已知包括多层的纺织织物,其中,经线和纬线的各个相交点形成电接触点。

[0009] WO 2009/075592 A2 描述了一种以纺织织物的带的形式的用于检测水分的装置,在该纺织织物的带之上或之中,设置了两个平行的带导体,在它们之间,测量电阻。通过仅在纺织织物的带的纵向上延伸的导电纱线来形成所述两个带导体。未设置在相交的带导体之间的电接触点。缺点是水分传感器因为导电结构的形式而仅具有较低的灵敏度。

## 发明内容

[0010] 在本发明下本质的问题是提供一种用于以高灵敏度来检测水分的装置,其可以以大的产品数量成本效率较高地被生产,并且其容易处理并且提供高的佩带者舒适水平。本发明的另一个问题是提供一种具有用于检测水分的该装置的用于监控对于病人的通路的装置,和具有用于监控病人通路的该装置的体外血液治疗设备。本发明的一个问题也是提供一种用于以大的产品数量来成本效率较高地生产用于检测水分的装置的方法。

[0011] 根据本发明,对于这些问题的解决方案利用独立权利要求的特征来实现。本发明的有益实施例是从属权利要求的主题。

[0012] 用于检测水分的根据本发明的所述装置意欲连接到用于监控对于病人的通路的装置。根据本发明的所述装置构成为要在病人的皮肤上布置的二维延伸的织物,所述二维延伸的织物包括作为水分传感器的导电结构,用于监控病人通路的所述装置可以连接到作为水分传感器的导电结构。

[0013] 用于检测水分的根据本发明的所述装置的特征在于要在病人的皮肤上布置的所述二维延伸的织物是纺织品二维延伸的织物,所述纺织品二维延伸的织物是通过非导电经线和纬线两者以及导电经线和纬线两者形成的。所述导电和非导电经线和纬线被布置使得生成所述导电结构。通过经线和纬线的空间分离来在纺织织物中产生定义的导电结构。

[0014] 决定性的优点实际上源自将纺织织物用于生产用于检测水分的装置。在导电经线和导电纬线两者的使用中的决定性的优点在于下述情况:可以构成导电结构,该导电结构包括在不同方向上延伸的部分。可以使用这样的结构来生成显示特别高的灵敏度的水分传感器。

[0015] 所述纺织织物具有要被布置在病人的皮肤上的用于检测水分的装置应当表征的所有属性。除了所需的生物相容性之外,这些也包括高透气性和吸收率。构成为纺织品二维延伸的织物的用于检测水分的装置是软的和柔性的,并且佩戴在皮肤上舒适。可以通过适当选择用于经线和纬线的材料来实现高的生物相容度。因为导电结构是纺织织物的构成部分,所以不需要可能没有所需的生物相容性的附加材料用于生成导电结构。可以在传统的编织过程中以高的产品数量来成本效率较高地生产用于检测水分的所述装置。

[0016] 根据本发明的所述装置的生产过程可以利用高的自动化程度来实现。因此,可以使用单个织机在连续长度的纺织织物上成本效率较高地生产大量的高敏传感器,各个传感器能够在该过程中或随后与所述连续长度的纺织织物分离。例如,织机可以在宽达 3000mm 的连续长度的纺织织物上每秒生产多达 2000 个传感器。调查已经显示,使用根据本发明的方法生产的传感器很大程度上对于带导体断裂不敏感,并且在逆反的弯曲应力下显示高的疲劳强度。

[0017] 可以以不同的形式来构成用于检测水分的所述装置。它可以不仅用在经由套管或

针来产生血管通路的血液治疗设备中,在原理上也适合于与用于流体的供应和取出的导管一起使用。

[0018] 在用于检测水分的所述装置的一个优选实施例中,所述导电结构包括第一带导体和第二带导体,该两个带导体的端部构成为端子接触件。当位于所述两个带导体之间的纺织织物的区域与血液接触时,在所述两个端子接触件之间测量的电阻改变。当存在终端电阻器时,在所述端子接触件之间测量得到电阻,所测得的电阻与终端电阻和在所述带导体之间的电阻的并联耦合对应。假定所述血液桥接所述相邻的带导体。

[0019] 为了增大所述水分传感器的灵敏度,优选地将所述两个带导体布置使得多个部分位于彼此旁边。由此随着被布置得位于彼此旁边的部分的数量增加,而增大灵敏度。在用于检测水分的所述装置上可用的空间的整体应当优选地用于所述水分传感器。

[0020] 一个替代实施例提供了用于导电结构的仅一个带导体,然而,所述一个带导体被构成为闭合导体回路,并且其端部被构成为端子接触件。

[0021] 这个实施例要求所述带导体具有限定的电阻。随着被布置得位于彼此旁边的闭合导体回路的部分的数量的增加,所述水分传感器的灵敏度增加。如果在生产过程中不可能设置精确地限定的电阻,则也可以在所述传感器的使用期间初始测量所述电阻,并且将所述电阻用作基准值。导电线长度-比电阻可以例如数量达到每米 100 欧姆,并且具有  $\pm 10\%$  的偏差。然而,其他值也是可能的。

[0022] 从用于生产用于检测水分的所述装置的纺织织物的使用显现,所述导电结构由在第一方向上延伸的多个导电部分和在第二方向上延伸的多个导电部分构成,所述第一和第二方向相对于彼此成直角。因此,可以在纺织织物中生产以曲折方式或螺旋形状延伸的一个或两个带导体。

[0023] 一个特别优选实施例使得所述纺织品二维延伸的织物被至少部分地构成为具有多层的纺织织物。在编织过程中,所述多层纺织织物允许在不同平面中的连接点处相交的导电经线和纬线的电接触或绝缘。因此,可以实现在相交点处的经线和纬线的特别可靠的接触或绝缘。

[0024] 一个优选实施例提供了具有三层的纺织织物。所述三个纺织织物层可以位于传感器的所有点处或仅位于所述传感器的个别点处。

[0025] 所述导电和非导电经线和纬线可以被布置在三层纺织织物中,使得形成待被置于病人的皮肤上的不导电的层、其中所述带导体的所述导电部分在所述第一方向上延伸的层、和其中所述带导体的所述导电部分在所述第二方向上延伸的层。为了建立电接触点,所述导电经线在导电经线和纬线的所述相交点的区域中改变平面,使得所述经线和纬线在所述相交点处接触。通过相交的导电经线和纬线不因为平面的部分改变而接触的事实来建立绝缘点。

[0026] 在原理上,可以通过仅一条导电经线或纬线来形成带导体的各个部分。然而,在彼此旁边延伸的多条导电经线或纬线可以形成所述带导体部分。因此,实现了防止将线撕裂的较高冗余度。

[0027] 在具有所述导电结构的所述纺织织物的生产中,可以通过下述事实来构造区域:在限定的子区域中切去所述纺织品二维延伸的织物,使得在彼此旁边延伸的导电经线和纬线的一部分分离。本发明的优选实施例在所述纺织品二维延伸的织物中实质上提供了环形

或十字形的切口。然而,所述切口也可以具有任何其他任意形状。它们可以位于所述纺织织物之内或边缘处。所述切口可以不仅用于所述导电结构的进一步构造,而且用于所述套管的穿过或用于固定用于检测水分的所述装置。

[0028] 其中所述纺织品二维延伸的织物是多层纺织织物的用于检测水分的所述装置的一个替代实施例在其中所述带导体的所述导电部分在所述第一方向上延伸的层和其中所述带导体的所述导电部分在所述第二方向上延伸的层之间设置了另一层,利用该另一层,所述经线和纬线在这两个平面中彼此电绝缘。

[0029] 所述纺织品二维延伸的织物可以具有不同的大小。一方面,它应当具有足以完全覆盖穿刺点的大小,但是另一方面,它应当不大得妨碍穿刺。优选实施例提供了U形或圆形的纺织品二维延伸的纺织织物。所述U形的纺织织物使得即使当所述套管已经就位时也可以应用用于检测水分的所述装置。所述圆形纺织织物优选地具有用于穿过所述套管的中央切口。

[0030] 另一个特别优选实施例在所述纺织品二维延伸的织物上提供了突片,在所述突片上,布置了所述端子接触件。

[0031] 另一个特别优选实施例使得所述纺织品二维延伸的织物包括具有切口的部分和具有用于所述切口的盖的部分,其中,所述导电结构被构成使得所述纺织品二维延伸的织物对于在上侧处的水分敏感。这个实施例的优点在于其中所述套管所位于的所述纺织品二维延伸的织物的切口可以被所述盖覆盖。为了这个目的,具有所述盖的所述部分被简单地折叠在具有所述切口的所述部分上。所述水分传感器因此在两侧上敏感。

[0032] 用于监控对于病人的通路、特别是用于监控在体外血液治疗中的血管通路的根据本发明的所述装置包括用于检测水分的根据本发明的所述装置。所述监控装置优选地包括评估单元,所述评估单元可以连接到用于检测水分的所述装置,并且在检测到水分的情况下发射声音和/或光学和/或触觉警报。也可以产生控制信号,用于介入用于将流体馈送到病人和/或从病人经由所述软管管线运走流体的设备的控制。

[0033] 所述监控装置优选地包括连接部件,在所述连接部件处连接用于检测水分的所述装置,使得在所述监控装置的所述评估单元和用于检测水分的所述装置的所述水分传感器之间产生电连接。所述监控装置的所述连接部件优选地经由足够长度的连接电缆电连接到所述评估单元。然而,替代地,也可以建立无线连接。

[0034] 未在用于检测水分的所述装置的实施例中设置终端电阻器,所述用于检测水分的所述装置的实施例包括具有两个端子接触件的一个带导体,所述带导体被构成为闭合导体环路。在具有两个带导体的实施例中,所述带导体的两端经由终端电阻器彼此连接,并且所述带导体的其他端电连接到所述监控装置的所述评估单元。在具有所述两个带导体的实施例中,所述终端电阻器使得有可能通过在所述端子接触件之间的电阻测量来对于用于检测水分的所述装置查看其操作性。在可操作的水分传感器的情况下,在所述端子接触件之间测量与所述终端电阻和所述带导体电阻的总和对应的电阻。

[0035] 在具有经由终端电阻器连接的所述两个带导体的实施例中,特别有益的是,如果所述终端电阻器不是用于检测水分的所述装置的构成部件,而是所述监控装置的构成部件。这具有下述益处:终端电阻器无需被设置在所述纺织织物上或在所述纺织织物中。而且,有益的是,在更换意欲一次性使用的用于检测水分的所述装置后,不丢弃所述终端电阻

器。也有益的是,可以比在纺织织物之上或之中的电阻器更容易地再生独立的终端电阻器。印刷终端电阻器例如容易具有大得多的制造公差。另一方面,例如,小型电阻器(SMD电阻器)的制造公差可以小于标称电阻值的1%。也有益的是,与印刷电阻器相反,分离的终端电阻器的电阻值无法因为在透析治疗期间的逆向弯曲的应力而改变。

[0036] 因为所述终端电阻器不是用于检测水分的所述装置的构成部件,所以可以使用传统的电阻器,特别是小型电阻器(SMD电阻器),它们成本效率较高并且具有小的构件公差。另外,如果用于检测水分的所述装置被暴露到液体,则所述终端电阻不能改变。而且,在用于检测液体的所述装置的生产中省略了进一步的生产步骤。另外,在纺织水分传感器的生产中不需要溶剂或糊状物等,作为其结果,增大生物相容性。

[0037] 在一个特别优选实施例中,所述终端电阻器位于所述监控装置的所述连接部件中。在一个特别优选实施例中,所述连接部件包括四个端子接触件;用于在所述监控装置的所述评估单元和用于检测水分的所述装置之间产生电连接的连接电缆连接到所述第一和第二端子接触件,并且,所述第三和第四端子接触件经由所述终端电阻器彼此电连接。布置所述端子接触件的次序是任意的。唯一的重要点是电流源可以连接到两个端子接触件,并且终端电阻器可以连接到两个端子接触件。

[0038] 所述连接部件优选地构成为夹持装置,用于夹住用于检测水分的所述装置的所述纺织品二维延伸的织物。所述夹持装置优选地包括部件,使用所述部件,将用于检测水分的所述装置定向和/或固定为使得用于检测水分的所述装置的所述端子接触件位于与所述监控装置的所述连接部件的对应的端子接触件相对。这些部件可以构成为与用于检测水分的所述装置的形状对应的切口或与用于检测水分的所述装置的所述切口的形状对应的突出物。可以通过键合连接、力锁定连接或摩擦锁定连接来进行所述固定。所述监控装置的所述连接部件的所述端子接触件也可以自身构成为用于固定的装置。所述端子接触件可以例如是向所述纺织织物内刺入的尖刺。

[0039] 用于监控病人通路的根据本发明的所述装置可以形成独立单元或是用于向病人馈送和/或从病人运走流体的设备的构成部件,特别是体外血液治疗设备的构成部件。如果根据本发明的所述监控装置是所述血液治疗设备的构成部件,则所述监控装置可以利用在任何情况下存在于所述血液治疗设备中的特定组件或构件。

[0040] 用于检测水分的所述装置的要布置在病人的皮肤上的一侧优选地被覆盖以优选地水分不可透过的粘结层,用于在所述皮肤上固定用于检测水分的所述装置。在所述粘结层上优选地施加可以容易地从载体材料剥离的、覆盖所述层的覆盖材料。

[0041] 在用于检测水分的所述装置的生产中,证明有益的是,在连续长度的纺织织物上,所述粘结层可以在编织过程中容易地与所述覆盖层一起连续地被沉积在所述纺织品二维延伸的织物上。用于检测水分的所述装置因此可用作轧制产品,并且仅需要彼此分离。优选地在所述粘结层和所述覆盖材料的施加后直接地以期望的形状切出或冲压出各个用于检测水分的装置。

[0042] 取代所述粘结层,可以在所述纺织织物上施加诸如PET膜的优选地水分不可透过的粘结膜。一方面,所述粘结膜具有可以相对于所述纺织织物对于病人的汗水的饱和建立屏障,并且另一方面,可以在所述上和下侧处提供不同的粘接力。

[0043] 在面向病人的皮肤一侧处,所述膜优选地具有相较面离皮肤并且面向所述纺织织

物一侧更低的粘结力。

## 附图说明

- [0044] 下面通过参考附图更详细地描述本发明的实施例的各个示例。
- [0045] 在附图中：
- [0046] 图 1 示出包括用于监控动脉和静脉血管通路的装置的血液治疗设备的主要构件，
- [0047] 图 2 示出通过纺织织物的截面，
- [0048] 图 3A 示出用于检测水分的装置的第一纺织织物层的示意表示，
- [0049] 图 3B 示出用于检测水分的装置的第二纺织织物层的示意表示，
- [0050] 图 3C 示出用于检测水分的装置的第三纺织织物层的示意表示，
- [0051] 图 3D 示出图 3B 和图 3C 的装置的第二和第三纺织织物层的示意表示，
- [0052] 图 3E 示出第一带导体的示意表示，
- [0053] 图 3F 示出第二带导体的示意表示，
- [0054] 图 3G 示出第二和第三纺织织物层的带导体的表示，
- [0055] 图 3H 示出连续导电经线和纬线与第二和第三纺织织物层的带导体的表示，
- [0056] 图 4A 示出具有另一个绝缘纺织织物层的用于检测水分的装置的第二实施例的第一纺织织物层；
- [0057] 图 4B 示出用于检测水分的所述装置的第二纺织织物层，
- [0058] 图 4C 示出绝缘第三纺织织物层，
- [0059] 图 4D 示出第四纺织织物层，
- [0060] 图 4E 示出第二和第四纺织织物层的导电经线和纬线的表示，
- [0061] 图 4F 示出第一带导体的示意表示，
- [0062] 图 4G 示出第二带导体的示意表示，
- [0063] 图 4H 示出第二和第四纺织织物层的带导体的表示，
- [0064] 图 4I 示出第二和第四纺织织物层的带导体连同连续导电经线和纬线的表示，
- [0065] 图 5A 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例的第一纺织织物层，
- [0066] 图 5B 示出第二纺织织物层，
- [0067] 图 5C 示出第三纺织织物层，
- [0068] 图 5D 示出第二和第三纺织织物层的导电经线和纬线的表示，
- [0069] 图 5E 示出用于检测水分的装置的带导体的表示，
- [0070] 图 5F 示出带导体连同连续经线和纬线的表示，
- [0071] 图 5G 示出带导体以及在上侧处绝缘的纺织织物区域，
- [0072] 图 6 示出用于监控病人通路的装置的连接部件的实施例的第一示例，
- [0073] 图 7 示出监控装置的连接部件的实施例的第二示例，
- [0074] 图 8 示出用于检测水分的装置的生产的处理步骤的表示，
- [0075] 图 9 以示意表示示出用于检测水分的装置的另一个实施例，
- [0076] 图 10 示出用于图示图 9 的用于检测水分的装置的经线和纬线的相交点的矩阵，
- [0077] 图 11 示出图 9 的装置的等效电路图，
- [0078] 图 12 示出用于图示图 9 的装置的敏感区域的表示，

- [0079] 图 13 示出用于图示通过图 9 的装置的不同截面的表示，
- [0080] 图 14A- 图 14E 示出用于图示在图 13 的截面中的图 9 的装置的经线和纬线之间的链接的表示，
- [0081] 图 15 示出用于检测水分的装置的突片的实施例的示例，
- [0082] 图 16 示出用于检测水分的装置的突片的实施例的另一个示例，
- [0083] 图 17A 以侧视图示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例，
- [0084] 图 17B 以平面图示出图 17A 的用于检测水分的装置以及在表格中示出各个层的表示，
- [0085] 图 18 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同在表格中示出各个层的表示，
- [0086] 图 19 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同在表格中示出各个层的表示，
- [0087] 图 20 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同在表格中示出各个层的表示，
- [0088] 图 21 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同各个层的表示，
- [0089] 图 22 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同各个层的表示，以及
- [0090] 图 23 示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例连同各个层的表示。

### 具体实施方式

[0091] 图 1 示出血液治疗设备、特别是血液透析设备 A 的主要部件，该血液透析设备 A 包括用于监控静脉和动脉血管通路的装置 B。在本实施例示例中，监控装置 B 是血液透析设备 A 的构成部分。首先参考图 1 描述透析设备。

[0092] 血液透析设备 A 包括透析器 1，透析器 1 被半透膜 2 划分为血室 3 和透析流体室 4。动脉软管管线 6 通过动脉穿刺套管 5 连接到病人的瘻管或分流管，所述动脉软管管线导向透析器的血室 3 的入口。静脉软管管线 7 从透析器 1 的血室 3 的出口导出，静脉软管管线 7 通过静脉穿刺套管 8 连接到病人的瘻管或分流管。在体外血液回路 I 中传送血液的血泵 9 被结合到动脉软管管线 6 内。

