



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105063875 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 18

(21) 申请号 201510312540. 8

D04B 21/00(2006. 01)

(22) 申请日 2009. 11. 09

D04C 1/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61F 2/02(2006. 01)

61/122, 520 2008. 12. 15 US

(62) 分案原申请数据

200980153551. 9 2009. 11. 09

(71) 申请人 阿勒根公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 E·莫尔塔里诺

(74) 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司 11285

代理人 杨勇 郑建晖

(51) Int. Cl.

D04B 1/22(2006. 01)

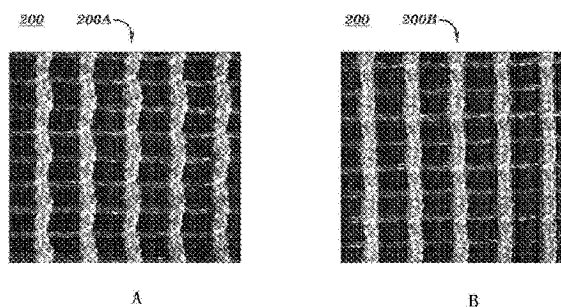
权利要求书1页 说明书16页 附图26页

(54) 发明名称

制造用于假体装置的编织网的方法

(57) 摘要

一种制造用于假体装置的编织网的方法,包括:在纵行方向上将第一组纱线应用至双针床机的第一针床;在纵行方向上将第二组纱线应用至双针床机的第二针床;以及在编织网的每预定数目的横列中应用第三组纱线,所述第三组纱线的应用限定编织网中的开口,其中所述第一组纱线和所述第二组纱线被交替应用以分别在第一针床和第二针床形成交错线圈,以及所述第一组纱线与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点,所述第一组纱线和所述第二组纱线的交替应用导致第一组纱线在节点处相对于第二组纱线具有不同张力,张力上的不同基本防止了编织网在节点处拆散。



1. 一种制造用于假体装置的编织网的方法,包括:

在纵行方向上将第一组纱线应用至双针床机的第一针床;

在纵行方向上将第二组纱线应用至双针床机的第二针床;以及

在编织网的每预定数目的横列中应用第三组纱线,所述第三组纱线的应用限定编织网中的开口,

其中所述第一组纱线和所述第二组纱线被交替应用以分别在第一针床和第二针床形成交错线圈,以及所述第一组纱线与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点,所述第一组纱线和所述第二组纱线的交替应用导致第一组纱线在节点处相对于第二组纱线具有不同张力,张力上的不同基本防止了编织网在节点处拆散。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一组纱线、第二组纱线和第三组纱线由丝制成。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一组纱线、第二组纱线和第三组纱线的直径约为 $20\text{ }\mu\text{m}$ 至 $1000\text{ }\mu\text{m}$ 。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一组纱线、第二组纱线和第三组纱线具有基本恒定的直径。

5. 一种制造用于假体装置的编织网的方法,包括:

在平针床机上,沿着编织网的第一组横列中的每一个形成第一系列的平针线圈;以及

在所述平针床机上,沿着编织网的第二组横列中的每一个形成第二系列的交替的集圈线圈和平针线圈,所述第二组横列与所述第一组横列相交替;

其中所述第二组横列具有大于所述第一组横列的张力,以及沿着所述第二组横列的集圈线圈与所述第一组横列的平针线圈接合并基本防止编织网在集圈线圈处拆散。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中一条连续纱线形成所述第一组横列和所述第二组横列。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中所述第一组横列和所述第二组横列由不同纱线制成。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述第一组横列和所述第二组横列由具有不同直径的不同纱线制成。

9. 根据权利要求5所述的方法,其中所述编织网由丝制成。

制造用于假体装置的编织网的方法

[0001] 本申请是于 2009 年 11 月 9 日提交的名称为“假体装置以及制造假体装置的方法”的发明专利申请 200980153551.9 的分案申请。本申请是基于名称为“制造用于假体装置的编织网的方法”的发明专利分案申请 201310556891.4 提出的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求于 2008 年 12 月 15 日提交的美国临时专利申请 No. 61/122,520 的优先权,所述申请的内容通过引用方式被整体纳入本文。

技术领域

[0004] 本发明总体涉及一种用于组织修复的假体 (prosthetic) 装置,更具体而言,涉及一种采用稳定编织结构的医用丝网 (silkmesh) 装置。

背景技术

[0005] 最初用于疝气和腹壁缺陷的医用网 (mesh) 现在被用于其他类型的组织修复,诸如肌腱套修复、骨盆底功能障碍以及再造或整容手术。预计在 2010 年,将会有超过 8 百万例疝气手术、800000 例肌腱套修复、3 百万例骨盆脱垂修复、600000 例尿失禁修复,以及 1.5 百万例再造或美容整形手术。这些手术中的大部分都有可能采用目前市场上的可植入医用网装置,包括:C. R. Bard 的 Bard Mesh(聚丙烯);Synecture/US Surgical 的 Dexon(聚乙醇酸);W. L. Gore 的 Gore-Tex(聚四氟乙烯);Ethicon 的 Prolene(聚丙烯)、Prolene Soft(聚丙烯)、Mersilene Mesh(聚酯)、Gynemesh(聚丙烯)、Vicryl Knitted Mesh(羧乙酸乳酸聚酯 910(polyglactin 910))、TVT(聚丙烯);美国医疗系统 (American Medical Systems) 的 Sparc tape(聚丙烯);以及 TYCO 国际卫生保健的 IVS tape(聚丙烯)。

[0006] 医用网装置一般是生物相容的,并且其可由生物可吸收性材料和/或生物不可吸收性材料制成。例如,聚丙烯、聚酯和聚四氟乙烯 (PTFE) 是生物相容且生物不可吸收的,而羧乙酸乳酸聚酯 910 和聚乙醇酸是生物相容且生物可吸收的。

[0007] 虽然目前的医用网装置可由不同材料制成,但它们具有各种相似的有利于组织修复的物理和机械特性。然而,尽管目前的医用网装置提供了这些优点,但是它们的使用仍可能会伴随各种并发症。这样的并发症例如可包括疤痕包裹 (scar encapsulation) 和组织糜烂、持续感染、疼痛以及与修正手术相关的困难。另外,使用可吸收性材料会导致由于植入材料的快速吸收并且失去强度而造成复发。

[0008] 尽管聚丙烯单丝 (monofilament) 可能是被认为非常适于医用网装置的材料,但是即使在植入数年之后,聚丙烯网装置仍会引起严重的疤痕形成并随着纤维囊的形成产生慢性异物反应。在约半数植入有聚丙烯网装置的患者中,经常出现对血肿、不舒适感以及壁减弱的活动性的轻微抱怨。而且,由于存在形成粘连的倾向,聚丙烯通常不能被放置在肠附近。

[0009] 尽管使用复丝 (multifilament) 聚酯可改善与腹壁的一致性,但也存在相关联的许多缺点。例如,已报道与其他材料相比,使用复丝聚酯会导致出现感染、形成肠外瘘以及

