



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104507419 A

(43) 申请公布日 2015.04.08

(21) 申请号 201380040842.3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013.06.06

A61F 2/24(2006.01)

(30) 优先权数据

A61F 2/90(2013.01)

61/656,746 2012.06.07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015.01.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/044481 2013.06.06

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/184895 EN 2013.12.12

(71) 申请人 波士顿科学国际有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 皮特·W·格雷格 建华·杨

杰拉德·岁贝尔特

本杰明·T·萨顿 阿里·萨拉黑

(74) 专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务

所(普通合伙) 31239

代理人 丁国芳

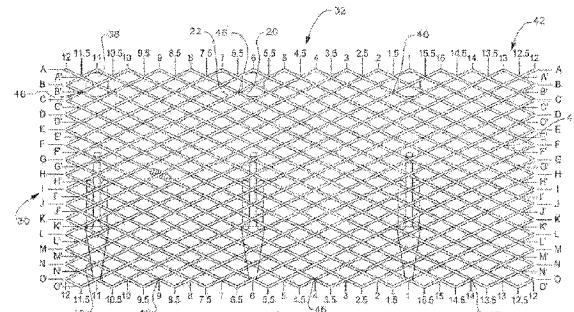
权利要求书1页 说明书6页 附图12页

(54) 发明名称

用于置换原生心脏瓣膜的装置

(57) 摘要

本发明提供了一种用于置换原生心脏瓣膜的装置。所述装置包括置换心脏瓣膜、可扩张锚和多个铆钉。所述可扩张锚包括围绕所述置换心脏瓣膜的至少一部分并具有多个编织交叉点的织好的编织结构。所述编织交叉点中的至少一些具有延伸通过其的铆钉。



1. 一种用于置换原生心脏瓣膜的装置，其包括：

可扩张锚；

被附至所述可扩张锚的置换心脏瓣膜；以及

多个铆钉；

所述可扩张锚包括织好的编织结构，该编织结构围绕所述置换心脏瓣膜的至少一部分，所述织好的编织结构具有多个编织交叉点，每个编织交叉点具有第一线段以及与所述第一线段相重叠的第二线段；

所述铆钉中的一个在所述编织交叉点延伸穿过所述第一线段和所述第二线段，其中所述第一线段可相对于所述第二线段铰接。

2. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述铆钉包括中心部分和两个端部，所述中心部分具有比所述两个端部更小的横截面。

3. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述锚是由单股线所形成的。

4. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述锚包括多排编织交叉点，其包括第一排编织交叉点，所述第一排编织交叉点具有多个铆钉。

5. 根据权利要求 4 所述的装置，其中所述锚包括多列编织交叉点，其中所述第一排编织交叉点在至少两个相邻列中具有铆钉。

6. 根据权利要求 5 所述的装置，其中所述前两个编织交叉点在至少四个相邻列中具有铆钉。

7. 根据权利要求 1 所述的装置，其还包括多个被附至所述锚的扣环，所述锚具有在所述扣环两侧的编织交叉点，在所述扣环的至少一侧上的所述编织交叉点中的至少一个具有铆钉。

8. 根据权利要求 7 所述的装置，其中在所述扣环两侧的所述编织交叉点具有铆钉。

9. 根据权利要求 1 所述的装置，其还包括多个柱子和扣环，所述柱子可被插入所述扣环中。

10. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述第一和第二线段中的至少一个包括耐磨氧化物层。

用于置换原生心脏瓣膜的装置

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请要求于 2012 年 6 月 7 日提交的序列号为 61/656,746 的美国临时专利申请的权益和优先权，其整个内容以引用方式并入本文。

[0003] 关于联邦政府资助的研究的声明

[0004] 不适用

背景技术

[0005] 在本领域中已知具有各种类型的置换原生心脏瓣膜支架和设备。特别地，自扩张的医疗设备被广泛用于经皮植入。然而，这些设备中的某些类型遭受一些缺点的困扰。特别地，当用于置换心脏瓣膜时，由于瓣膜的开闭，这些设备会经受循环负载。这些循环载荷能转换成疲劳，由于其会导致对患者具有灾难性含义的瓣膜失效，因此这是不希望发生的。因此，仍需要一种具有增强的抗疲劳性的置换心脏瓣膜和锚。

[0006] 上面提到和 / 或描述的技术不是为了将本文所提到的任何专利、公开或其他信息承认为关于本发明的“现有技术”。此外，这一部分不应被解释为已进行了搜索或不存在如在 37C. F. R. § 1.56(a) 中限定的其他相关信息。

[0007] 在本申请中任何地方所提及的所有美国专利和申请以及所有其他公开的文件均以全文引用方式并入本文。

[0008] 在不限制本发明范围的情况下，下面阐明了关于本发明所要求保护的一些实施例的发明概要。在下面本发明的详细说明中可找到本发明概述的实施例的其他细节和 / 或本发明的额外实施例。

发明内容

[0009] 在一些实施例中，一种用于置换原生心脏瓣膜的装置包括可扩张锚和被附至可扩张锚的置换心脏瓣膜。在一些实施例中，该装置还包括多个铆钉。在一些实施例中，可扩张锚包括围绕置换心脏瓣膜的至少一部分的编织结构，该编织结构具有多个编织交叉点。在一些实施例中，每个编织交叉点具有第一线段以及与第一线段相重叠的第二线段。在一些实施例中，铆钉中的一个延伸通过位于编织交叉点的第一线段和第二线段，其中第一线段可相对于第二线段进行铰接。

附图说明

[0010] 图 1 为一种置换心脏瓣膜和锚的立体图。

[0011] 图 2A 示出编织交叉点的一个实施例的侧视图。

[0012] 图 2B 示出图 2A 的编织交叉点的横截面视图。

[0013] 图 3A-3D 示出编织锚 42 的平整形态。

[0014] 图 4 示出编织锚 42 的一个实施例的平整形态。

[0015] 图 5 示出在其上具有涂层的编织交叉点的一个实施例。

- [0016] 图 6A 示出应变图。
- [0017] 图 6B 示出现有技术的 Goodman 图。
- [0018] 图 6C 示出编织锚 42 的一个实施例的 Goodman 图。
- [0019] 图 7 和 8 示出具有可变编织密度的编织锚 42 的实施例。

具体实施方式

[0020] 虽然本发明可通过许多不同的形式而体现,但是本文将详细地描述本发明的具体实施例。此描述为本发明原理的例示且不用于将本发明限制为示出的特定实施例。

[0021] 出于本发明的目的,除非另有规定,图中同样的附图标记应指代同样的特征。

[0022] 在一些实施例中,一种用于置换原生心脏瓣膜的装置包括置换心脏瓣膜 40 和锚 42。在一些实施例中,锚 42 包括编好的编织结构,例如,如在图 1 中所示的。编好的编织结构包括多个编织交叉点 44。

[0023] 转向图 2A 和 2B,在一些实施例中,编织交叉点 44 中的一个或多个具有延伸穿过其的铆钉 46。编织交叉点 44 形成在第一线段 (wire segment) 20 和第二线段 22 的重叠处。第一和第二线段 20 和 22 能够关于铆钉轴线 24 枢转或进行剪式移动。

[0024] 在一些实施例中,铆钉 46 包括中心部分 26 和在中心部分 26 任一侧的端部 28。端部 28 具有比中心部分 26 更大的横截面积。

[0025] 在一些实施例中,铆钉 46 插通在第一和第二线段 20 和 22 中的孔。在一些实施例中,以电火花机加工 (EDM) 或激光切割将孔切割贯通线段 20 和 22。其他方法也是合适的。

[0026] 在一些实施例中,铆钉 46 为盲铆钉。在一些实施例中,铆钉 46 为实心铆钉。在一些实施例中,铆钉 46 将编织交叉点 44 钉在一起而不在中心部分 26 和其延伸通过的孔之间产生紧密的过盈配合。通过这种方式,允许第一和第二线段 20 和 22 关于铆钉轴线 24 自由地进行剪式移动而不产生变形。

[0027] 在一些实施例中,铆钉 46 是用与线段 20 和 22 相同的材料所制成的以防止由于异种材料而产生的腐蚀。特别地,在一些实施例中,铆钉 46 是由钛或镍 - 钛合金制成的。其他材料也是合适的。

[0028] 如在图 3A-D 中所示,在一些实施例中,锚 42 是以多个排 30 和多个列 32 所形成的。该排 30 和列 32 在编织交叉点 44 处彼此相交。为了进行说明,以 A 至 0' 标示排 30 且以 1 至 15.5 标示列,如图所示。