[0093] 透析设备 A 的透析流体回路 II 包括透析流体源 10，透析流体供应线 11 连接到透析流体源 10，透析流体供应线 11 导向透析器的透析流体室 4 的入口。透析流体排放管线 12 从透析器 1 的透析流体室 4 的出口离开，透析流体排放管线 12 导向排放件 13。透析流体泵 14 被结合到透析流体排放管线 12 内。

[0094] 中央控制单元 15 进行透析设备的控制，中央控制单元 15 经由控制线路 16、17 来控制血泵 9 和透析流体泵 14。中央控制单元 15 经由数据线 18 连接到警报单元 19。警报单元 19 在故障的情况下发射光学和 / 或声学和 / 或触觉警报。

[0095] 电磁致动的软管夹具 20 位于在动脉软管管线 7 上透析器 1 的血室 3 的下游处，如果静脉穿刺套管（针）滑出血管通路并且水分传感器变得被血液弄湿，则电磁致动的软管夹具 20 被中央控制单元 15 经由另一个控制线 21 闭合。而且，当传感器变得被弄湿时，在套管滑出后，控制单元 15 停止血泵 9。

[0096] 在实施例的本示例中，监控装置 B 用于监控静脉血管通路。监控装置 B 包括在穿

刺点处布置的用于检测水分的装置 40。在图 1 中仅示意地表示了该检测装置 40。该监控装置也包括评估单元 41, 评估单元 41 经由连接线 42 电连接到检测装置 40。

[0097] 评估单元 41 经由数据线 43 连接到透析设备 A 的中央控制单元 15。在血液从静脉套管和 / 或穿刺点流出并且将水分传感器弄湿的情况下, 监控装置 B 的评估单元 41 产生控制信号, 该控制信号被中央控制单元 15 经由数据线 43 接收, 中央控制单元 15 执行对于血液治疗的介入。控制单元 15 停止血泵 9 并且关闭软管夹具 20。而且, 控制单元产生警报信号, 使得警报单元 19 发出声音和 / 或光学和 / 或触觉警报。也可以在监控装置 B 和透析设备 A 之间无线地传输数据。

[0098] 下面描述要在穿刺点处被布置在病人的皮肤上的用于检测水分的装置 40 的实施例的第一示例。检测装置 40 构成为要在病人的皮肤上布置的纺织品二维延伸的织物 ( 纺织织物 ) 的垫。在实施例的第一示例中, 纺织品二维延伸的织物 100 是多层纺织织物, 该多层纺织织物包括三层 ( 平面 )。

[0099] 图 2 示出通过 3 层纺织织物 100 的经向截面。在图 2 中表示了从左向右延伸的经线。经向截面示出总共 6 条经线 101-106。根据纬线 107、108、109 ; 107'、108'、109' 所位于的平面 110、120、130 的数量来限定纺织织物的层的数量。在该三个平面 110、120、130 中与经线基本上成直角的纬线 107、108、109 ; 107'、108'、109' 用圆圈标注。本领域内的技术人员已知三层纺织织物的生产。在编织期间, 纬线 107、108、109 ; 107'、108'、109' 位于三个平面 100、110、120 上。在该三个平面上馈送经线 101-106。每条单独的经线可以分别相对于该三个经线平面而抬起或降低, 以便使得能够交织纬线。在原始的 60 条线 /cm 中, 在一个平面上, 在三层纺织织物的情况下, 在生产中, 在上平面中馈送 20 条线, 在中间平面中馈送 20 条线, 并且在下平面中馈送 20 条线。60 条线 /cm 的数量表示常见示例, 但是也可以与此不一致。

[0100] 在编织处理中, 不必然在位于彼此之上的平面中馈送纬线 107、108、109 ; 107'、108'、109', 而是也可以在编织过程中通过抬起或降低的经线的“跳回”来实现纬线在平面中的位置, 这自动地将纬线拉入限定的平面内。平面总是被理解为不必然“平坦”的“虚拟”层。

[0101] 在实施例的本示例中, 下面也被称为垫的检测装置 40 具有 U 形。U 形的垫 40 包括具有两腿 40B、40C 的中央区域 40A, 两腿 40B、40C 横向地围住半圆切口 40D。在中央部分 40A 上形成与两腿 40B、40C 相对的垫 40E。

[0102] 该多层纺织织物由导电和不导电的经线和纬线 ( 单丝、碳纤维、镀银聚酰胺纱 ) 构成。导电和不导电的经线和纬线被布置使得纺织织物包括要在病人的皮肤上布置的下层、中间层和面离病人的皮肤的上层。

[0103] 图 3A 示出纺织织物的下层。纺织织物下层是不导电的。在这个平面中没有导电的经线和纬线。然而, 也可以省略该下层。导电的经线和纬线位于中间和上平面中。导电和不导电的经线和纬线在这两个平面中形成导电结构。该导电结构包含两个带导体, 每一个带导体在整个垫上延伸。两个带导体均由彼此成直角地延伸的部分组成, 如下所述。

[0104] 图 3B 示出纺织织物的中间层。位于中间平面中的导电经线 50 利用垂直线标注。当通过建立适当的接触点和绝缘点来向带导体“分配”这些经线时, 这些经线形成在第一方向上延伸的两个带导体的部分。

[0105] 图 3C 示出纺织织物的上层。通过水平线来标注导电纬线 60。这些纬线当它们通过建立适当的接触点和绝缘点而被“分配”到带导体时形成在与第一方向成直角地延伸的第二方向上延伸的两个带导体的部分。

[0106] 在图 3D 中,通过垂直和水平线来标注纺织织物的导电经线和纬线 50、60。导电网格的形状的结构产生。

[0107] 通过下述事实来在纺织织物的中间和上平面中形成两个带导体 80、90:在相交点 70 处布置导电的经线和纬线 50、60,使得它们或者以导电的方式彼此连接,或者彼此电绝缘。可以从图 2 看出,通过在编织过程期间经线的平面的部分改变,来实现在导电经线和纬线之间的接触点。

[0108] 图 2 示出位于在三个平面 110、120、130 中的纬线 107、108、109 ;107'、108'、109'。作为部分改变导电经线 102 的结果,例如,从上平面 110 改到下平面 130 内,在该经线 101 和在与经线 102 相交的下平面中的导电纬线 109 之间产生电连接。在没有平面的部分改变的情况下,导电经线和纬线彼此绝缘。例如,导电经线 102 不电连接到导电纬线 109,因为经线 102 不在纬线 109 的区域中部分地改变平面。

[0109] 在图 3E 中,在图 3B 的导电经线 50 和图 3C 的导电纬线 60 之间的相交点 70 处的电触点被表示为圆圈。作为带导体 80 呈现的是闭合导体回路,该闭合导体回路从突片 40E 经由中央区域 40A 向左手腿 40B 并且从左手腿 40B 经由中央区域 40A 向右手腿 40C 并且从右手腿 40C 经由中央区域 40A 向垫 40 的突片 40E 返回地延伸。可以清楚地看到彼此成直角的第一带导体 80 的直线部分 80A、80B。带导体 41 的两端形成第一带导体 80 的两个端子接触件 80C、80D。端子接触件 80C、80D 两者均位于突片 40E 的外侧处。

[0110] 在图 3F 中表示具有彼此垂直地延伸的部分 90A、90B 的第二带导体 90。它再一次从突片 40E 经由中央区域 40A 向左手腿 40B 并且从左手腿 40B 经由中央区域 40A 向右手腿 40C 并且从右手腿 40C 经由中央区域 40A 向垫 40 的突片 40E 延伸。第二带导体的两端形成第二对端子接触件 90C、90D,该第二对端子接触件 90C、90D 被布置于在第一带导体 80 的端子接触件 80C、80D 之间的突片 40E 上。

[0111] 图 3G 示出两个带导体 80、90 连同触点。两个带导体 80、90 的各个部分 80A、80B、90A、90B 被布置使得它们基本上彼此平行地延伸。

[0112] 为了更清楚,图 3E 至 3G 仅示出形成带导体的导电经线和纬线的部分。然而,经线和纬线通过纺织织物在整个宽度和长度上延伸。

[0113] 为了说明的目的,图 3H 示出两个带导体 80、90 的导电经线和纬线 50、60 的整个长度。相交的经线和纬线接触,但是仅在由圆圈表示的触点处接触。

[0114] 在实施例的本示例中,一方面,通过半圆切口 40D 来割断导电经线和纬线。另一方面,通过位于垫 40 的中央部分 40B 中的另一个切口 40F 来割断导电经线和纬线。在实施例的本示例中,这个切口是十字形的切口 40F。然而,这个切口也可以具有任何其他任意形状。该关键因素是利用一个或多个另外的切口,可以以目标性的方式来建立其中割断各条导电网格的特定配置的电结构。

[0115] 一方面,具体十字形的切口 40F 用于在完成的纺织织物中的导电网格的目标化的、随后和永久的中断,使得在完成的产品中仅留下单个带导体路径。使用切口 40F 意欲避免剩下冗余的带导体路径。另一方面,切口 40F 与适当形成的突出部分组合地可以用于通过

键合连接而固定端子接触件。

[0116] 半圆切口 40D 用于通过穿刺套管, 垫 40 也能够当穿刺套管已经就位时被置于病人的皮肤上。中央切口 40F 可以用于垫在适当的固定或夹持部件中的定向和 / 或固定, 然而, 在附图中未表示这一点。

[0117] 下面描述垫的实施例的另外的示例, 然而, 它们与参考图 3A-3H 所述的实施例的示例仅不同在垫的形状和电结构。所有的实施例基于下述相同的基本原理: 通过触点或绝缘点的目标化建立, 将导电和不导电的经线和纬线的纺织织物中的导电经线和纬线在相交点处彼此电连接或彼此电绝缘。

[0118] 图 4A-4I 示出 U 形垫 40 的另一个实施例, 然而, 其不包括中央切口。两个带导体的路线与实施例的第一示例的带导体路线不同。彼此对应的元件具有相同的附图标号。在实施例的第二示例中, 提供了另一个绝缘平面, 其将在后者之上或之下的平面的导电经线和纬线彼此分离。可以借助于图 4A-4I 来看到这一点。

[0119] 图 4A 示出待在病人的皮肤上布置的垫的第一层, 所述层不导电。具有导电经线 50 的第二平面 (图 4B) 位于第一平面上。不导电的第三平面位于具有导电经线的平面上, 因为导电经线和纬线不接触 (图 4C)。具有导电纬线 60 的第四平面位于第三平面上。在第二和第四平面中彼此以不同的距离布置导电经线和纬线 50、60, 使得产生在图 4E 中表示的结构。

[0120] 图 4F 示出形成第一带导体 80 的导电经线和纬线 50、60, 而图 4G 示出形成第二带导体 90 的导电经线和纬线 50、60。图 4F 和 4G 示出半圆切口 40D 中断第一和第二带导体 80、90 的部分 80A、90A 的一部分, 所述部分在两个电连接点之间彼此平行地延伸, 并且形成导电路的并联电路。在实施例的这个示例中, 第一和第二带导体 80、90 两者的每一个包括由超过两条线形成的带导体部分。结果, 即使当该带导体部分的至少两条线之一撕裂时, 也不能中断第一和第二带导体。附图意欲图示可以通过在垫中的切口的数量和配置来增加或减小冗余。为了增加冗余, 可以在带导体的各个或全部带导体部分中增加形成并联电路的导电经线和纬线的数量, 而可以减少各个或全部带导体部分的经线和纬线的数量, 以便减少冗余。

[0121] 带导体的高冗余, 即, 多个导电线导致水分传感器的高灵敏度, 因为可以在传感器的每一个点处检测到在彼此近旁的带导体之间的甚至小量的血液。低或没有冗余相反地导致低灵敏度。然而, 高冗余的缺点是, 在带导体中的破损的情况下, 不会检测到未被检查的传感器的故障, 直到它被使用, 除非每一个独立的带导体已经被预先检查了其完整性。因此, 在具有冗余的传感器的情况下, 进行过程中控制 (IPC), 其中, 在生产过程中对于该各个独立带导体检查其可操作性。

[0122] 在不具有冗余的传感器的情况下, 也可以进行过程中控制 (IPC), 其中, 在生产过程中对于每个独立带导体检查其可操作性。

[0123] 如果在纺织织物中使用具有高撕裂强度的线, 则具有低冗余的电结构可能足够, 而当使用具有低撕裂强度的线时, 具有高冗余的电结构是有益的。

[0124] 而且, 可以通过测量在端子接触件之间的电阻来检查水分传感器的可操作性。如果中断仅包括一条导线的带导体部分, 则测量到无限高的电阻。然而, 在包括形成并联电路的多条线的带导体部分中的线中断的情况下, 不能通过测量到无限高的电阻来检测到各条

线的缺陷。

[0125] 为了进一步说明的目的,图 4H 示出两个带导体 80、90,该两个带导体 80、90 具有在垫 40 的突片 40E 上的各自的端子接触件 80C、80D、90C、90D。图 4I 示出形成两个带导体 80、90 的经线和纬线 50、60 的整个长度。

[0126] 为了更清楚,图 4F 至 4H 再一次仅示出形成带导体的导电经线和纬线的部分。然而,经线和纬线通过纺织织物在整个宽度和长度上延伸。

[0127] 图 5A-5F 示出垫 40 的实施例的另一个示例,其中,对于彼此对应的元件使用相同的附图标号。在这个实施例中,垫 40 是圆形的,并且包括用于通过套管的中央圆形切口 40G。而且,实施例的这个示例与参考图 3 和 4 描述的实施例不同之处在于下述情况:仅提供了以曲折闭合导体回路形式的一个带导体 85(图 5E)。

[0128] 垫 40 包括三层纺织织物,其具有:下层(图 5A),它不导电;中间层(图 5B),其具有导电经线 50;以及,上层(图 5C),具有导电纬线 60。在图 5D 中表示了中间和上平面的相交的经线和纬线 50、60。图 5E 示出在连接点 70(图 5D)处相交的导电经线和纬线 50、60 之间的、被表示为圆圈的触点。相交的经线和纬线 50、60 的叠加产生包括彼此成直角地延伸的多个部分 85A、85B 的导体回路,其中,带导体 85 以螺旋的形式从外部向内部延伸。带导体 85 的两个端子接触件 85C、85D 向外部引出,并且彼此平行。

[0129] 为了在各种情况下在所述的垫 40 的实施例中防止导电穿刺套管在带导体的独立部分之间引起短路,可以在垫的上侧处设置绝缘的纺织织物区域 40H,其中,没有导电线在表面出现。图 5G 通过示例示出在圆形垫 40 的上侧处的绝缘三角形纺织织物区域 40H。纺织织物区域 40H 延伸直到用于通过针的中央切口 40G。然而,任何其他任意的形状对于绝缘层也是可能的。唯一的关键因素是,垫的面向外的表面至少在穿刺套管之下的区域中不是导电的,使得金属穿刺套管不能产生短路。如上所述,可以通过编织过程本身来实现这一点。从而在完成的纺织织物上不再需要另外的局部绝缘层,虽然这是可能的,但是这将增加花费和成本。

[0130] 图 5F 再一次示出导电经线和纬线 50、60 在它们的整个长度上的所有相交点。

[0131] 仅包括具有两个端子接触件的一个带导体 85 的用于检测水分的装置(图 5A-5F),经由双芯连接电缆 42 连接到监控装置 B 的评估单元 41(图 2)。对于这个实施例不需要终端电阻器。在端子接触件 85A、85B 之间的电阻根据水分来改变。如果电阻超过预设阈值,则评估单元 41 响应。

[0132] 另一方面,在具有两个带导体 80、90(图 3 和 4)的实施例中,需要终端电阻器 R,终端电阻器 R 将一个带导体的一端连接到另一个带导体的另一端,使得形成导体回路。在内部端子接触件 90C、90D 之间结合终端电阻器 R。双芯连接电缆 42 连接到外部端子接触件 80C、80D,双芯连接电缆 42 将水分传感器电连接到监控装置 B 的评估单元 42。导体回路的总的电阻因此由两个带导体 80、90 和终端电阻器 R 的电阻的总和组成。终端电阻器是很高电阻的电阻器,特别是超过 100k 欧姆的电阻器,而带导体电阻是低电阻。导电线可以由此具有例如每米线长度 100 欧姆的长度-比电阻。例如,包括所有连接点的电阻的完成的纺织带导体的带导体电阻总共小于 1k 欧姆。

[0133] 监控装置的评估单元 42 测量在端子接触件 80C、80D 之间的电阻。如果流体特别是血液将垫 40 弄湿,则在端子接触件之间测量的电阻减小,使得评估单元 41 检测到故障。

[0134] 评估单元 41 也允许查看检测装置 40 的可操作性。为了这个目的,评估单元 41 测量在端子接触件之间的电阻。当流体未将垫 40 弄湿时,这个电阻必须对应于终端电阻 R 和带导体电阻的总和。如果测量的电阻与终端电阻相差预设差,则评估单元确定检测单元 40 不可操作,即,带导体中断。

[0135] 具有两个带导体的根据本发明的检测装置 40 具有如下优点:带导体的特定路由允许将终端电阻器 R 移位到垫外部。因此使得垫的直接制造成为可能。这是因为不能在编织过程中使用足够的可再生产能力来生产终端电阻器。因此可以单独通过编织来生产垫,而没有另外的处理步骤。终端电阻器同样不必在编织过程后被应用在垫上。因此独立于编织过程而产生持续可再生产的终端电阻器的优点。

[0136] 图 6 示出连接部件 150 的主要元件的图示,连接部件 150 用于将没有十字形切口的来自图 4 的垫 40 连接到监控装置 B 的评估单元 41。然而,在原理上,具有十字形切口的来自图 3 的垫 40 也可以连接到连接部件 150。然而,十字形切口不能用于固定垫。

[0137] 连接部件 150 构成为夹持装置,用于夹持垫 40 的突片 40E。它包括:下夹持部分 155 和上夹持部分 160;四个端子接触件 156、157、158、159,它们位于彼此旁边地布置在下夹持部分 155 中;以及,四个端子接触件 161、162、163、164,它们位于彼此旁边地布置在上夹持部分 160 中。上和下夹持部分 155、160 可以夹持在一起,且使得垫 40 的突片 40E 连同端子接触件 80C、80D、90C、90D 位于在上和下夹持部分 155、160 的相互相对的端子接触件 156、157、158、159 和 161、162、163、164 之间。上夹持部分 160 的两个内部端子接触件 162、163 通过仅图示地示出的终端电阻器 R 而彼此电连接。终端电阻器 R 可以是集成到上夹持部分 160 中的 SMD 电阻器(小型电阻器)。

[0138] 图 7 示出构成为夹持装置的连接部件 170 的实施例的第二示例的图示。连接部件 170 包括彼此弹性地连接的腿 175、180,一条腿 175 比另一条腿 180 长。

[0139] 在图 7 中表示的连接部件 170 的较长下腿 175 包括凸出部 185,凸出部 185 在形状上对应于垫的切口。在实施例的本示例中,凸出部 185 是十字形的,因为匹配的垫(未示出)包括中央的十字形切口 40F。然而,任何其他任意的形状也是可能的。