小肠梗阻的更高发生率。确实,复丝纱线(yarn)的小间隙使得更易发生感染,因此在美国复丝聚酯没有被普遍使用。

[0010] 使用聚四氟乙烯的有利之处可能在于最小化与肠的粘连。然而,主组织包裹 PTFE 网,导致腹壁较差的生长以及较差的疝气修复。尽管这种材料本身不是很好的网材料,但已发现这种材料可用作粘连屏障。

[0011] 用于疝气修复的可吸收性材料——例如 Vicryl 和 Dexon——的优点在于,其可被放置为与肠直接接触而不会形成粘连或瘘管。一项研究表明:Vicryl 在三周时与不可吸收性网相比具有相似的顶破强度,但是由于快速吸收速率导致其在十二周时则明显较差。同时,相同的研究表明使用较低吸收性网的 Dexon 在十二周时具有更多的生长。对于可吸收性网的顾虑在于:吸收速率是可变的,如果没有合适量的新组织来承受疝气缺陷上的生理应力的话,则可能导致疝气复发。

[0012] 生物材料的一个显著特征是多孔性,因为多孔性是组织反应的主要决定因素。大于 500–600 μm 的孔径允许软组织的生长;大于 200–300 μm 的孔径有利于新血管形成并允许骨头缺陷的单形态恢复(mono-morphological restitution);小于 200 μm 的孔径被认为是几乎不透水的,阻止在生理压力下的液体循环;以及,小于 100 μm 的孔径仅使得单细胞类型物生长而不会构造新组织。最后,小于 10 μm 的孔径阻止任何生长并且增加了感染、瘘管形成以及网包裹的机会。平均 1 μm 大小的细菌可藏在网的小间隙中并且当受到来自平均 10–15 μm 的中性粒细胞的保护时会增生。

[0013] 医用网装置的其他重要物理特性包括厚度、顶破强度以及材料硬度。医用网装置的厚度根据具体的修复手术而不同。例如,当前的疝气、骨盆底功能障碍以及再造/美容手术中医用网装置的厚度范围为大约 0.635mm 到 1.1mm。对于肌腱套修复,通常采用 0.4mm 到 5mm 的厚度。

[0014] 10–16N 的腹内压以及 11%–32% 的平均膨胀使得在健康组织形成之前需要具有能够抵住腹内压力的顶破强度的医用网。

[0015] 材料硬度是医用网的一个重要机械特性,尤其当用于骨盆底功能障碍时,因为材料硬度与组织糜烂的可能性相关。例如,由 TVT、IVS、Mersilene、Prolene、Gynemesh 或 Sparc tape 制成的医用网装置目前具有超出腹内压力施加的 10–16N 的力的极限拉伸强度(UTS)。在腹内为较小力时,材料的初始硬度是一个重要考虑因素。而且,很可能由于织物结构的变化,例如,编织或织物等的拆散,所述硬度会呈现出非线性变化。具有较低硬度的医用网装置可有助于减少组织糜烂并且可更有效地符合身体轮廓。

发明内容

[0016] 鉴于目前医用网装置的缺点,仍然需要一种如下的医用网,其是生物相容且可吸收的;具有能够承受位于主体胶原蛋白上的生理应力的能力;以及能够使组织腐蚀、瘘管或粘连最小化。从而,根据本发明多个方面的实施方案提供了一种在软组织和硬组织修复中使用的生物相容的医用丝网假体装置。软组织修复的例子包括疝气修复、肌腱套修复、整容手术、实施膀胱悬吊(bladder sling)等。硬组织修复的例子诸如像骨骼修复、涉及再造性的整容手术、创伤矫形(ortho trauma)或类似的修复。

[0017] 有利的是,这些实施方案的开口结构允许组织生长,同时网装置以如下速率降解,

该速率允许机械特性从丝支架 (silk scaffold) 平稳变换至新的组织。根据本发明的一个具体方面,实施方案采用一种编织花纹 (pattern),其被称为“节点锁定 (node-lock)”设计。所述“节点锁定”设计基本上防止网装置拆散并保持其稳定性,尤其在网装置被裁剪时。

[0018] 在一个具体实施方案中,假体装置包括编织网,该编织网包括至少两条纱线,所述至少两条纱线沿编织方向布置并且相互接合以限定多个节点,所述至少两条纱线包括第一纱线和第二纱线,所述第一纱线和第二纱线在两个节点之间延伸并在两个节点附近形成线圈,所述第二纱线在两个节点处具有大于所述第一纱线的张力,所述第二纱线基本防止第一纱线在两个节点处移动,并且基本上防止所述编织网在节点处拆散。

[0019] 在所述实施方案的一个实施例中,所述第一纱线和所述第二纱线由不同材料制成。在所述实施方案的另一实施例中,所述第一纱线和所述第二纱线具有不同直径。在又一些实施方案中,其中所述第一纱线和所述第二纱线具有不同的弹性特性。在所述实施方案的再一个实施例中,所述至少两条纱线由丝制成。

[0020] 在所述实施方案的另一实施例中,所述第一纱线的第一长度在所述两个节点之间延伸,所述第二纱线的第二长度在所述两个节点之间延伸,所述第一长度大于所述第二长度。例如,所述第一纱线在所述两个节点之间形成中间线圈,而所述第二纱线在所述两个节点之间不形成相应的中间线圈。所述第一纱线的第一长度大于所述第二纱线的第二长度。

[0021] 在所述实施方案的另一实施例中,所述第一纱线被包括在第一组纱线中,所述第二纱线被包括在第二组纱线中,所述第一组纱线被应用在第一纵行 (wale) 方向上,所述第一组纱线中的每一个在编织网的多个横列 (course) 的每一个处形成第一系列线圈,所述第二组纱线被应用在所述第二纵行方向上,所述第二纵行方向与所述第一纵行方向相反,所述第二组纱线中的每一个在编织网的多个横列的每隔一个处形成第二系列线圈,所述第一组纱线在每隔一个横列处与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点,所述第二组纱线具有大于第一组纱线的张力,张力上的不同基本上防止编织网在节点处拆散。

[0022] 在所述实施方案的又一实施方案中,所述第一纱线被包括在第一组纱线中,所述第二纱线被包括在第二组纱线中,所述第一组纱线和所述第二组纱线被交替应用在纵行方向上以形成交错线圈,所述第一组纱线与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点,所述第一组纱线和所述第二组纱线的交替应用导致第一组纱线在节点处相对于第二组纱线具有不同的张力,张力上的不同基本上防止编织网在节点处拆散。

[0023] 在所述实施方案的又一实施方案中,所述第一纱线被包括在第一组纱线中,所述第二纱线被包括在第二组纱线中,所述第一组纱线沿着编织网的第一组横列中的每一个形成一系列平针线圈 (jersey loops),所述第二组纱线沿着编织网的第二组横列中的每一个形成第二系列交替的集圈线圈 (tucked loops) 和平针线圈,所述第二组横列与所述第一组横列交替,所述第二组纱线具有大于所述第一组纱线的张力,所述第二组纱线的集圈线圈与所述第一组纱线的平针线圈相接合以限定编织网的节点,所述集圈线圈基本上防止编织网在节点处拆散。