[0029] 在一些实施例中,锚 42 具有多个柱子 36 和扣环 38。在一些实施例中,柱子 36 与扣环 38 相接合,如在以引用方式并入本文的美国公开号 2005/0143809 中所讨论的。如在图 3A 中所示,在一些实施例中,锚 42 具有与扣环 38 相邻且在柱子 36 之间的铆钉 46。特别地,如图所示,每个扣环 38 具有位于相邻的编织交叉点 44 的单个铆钉 46。沿位于 11.5、6.5 和 1.5 列的排 B' 放置铆钉 46。

[0030] 如进一步在图 3A 中所示,沿位于在柱子 36 之间交错的列 9、4 和 14 的排 0 布置铆钉 46。排 0 为从锚 42 的底部 48 或入口侧开始的第一排。在一些实施例中,在柱子 36 之间并靠近锚 42 的底部 48 放置铆钉 46,从而提供抗疲劳性。特别地,在一些实施例中,随其工作,由于置换心脏瓣膜 40 (图 1) 的致动而在锚 42 中诱发应力。不受限于特定的理论,但却认为将铆钉 46 放置在柱子 36 之间将减少在锚 42 中的疲劳。此外,在一些实施例中,铆钉

46 防止重叠的第一和第二线段 20 和 22 随着置换心脏瓣膜 40 的致动而被拉开。在一些实施例中，铆钉 46 防止第一和第二线段 20 和 22 在径向、轴向和圆周方向上被拉开。然而，第一和第二线段 20 和 22 能关于铆钉轴线 24 (图 2B) 相对于彼此而枢转。

[0031] 转向图 3B，在一些实施例中，在扣环 38 的两侧放置铆钉 46，例如，沿位于列 11.5、10.5、6.5、5.5、1.5 和 15.5 的排 B' 放置。进一步地，沿位于列 9、8、4、3、14 和 13 的排 0 在柱子 36 之间放置铆钉 46。通过这种方式，有两个沿排 0 的带有铆钉 46 的相邻的编织交叉点 44，接着是不带有铆钉的编织交叉点 44，接着是柱子 36，然后是另一个不带有铆钉的编织交叉点 44，接着是位于相邻编织交叉点 44 的两个铆钉 46。

[0032] 如在图 3C 中所示，锚 42 包括位于扣环 38 的两侧的两个铆钉 46。在一些实施例中，铆钉 46 位于沿在列 11.5、10.5、6.5、5.5、1.5 和 15.5 的排 A' 以及沿在列 11.5、10.5、6.5、5.5、1.5 和 15.5 的排 B'。此外，铆钉 46 位于沿在列 10、9、8、7、5、4、3、2、15、14、13 和 12 的排 0。

[0033] 参照图 3D，锚 42 包括位于扣环 38 的两侧的两个铆钉 46。在一些实施例中，铆钉 46 位于沿在列 11.5、10.5、6.5、5.5、1.5 和 15.5 的排 A' 以及沿在列 11.5、10.5、6.5、5.5、1.5 和 15.5 的排 B'。此外，在一些实施例中，铆钉 46 位于沿在列 9.5、8.5、7.5、4.5、3.5、2.5、14.5、13.5 和 12.5 的排 N' 以及沿在列 10、9、8、7、5、4、3、2、15、14、13 和 12 的排 0。

[0034] 如进一步地在图 3A-3D 的每一个中所示，在一些实施例中，锚 46 具有不透射线标志物 50。不透射线标志物 50 在锚 42 的植入期间和之后提供可见性。在一些实施例中，不透射线标志物 50 是由钽制成的。也可使用其他不透射线标志物。

[0035] 转向图 4，其中所示的锚 42 具有织好的编织结构，其包括多个编织交叉点 44。贯穿锚 42 的编织结构的大部分，线 18 均遵循上下上下的编织模式。通过这种方式，在线的相交段上并在相邻的相交段下编织线 18，如此往复。然而，在沿锚 42 的部分，例如在扣环 38 处或靠近扣环 38 处，可按修改的模式编织线 18。例如，如在列 7 排 C、列 6.5 排 B' 和列 6 排 B 所示的，在三个相邻的第一线段 20a 上布置第二线段 22a 的路线。进一步地，在列 7 排 B 和列 6.5 和排 B'，在相邻的第一线段 20a 上布置第二线段 22a 的路线。最终，在列 6 排 C 和列 5.5 和排 C'，在相邻的第二线段 22a 上布置第一线段 20a 的路线。

[0036] 在一些实施例中，锚 42 在与扣环 38 相邻的编织交叉点 44 遵循该修改的模式。在一些实施例中，该修改的模式减少了线 18 的磨损。不受限于特定的理论，但却认为由于在靠近扣环 38 的编织交叉点 44 处的第一和第二线段 20a 和 22a 的负载和分离，靠近扣环 38 的线段 20a 和 22a 的线 18 比在距离扣环 38 更远的编织交叉点 44 处具有更多的磨损。负载和分离是通过致动置换心脏瓣膜 40 (图 1) 而引起的。特别地，随着置换心脏瓣膜 40 的致动，其使第一和第二线段 20a 和 22a 弯曲。此外，靠近扣环 38 的线段 20a 和 22a 经历最大量的应力，这是因为，在一些实施例中，置换心脏瓣膜 40 被附至扣环 38，扣环 38 则转而被附至锚 42 的线段 20a 和 22a。因此，致动置换心脏瓣膜 40 通过沿径向将线段拉开 (拉至 / 拉出图 4 的平面模式的页面) 而将位于编织交叉点 44 的第一和第二线段 20a 和 22a 分离。在一些实施例中，例如，如在图 4 中所示，在与扣环 38 相邻的编织交叉点 44 按这种修改模式布置线 18 会减少线的磨损。除了上述内容外，在一些实施例中，在与扣环 38 中的每一个相邻的编织交叉点 44 按这种修改模式布置线 18 的路线。

[0037] 在一些实施例中，锚 42 在锚 42 的底部 48 具有与在顶部 64 或出口不同的编织密

度。在一些实施例中，编织线 18 在锚 42 的底部 48 比在顶部 64 更紧密。在一些实施例中，由于置换心脏瓣膜 40 的开闭，锚 42 的底部 48 或入口侧比在锚 42 的顶部经历了更大负载。因此，在一些实施例中，更大负载的区域具有更高的编织密度，其与负载更小的区域相比在每个单元区域中具有更多的编织交叉点 44。

[0038] 在一些实施例中，可通过改变在编织芯轴上的销的间隔而实现更高的编织密度。在以引用方式并入本文的美国公开号 2008/0125859 的图 3-4D 中示出编织芯轴的一个实例。此外，在一些实施例中，将线热定形在芯轴上以在从芯轴移除后保持锚 42 的形状。

[0039] 此外，在一些实施例中，编织密度沿整个锚 42 的长度逐渐增加。然而，在一些实施例中，在编织密度中的变化更急剧。例如，在图 7 和 8 中示出沿锚的一部分具有增加的编织密度的锚 42 的合适的实施例。

[0040] 在一些实施例中，线 18 是由镍-钛合金所制成的。此外，在一些实施例中，对线 18 进行热处理且在线 18 的表面上形成耐磨的氧化物层。在一些实施例中，线 18 的整个长度具有氧化物层。可替代地，在一些实施例中，仅有线 18 的部分具有氧化物层。

[0041] 转向图 5，在一些实施例中，线 18 在其一部分或整个长度上具有生物相容涂层 53。进一步地，在一些实施例中，生物相容涂层 53 促进在编织交叉点 44 处的组织生长。在一些实施例中，生物相容涂层 53 包括聚氨酯。此外，在一些实施例中，在编织交叉点 44 的线 18 上放置生物相容涂层 53 且在编织交叉点 44 之间的线 18 的部分在其上不具有生物相容涂层。在一些实施例中，在涂覆之前，将线 18 的部分屏蔽掉。通过这种方式，线 18 在所选的部分上具有生物相容涂层 53。当与在线 18 的整个长度上具有涂层的实施例相比，仅在线 18 的所选部分上具有生物相容涂层 53 可以是有利的。特别地，生物相容涂层 53 具有厚度 t ，其能在其未扩张的形态中增加锚 42 的轮廓。然而，仅用生物相容涂层 53 涂覆线 18 的所选部分允许锚 42 在未扩张的形态中具有更小的轮廓，从而在植入过程中减少发生并发症的可能性。