[0140] 较短的上腿 180 在底侧包括位于彼此旁边的四个端子接触件 181、182、183、184,它们构成为尖刺。仅通过指示示出的锁定装置 190 被设置在两腿 175、180 的相对的内侧处,使得该腿可以在被压在一起后紧密锁住固定。在这个实施例中,连接部件 170 的两个内部端子接触件 182、183 也经由终端电阻器 R 连接,终端电阻器 R 构成为集成到上腿 180 内的 SMD 电阻器。

[0141] 为了将检测装置 40 连接到监控装置 B,在连接部件 170 的两腿 175、180 之间布置垫(未示出),使得十字形突出部 185 接合到垫 40 的十字形切口 40F 内。连接部件 180 的两腿 175、180 然后被压在一起,连接部件 170 的端子接触件 181、182、183、184 与垫的端子接触件 80C、80D、90C、90D 接触。通过尖刺状的端子接触件 181、182、183、184 来固定垫。

[0142] 图 8 示出用于生产根据本发明的检测装置的编织过程的主要过程步骤。经线 50 和纬线 60 被馈送用于生产优选地多层的纺织织物。在生产纺织织物后,进行本领域内的技术人员已知的另外的过程步骤,包括清洗。具有粘结层的覆盖材料然后被施加到连续长度的纺织织物的底侧。可以例如使用旋转刷子来施加粘结剂。使用粘结剂涂敷的有机硅纸优选地被施加到连续长度的纺织织物的后侧。替代地并且特别优选的是,向连续长度的纺织

织物的后侧施加双侧的自粘附的粘结膜,例如,PET膜。粘结膜的功能一方面在于提供抵抗胶布传感器被病人汗水浸透的屏障。另一方面,可以通过使用双侧粘附的粘结膜来在上和下侧处设置不同的粘结强度。在面向病人皮肤一侧处,该膜优选地具有相较面离皮肤且面向纺织织物的一侧更小的粘结强度。在面向皮肤的一侧上,粘结膜优选地具有用于保护粘结层的有机硅纸。

[0143] 取代有机硅纸,也可以使用硅化塑料膜。决定因素是可以从有机硅纸或硅化塑料膜容易地脱离传感器的粘结层。

[0144] 然后,例如通过从连续长度的纺织织物冲压或切割,将垫分离为单个单元。也可以在冲压或切割过程中产生垫的切口。

[0145] 可以以无菌的方式来独立地封装垫,或可以以无菌的方式来封装叠放的多个垫。在使用垫来监控中央静脉导管的情况下,优选地使用无菌的垫,已经例如通过已知的灭菌方法ETO(环氧乙烷)或电子束(电子束灭菌)将其灭菌。替代地,也可以执行流灭菌。

[0146] 对于使用,从垫剥除覆盖材料,并且使用粘结层将垫布置于病人的皮肤上。然后可以进行套管的穿刺。然而,也可能如果在垫的侧面切口,则在穿刺后在病人的皮肤上布置垫。连接部件可以在将垫布置在皮肤上之前或之后连接到垫。

[0147] 图9以示意图示出用于检测水分的装置的实施例的另一个示例,该用于检测水分的装置将再一次在下面被称为垫。除了中央切口之外,垫具有与通过参考图3A至3H所述的垫相同的形状。它包括具有两条腿200B、200C的中央区域200A,该两条腿200B、200C横向地包围半圆的切口200D。在中央区域上形成与两腿相对的突片200E。

[0148] 形成导电结构的导电经线和纬线的特征在于水平和垂直细线。在这个实施例中,与如上所述的实施例相反,纬线S在垂直方向上延伸,而经线K在水平方向上延伸。通过8条经线K[1]至K[8]和12条纬线S[1]至S[12]形成导电结构,8条经线K[1]至K[8]和12条纬线S[1]至S[12]被布置在相交点处,使得它们或者以导电方式连接或者彼此电绝缘。

[0149] 图10示出用于说明该8条经线K[1]至K[8]和12条纬线S[1]至S[12]的88个相交点的矩阵。在矩阵中通过“Cont.”来表示产生接触的两条导电线的相交点,同时通过“Isol.”来表示形成绝缘点的两条导电线的相交点。导电结构产生,其包括两个带导体,每一个带导体形成非冗余地构成的导体回路。

[0150] 在图9中,在导电经线和纬线K[i]、S[i]之间的相交点处的电触点被表示为圆圈。第一带导体L1A-L1E从突片200D经由中央区域200A向左手腿200B并且从左手腿200B经由中央区域向右手腿200C并且从右手腿经由中央区域返回到垫的突片地延伸。通过“A”来指定各个带导体的开始,并且通过“E”来指定带导体的结束。第一带导体L1A-L1E的两端L1A、L1E形成两个端子接触件。第二带导体L2A-L2E从突片200D经由中央区域200A向左手腿200B并且从左手腿经由中央区域向右手腿200C并且从右手腿经由中央区域延伸到垫40的突片地延伸。第二带导体L2A-L2E的两端L2A、L2E形成第二对端子接触件。在突片200D上布置端子接触件,使得端子接触件L2A和L1E位于端子接触件L1A和L2E之间。

[0151] 图9的纺织织物可以是在整个传感器上延伸的三层纺织织物,所述三层纺织织物包括第一不导电层、具有在第一方向上的导电线的第二导电层和具有在第二方向上的导电线的第三导电层,其中,第二方向与第一方向基本上成直角。

[0152] 替代实施例提供了纺织织物,其中,层的数量在局部不同。因此,纺织织物可以在

传感器的各个区域中包括不同数量的层。可以构成三个不同的区域,其中,第一区域形成触点,在该触点处导电线以接触方式相交,第二区域形成绝缘点,在该绝缘点处在导电线之间定位了绝缘线,并且第三区域既不形成触点也不形成绝缘点。

[0153] 一个特别优选实施例使得形成触点的局部区域和既不形成触点也不形成绝缘点的局部区域包括总共 2 层。在第一方向以及在第二方向上延伸的导电线位于第一层中。第二(最上)层形成非导电覆盖层,该覆盖层保证传感器有益地不对于被触摸敏感。如果传感器对于触摸敏感,则使用例如手指对于粘附在病人上的传感器的暴露的传感器区域的触摸将导致假警报。这样对于传感器的触摸可以例如由病人本身或医疗人员引起。这个绝缘第二层的线部分地沉入第一层内,作为其结果,产生在第一和第二层之间的机械结合。

[0154] 该特别优选实施例也提供了形成绝缘点的局部区域,该局部区域包括总共四层。在第一方向上延伸的导电线位于第一(最低)层中。第二层包括非导电线的层,其将第一层相对于第三层绝缘。在第二方向上延伸的导电线位于第三层中。通过非导电覆盖层来形成第四(最上)层,其有益地使得传感器对于触摸不敏感。

[0155] 如上所述的绝缘点可以例如被设置在由在图 10 中的“Isol”指定的点处。在实施例的这个示例中出现 66 个绝缘点。在这个实施例中,使用绝缘粘结膜来实现相对于皮肤的绝缘。

[0156] 具有局部不同的区域的垫具有不同的厚度。这个实施例的一个特别的优点在于材料节约,因为垫仅在导电线必须彼此绝缘的点处必须具有足够的厚度。材料节约允许传感器的成本效率特别高的生产。

[0157] 图 9 的垫可以连接到连接部件,该连接部件与通过参考图 6 描述的连接部件不同之处仅在于:终端电阻器 R 连接到内部和外部端子接触件。

[0158] 图 11 示出连接到连接部件的垫的导电结构的等效电路图。该等效电路图是第一带导体 L1A-L1E 的电阻器 R1、终端电阻器的电阻器 R2 与第二带导体 L2A-L2E 的电阻器 R3 的串联电路。第一和第二带导体的电阻器 R1 和 R3 应当每一个优选地不大于  $200\ \Omega$ 。

[0159] 垫对于水分的灵敏度不仅仅在经线和纬线的导电结构的区域中产生,而且在垫的边缘区域中产生,因为经线和纬线延伸到垫的边缘。在图 12 中,例如,使用圆圈来标注垫的两个边缘区域,其中,垫对于水分敏感。而且,可以使用不导电纺织物覆盖层来调整垫对于水分的灵敏度。

[0160] 图 14A 和 14E 示出通过诸如有机硅纸的盖 210(衬里)的截面和在图 13 中表示的截面中的垫的经线和纬线的链接。经线 K[i] 和纬线 S[i] 不在截面 V-V 中链接,因为在这个平面中不存在经线。在截面 W-W 中,经线 K[8] 链接到纬线 S[9],并且经线 K[8] 链接到纬线 S[11],使得在经线和纬线之间产生电连接。经线 K[i] 和纬线 S[i] 不在截面 X-X 中链接,因为在这个平面中不存在经线。在截面 Y-Y 中,经线 K[7] 链接到纬线 S[10],并且经线 K[7] 链接到纬线 S[12],使得在经线和纬线之间产生电连接。经线 K[i] 和纬线 S[i] 不在截面 Z-Z 中链接,因为在这个平面中不存在经线。

[0161] 图 15 以示意图示出在如上所述的垫的实施例的突片 200D 上的端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E 的布置。在这些实施例中,经线或纬线的端部以相同的间距延伸到突片的边缘。该线位于突片 200D 的表面处,以便形成端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E。为了避免在连接部件的端子接触件之间的短路,连接部件的端子接触件的宽度或直径必须小于在垫

的端子接触件 L1A 和 L2A、L2A 和 L1E 以及 L1E 和 L2E 之间的距离。因此,限制连接部件的端子接触件的宽度或直径。

[0162] 图 16 以示意图示出在垫的突片 200D 上的端子接触件的布置的替代实施例,其中,一个带导体 L1A-L1E 的端子接触件 L1A 和 L1E 被布置得相对于另一个带导体 L2A-L2E 的端子接触件 L2A 和 L2E 偏移。一个带导体的端子接触件 L1A 和 L1E 位于突片 200D 的上半部分上,并且另一个带导体的端子接触件 L2A 和 L2E 位于突片 200D 的下半部分上。因为垫在表面包括绝缘纺织物覆盖层,所以线的有目标的“沉入”是可能的。在图 16 的实施例中,纬线 S[5] 和 S[7] (图 9) 位于覆盖层下的突片的下半部分中,并且纬线 S[6] 和 S[8] (图 9) 位于在覆盖层下的突片的上半部分中,使得连接部件的端子接触件可以具有比在图 15 的实施例的情况下更大的宽度或更大的直径,而不在接触件 L1A 和 L1E 和相应的 L2A 和 L2E 之间产生短路。

[0163] 下面描述垫的另外的替代实施例,它们在带导体的形状和路线上彼此不同。图 17A 以侧视图示出被划分为两半的垫 300,其中,在病人的皮肤上施加后,该一半被折叠在另一半上。图 17A 示出在折叠后的垫的侧视图。

[0164] 图 17B 以平面图表示在折叠前的图 17A 的垫。位于病人的皮肤上的垫的第一半被指定为 300A,而要折叠的垫的第二半被指定为 300B。垫包括多层,该多层在图 17B 中以向垫分配的表的形式被描述,该多层具有向垫的各个区域分配的行和列。垫 300 的第一半 300A 被划分为相等大小的两个区段(在表格中的两列)。向垫 300 的第二半 300B 分配一个区段(表格的一列)。在表格中的行表示独立的层。

[0165] 最低层形成盖 210,例如,剥离膜,使用它,覆盖粘附到病人的皮肤的粘结层 220。可以从表格看出,盖 210 位于垫 300 的两个半部分 300A 和 300B 的底侧处,因为所有的区段被标注“X”。另一方面,粘结层 220 位于垫 300 的第一半 300A 的中央区域中。

[0166] 粘结层 220 后跟着是对于水分和液体不可透过的层 230,例如,PET 膜,该 PET 膜在垫的整个区域上延伸。粘结涂层 240 位于 PET 膜的上侧上,具有导电结构的多层纺织物 250 位于粘结涂层 240 上,通过 12 条经线 K[1] 至 K[12] 和 12 条纬线 S[1] 至 S[12] 来形成所述结构。

[0167] 在图 17B 中使用圆圈来再一次标注相交点,在该相交点处,产生在经线和纬线之间的电连接。相交的经线和纬线再一次被布置使得它们形成第一和第二带导体,其端部形成垫 300 的端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E。该带导体被布置使得该两个电路不是冗余的。

[0168] 矩形垫 300 的第一半 300A 包括中央圆形切口 310,斜着延伸的窄切口 320 从中央圆形切口 310 延伸到垫的第一半的窄侧。垫 300 的第二半 300B 被切割使得用于端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E 的突片 330 在内侧产生,并且用于垫的第一半的圆形切口 310 的圆形盖 340 在外侧上产生。第二半的圆形盖 340 比第一半的圆形切口 310 大,使得当垫的第二半被折叠到第一半上时第一半的圆形切口完全被圆形盖覆盖。

[0169] 垫 300 被使用如下。在套管(未示出)已经被布置就位并且已经剥离了剥离膜 210 后,使用粘结层 220 将垫粘附到病人的皮肤上。因为在侧部对于垫进行切割,所以垫可以在已经就位的套管上横向移动,使得套管位于垫的第一半的圆形切口 310 中。现在将垫的第二半 300B 折叠到第一半 300A(图 17A)上。因为仅垫的第一半的中央区域粘附到病人的皮肤,所以可以为此目的而容易地抓住垫的第二半。可以例如使用胶带来在皮肤上在穿

刺点处固定第二半 300B。在垫的折叠后,垫 330 暴露端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E,使得可以连接连接部件。

[0170] 关于垫,具有经线和纬线的导电结构位于垫的上侧,使得垫在上侧敏感。这在表格中从标记“a”清楚可见,标记“a”代表在上侧处的灵敏度。在将垫 300 的第二半 300B 折叠在第一半 300B 上后,垫也变得在位于穿刺点的紧邻附近的圆形切口 310 的区域中在其底侧处敏感,因为这个区域被在折叠前在上侧敏感的盖 340 覆盖。

[0171] 图 18 示出垫 400 的另一个实施例,然而,与图 17A 和 17B 的垫 300 相反,该垫 400 不折叠。彼此对应的部分具有相同的附图标号。从表格和相交点的表示可见多层垫的结构,在所述相交点处产生经线与纬线之间的电连接。相交的经线和纬线再一次被布置使得它们形成第一和第二带导体,第一和第二带电体的端部是垫的端子接触件。通过 12 条经线 K[1] 至 K[12] 和 12 条纬线 S[1] 至 S[12] 来形成导电结构。

[0172] 在图 18 的实施例的示例中,垫 400 实质上是矩形的。在一侧,该垫包括例如矩形切口 410,同时该垫在与该切口相对的侧处包括突片 420。矩形切口 410 在垫的一侧继续进入切开带电体的窄间隙 430,使得导电结构的两个电路不是冗余的。间隙 430 的宽度被规定大小使得导电线相邻的表面不能引起短路。在该实施例的示例中,间隙 430 具有例如 U 形路线,该间隙部分地围绕位于穿刺点上的垫的中央区域 440。

[0173] 可以从表格看出,垫 400 在由窄间隙 430 围绕的中央区域 440 中的底侧处敏感,因为该区域在表格中被“s”指定,它代表在底侧处的灵敏度。另一方面,在剩余的区域中,垫在上侧敏感(“a”)。通过在中央区域 440 中不存在不可透过水和水分的 PET 膜 230 的情况来实现在垫的底侧处的灵敏度,这从表格显现。在这个区域(表格)中也不存在粘结层 220 和粘结涂层 240。

[0174] 这个实施例的优点在于下述情况:通过在底侧处敏感的纺织织物来另外覆盖穿刺点,使得垫在两侧上敏感。可以通过也在底侧处敏感的垫来立即和可靠地检测在穿刺点处的血液的泄漏。因为剩余的区域在上侧处敏感,所以在垫下的套管不能引起短路。

[0175] 在图 19 中示出在两侧上敏感但是被折叠的垫 500 的另一个实施例。彼此对应的部分再一次具有相同的附图标号。相交的经线和纬线再一次被布置使得它们形成第一和第二带导体,该第一和第二带电体的端部形成垫的端子接触件,其中,该两个电路不是冗余的。通过 10 条经线 K[1] 至 K[10] 和 14 条纬线 S[1] 至 S[14] 来形成导电结构。

[0176] 该垫包括具有两腿 520、530 的中央部分 510,两腿 520、530 横向地围绕半圆切口 540。具有端子接触件 L1A、L1E 和 L2A、L2E 的突片 550 形成在中央部分 510 上,所述突片与两腿 520、530 相对。垫 500 进一步包括半圆切口 540 的侧盖 560,该侧盖 560 在两腿 520、530 之一上形成。侧盖 560 被规定大小使得套管所位于的垫的半圆切口 540 在盖的折叠后被完全覆盖。

[0177] 从表格显现,垫 500 在盖 560 的折叠前仅在上侧敏感。在盖的折叠后,垫也在半圆切口 540 的区域中于底侧处敏感,使得可以可靠地检测在穿刺点处出现的血液的泄漏。

[0178] 图 20 示出垫 600 的另一个实施例,它无需被折叠以便在两侧上敏感。通过 12 条经线 K[1] 至 K[12] 和 12 条纬线 S[1] 至 S[12] 形成该垫的导电结构。在与突片 610 相对的侧,垫 600 包括扩展部 620,该扩展部 620 位于穿刺点的区域中。在扩展部 620 的区域中,垫在底侧处敏感,而垫在剩余区域中则在上侧处敏感(表格)。从扩展部继续的半圆窄切口

630 再一次割断线,使得导电结构的该两个电路不是冗余的。

[0179] 图 21 示出垫 700 的另一个实施例,它仅在上侧处敏感(表格)。通过 10 条经线 K[1] 至 K[10] 和 14 条纬线 S[1] 至 S[14] 来形成垫的导电结构。垫的特征在于中央的、例如椭圆的切口 710,窄切口 720 从该切口 710 延伸到与具有接触端子 L1A、L1E 和 L2A、L2E 的突片 730 相对的垫的侧。套管位于中央切口 710 中。因为套管几乎完全被垫围绕,所以可以也在与针相反的方向上可靠地检测血液的泄漏。

[0180] 在图 22 中示出仅在上侧敏感的垫 800 的实施例的另一个示例。通过 4 条经线 K[1] 至 K[4] 和 8 条纬线 S[1] 至 S[8] 来形成垫的导电结构。垫与图 21 的垫的本质不同之处在于:从中央切口 810 进行的插入 820 不延伸到与突片 830 相对的侧,而是延伸通过突片本身。突片 830 因此被划分为两半 830A、830B,在各种情况下在其上布置了两个端子接触件 L1A、L1E 和相应的 L2A、L2E。在这个实施例中,中央切口 810 不是椭圆的,而是圆形的。