[0024] 在另一具体实施方案中,一种制造用于假体装置的编织网的方法,包括:在单针床机上的第一纵行方向上应用第一组纱线,所述第一组纱线中的每一个在编织网的多个横列的每一个处形成第一系列线圈;在单针床机上的第二纵行方向上应用第二组纱线,所述第二纵行方向与所述第一纵行方向相反,所述第二组纱线中的每一个在编织网的多个横列的

每隔一个处形成第二系列线圈；以及在编织网的每预定数目的横列中应用第三组纱线，所述第三组纱线的应用限定编织网中的开口，其中在每隔一个横列处所述第一组纱线与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点，所述第二组纱线具有大于第一组纱线的张力，张力上的不同基本上防止编织网在节点处拆散。

[0025] 在再一实施方案中，一种制造用于假体装置的编织网的方法，包括：在纵行方向上将第一组纱线应用至双针床机的第一针床；在纵行方向上将第二组纱线应用至双针床机的第二针床；以及在编织网的每预定数目的横列上应用第三组纱线，所述第三组纱线的应用限定编织网中的开口，其中所述第一组纱线和所述第二组纱线被交替应用以分别在第一针床和第二针床形成交错线圈，以及所述第一组纱线与所述第二组纱线交织以限定编织网的节点，所述第一组纱线和所述第二组纱线的交替应用导致第一组纱线在节点处相对于第二组纱线具有不同的张力，张力上的不同基本上防止了编织网在节点处拆散。

[0026] 在又一具体实施方案中，一种制造用于假体装置的编织网的方法，包括：在一个平板针织机上，沿着编织网的第一组横列中的每一个形成第一系列平针线圈；以及在所述平板针织机上，沿着编织网的第二组横列中的每一个形成第二系列的交替的集圈线圈和平针线圈，所述第二组横列与所述第一组横列相交替；其中所述第二组横列具有大于所述第一组横列的张力，以及沿着所述第二组横列的集圈线圈与所述第一组横列的平针线圈接合并基本上防止编织网在集圈线圈处拆散。在所述实施方案的一个实施例中，一根连续纱线形成所述第一组横列和所述第二组横列。在所述实施方案的另一实施例中，所述第一组横列和所述第二组横列由不同的纱线制成。在所述实施方案的再一实施例中，所述第一组横列和所述第二组横列由具有不同直径的不同纱线制成。

[0027] 当结合附图阅读下面对本发明的优选实施方案的详细描述时，本发明的这些和其他方面将变得更加明了。

附图说明

[0028] 图 1A 示出根据本发明多个方面在单针床经编机上制造的一个示例性网的工艺反面 (technical back)。

[0029] 图 1B 示出图 1A 中示出的示例性网的工艺正面 (technical front)。

[0030] 图 2 示出根据本发明多个方面在双针床经编机上制造的一个示例性网。

[0031] 图 3 示出根据本发明多个方面使用单细丝纱线 (single filament silk yarn) 制造的一个示例性网。

[0032] 图 4 示出根据本发明多个方面在单针床经编机上制造的一个示例性网。

[0033] 图 5A 示出根据本发明多个方面在双针床经编机上制造的一个示例性网，该示例性网具有平行六面体孔。

[0034] 图 5B 示出根据本发明多个方面在双针床经编机上制造的一个示例性网，该示例性网具有六边形孔。

[0035] 图 6 示出根据本发明多个方面的包括长毛绒变体的具有变化的针迹 (stitch) 密度的示例性窄网眼织物。

[0036] 图 7 示出根据本发明多个方面的包括毛圈 (loop pile) 的一个示例性网。

[0037] 图 8 示出根据本发明多个方面的具有通过改变导纱速率来实现的孔设计的一个

示例性窄网眼织物。

[0038] 图 9A 示出根据本发明多个方面的具有六边形孔的示例性塌缩的网眼织物。

[0039] 图 9B 示出根据本发明多个方面的具有六边形孔的示例性展开的网眼织物。

[0040] 图 10 示出根据本发明多个方面的稳定的、非塌缩的、六边形多孔的网眼织物的一个示例。

[0041] 图 11A 示出根据本发明多个方面的具有相同工艺正面和工艺反面的三维网的一个示例。

[0042] 图 11B 示出图 11A 的示例性三维网的厚度 2.55mm。

[0043] 图 12 示出根据本发明多个方面的具有 3.28mm 厚度的三维网的示例。

[0044] 图 13A 示出根据本发明多个方面的示例性无孔网的工艺正面。

[0045] 图 13B 示出图 13A 的示例性无孔网的工艺反面。

[0046] 图 13C 示出图 13A 的示例性无孔网的厚度 5.87mm。

[0047] 图 14A 示出根据本发明多个方面的具有相同的工艺正面和工艺反面的三维网的示例。

[0048] 图 14B 示出图 14A 的示例性三维网的厚度 5.36mm。

[0049] 图 15A 示出根据本发明多个方面的示例性三维网眼织物的工艺正面。

[0050] 图 15B 示出图 15A 的示例性三维网眼织物的工艺反面。

[0051] 图 16 示出根据本发明多个方面在双针床纬编机上制造的示例性网,同时展示出将所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0052] 图 17 示出根据本发明多个方面在双针床纬编机上制造的另一示例性网,同时展示出将所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0053] 图 18 示出根据本发明多个方面在双针床纬编机上制造的另一示例性网,同时展示出将所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0054] 图 19 示出根据本发明多个方面在双针床纬编机上制造的另一示例性网,同时展示出将所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0055] 图 20 示出根据本发明多个方面在双针床纬编机上制造的另一示例性网,同时展示出将所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0056] 图 21A 示出使用惯用设计的 1cm 不锈钢打孔机形成的全厚度的鼠腹部缺陷(full-thickness rat abdominal defect),由于作用的体壁张力导致所述缺陷的形状呈椭圆形。

[0057] 图 21B 示出居中地位于图 21A 的开口缺陷顶部的 4cm×4cm 的示例性植入体,并且该植入体使用穿过植入体和肌肉的单间歇式聚丙烯缝线(箭头)保持就位。

[0058] 图 21C 示出图 21B 中的植入体在植入 94 天后的外植体样品。

[0059] 图 21D 示出根据本发明多个方面的使用 1cm 直径的球推过使用所述网所加强的缺陷位置进行的球顶破测试。

[0060] 图 22 示出根据本发明多个方面的单针床网的示例性排板(pattern layout)。

[0061] 图 23 示出根据本发明多个方面的单针床网的示例性排板。

[0062] 图 24 示出根据本发明多个方面的单针床网的示例性排板。

[0063] 图 25 示出根据本发明多个方面的单针床网的示例性排板。

[0064] 图 26 示出根据本发明多个方面的双针床网的示例性排板。

[0065] 图 27 示出根据本发明多个方面的双针床纬编机的示例性排板。

具体实施方式

[0066] 根据本发明多个方面的实施方案提供了一种在软或硬组织修复中使用的生物相容的医用丝网装置。软组织修复的例子包括疝气修复、肌腱套修复、整容手术、实施膀胱悬吊等。硬组织修复的例子诸如骨骼修复、涉及再造性的整容手术、创伤矫形等。