[0042] 在一些实施例中，线 18 或其部分均为张力预应变的。这使锚 42 具有改善的疲劳寿命。特别地，置换心脏瓣膜 40 的开闭将循环载荷施加至编织线 18，特别是在编织线 18 被附至置换心脏瓣膜 40 的地方。该负载引发在编织线 18 中的应变，其会导致疲劳。

[0043] 该应变可被分成两个分量，即“平均应变” ϵ_m 和“交变应变” ϵ_a 。如本领域的技术人员将理解的是，在反向载荷应用中，交变应变 ϵ_a 被定义为峰值至峰值的应变的 1/2，或：

$$[0044] \quad \epsilon_a = \frac{\epsilon_{\max} - \epsilon_{\min}}{2}$$

[0045] 其中， ϵ_{\max} 为最大应变且 ϵ_{\min} 为最小应变，例如，如在图 6A 中所示。进一步地，平均应变 (mean strain) ϵ_m 被定义为：

$$[0046] \quad \epsilon_m = \frac{\epsilon_{\max} + \epsilon_{\min}}{2}$$

[0047] 转向图 6B 和 6C，其中示出基于应变的 Goodman 图，其描绘出位于附图标记 52 的典型的镍钛诺疲劳失效包络线。沿疲劳失效包络线 52 的限值进一步所示出的为 R 的值，其为疲劳循环中的应变比。通常：

$$[0048] \quad R = \frac{\epsilon_{\min}}{\epsilon_{\max}}$$

[0049] 此外,在平均应变 ϵ_m 为零且交变应变 ϵ_a 为完全反向 (fully reversing) 时, R 等于负一。其中平均应变 ϵ_m 和交变应变 ϵ_a 相等时, R 等于零; 在这种情况下, ϵ_{min} 为零。最后,当交变应变 ϵ_a 等于零时, R 等于正一。

[0050] 图 6B 描绘出现有技术的置换瓣膜支架的应变关系, 其以虚线 54 示出。特别地, 现有技术的自扩张瓣膜支架扩张至等于或小于其应力自由直径的直径。当这种瓣膜支架被植入和工作时, 瓣膜部分开闭以允许合适的血流。当打开瓣膜部分时, 在自扩张支架上的应变为最小值。在这种情况下, 应变恒定在 k, 其大于或等于零, 如下所示:

$$[0051] \quad \epsilon_{min} = k \geq 0$$

[0052] 此外, 当现有技术的自扩张瓣膜支架的瓣膜部分处于闭合配置中时, 应变增加至最大应变 ϵ_{max} 。因此, 现有技术的自扩张瓣膜支架可被建模为:

$$[0053] \quad \epsilon_{min} = \epsilon_m - \epsilon_a = k \geq 0$$

[0054] 这反过来可被重写为:

$$[0055] \quad \epsilon_m = \epsilon_a + k$$

[0056] 因此, 将理解的是, 对现有技术的自扩张瓣膜支架建模的线的斜率为一 (1), 如图 6B 中以附图标记 54 所示出的。将要进一步理解的是, 随着平均应变 ϵ_m 的增加, 均值应变 ϵ_a 也增加。

[0057] 对比地并转向图 6C, 在一些实施例中, 即时置换心脏瓣膜锚 42 (图 1) 的编织线 18 为预应变的以抵消生理负荷。特别地, 在一些实施例中, 在植入后, 锚 42 则立即扩张至大于其应力自由直径的直径。在这种情况下, 当锚 42 扩张时, 编织线 18 具有张力, 且未从置换心脏瓣膜 40 施加任何负载。在工作期间, 置换心脏瓣膜 40 将附加力施加至锚 42。具体地, 在一些实施例中, 例如, 如在图 1 中所示, 置换心脏瓣膜 40 部分地沿底部 44 被附至锚 42。因此, 当置换心脏瓣膜 40 开闭时, 其引发在锚 42 上的应变。在一些实施例中, 应变沿底部 44 的与瓣膜小叶 60 的尖端 58 相对的区域中集中。

[0058] 在即时锚 42 的一些实施例中, 当置换心脏瓣膜 40 打开时, 在编织线 18 中出现最大张力。通过这种方式, 应变为最大值 ϵ_{max} 。此外, 在一些实施例中, 随着置换心脏瓣膜 40 的闭合, 应变减少, 当置换心脏瓣膜 40 闭合时其达到最小值 ϵ_{min} 。如前所述, 将理解的是, 在一些实施例中, 会发生这种情况, 这是因为锚 42 已扩张至大于其应力自由直径的直径。因此, 最大应变 ϵ_{max} 等于平均应变 ϵ_m 和交变应变 ϵ_a 的总和。以代数形式, 锚 42 能被建模为:

$$[0059] \quad \epsilon_{max} = \epsilon_m + \epsilon_a$$

[0060] 这反过来可被重写为:

$$[0061] \quad \epsilon_m = \epsilon_{max} - \epsilon_a$$

[0062] 其中, ϵ_{max} 为扩张和植入锚 42 后立即诱发的应变且可被设置为预定值。

[0063] 因此, 将理解的是, 对即时锚 42 的支架建模的线的斜率为负一 (-1), 如图 6C 中以附图标记 56 所示出的。将进一步理解的是, 随着平均应变 ϵ_m 的增加, 均值应变 ϵ_a 减少。如在图 6C 中进一步所示, 经线 56 建模的即时锚的行为预期会具有比如经图 6B 中线 54 建模的已知的现有技术的自扩张瓣膜支架更长的疲劳寿命, 这是因为线 56 是延伸远离水平疲劳失效限值线 62。

[0064] 除了上述内容外且不受限于特定的理论, 但却认为, 与线 54 相比, 线 56 更可能保

持在镍 - 钛合金,例如镍钛诺®的奥氏体相位中,从而进一步地减少由于相变而导致的材料断裂的可能性。

[0065] 在一些实施例中,线 18 的曲率在编织交叉点 44 处增加并在编织交叉点 44 之间减少。通过这种方式,在一些实施例中,在编织交叉点 44 处,线 18 弯曲以使其之间的接触最大化。不受限于特定的理论,但却认为通过增加在编织交叉点 44 处的线 18 之间的接触面,能使交叉点 44 处的线 18 的局部磨损减少。此外,在一些实施例中,线 18 的横截面在编织交叉点 44 处为展平的。进一步地,在一些实施例中,交叉线 18 中的一个或多个在编织交叉点 44 处具有槽口。在一些实施例中,线 18 具有在编织交叉点 44 处减小或增加的横截面。最后,在一些实施例中,线 18 具有不均匀的横截面;例如,在一些实施例中,线的部分具有圆形横截面而其他部分则具有椭圆形横截面。也可采用其他合适的几何形状。

[0066] 进一步地,在一些实施例中,线 18 进行电抛光工艺。在一些实施例中,电抛光工艺为多阶段工艺,其中线 18 的线直径减小了 20%。在一些实施例中,多阶段工艺涉及在第一步骤中对线的整个长度进行电抛光。后来,仅抛光线 18 的部分被抛光以选择性地减小在具体位置上的线 18 的直径。例如,在一些实施例中,形成锚 42 的顶部 64 的线 18 的部分仅进行单次抛光,而线 18 的剩余部分则进行两次或多次抛光。

[0067] 上述公开的目的是说明性的而不是详尽无遗的。这个说明书将向本领域的普通技术人员建议许多变化和替代方案。在各图中显示的以及上述的各种元件可进行组合或修改以实现所需的组合。所有这些替代方案和变化都旨在包括在权利要求的范围内,其中术语“包括”的意思是“包括但不限于”。

[0068] 进一步地,在从属权利要求中提出的具体特征可在本发明的范围内以其他方式相互结合,从而应确认本发明也可专门用于具有从属权利要求中特征的任何其他可能的组合的其他实施例。例如,为了权利要求的公开,跟附的任何从属权利要求应可替代地以源自拥有在这种从属权利要求中提及的所有先决条件的所有优先权利要求的多重附属形式进行书写,其条件是在管辖范围内接受这种多重附属形式(例如:每个直接从属于权利要求 1 的权利要求应可替代地从属于所有前面的权利要求)。在限制多重从属权利要求的格式的法域中,下面的从属权利要求的每一个应看作是可替代地以单独从属权利要求形式进行书写,该单独从属权利要求形式除了在下面这样的从属权利要求中列出的具体权利要求外,还与前面的有引用基础的权利要求形成附属关系。