[0181] 在图 23 中示出另一个实施例,它在两侧上敏感。垫 900 包括中央部分 910,它在底侧处敏感。该垫被利用中央区域 910 布置在穿刺点上。通过在中央区域 910 中相交的 4 条经线 K[1] 至 K[4] 和 4 条纬线 S[1] 至 S[4] 形成该垫的导电结构。通过圆圈来标注线接触的相交点。

[0182] 这个实施例与其他垫的区别之处在于下述情况:垫包括在中央部分 910 上形成的两个突片 920、930,该两个突片 920、930 在各种情况下具有四个端子接触件 L1A、L1E 和相应的 L2A、L2E。该两个突片 920、930 可以例如包围 90° 的角度。这个实施例的优点在于下述情况:连接部件可以在两个不同的点连接到垫。在这个实施例中,导体回路构成为非冗余的。

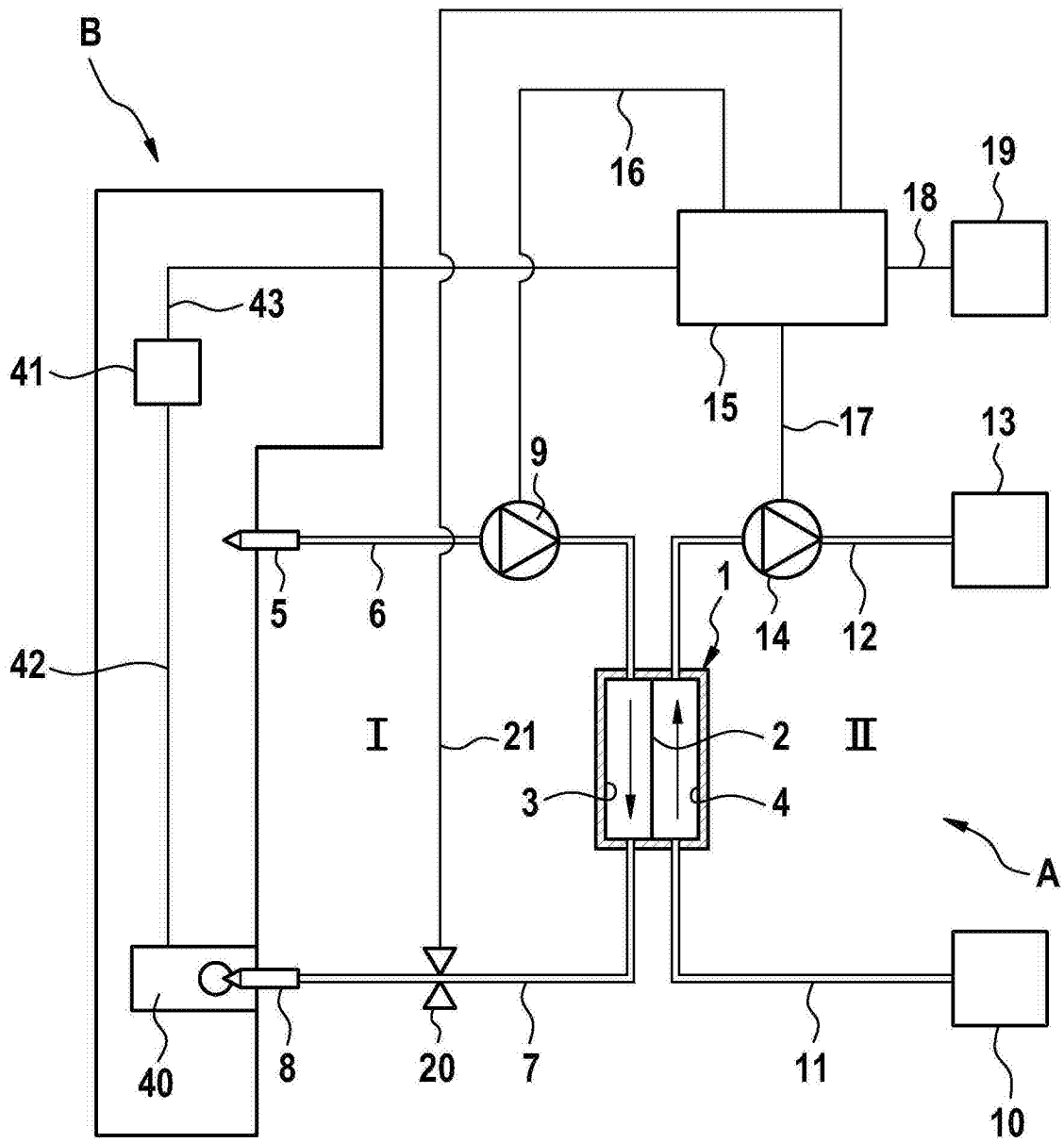


图 1

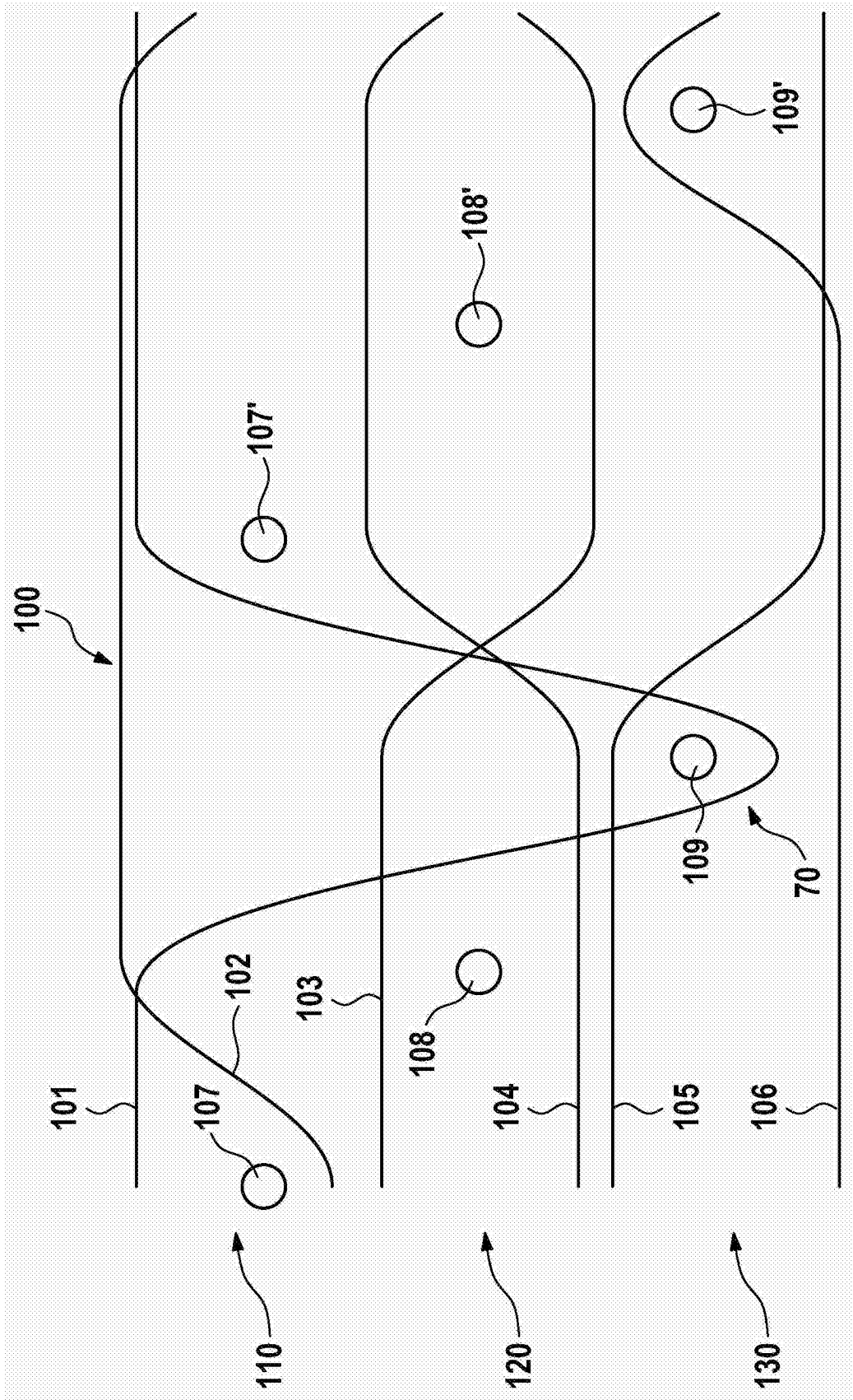


图 2

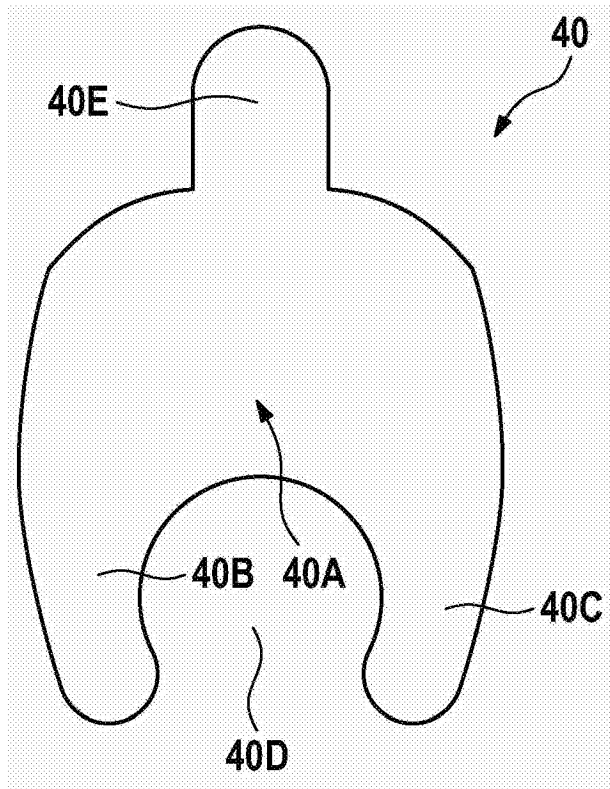


图 3A

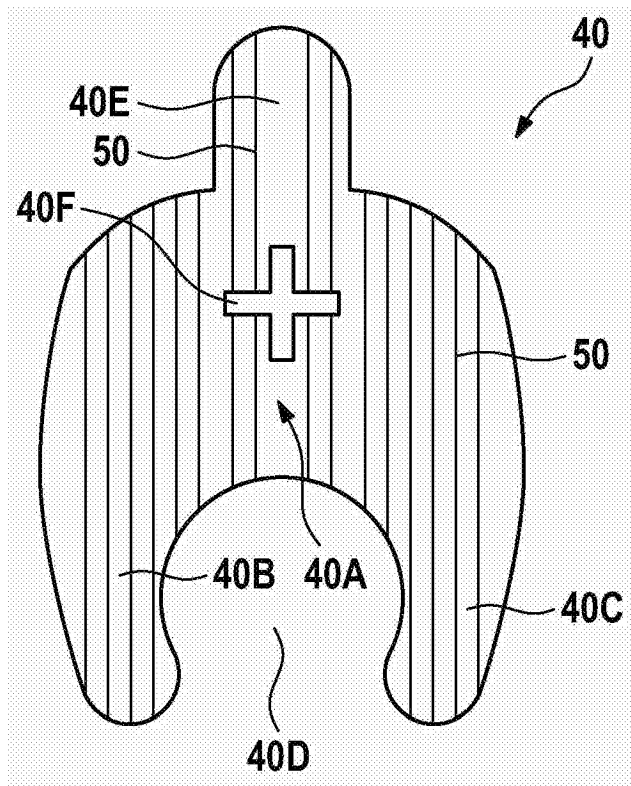


图 3B

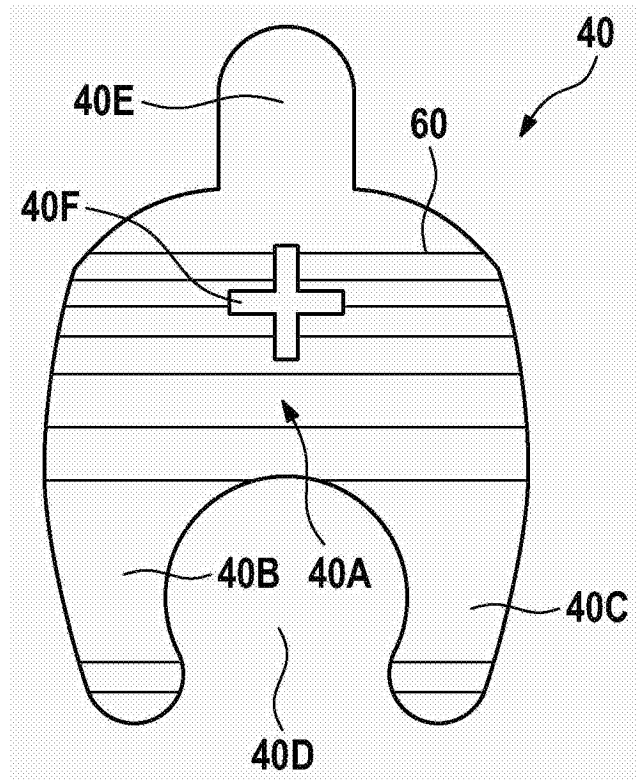


图 3C

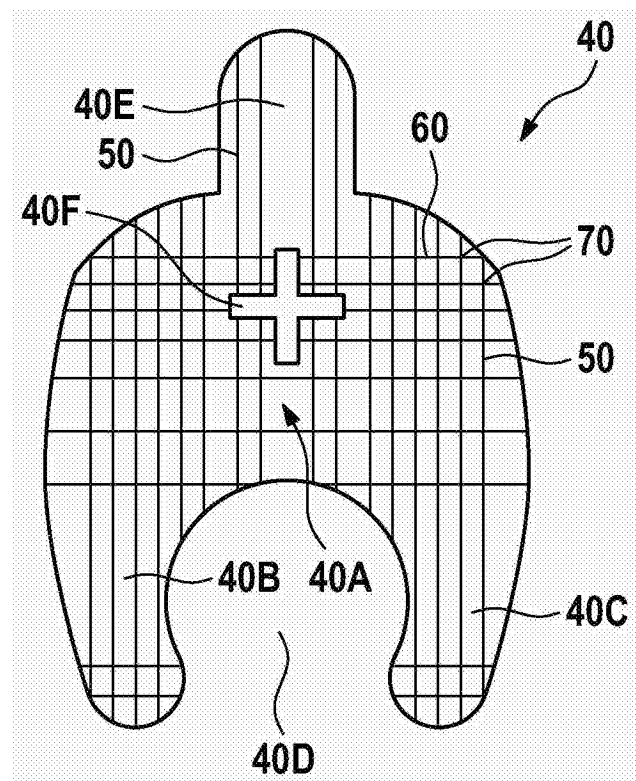


图 3D

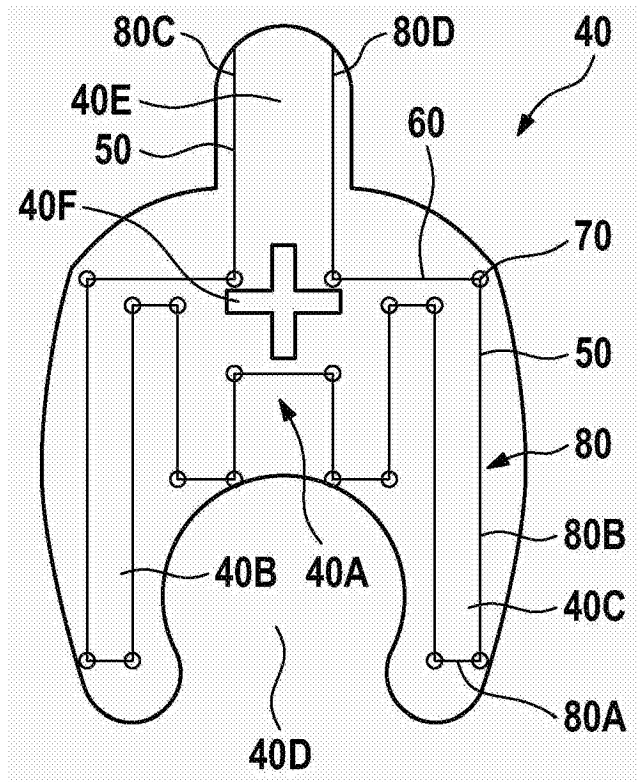


图 3E

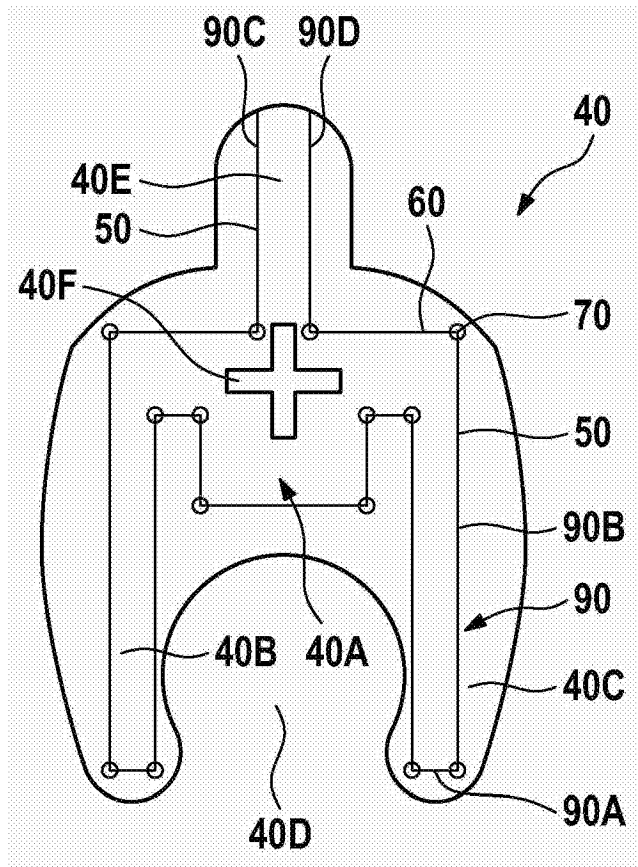


图 3F

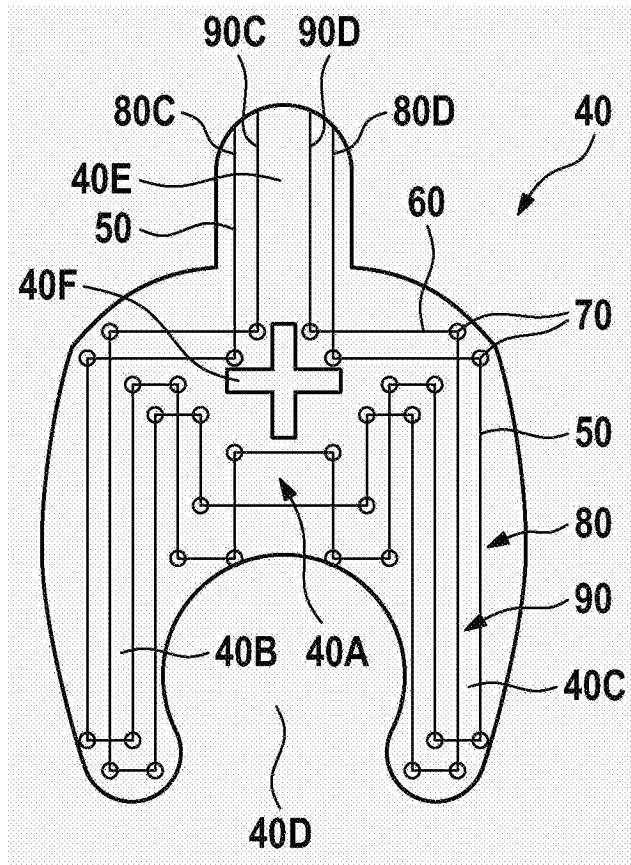


图 3G

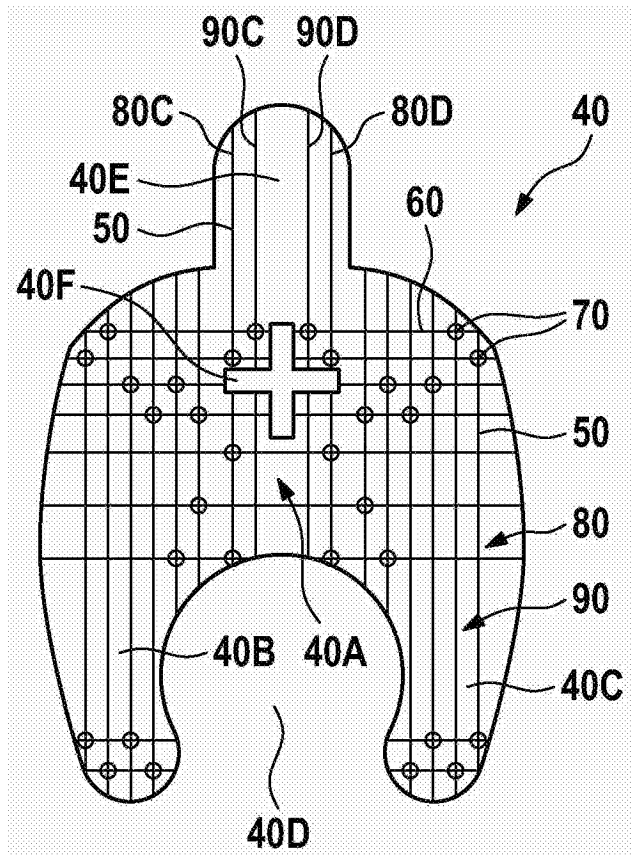