[0067] 有利的是,这些实施方案的开口结构允许组织生长,同时所述网以允许机械特性从丝支架平稳变换至新组织的速率进行生物吸收(bioresorb)。而且,实施方案使用基本上防止拆散(尤其是当剪裁网装置时)的编织花纹。具体地,实施方案可通过使用利用在编织方向上布置的至少两条纱线之间的张力变化的编织花纹来保持网装置的稳定性。例如,第一纱线和第二纱线可在编织方向上被布置以形成网装置的“节点”。所述至少两条纱线的编织方向例如可以是在经编过程中是竖直的,或者在纬编过程中是水平的。网装置的节点——也被称作相互交错的线圈——指的是网装置中的交叉点,其中两条纱线在编织针周围形成线圈。在一些实施方案中,第一纱线被应用为比第二纱线具有更大的松弛性,使得当将负载被施加至网装置时,第一纱线承受的张力比第二纱线小。使至少两条纱线都处于张力下的负载会出现在例如当网装置被缝合时或者如果牵引所述网装置时。第一纱线的松弛导致第一纱线的直径实际上比第二纱线更大,使得第一纱线在节点处经受比第二纱线的更大的摩擦接触并且不能相对于第二纱线移动,或者是相对于第二纱线被“锁定”。相应地,这种特定的编织设计可被称为“节点锁定”设计。

[0068] 通常,根据本发明多个方面的节点锁定设计使用处于不同张力下的至少两条纱线,其中在网节点处较大张力的纱线限制较小张力的纱线。为了实现纱线之间张力的变化,其他节点锁定设计可改变纱线直径、纱线材料、纱线弹性特性和/或编织花纹。例如,前述编织花纹应用不同长度的纱线,以在一些纱线中形成松弛,使得它们受到较小的张力。因为较小张力纱线受较大张力纱线限制,所以节点锁定设计基本上防止在裁剪网时所述网的拆散。由此,所述实施方案允许网装置被裁剪为任意形状或大小,同时保持所述网装置的稳定性。另外,节点锁定设计提供了如下的稳定性,使得对于腹腔镜或关节内窥镜手术而言,可以使网装置轻易通过套管而不损坏材料。

[0069] 尽管节点锁定设计可能会使用多种聚合物材料,但根据本发明的多个方面,使用丝的网装置仍能够以如下速度进行生物吸收,该速度足以允许组织生长同时缓慢地将承载责任转移给自然组织。具体实施方案可由 *Bombyx mori* 蚕丝蛋白制成。生丝织物具有称作丝胶的天然球状蛋白涂层,其可具有抗原性并且必须在植入之前被耗尽。因此,所述纱线经历耗尽过程。由例如 Gregory H. Altman 等人在 2002 年 23 期的 *Biomaterials* 第 4131-4141 页的“Silk matrix for tissue engineered anterior cruciate ligaments”一文中进一步描述了丝胶的耗尽,所述内容通过引用方式纳入本文。从而,就使用标准生物材料测试方法可测量或可预测的范围而言,此处装置实施方案中使用的丝材料基本上不包括致敏剂。

[0070] 根据本发明多个方面的医用网装置可以在单针床 Comez Acotronic/600-F 或 Comez 410ACO 上通过使用图 22 的排板 2200 中示出的如下三种运动制成:两种运动沿纵行方向,即织物内的竖直方向;一种运动沿横列方向,即织物的水平方向。沿纵行方向的两种

运动以相反方向进行；沿一个方向运动的第一纱线在每个横列形成线圈，而沿相反方向运动的第二纱线每隔一个横列形成线圈。这些纱线在 20 隔距 (gauge) 的编织机上采用 3-1 和 1-1/1-3 的重复花纹，仅使用针床上可用针数的一半。织物内线圈的交织允许在受力时一根纱线比另一根纱线受到更大张力，从而将受到更大张力的纱线锁定在经受较小张力的纱线周围；在裁剪时防止织物拆散。在织物内每隔数个横列出现形成网中开口的其他运动。这些纱线采用 1-9/9-7/7-9/9-1/1-3/3-1 的花纹。在受力时这些纱线在织物内形成张力，锁定织物内的纱线；防止织物拆散。

[0071] 根据本发明多个方面的医用网装置可在双针床 Comez DNB/EL-800-8B 编织机上通过使用图 26 的排板 2600 中示出的如下三种运动制成：两种运动沿纵行方向，一种运动沿横列方向。沿纵行方向的两种运动以交替纱线在单独针床上进行；出现在每个横列运动中的线圈在重复过程中交错。所述纱线采用 3-1/1-1/1-3/3-3 和 1-1/1-3/3-3/3-1 的重复花纹。第三种运动发生在横过织物的宽度的纱线上。所述纱线采用 9-9/9-9/7-7/9-9/7-7/9-9/1-1/1-1/3-3/1-1/3-3/1-1 的花纹。所述织物也是在 20 隔距的编织机上以半数隔距制成的，并且由于在受力时纱线之间形成的张力而防止拆散。花纹中纱线采用的重复被示出在图 26 中。

[0072] 根据图 23、24 和 25 中分别示出的排板 2300、2400 和 2500，展示出了单针床的医用网花纹的变化，包括使用增加的经档 (warp bar) 代替使用纬档 (weft bar) 插入进行编织。这些变化包括编织节点锁定纱线，同时将其垂直于一个或多个纵行移动。这些变化可包括，但不限于，在全部横列或交替横列中编织开针链式针迹或闭口链式针迹。与纬档插入形成对比，利用第三经档也可被应用至双针经编机。

[0073] 根据本发明多个方面的医用网装置可在 Shima Seiki 平针床机上以图 27 中示出的排板 2700 制成。这样的编织包括一种连续纱线或者至少两种不同纱线细度 (size)，其中一种纱线可以是——但是不限于——不同材料。编织网可以通过如下方式制成：第一行是常规的平针编织，具有由连续纱线或者由具有特定纱线细度的纱线形成的线圈，而第二行中的线圈通过集圈线圈与由所述相同的连续纱线或者不同细度的纱线形成的平针编织线圈交替出现而形成。通过利用增加或减少针迹以及精加工技术，所述网可在编织过程中成形。