[0069] 这样就完成了本发明的描述。本领域的技术人员可认识到本文所述具体实施例的其他等同物也被包括在所附的权利要求中。

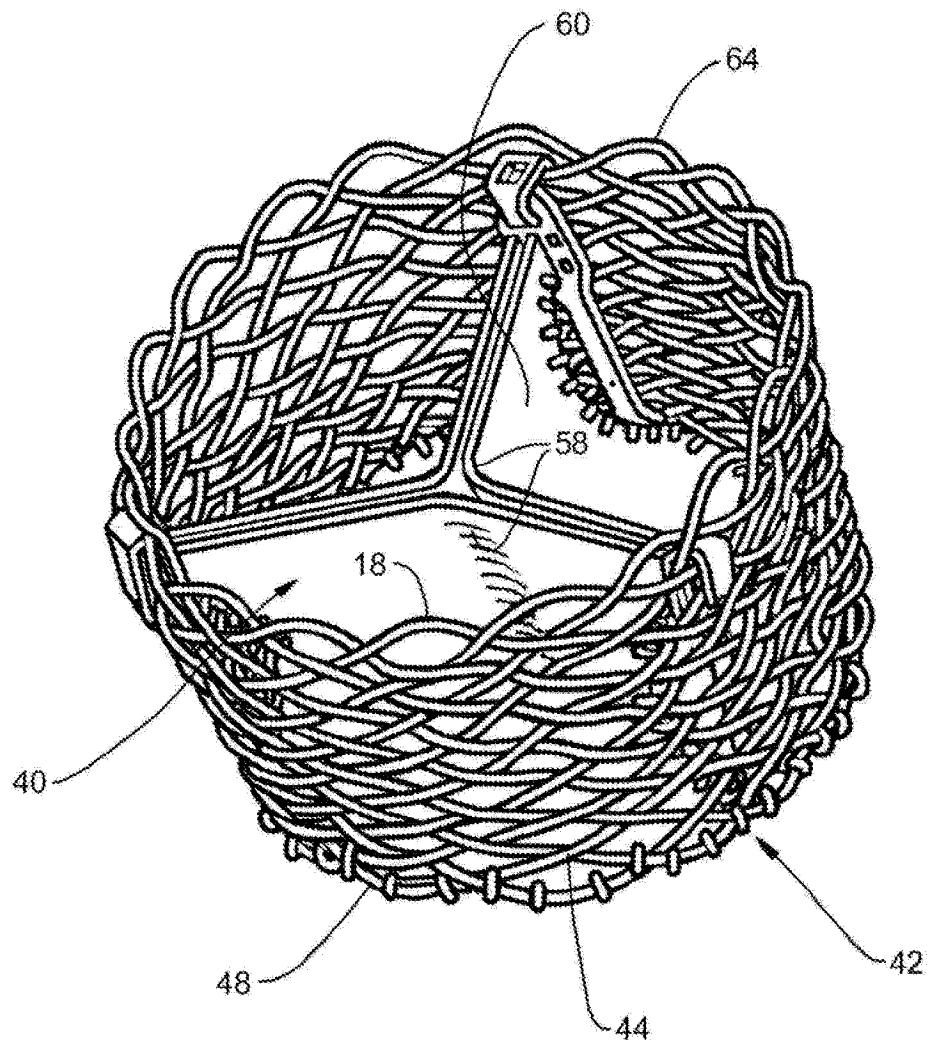


图 1

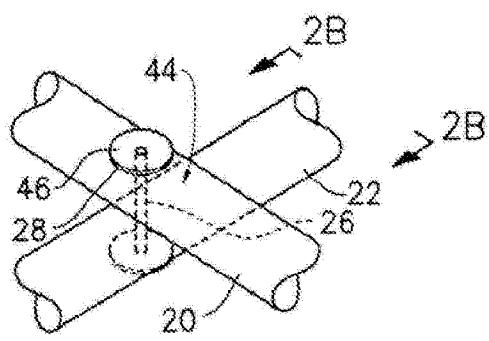


图 2A