图 3H

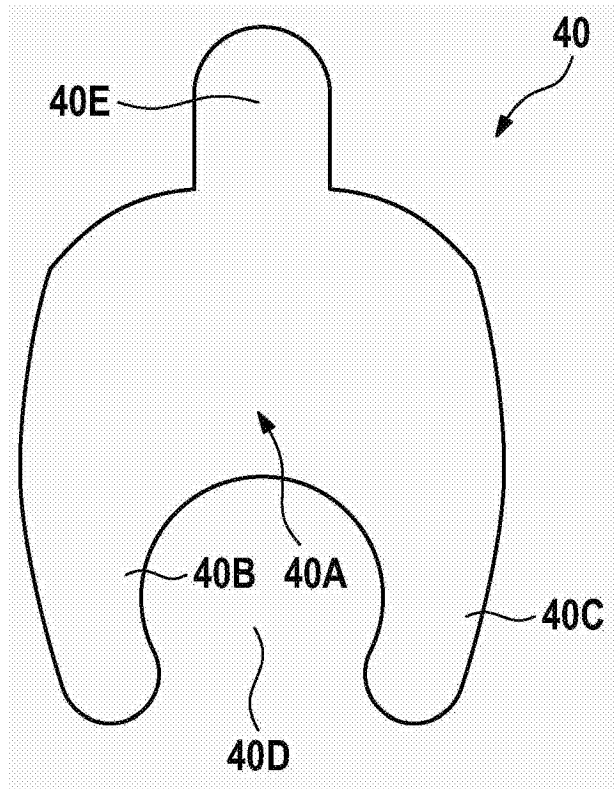


图 4A

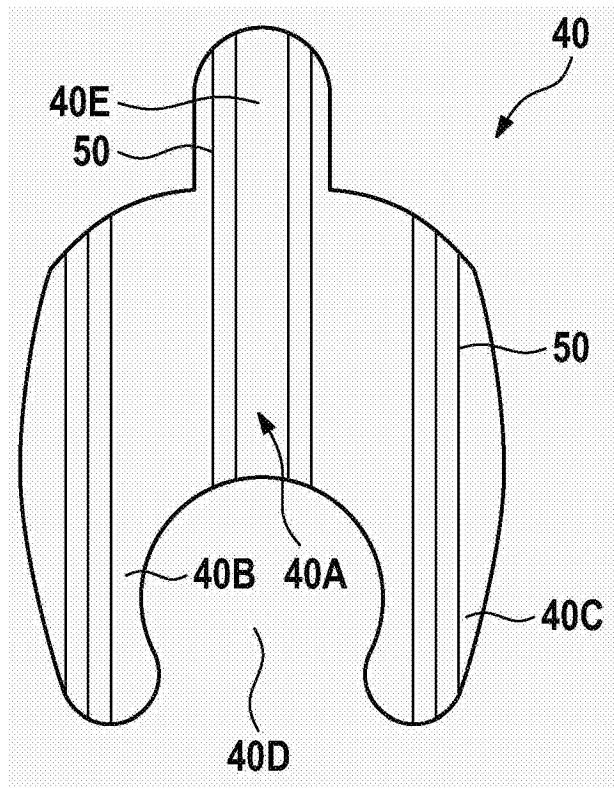


图 4B

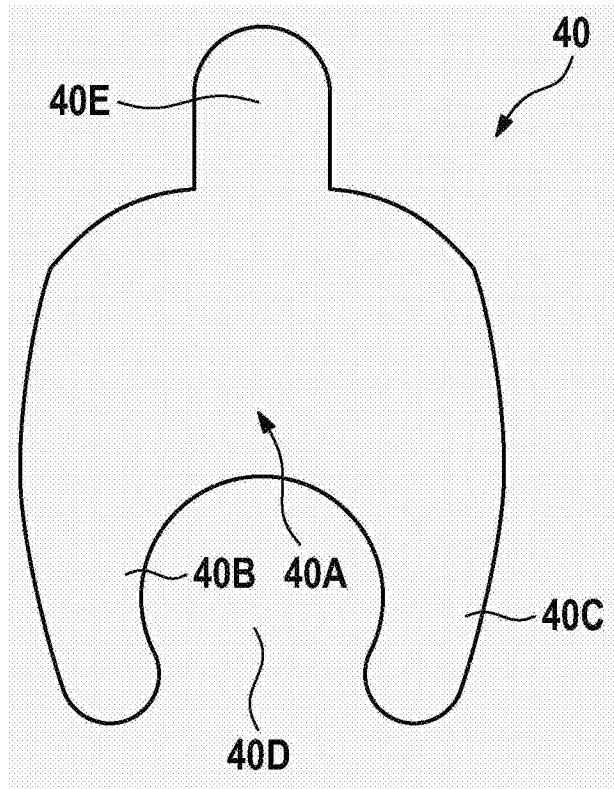


图 4C

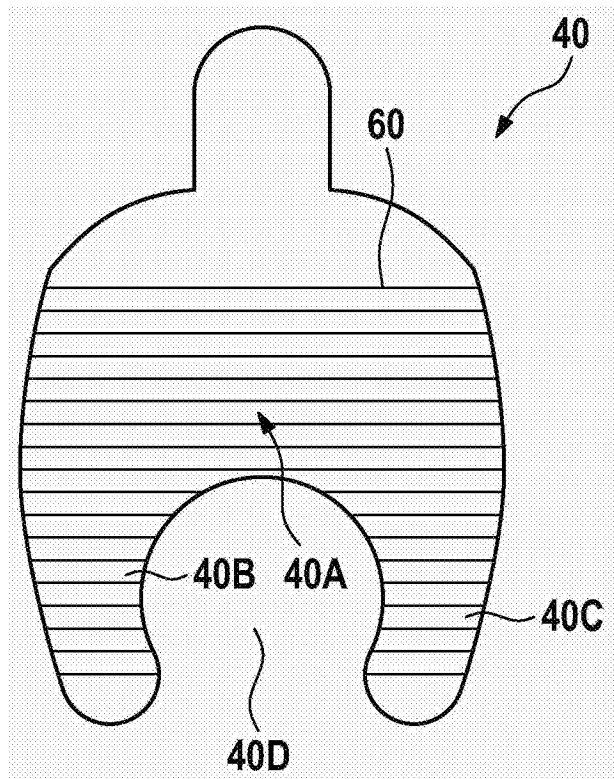


图 4D

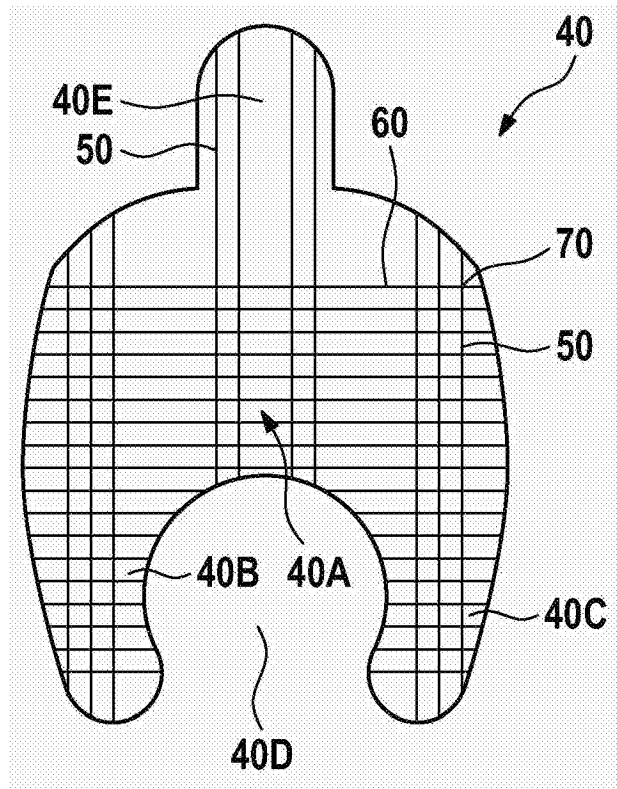


图 4E

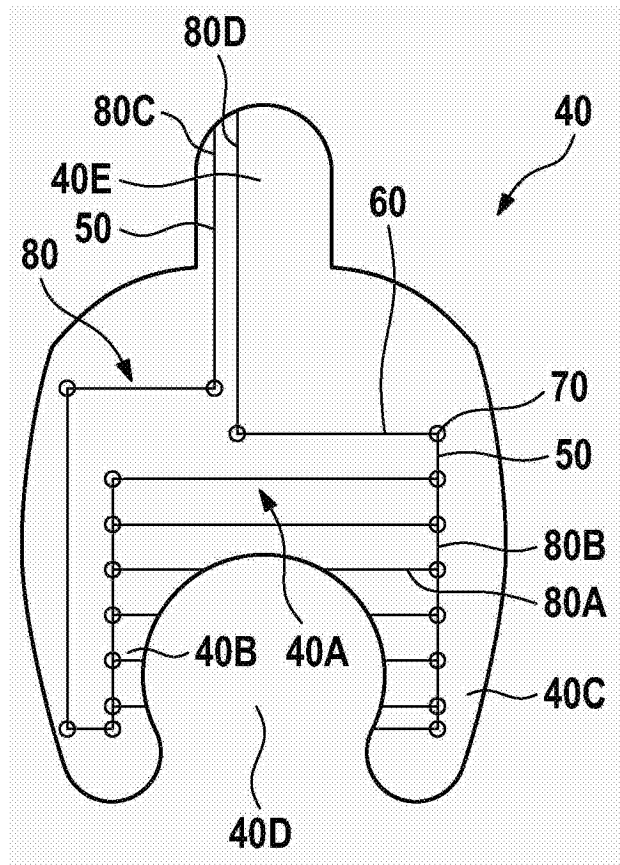


图 4F

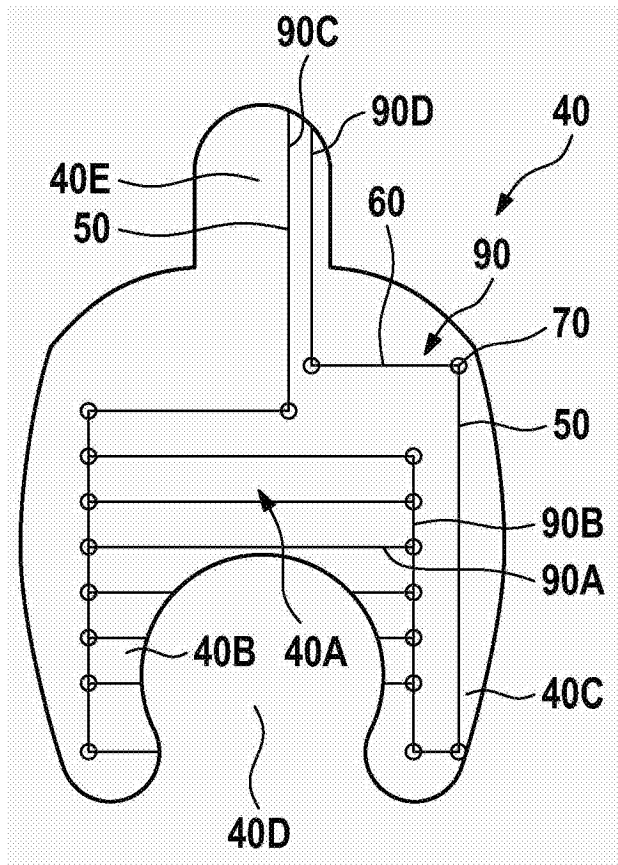


图 4G

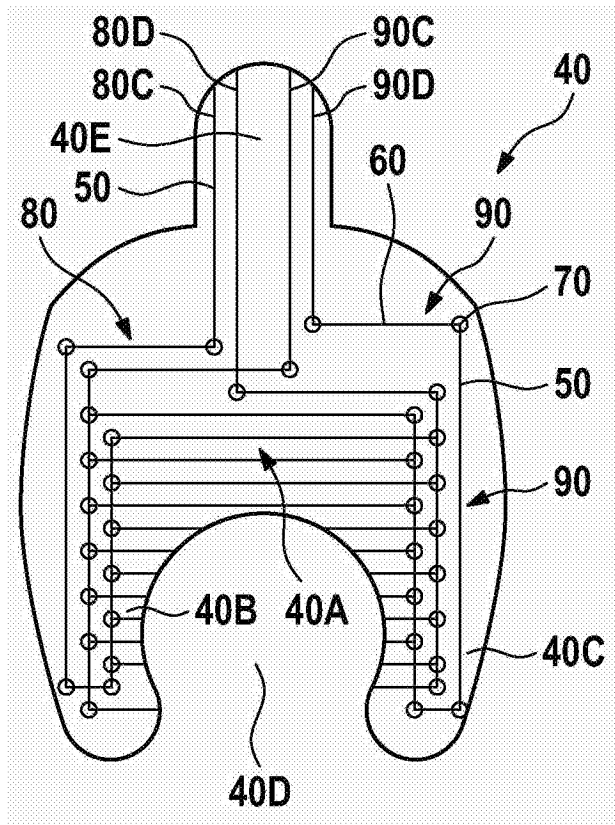


图 4H

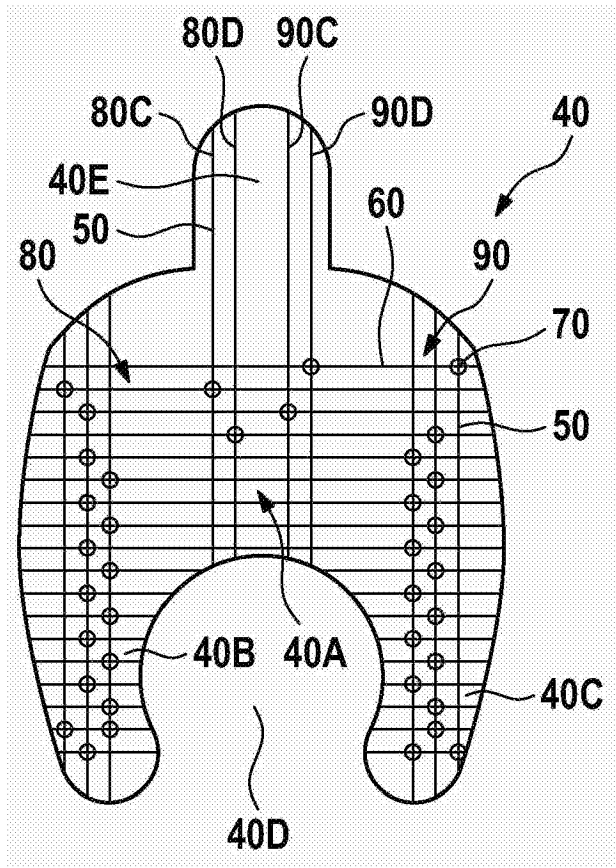


图 4I

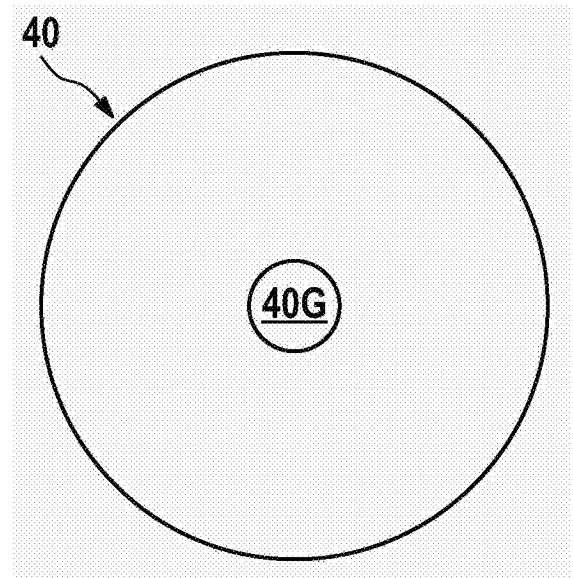


图 5A

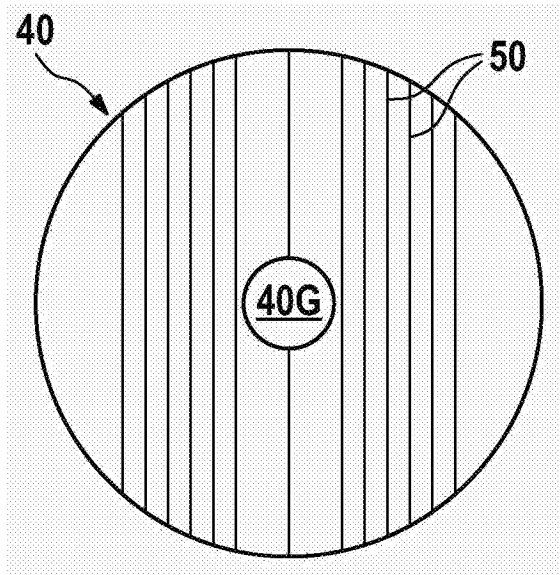


图 5B

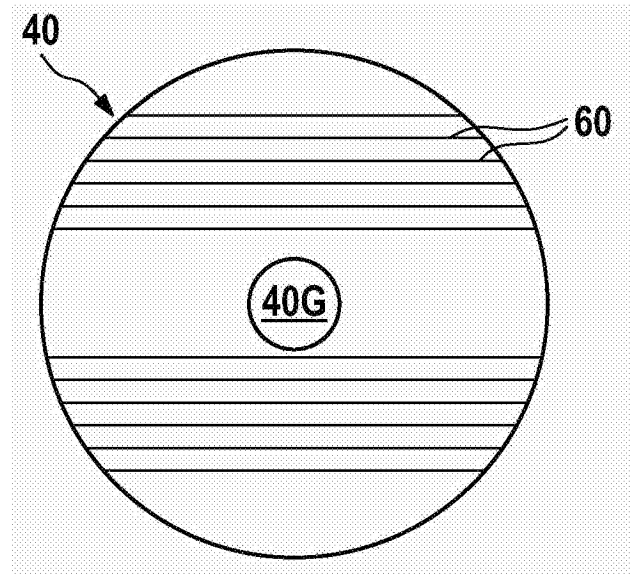


图 5C

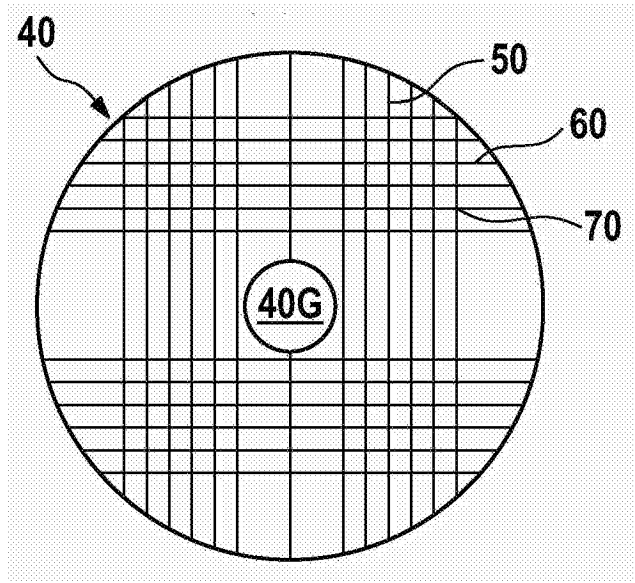


图 5D

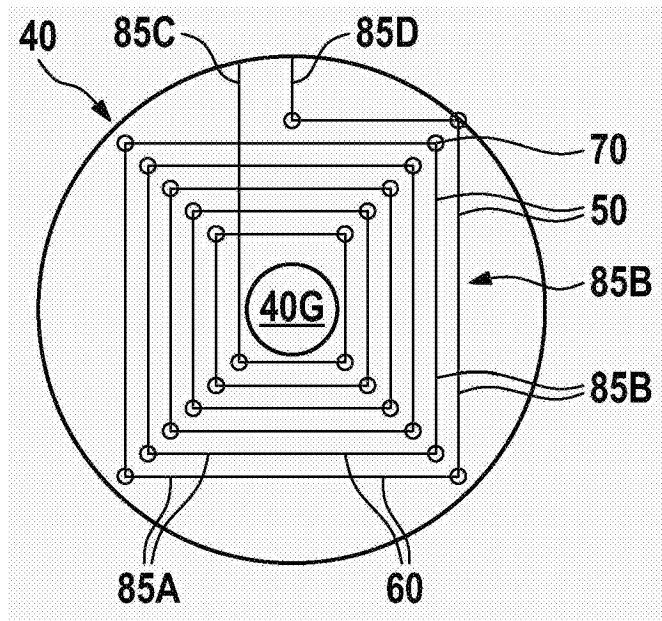


图 5E

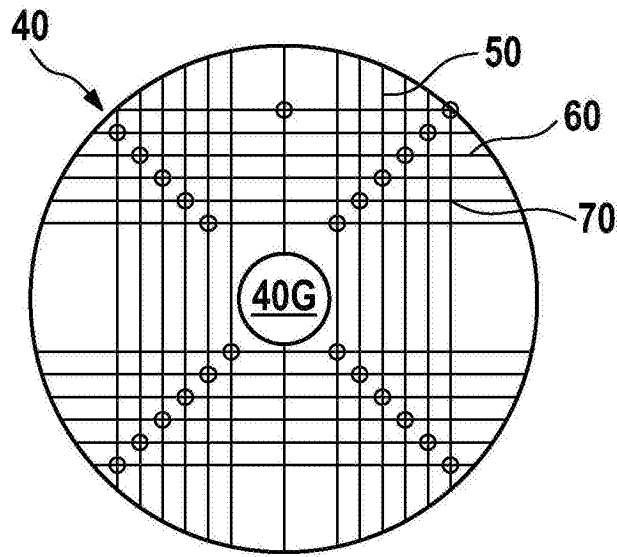


图 5F

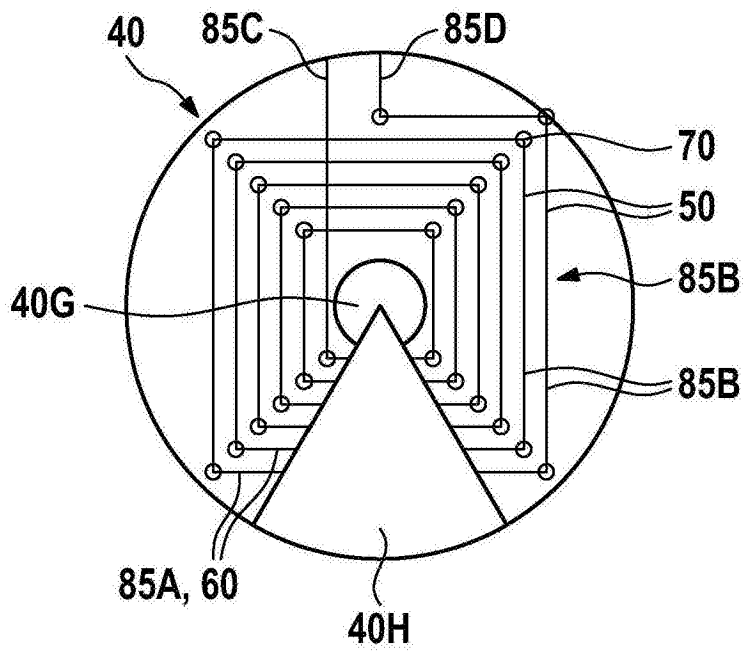


图 5G

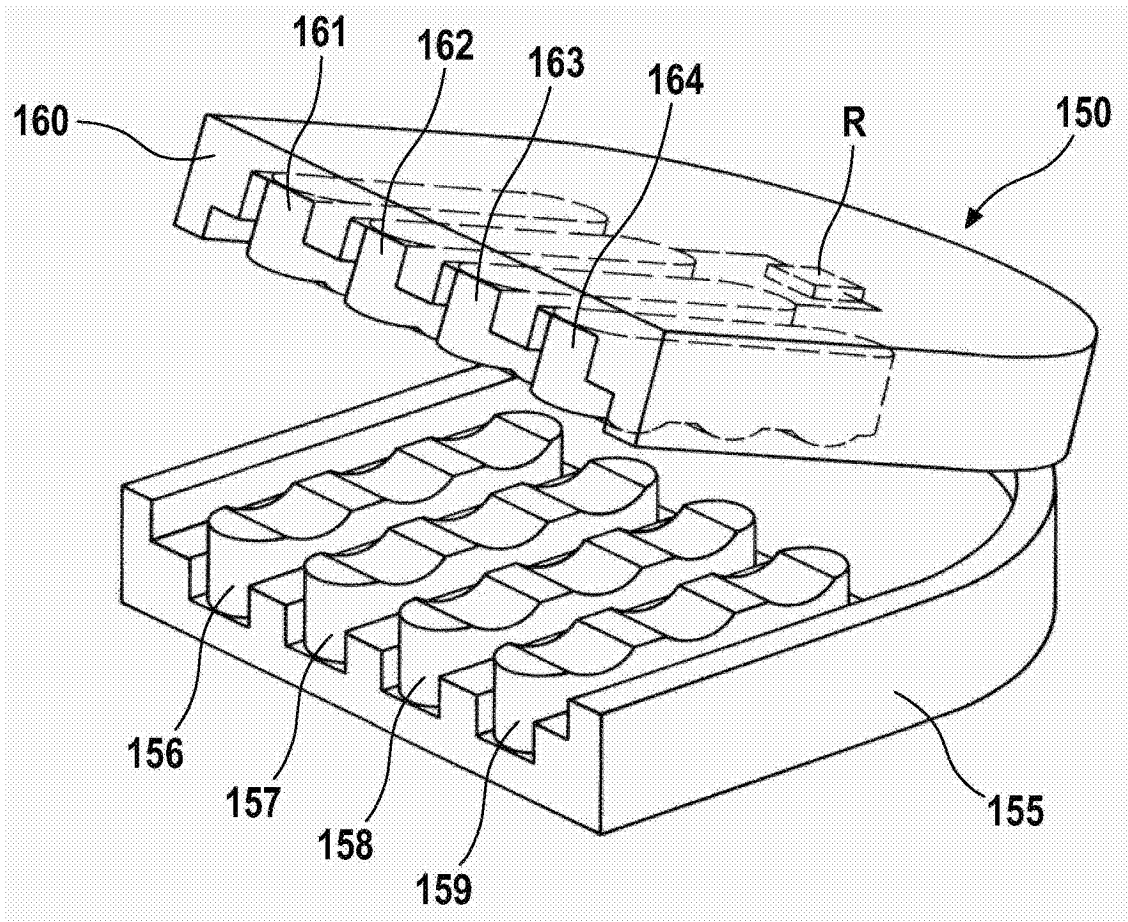


图 6