[0074] 在利用丝线的实施方案中，所述丝线可以由直径约为 $40\ \mu\text{m}$ 到 $60\ \mu\text{m}$ 的 20-22 旦 (denier) 的生丝纤维制成的纱线加捻而成。优选地，可以使用 10 到 30 旦范围内的生丝纤维；然而，将允许装置对预期区域提供足够强度的任何纤维直径都是可接受的。有利的是，恒定的纱线细度可使医用网的机械特性（例如强度、伸长度等）、物理和 / 或生物特性的均匀性最大化。然而，纱线细度在医用网的不同段可以变化，以在优选的医用网位置实现不同的机械、物理和 / 或生物特性。可能会影响纱线细度的因素包括，但不限于：极限拉伸强度 (UTS)；屈服强度，即，纱线在此永久变形的点；伸长率；疲劳和动态松弛（蠕变）；生物吸收率；以及细胞 / 营养物转移至网内以及细胞 / 营养物从网中转移出。在图 22- 图 26 中分别示出的编织排板 2200、2300、2400、2500 和 2600 可以被编织为受编织机宽度限制的任意宽度，并且其可以使用各种钩编机或经编机可用的任意隔距进行编织。表 2 概述了使用不同隔距机上的不同针数可实现的织物宽度。应理解，由于取决于所使用的针迹设计、针迹密度以及纱线细度的收缩因素，表 1 中的尺寸是近似的。

[0075] 表 1

[0076]

隔距	针数	编织宽度
48	2-5656	0.53-2997.68mm
24	2-2826	1.06-2995.56mm
20	2-2358	1.27-2994.66mm
18	2-2123	1.41-2993.43mm
16	2-1882	1.59-2992.38mm
14	2-1653	1.81-2991.93mm
12	2-1411	2.12-2991.32mm
10	2-1177	2.54-2989.58mm
5	2-586	5.08-2976.88mm

[0077] 根据本发明的假体装置的实施方案可在细隔距的钩织机上编织而成。能够制造根据本发明多个方面的医用网的非限制性列表的钩织机由以下公司提供:Changde Textile Machinery Co.,Ltd.;Comez;China Textile Machinery Co.,Ltd.;Huibang Machine;Jakkob Muller AG;Jingwei Textile Machinery Co.,Ltd.;Zhejiang Jingyi Textile Machinery Co.,Ltd.;Dongguan Kyang Yhe Delicate Machine Co.,Ltd.;Karl Mayer;Sanfang Machine;Sino Techfull;Suzhou Huilong Textile Machinery Co.,Ltd.;Taiwan Giu Chun Ind.Co.,Ltd.;Zhangjiagang Victor Textile;Liba;Lucas;Muller Frick;以及 Texma。

[0078] 根据本发明的假体装置的实施方案可在细隔距的经编机上编织而成。能够制造根据本发明多个方面的医用网的非限制性列表的经编机由以下公司提供:Comez;Diba;Jingwei Textile Machinery;Liba;Lucas;Karl Mayer;Muller Frick;Runyuan Warp Knitting;Taiwan Giu Chun Ind.;Fujian Xingang Textile Machinery;以及 Yuejian Group。

[0079] 根据本发明的假体装置的实施方案可在细隔距的平板编织机上编织而成。能够制造根据本发明多个方面的医用网的非限制性列表的平板机由以下公司提供:Around Star;Boosan;Cixing Textile Machine;Fengshen;Flying Tiger Machinery;Fujian Hongqi;G&P;**Görteks**;Jinlong;JP;Jy Leh;Kauo Heng Co.,Ltd.;Matsuya;Nan Sing Machinery Limited;Nantong Sansi Instrument;Shima Seiki;Nantong Tianyuan;以及 Ningbo Yuren Knitting。

[0080] 图 1- 图 20 示出了根据本发明多个方面所制造的示例网。参照图 1A 和图 1B,示

例网 100 是根据本发明多个方面在单针床经编机上制造的。图 1A 示出网 100 的工艺反面 100A, 图 1B 示出网 100 的工艺正面 100B。

[0081] 参照图 2A 和图 2B, 示例网 200 是根据本发明多个方面在双针床经编机上制造的。图 2A 示出网 200 的工艺正面 200A, 图 2B 示出网 200 的工艺反面 200B。

[0082] 图 3 示出根据本发明多个方面使用单细丝纱线制造的示例网 300。

[0083] 图 4 示出根据本发明多个方面在单针床经编机上制造的示例网 400。

[0084] 图 5A 示出在双针床经编机上制造的示例网 500A。根据本发明多个方面, 网 500A 具有显示出长毛绒设计的截面的平行六面体孔。同时, 图 5B 示出在双针床经编机上制造的示例网 500B。根据本发明多个方面, 示例网 500B 具有六边形孔。

[0085] 图 6A 和图 6B 示出根据本发明多个方面的示例性窄网眼织物 600A 和 600B。所述网眼织物 600A 和 600B 具有包括长毛绒变体的变化的针迹密度。

[0086] 参照图 7, 示例网 700 包括根据本发明多个方面的毛圈。图 8 示出根据本发明多个方面的具有通过改变导纱速率来实现的孔设计的一个示例性窄网眼织物 800。

[0087] 图 9A 示出根据本发明多个方面的具有六边形孔的示例性塌缩的网眼织物 900A。同时, 图 9B 示出根据本发明多个方面的具有六边形孔的示例展开的网眼织物 900B。

[0088] 如图 10 中所示, 根据本发明多个方面的一个示例性稳定的、非塌缩的网眼织物 1000 包括六边形孔。

[0089] 图 11A 示出根据本发明多个方面的具有相同工艺正面和工艺反面的示例三维网 1100。图 11B 示出三维网 1100 的厚度 2.55mm。图 12 示出根据本发明多个方面的厚度为 3.28mm 的另一示例三维网 1200。

[0090] 图 13A- 图 13C 示出根据本发明多个方面的示例无孔网 1300。图 13A 示出无孔网 1300 的工艺正面 1300A。图 13B 示出无孔网 1300 的工艺反面 1300B。图 13C 示出无孔网 1300 具有 5.87mm 的厚度。

[0091] 图 14A 示出根据本发明多个方面的具有相同工艺正面和工艺反面的示例三维网 1400。图 14B 示出三维网 1400 具有大约 5.36mm 的厚度。图 15A 和图 15B 示出根据本发明多个方面的另一示例三维网眼织物 1500。图 15A 示出织物 1500 的工艺正面 1500A。图 15B 示出织物 1500 的工艺反面 1500B。

[0092] 图 16- 图 20 示出在双针床纬编机上制造的各个示例网 1600、1700、1800、1900 和 2000。根据本发明多个方面, 所述网 1600、1700、1800、1900 和 2000 展示出所述网修整为适于乳房支撑应用的形状。

[0093] 研究出一种测试方法来检查根据本发明多个方面形成的医用网的可裁剪性 (cutability)。在测试方法中, 医用网是根据需要裁剪的数目使用手术剪刀来裁剪所述网进行估计的。发现这些网非常适于裁剪, 因为仅使用一把剪刀一次就将其完全剪开。所述网还被对角裁剪并以圆形花纹裁剪, 从而确定所述网拆散的难易程度以及其一旦剪开会拆散到何种程度。在沿两个方向被裁剪之后, 所述网不止在一个式样下未拆散。为了进一步确定所述网是否会拆散, 将一根缝线穿过距离剪裁边缘最近的孔, 然后拉。这样的操作未拆散网。因此, 所述医用网易于裁剪并且操作后不会拆散。