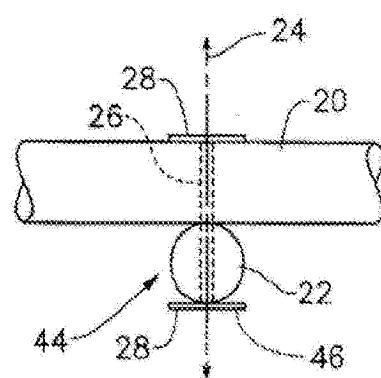


图 2B

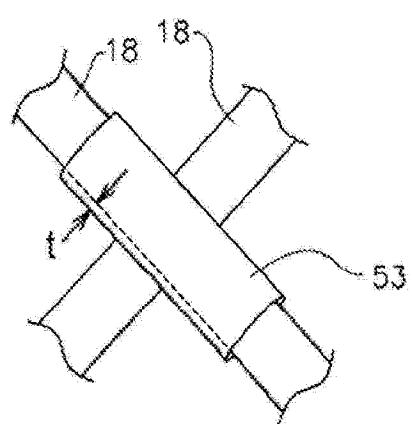


图 5

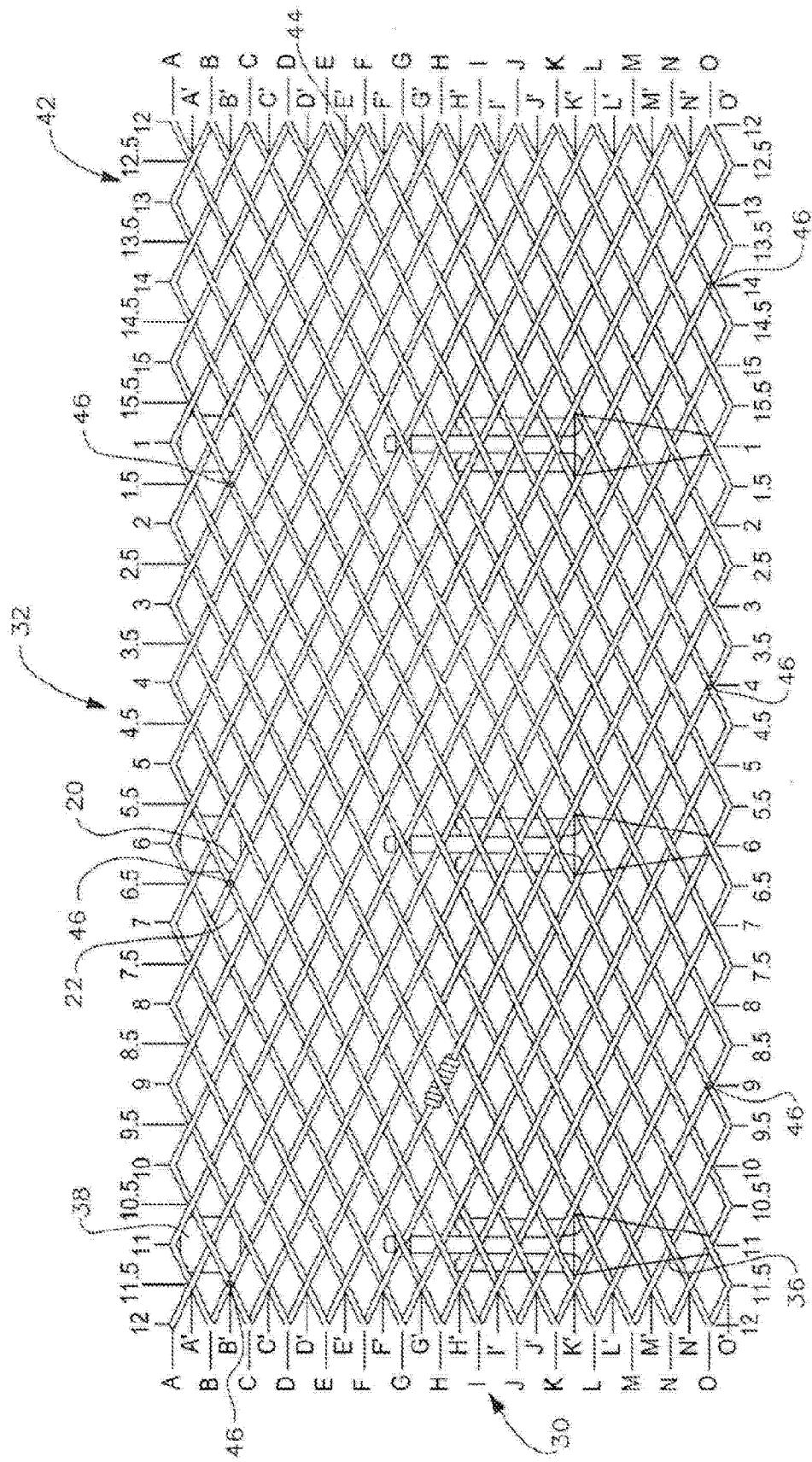
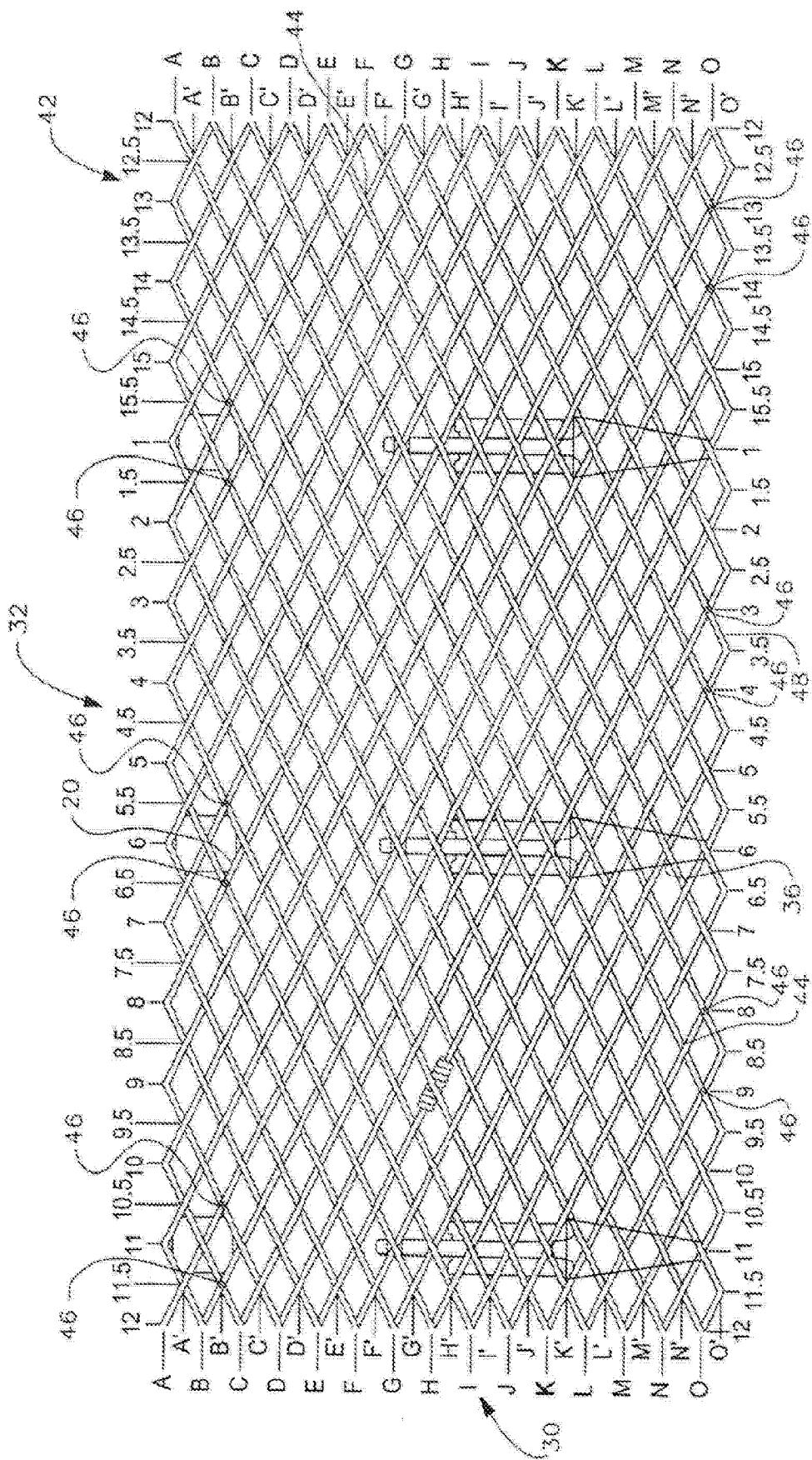