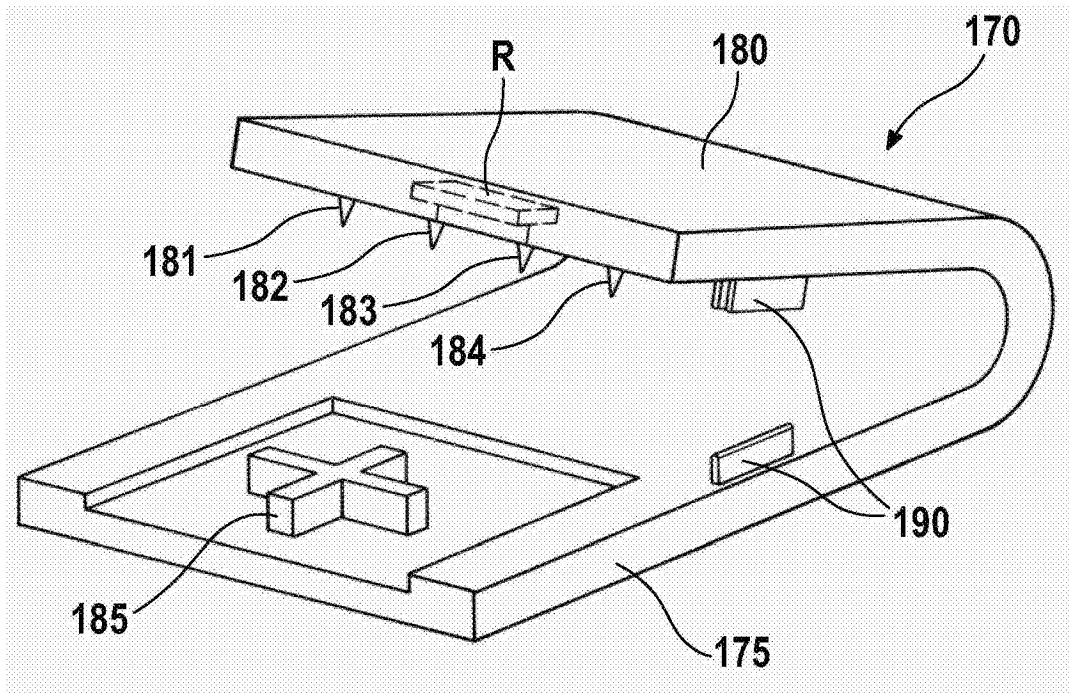


图 7

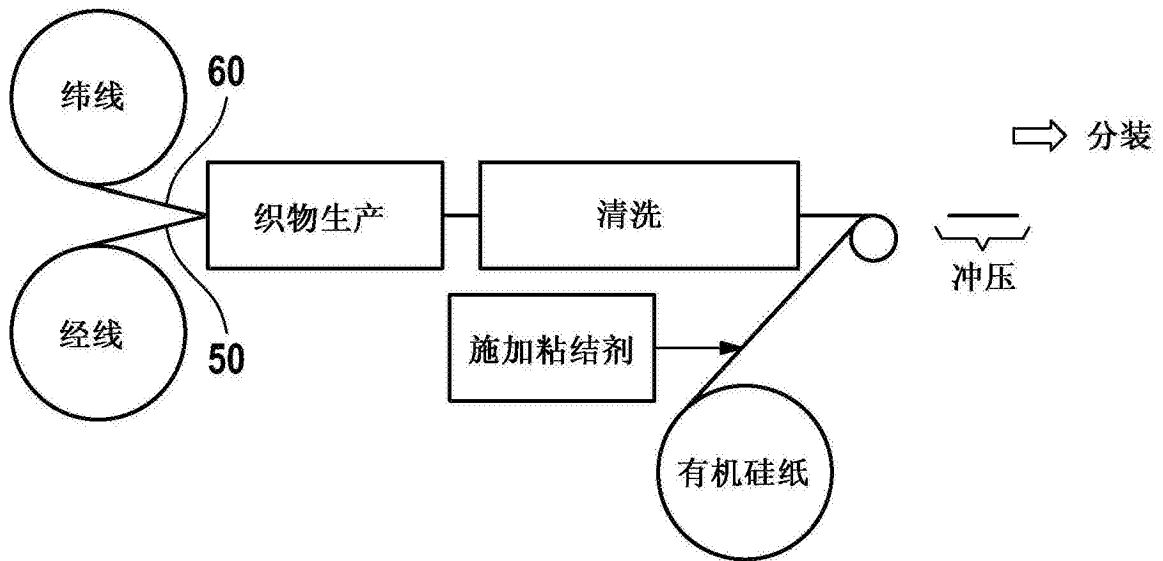


图 8

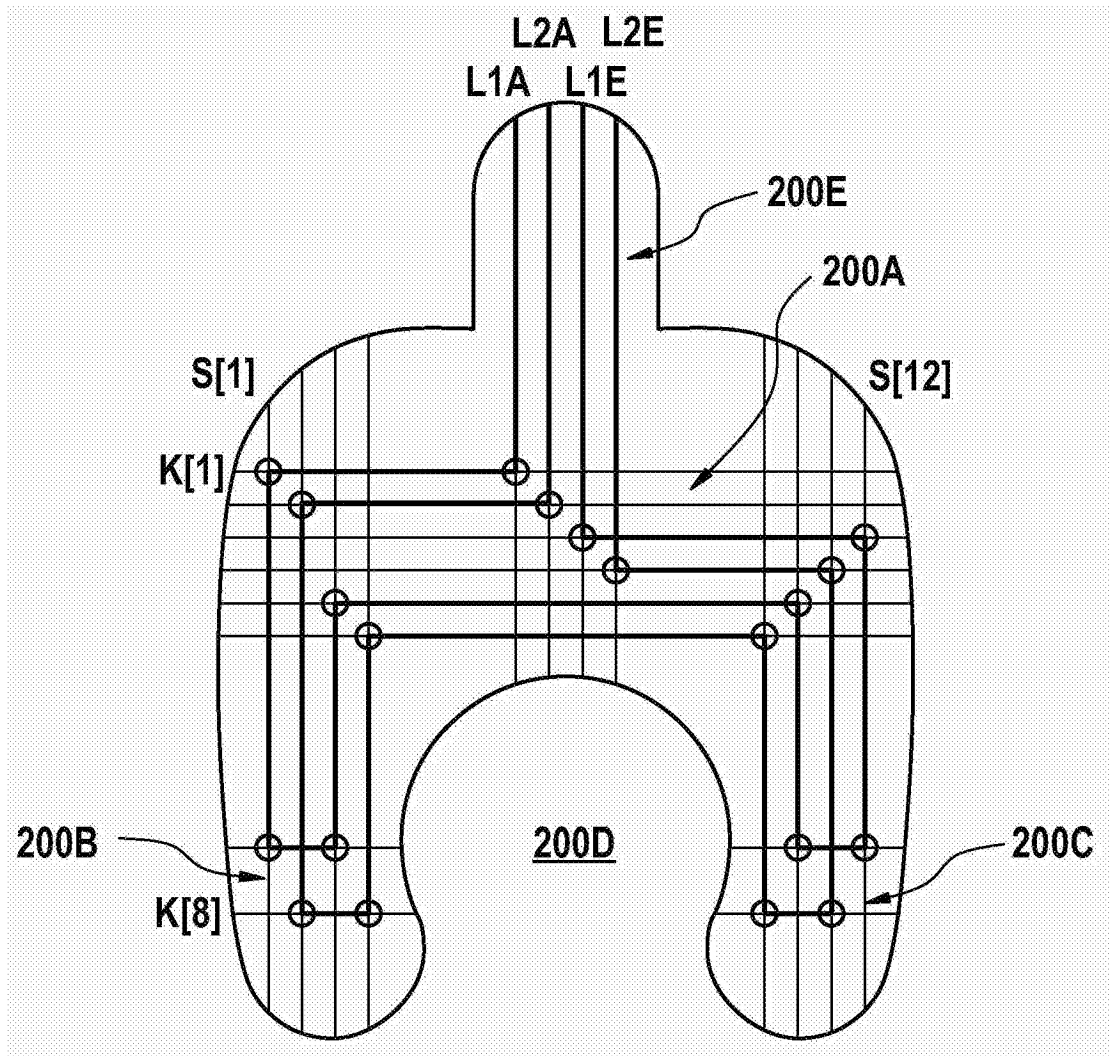


图 9

					L1A	L2A	L1E	L2E					
	S[1]	S[2]	S[3]	S[4]	S[5]	S[6]	S[7]	S[8]	S[9]	S[10]	S[11]	S[12]	
K[1]	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[2]	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[3]	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	
K[4]	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	
K[5]	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	
K[6]	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	Isol.	Cont.	Isol.	Isol.	Isol.	
K[7]	Cont.	Isol.	Cont.	Isol.					Isol.	Cont.	Isol.	Cont.	
K[8]	Isol.	Cont.	Isol.	Cont.					Cont.	Isol.	Cont.	Isol.	Σ
Sum Cont.	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	20
Sum Isol.	6	6	6	6	5	5	5	5	6	6	6	6	68