[0094] 所述实施方案可进行表面处理, 这会增加材料亲水性、生物相容性、物理以及机械特性, 所述表面处理诸如处理以易于裁剪和接枝拉入 (graft pull-through), 以及抗微生

物和抗真菌涂层。表面处理的具体实例包括,但不限于:

[0095] * 等离子体改性;

[0096] * 蛋白质,例如但不限于通过共价键或其他化学或物理方法的纤粘蛋白、变性胶原蛋白或明胶、胶原蛋白凝胶以及疏水蛋白 (hydrophobin)

[0097] * 具有亲水端和疏水端的缩氨酸 (peptide);

[0098] * 包括一个丝粘合序列 (silk-binding sequence) 和一个生物活性序列的缩氨酸——可生物降解的纤维素;

[0099] * 表面磺化;

[0100] * 臭氧气体处理;

[0101] * 物理粘合且化学加固的缩氨酸;

[0102] * DNA/RNA 适体 (aptamers);

[0103] * 肽核酸;

[0104] * 高亲和性多聚体 (Avimers);

[0105] * 改性的和未改性的多糖涂层;

[0106] * 碳水化合物涂层;

[0107] * 抗微生物涂层;

[0108] * 抗真菌涂层;

[0109] * 磷酸胆碱涂层。

[0110] 实施一种方法以评估医用网通过套管传送的容易程度,从而确保医用网能够被腹腔镜式地使用。使用手术抓钳 (grasper) 卷起不同长度并将其推过两个不同标准尺寸的套管。然后评估所述网,以确定所述网是否存在任何损坏。推过所述套管的网被发现在抓钳握持的角部处具有轻微变形。被卷起并推过 8mm 套管的 16cm 长度的网和 18cm 长度的网分别具有最小化的磨损和一个变形孔。还发现在任何测试中都没有对套管或隔膜造成损坏。已发现适当尺寸的医用网将成功通过腹腔镜套管而不会有损坏,使得其能够有效地用在腹腔镜手术中。

[0111] 根据本发明多个方面的医用网装置被发现在大约 100 天内生物吸收达 50%。在 Horan 等人的一项研究中, Sprague-Dawley 鼠被用来将根据本发明多个实施方案的网与 Mersilene™网 (Ethicon, Somerville, NJ) 的生物吸收性进行对比。文章中报道的组织结构表明在 94 天后,实施方案的原始网保留了 43%,相比较 Mersilene™网则保留了 96%。还报道了本实施方案的网比 Mersilene™网生长得更加均匀。所述 Mersilene™网被发现在缺陷区域比沿着腹壁具有更少的生长。

[0112] 物理特性包括厚度、密度和孔径。厚度是使用 J100 Kafer 刻度盘式测厚仪 (Dial Thickness Gauge) 测量的。使用 Mitutoyo 数显卡尺 (Digimatic Caliper) 来确定样本的长度和宽度;从而用于计算密度。密度是通过将网的长度、宽度和厚度相乘然后用质量除以所得的值而获得的。孔径是通过使用 0.8× 放大倍数的 Olympus SZX7 解剖显微镜来拍摄所述网获得的。使用 ImagePro 5.1 软件进行这样的测量,并取多次测量的平均值。表 2 中提供了所述样本网——包括根据本发明的实施方案——的物理特性。

[0113] 表 2

[0114]

装置	物理特性		
	厚度 (mm)	孔径 (mm ²)	密度 (g/cm ³)
Mersilene 网	0.31 ± 0.01	0.506 ± 0.035	0.143 ± 0.003
Bard 网	0.72 ± 0.00	0.465 ± 0.029	0.130 ± 0.005
Vicryl 编织网	0.22 ± 0.01	0.064 ± 0.017	0.253 ± 0.014
本实施方案-单针床 (SB)	1.0 ± 0.04	0.640 ± 0.409	0.176 ± 0.002
本实施方案-双针床 (DB)	0.80 ± 0.20	1.27	0.135-0.165

[0115] 对于每一种类型的机械分析,所有的装置都被裁剪为图 3 中指定的尺寸。在机械分析之前,样本被置于 37 ± 2°C 的磷酸盐缓冲液 (PBS) 中长达 3 ± 1.25 小时,以提供在湿润环境中的特性。样本被从溶液中取出并随即进行测试。

[0116] 表 3

[0117]

测试模式	长度 (mm)	宽度 (mm)
拉伸	60	10
顶破	32	32
缝合牵引	40	20
撕破	60	40
拉伸疲劳	60	40

[0118] 由于材料尺寸的限制,球顶破测试样本被按比例缩小。所使用的测试固定装置是 ASTM 标准 D3787 推荐装置的缩小 (1:2.5) 版本。样本在固定装置内居中放置,并且使用以 60mm/min 的位移速率行进的 10mm 直径的球来对该样本进行顶破测试。最大应力和硬度是通过顶破测试确定的。结果示出在表 4 中。

[0119] 表 4

[0120]

装置	顶破强度	
	应力 (MPa)	硬度 (N/mm)
Mersilene 网	0.27 ± 0.01	13.36 ± 0.85
Bard 网	0.98 ± 0.04	38.28 ± 1.49
Vicryl 编织网	0.59 ± 0.05	32.27 ± 1.86
Pelvitex 聚丙烯网	0.59 ± 0.04	29.78 ± 1.33
Permacol 生物植入体	1.27 ± 0.27	128.38 ± 22.14
本实施方案 (SB)	0.76 ± 0.04	46.10 ± 2.16
本实施方案 (DB)	0.66	40.9

[0121] 拉伸测试沿每个装置的织物成形轴线和宽度轴线进行。位于装置的每个末端上的 1cm 长度的网被夹在 3.0mm 厚的硅树脂板材片之间,并且以 70-85psi 的夹紧力被安装在气动织物夹具中。样本以 100% /s(2400mm/min) 或 67% /s(1600mm/min) 的应变率通过位移控制测试被加载,直至破裂。极限拉伸强度 (UTS)、线性硬度和破损时的拉伸百分比可在下面的表中看到。结果示出在表 5 至表 8 中。“NT”的条目表明该数据尚未测试。

[0122] 表 5

[0123]

装置	张力 SPTF (织物成形轴线 - 1600 mm/min)			
	强度 (N)	应力 (MPa)	硬度 (N/mm)	破损时的拉伸百分比
Mersilene 网	46.14 ± 3.15	10.04 ± 0.71	0.90 ± 0.06	$132.1\% \pm 9.3\%$
Bard 网	30.90 ± 2.0	16.64 ± 1.16	3.32 ± 0.26	$106.5\% \pm 3.2\%$
Vicryl 编织网	35.69 ± 3.30	35.89 ± 4.48	2.59 ± 0.33	$89.0\% \pm 7.3\%$
本实施方案 (SB)	76.72 ± 4.36	10.06 ± 0.38	7.13 ± 0.50	$41.5\% \pm 2.3\%$
本实施方案的	NT	NT	NT	NT

[0124]

网 (DB)				
--------	--	--	--	--

[0125] 表 6

[0126]