图 3A



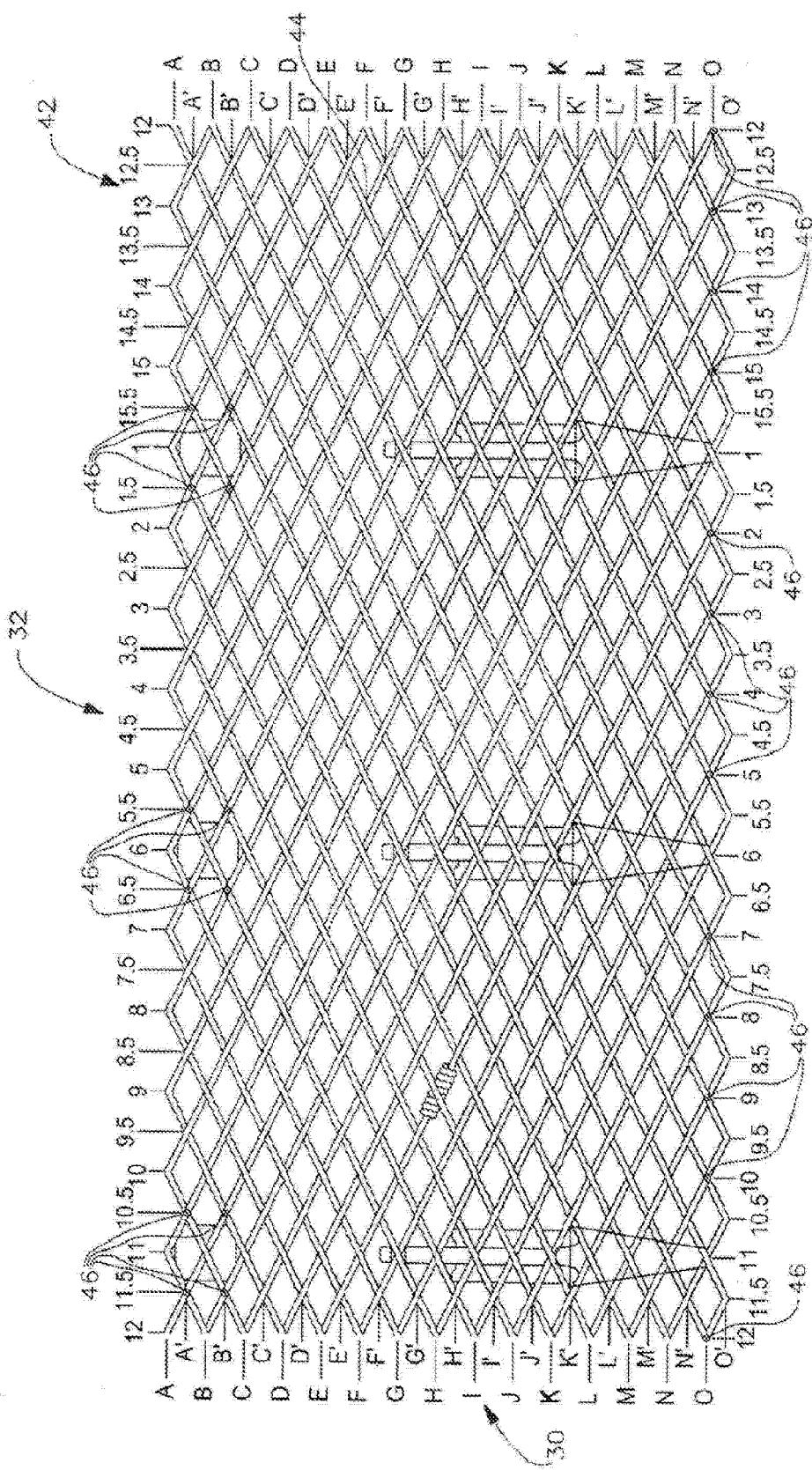


图 3C

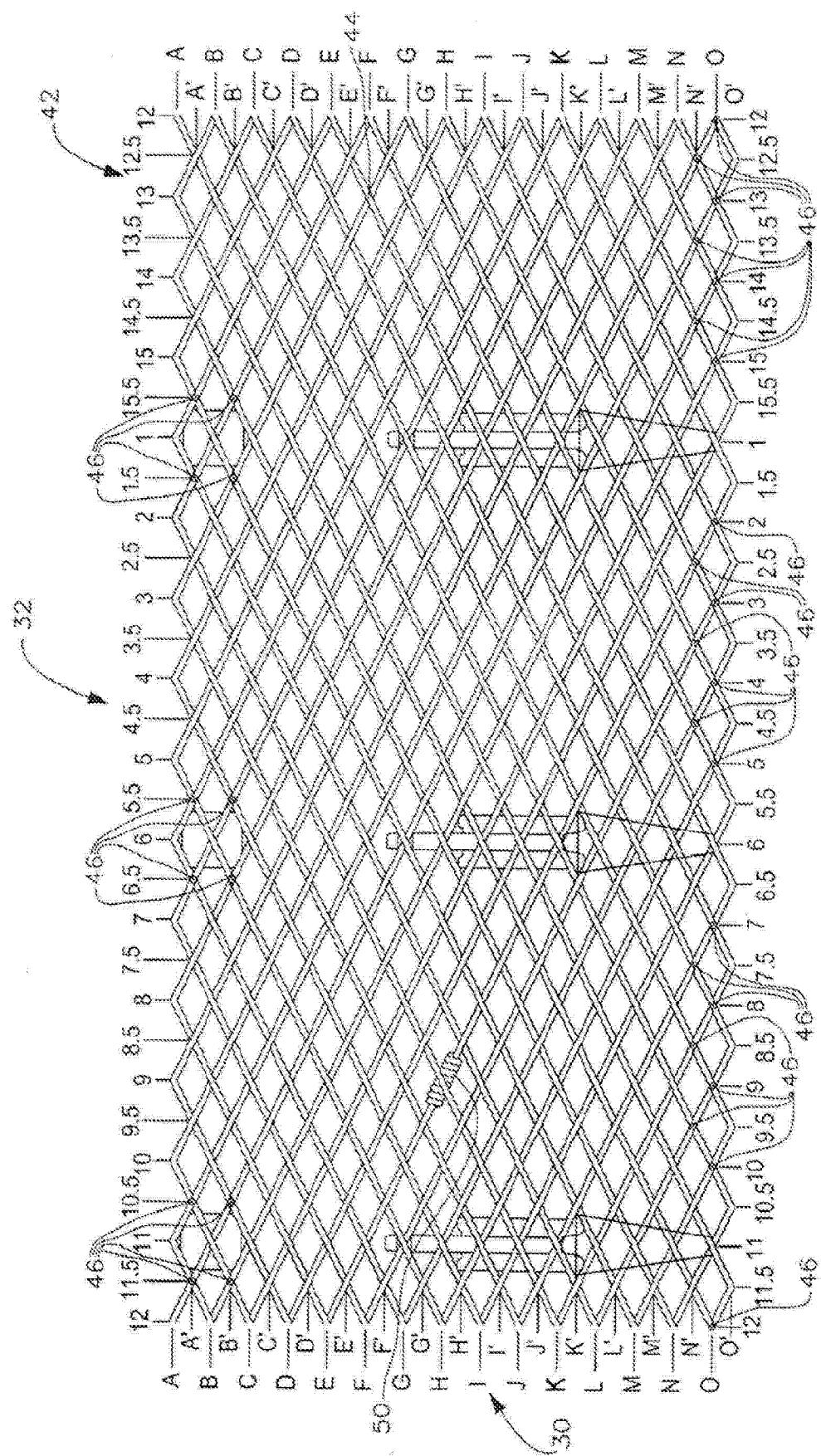
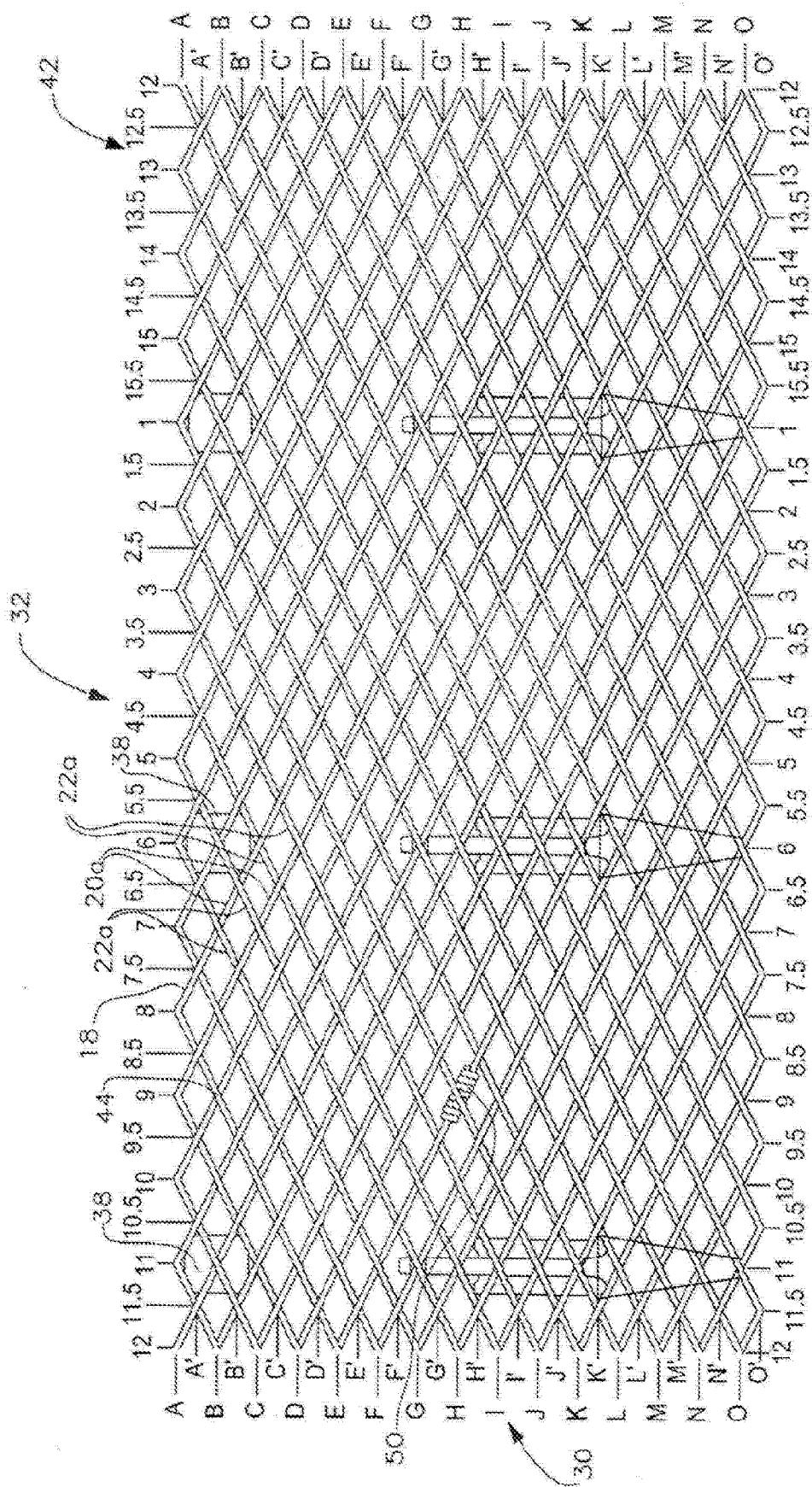