图 10

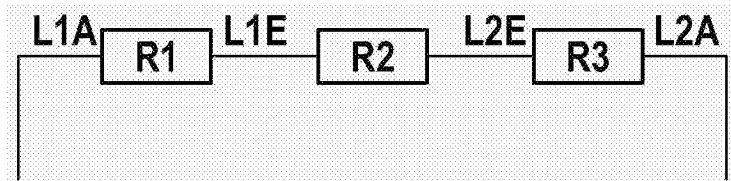


图 11

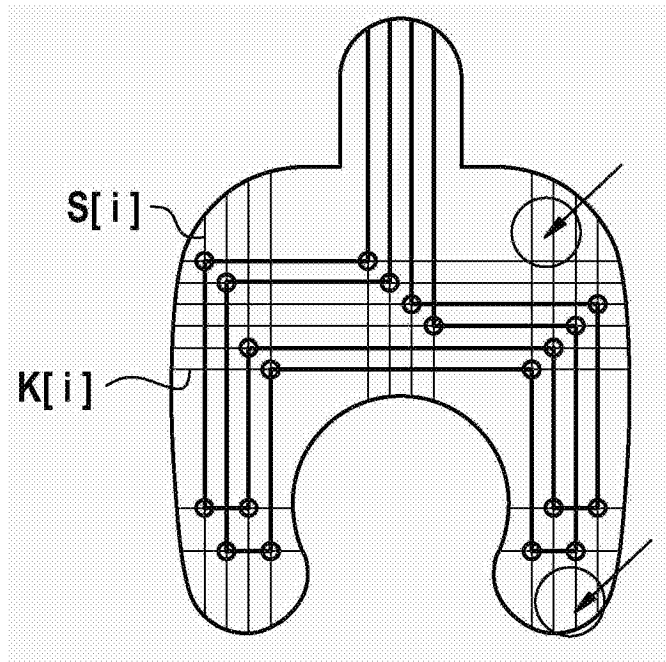


图 12

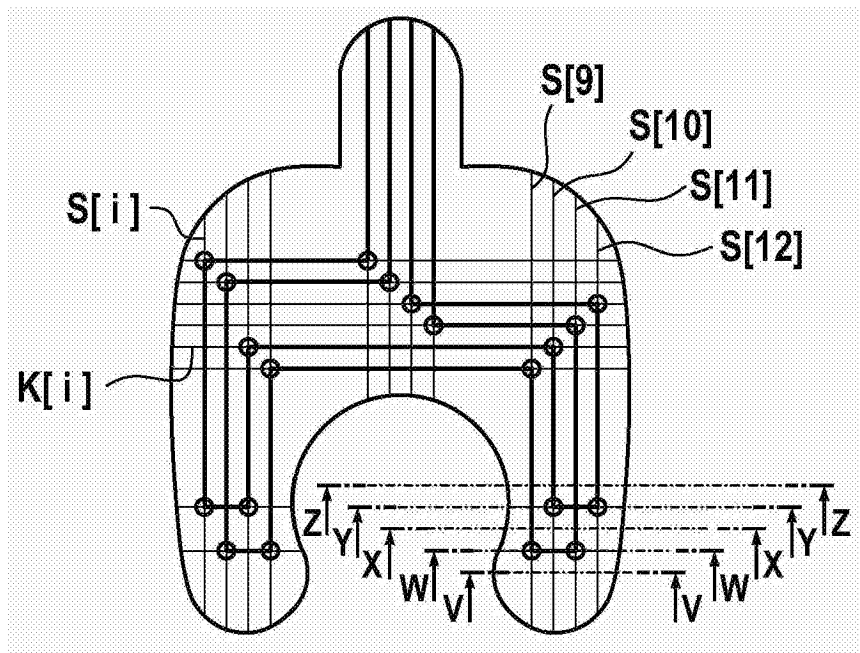


图 13

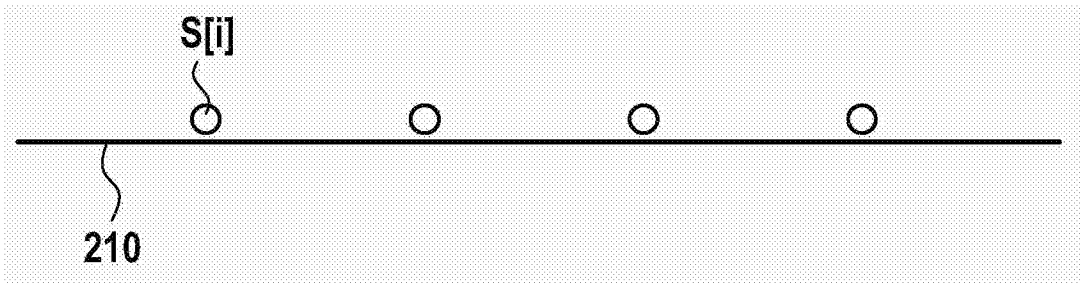


图 14A

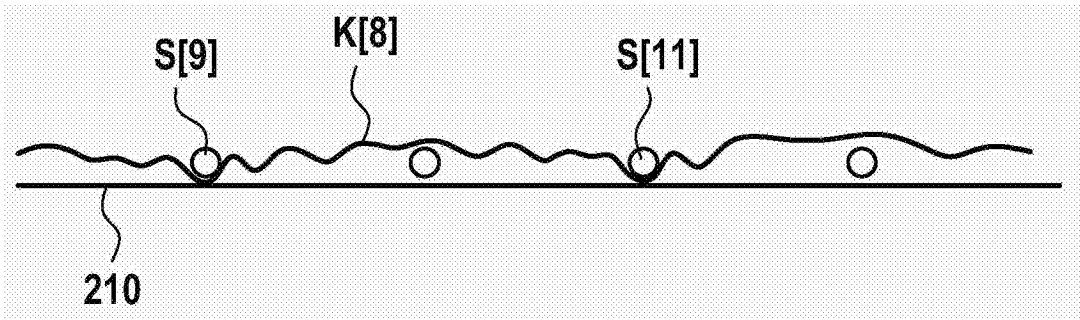


图 14B

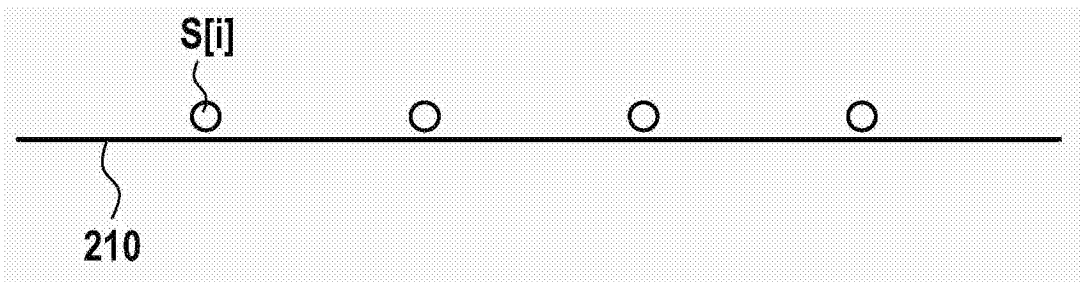


图 14C

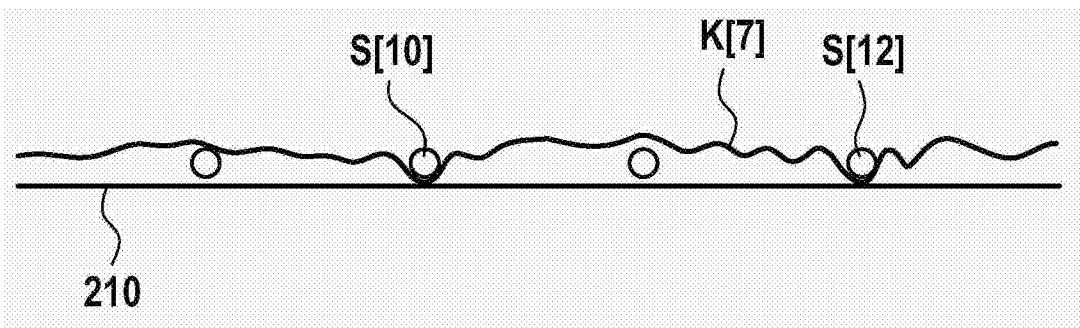


图 14D

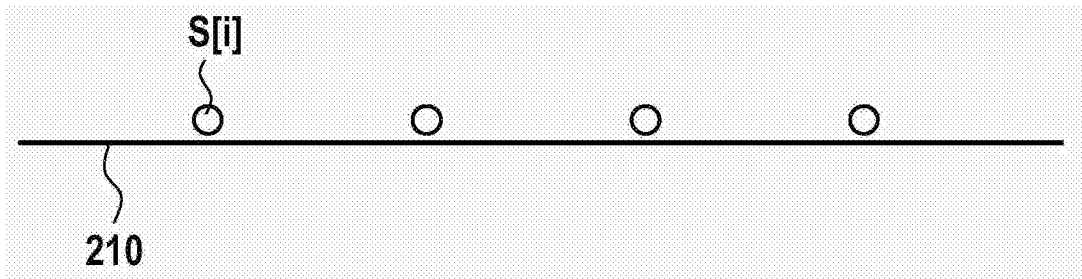


图 14E

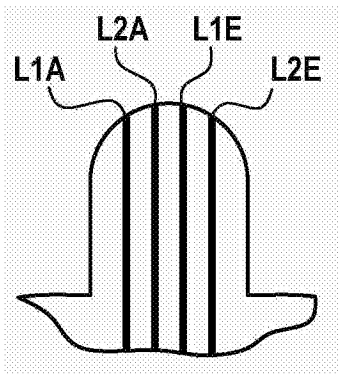