装置	张力 SPTF (织物成形轴线 - 2400 mm/min)			
	强度 (N)	应力 (MPa)	硬度 (N/mm)	破损时的拉伸百分比
Mersilene 网	43.87 ± 5.19	14.15 ± 1.68	2.18 ± 0.3	$56.6\% \pm 3.5\%$
Bard 网	35.29 ± 5.69	4.90 ± 0.79	0.80 ± 0.23	$177.3\% \pm 13.2\%$
Vicryl 编织网	30.88 ± 3.30	14.04 ± 1.50	0.76 ± 0.17	$191.9\% \pm 14.2\%$
Pelvite 聚丙烯网	23.05 ± 3.75	5.36 ± 0.87	0.57 ± 0.07	$110.0\% \pm 13.6\%$
Permacol 生物植入体	164.52 ± 30.58	13.71 ± 2.55	23.94 ± 2.7	$23.5\% \pm 3.3\%$
本实施方案 (SB)	72.31 ± 7.80	6.95 ± 0.75	4.31 ± 0.3	$45.5\% \pm 5.2\%$
本实施方案 (DB)	74.62 ± 2.70	8.68 ± 0.31	4.25 ± 0.13	$48.3\% \pm 2.1\%$

[0127] 表 7

[0128]

装置	张力 SPTF (织物宽度轴线 - 2400 mm/min)			
	强度 (N)	应力 (MPa)	硬度 (N/mm)	破损时的拉伸百分比
Mersilene 网	31.14 ± 2.21	10.04 ± 0.71	0.90 ± 0.06	$132.1\% \pm 9.3\%$
Bard 网	119.80 ± 8.36	16.64 ± 1.16	3.32 ± 0.26	$106.5\% \pm 3.2\%$
Vicryl 编织网	78.96 ± 9.86	35.89 ± 4.48	2.59 ± 0.33	$89.0\% \pm 7.3\%$
本实施方案-单针床 (SB)	104.58 ± 3.96	10.06 ± 0.38	7.13 ± 0.50	$41.5\% \pm 2.3\%$
本实施方案-双针床 (DB)	NT	NT	NT	NT

[0129] 表 8

[0130]

装置	张力 SPTF (织物宽度轴线 - 2400 mm/min)			
	强度 (N)	应力 (MPa)	硬度 (N/mm)	破损时的拉伸百分比

[0131]

Mersilene 网	28.11 ± 2.93	28.11 ± 2.93	1.05 ± 0.13	128.2 % ± 23.6 %
Bard 网	103.53 ± 8.92	14.38 ± 1.24	3.43 ± 0.5	94.0 % ± 8.4 %
Vicryl 编织网	106.65 ± 8.46	48.48 ± 3.85	5.08 ± 0.1	58.6 % ± 8.4 %
Pelvite 聚丙烯网	30.24 ± 5.77	7.03 ± 1.34	1.48 ± 0.1	89.6 % ± 9.6 %
Permacol 生物植入体	67.71 ± 13.36	5.64 ± 1.11	8.56 ± 2.0	27.4 % ± 4.2 %
本实施方案 (SB)	98.84 ± 4.79	9.50 ± 0.46	8.48 ± 0.3	39.0 % ± 4.1 %
本实施方案 (DB)	70.08 ± 2.55	8.15 ± 0.30	5.87 ± 0.22	33.6 % ± 2.0 %

[0132] 撕破强度是通过如下方法得到的,即,需要垂直于网的长轴线边缘并且居中地沿着网的长度,将裁剪的 10mm 网“撕破”到边缘处。如前面拉伸测试方法中所描述的将所述网安装在气动织物夹具中。样本以 100 % /s (2400mm/min) 的应变率通过位移控制测试被加载,直至破裂。破裂时的负载以及破裂状况被示出在表 9 中。

[0133] 表 9

[0134]

装置	撕破强度	
	强度 (N)	破裂方式
Mersilene 网	110.30 ± 5.63	撕破破裂: 6/6
Bard 网	181.70 ± 12.33	撕破破裂: 6/6
Vicryl 编织网	109.35 ± 4.85	撕破破裂: 6/6
Pelvitex 聚丙烯网	108.14 ± 6.95	撕破破裂: 4/6
Permacol 生物植入体	273.79 ± 65.57	撕破破裂: 6/6
实施方案 (SB)	194.81 ± 9.12	撕破破裂: 6/6
实施方案 (DB)	NT	NT

[0135] 拉伸疲劳测试是在根据本发明多个方面的医用网装置上和宣称的代表性类型 (包括 Vicryl 网和 Bard 网) 上进行的。如以上拉伸测试方法中所描述的将样本装载至气动织物夹具中。在循环进行时,样本被浸没在室温下的 PBS 中。以网的极限拉伸强度的 60% 执行正弦负载控制循环。达到破裂的循环数是在循环研究中确定的,并且可在表 10 中看到,其中破裂通过断裂或超过 200% 的永久变形来表明。

[0136] 表 10

[0137]

装置	拉伸破裂循环, 60% UTS
Bard 网	6994 ± 2987
Vicryl 编织网	91 ± 127
实施方案 (DB)	1950 ± 1409

[0138] 研究出一种方法来比较根据本发明多个方面的医用网装置与市场上的其他医用网装置的缝合牵引强度。进行测试的网被用三个 3.5mm 直径的缝合锚 (Arthrex, Naples, FL) 缝合并固定至 15pcf 的固体刚性聚氨酯泡沫体。每个装置被布置为中心位于中间锚上方 20mm 宽度处, 其中在使用 3 个锚缝合网的过程中采用的 3mm 缝合咬距。生骨 (saw bone) 被安装在下方的气动织物夹具中且偏移, 以在当装置居中位于负载单元下方时, 沿装置的轴线提供负载。网的自由端被夹在硅树脂片之间, 并且被以 85 ± 5psi 的夹紧力放置在上方的织物夹具中。测试是在 100% /s (1620mm/min) 的应变率的位移控制下进行的。破损时的最大负载以及破裂方式可在表 11 中看到。

[0139] 表 11

[0140]

装置	缝合牵引	
	强度/缝合 [N]	破裂方式
Mersilene 网	13.50 ± 1.65	网破裂: 6/6
Bard 网	28.80 ± 3.39	网破裂: 6/6
Vicryl 编织网	12.90 ± 1.30	网破裂: 6/6
Pelvitex 聚丙烯网	18.29 ± 4.04	网破裂: 6/6
Permacol 生物植入体	47.36 ± 7.94	网破裂: 6/6
实施方案 (SB)	41.00 ± 2.98	网破裂: 6/6
实施方案 (DB)	32.57 ± 2.30	网破裂: 6/6

[0141] 通过使用双针床网的花纹并修改纱线细度、导纱速率和 / 或针床宽度, 根据本发明多个方面的医用网装置将满足取决于该应用的软组织或硬组织所必需的物理和机械特性。这样的特性包括孔径、厚度、极限拉伸强度、硬度、顶破强度和缝合牵引。孔径可根据导纱速率改变, 以形成更大开口的织物, 厚度的范围可从 0.40mm 最高达到 19.0mm 宽。除了修改孔径和厚度, UTS、硬度、顶破强度和缝合牵引也都可被修改, 最有可能对孔径和 / 或厚度进行修改以满足特定的机械需求。