图 3D



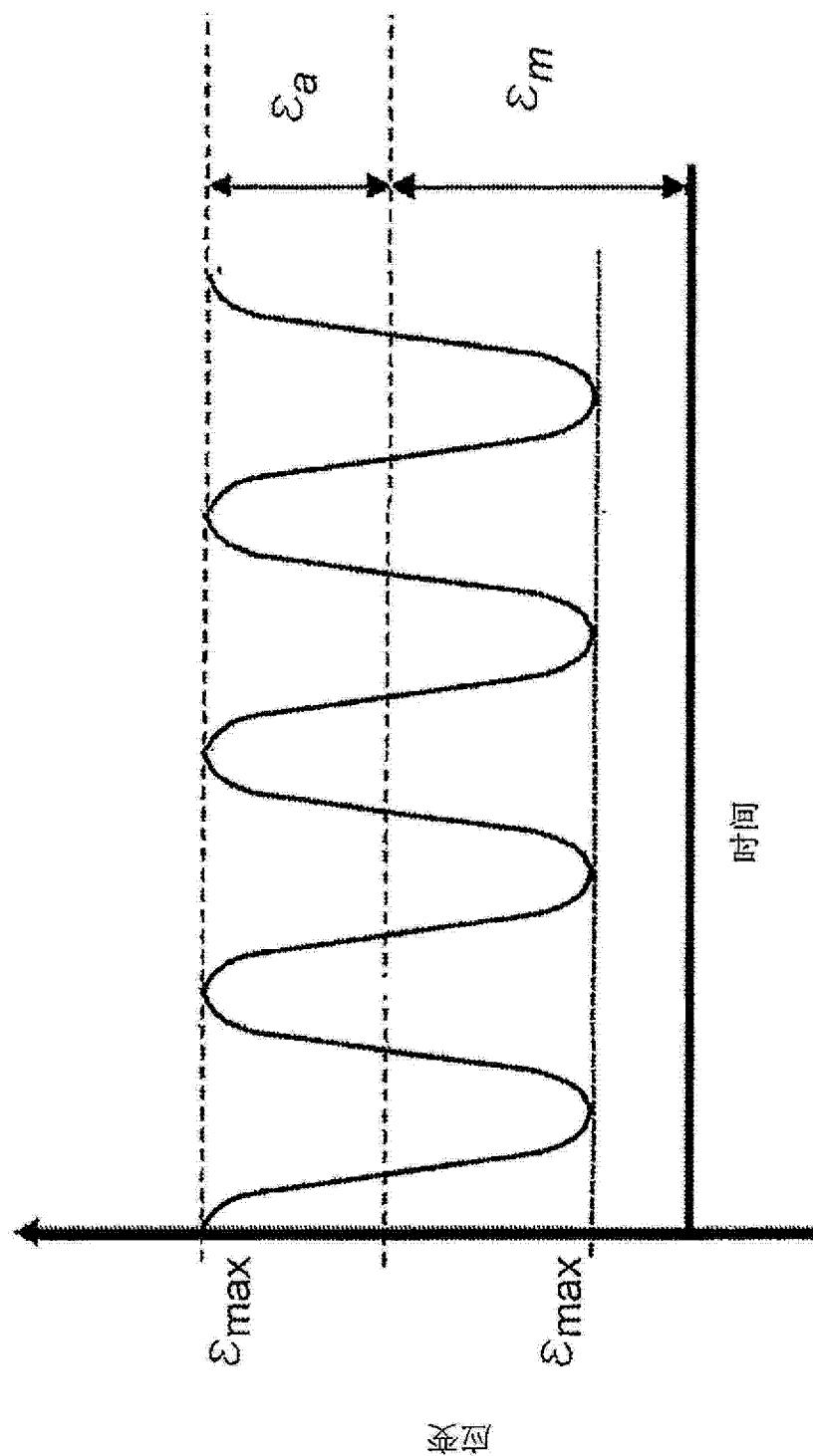


图 6A

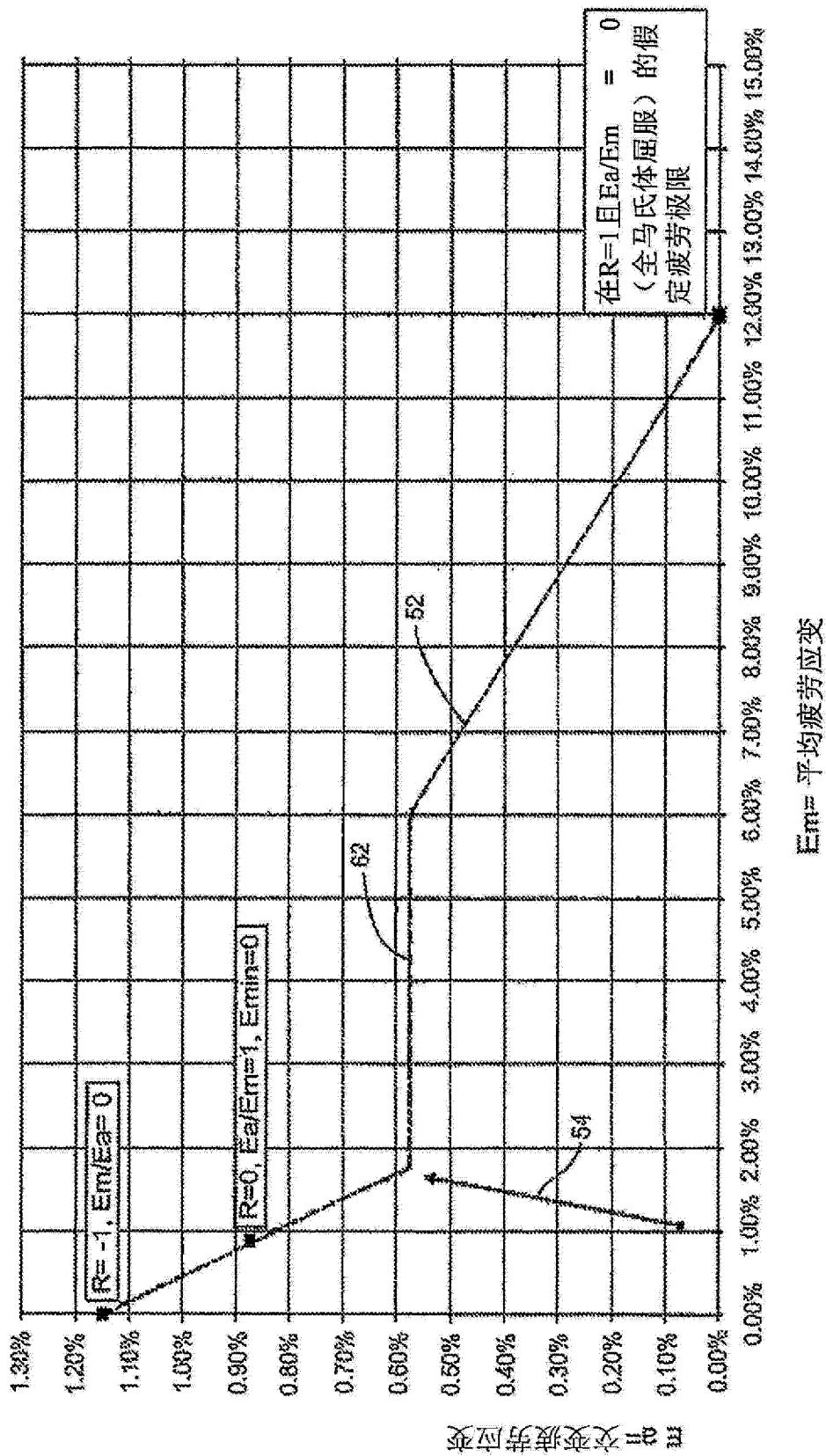


图 6B(现有技术)