图 15

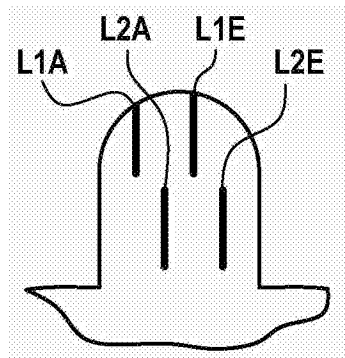


图 16

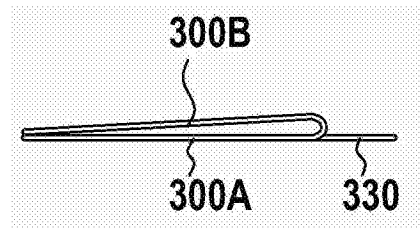


图 17A

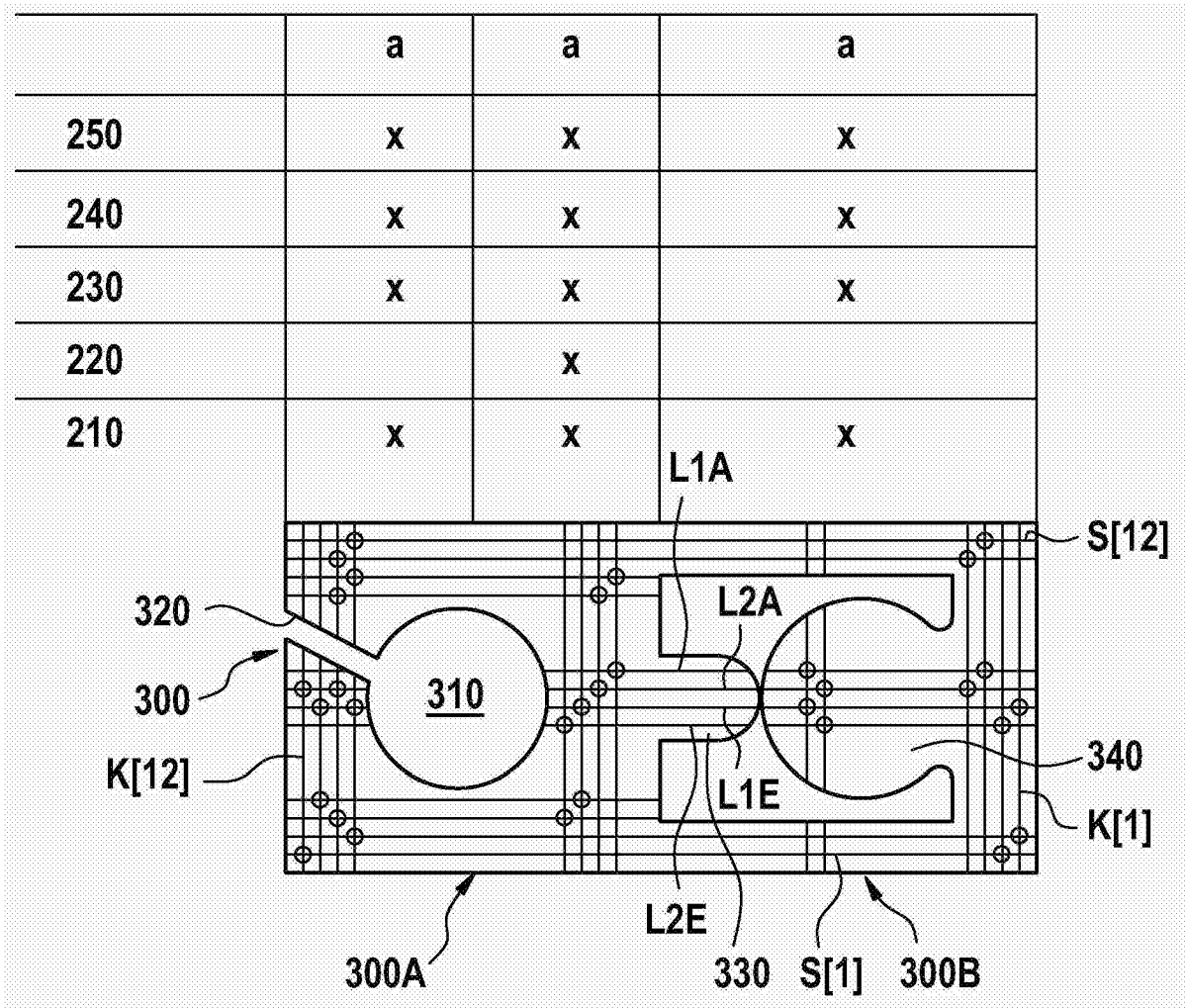


图 17B

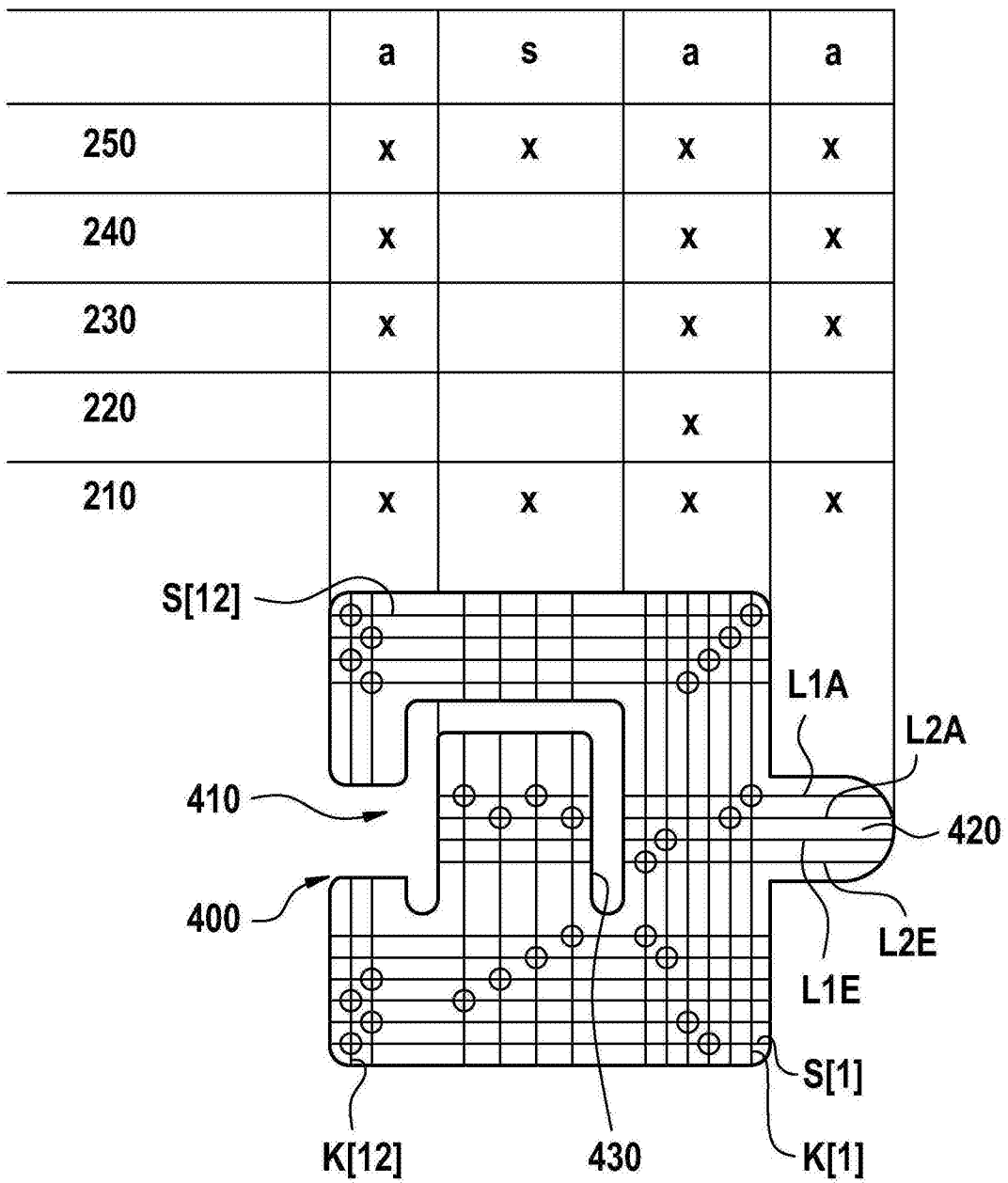


图 18

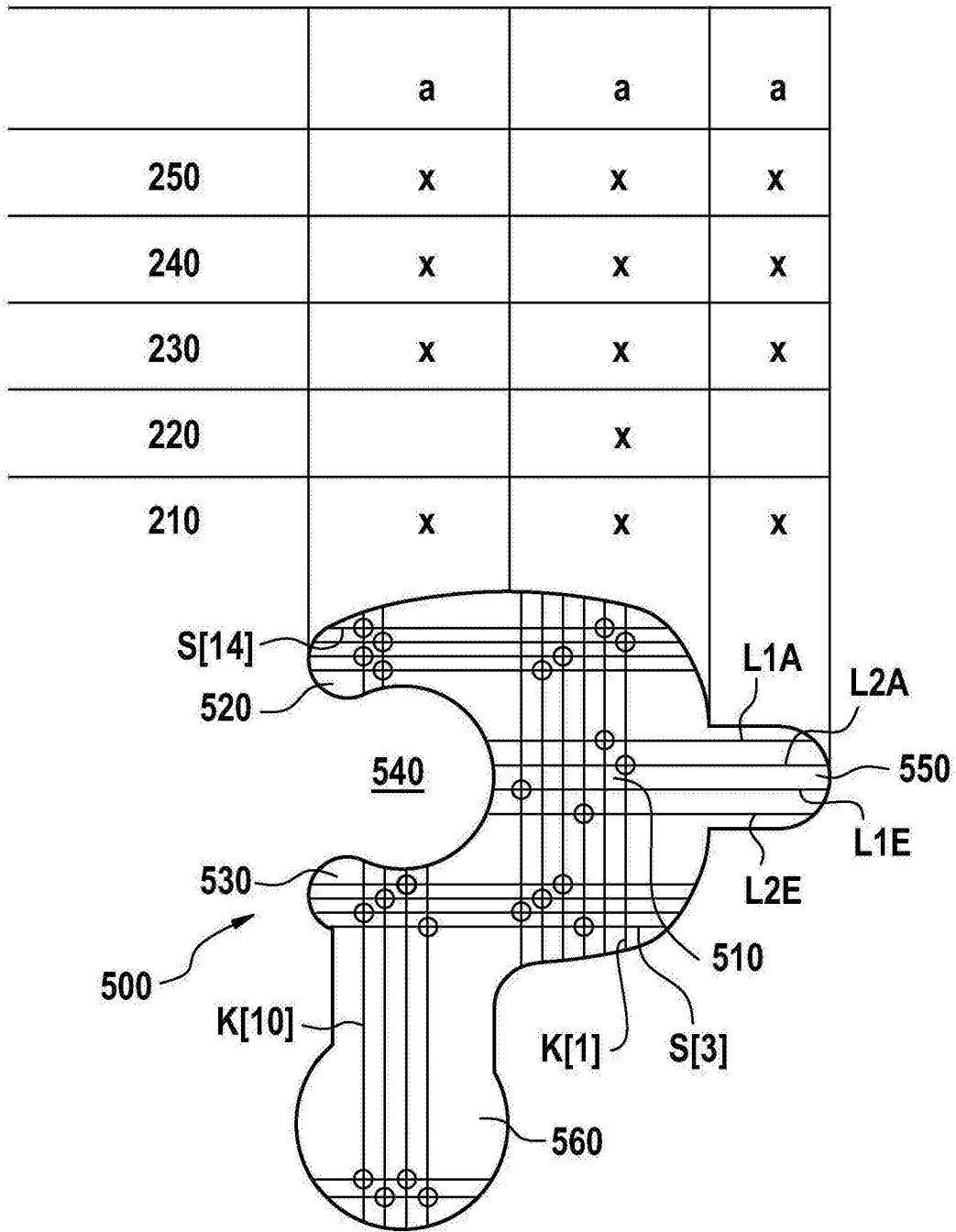


图 19

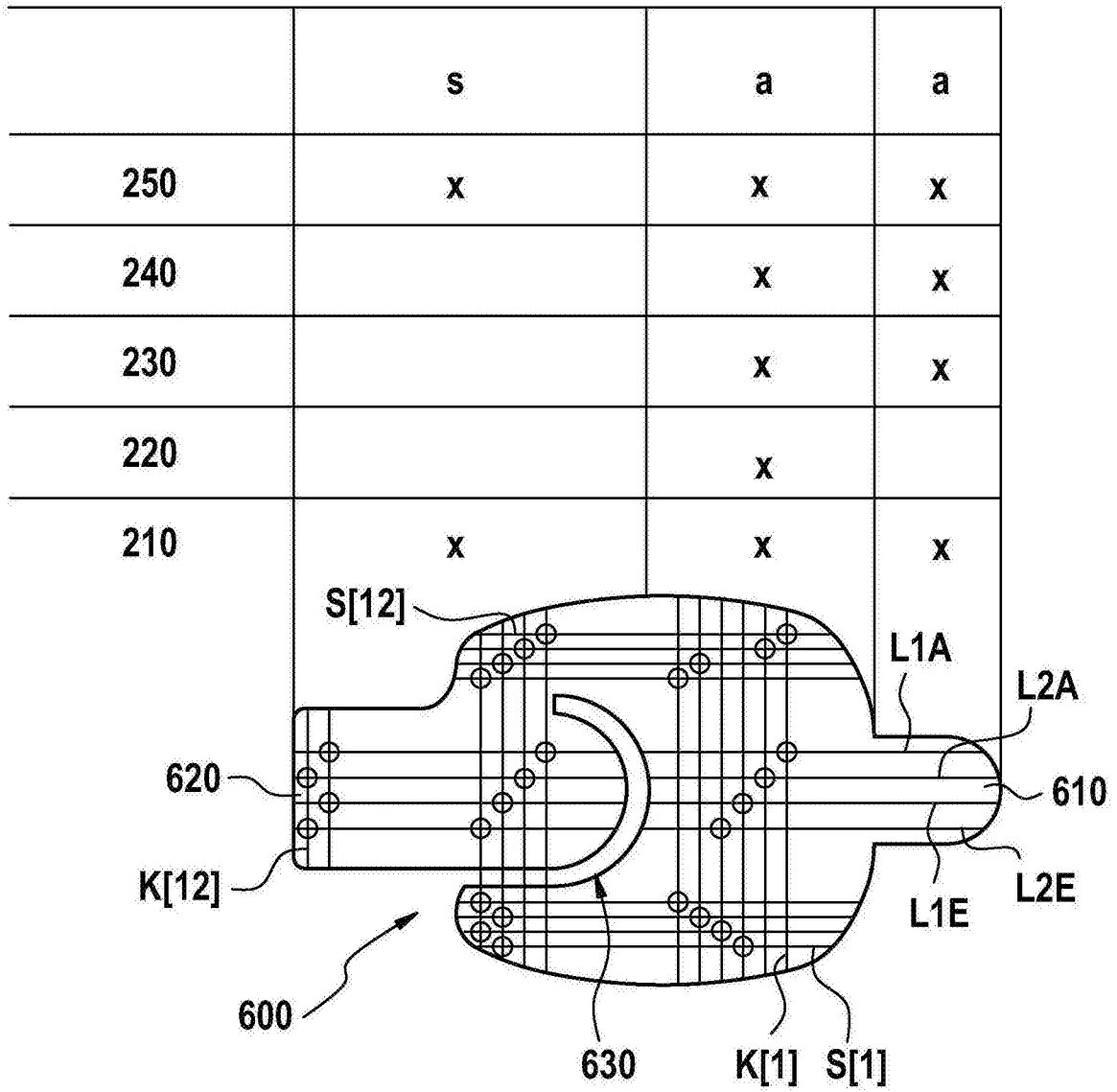


图 20

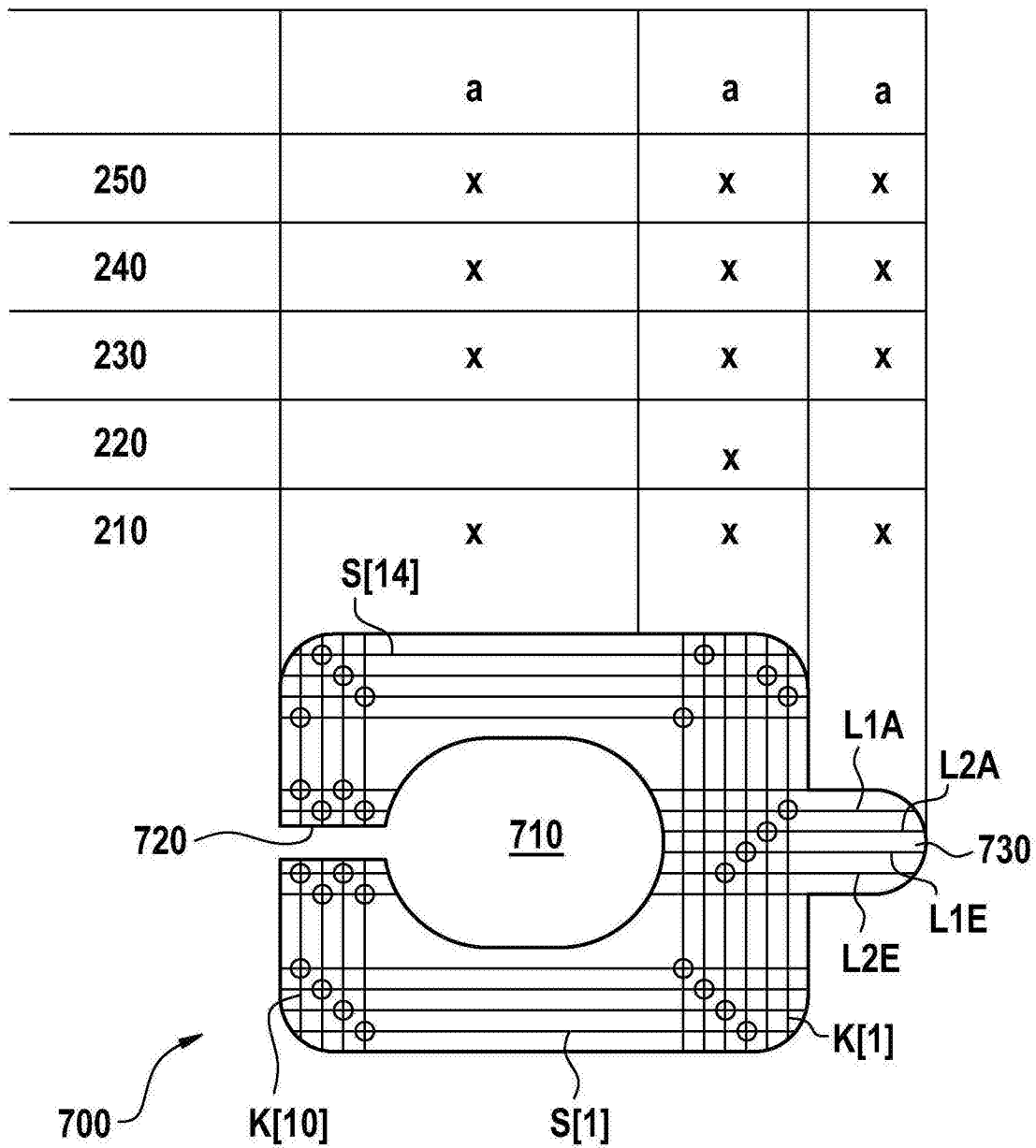


图 21

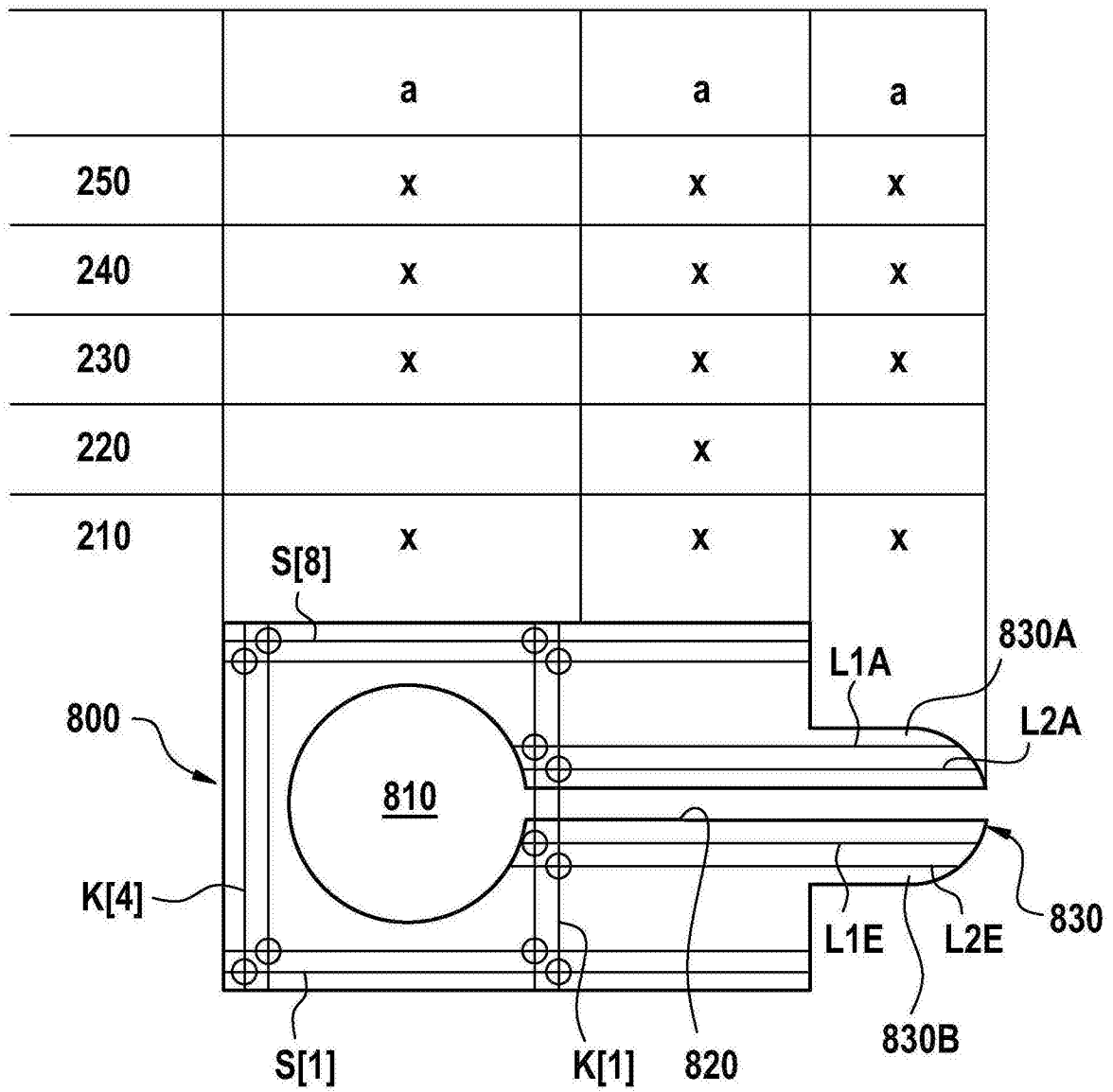


图 22

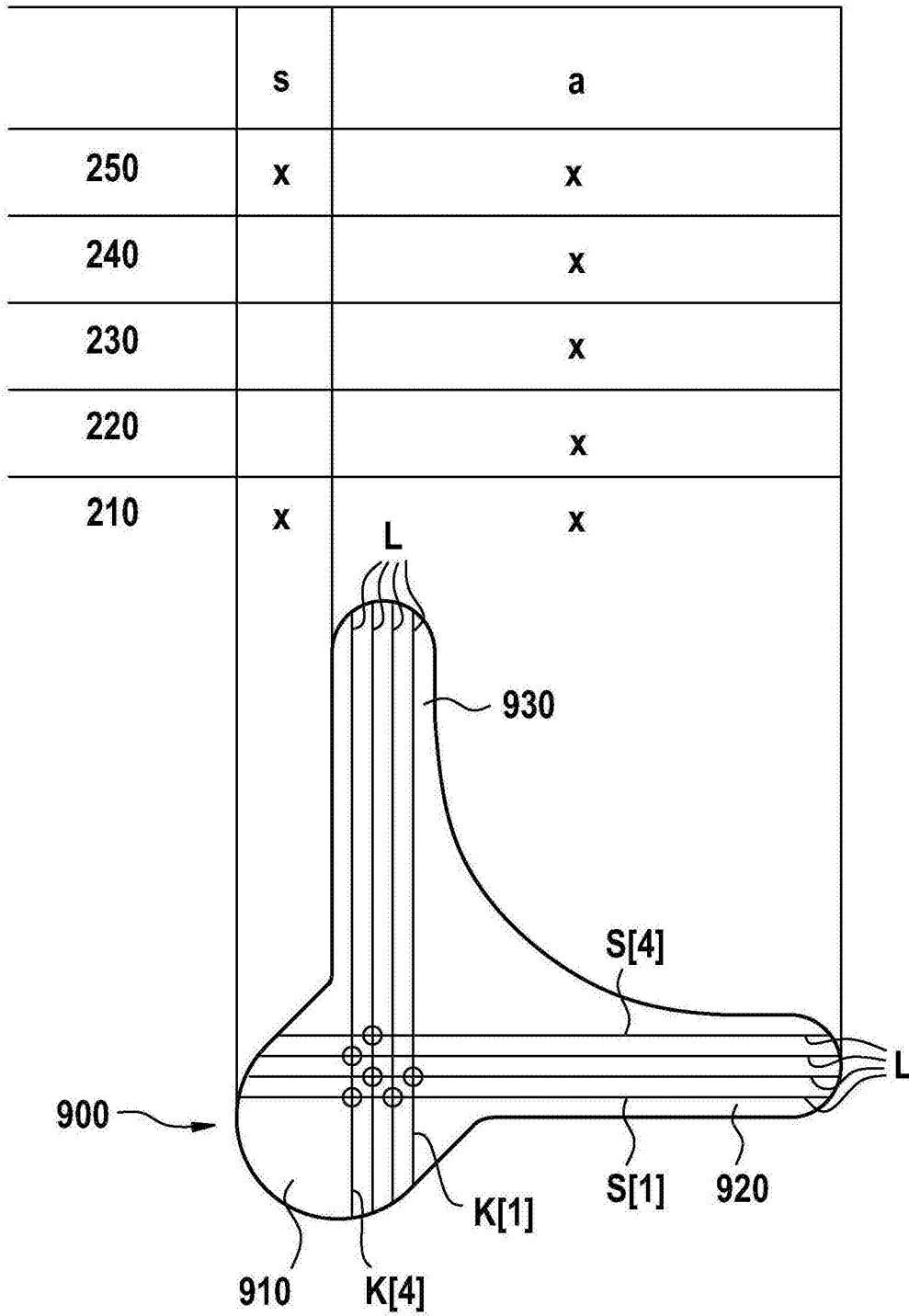


图 23