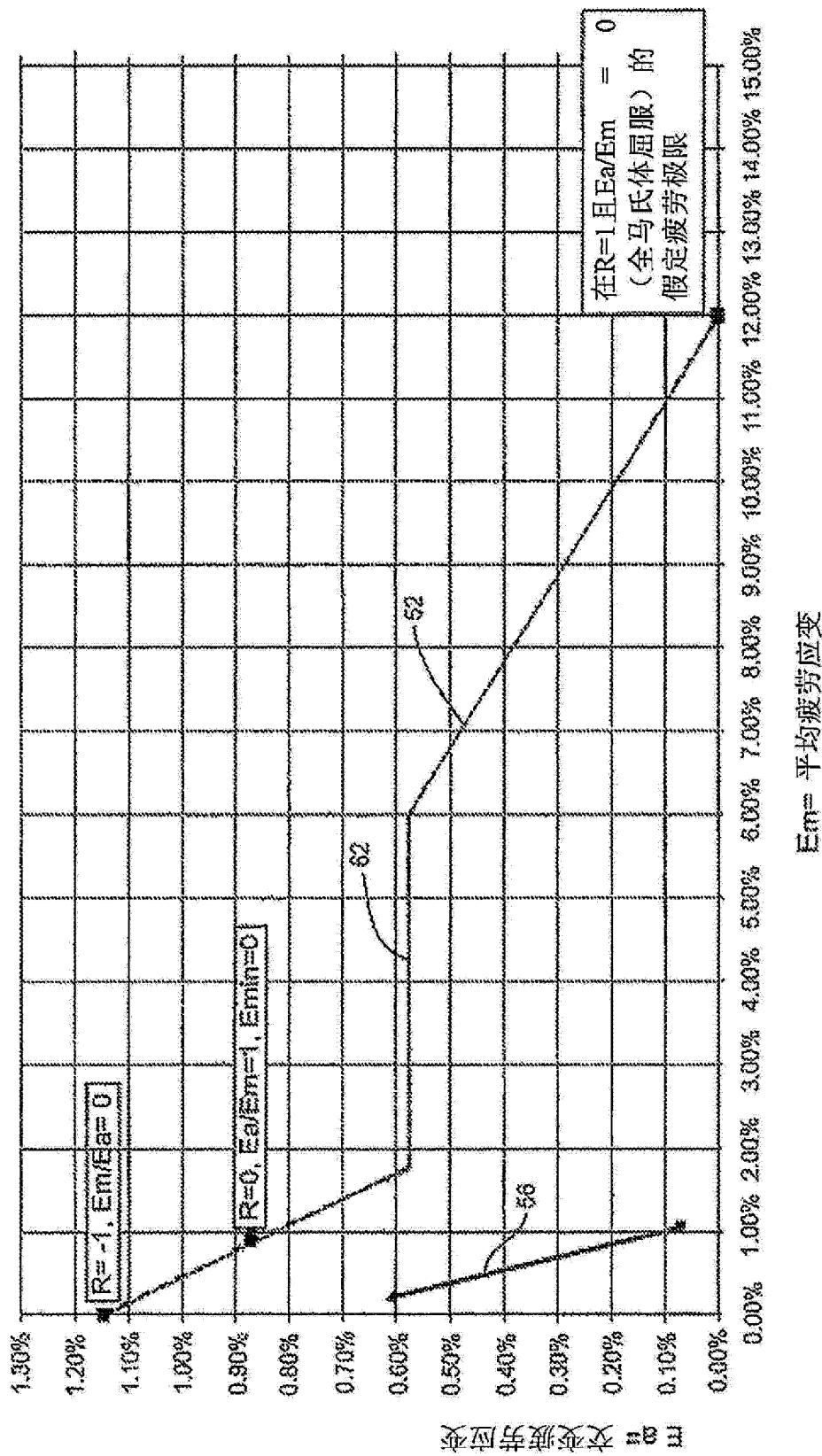


图 6C

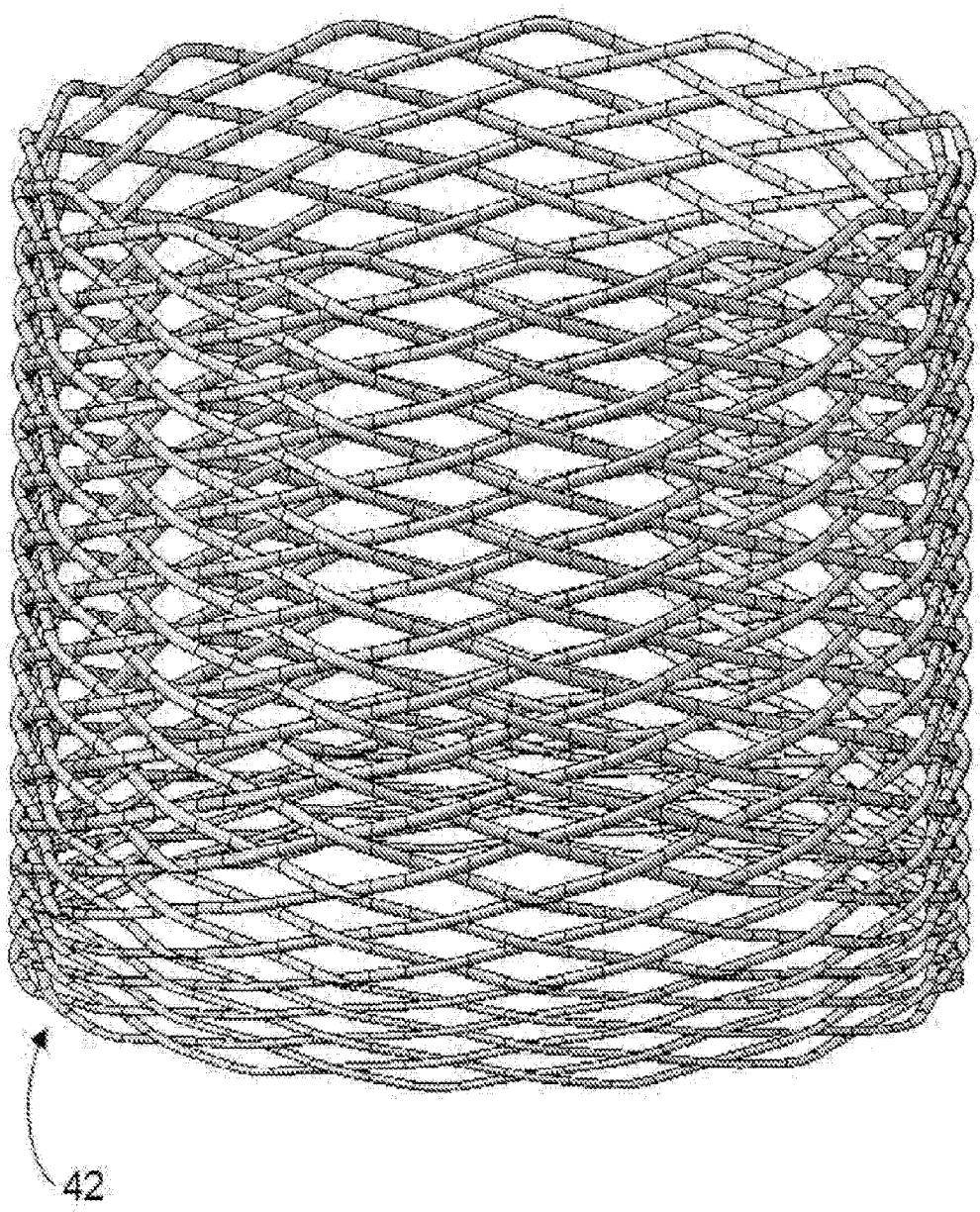


图 7

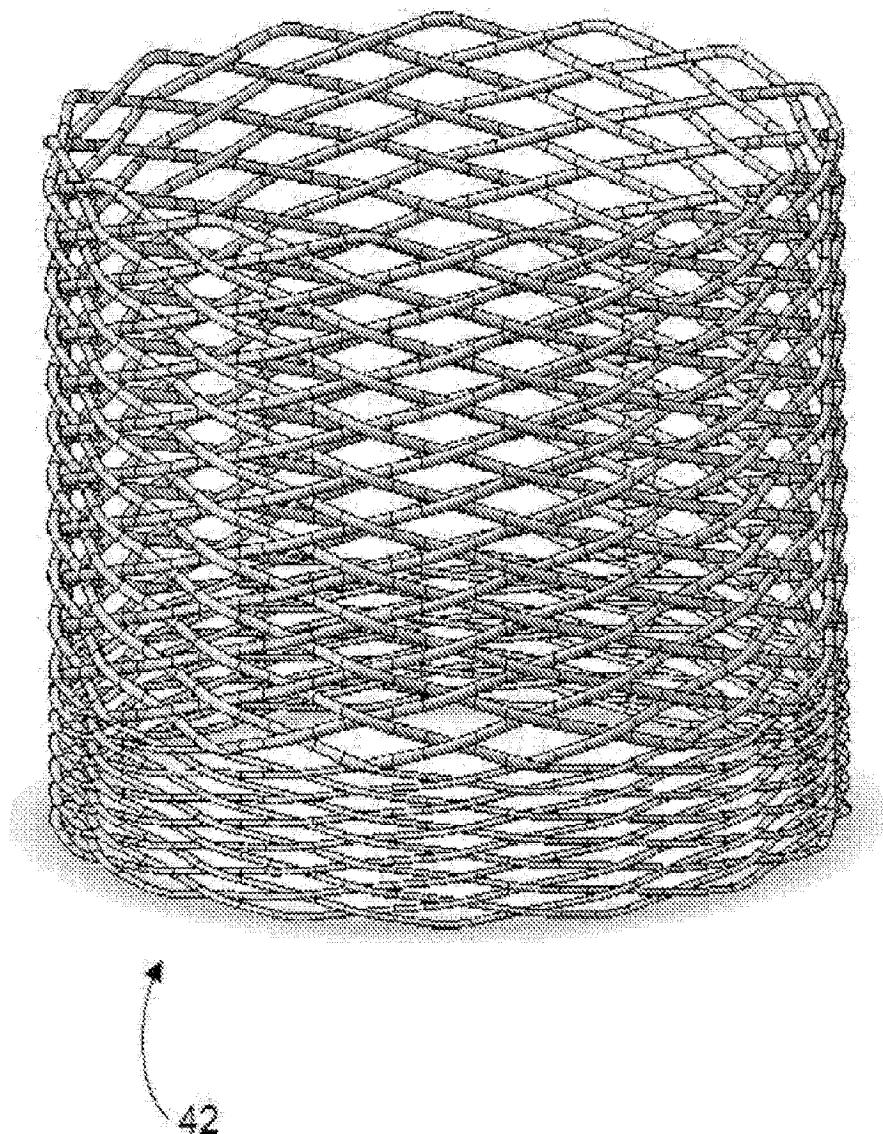


图 8