[0142] 在平板编织机上制造的所述网可以以如下方式制成: 通过改变纱线细度和 / 或改变编织设置中的线圈长度来增加或减小孔径和 / 或厚度。线圈布置结合节点锁定的设计允许改变网的形状和 / 或机械特性。具有弹性的生物相容的纱线——诸如高度加捻的丝——可被用于修整成形。

[0143] 根据本发明多个方面的网的植入和随后的测试被示出在图 21A 至 21D 中。图 21A

示出使用惯用设计的 1cm 不锈钢打孔机形成的全厚度的鼠腹部缺陷。由于施加的体壁张力,导致所述缺陷的形状呈椭圆形。图 21B 示出居中位于开口缺陷的顶部上的 4cm×4cm 的植入体,并且其使用穿过植入体和肌肉的单间歇式聚丙烯缝线(箭头)被保持就位。图 21C 示出在植入 94 天后的外植体样品。图 21D 示出使用 1cm 直径的球推过使用网所增强的缺陷位置所进行的球顶破测试。

[0144] 尽管已关于多个示例实施方案和实际应用描述了本发明,但本发明不限于这些,而是还包括多种修改和等同布置。例如,根据本发明多个方面的编织网可被用于填充料。在一种应用中,编织网可被切割成 1mm×1mm 的段以分隔一个或多个节点,例如 3 个节点。所述段可被添加至脂肪组织或水凝胶,以形成可被注射至感染区域的溶液。有利的,所述填充料可提供预期纹理,但是不会拆散。

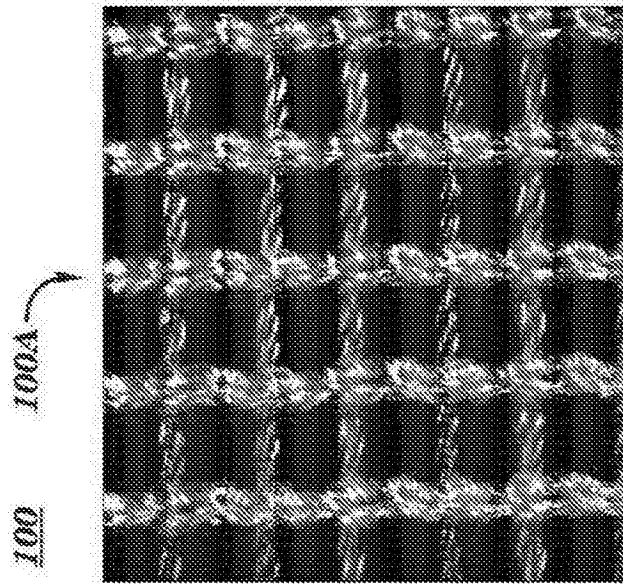


图 1A

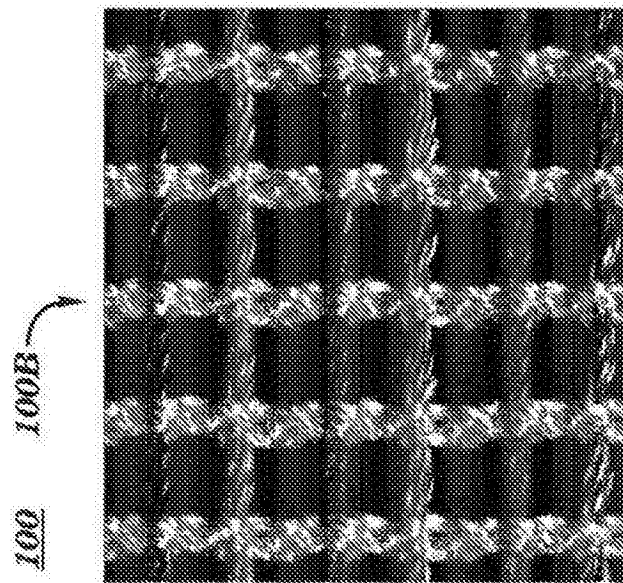


图 1B

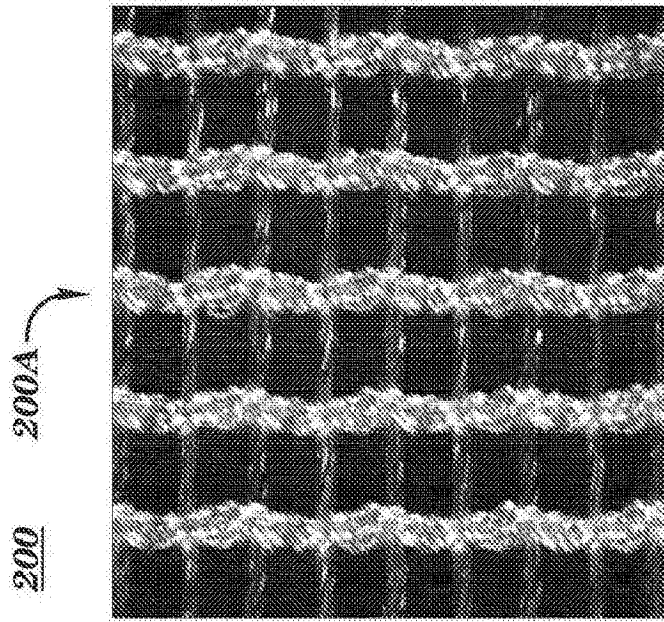


图 2A

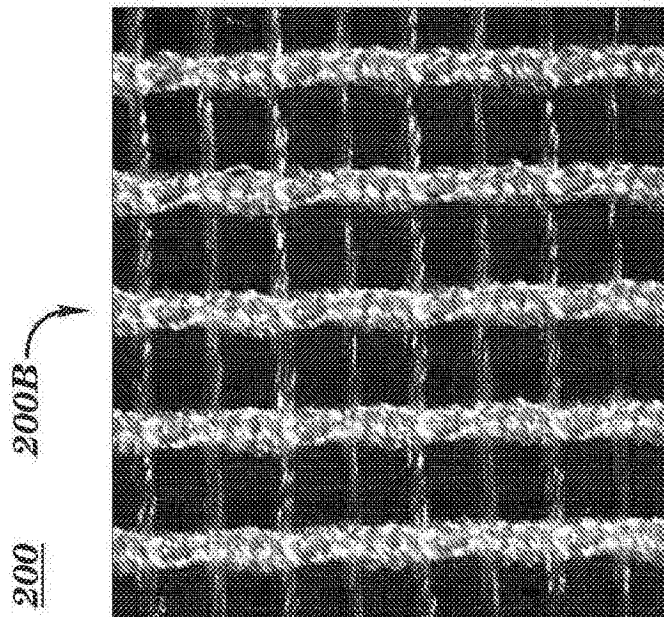


图 2B

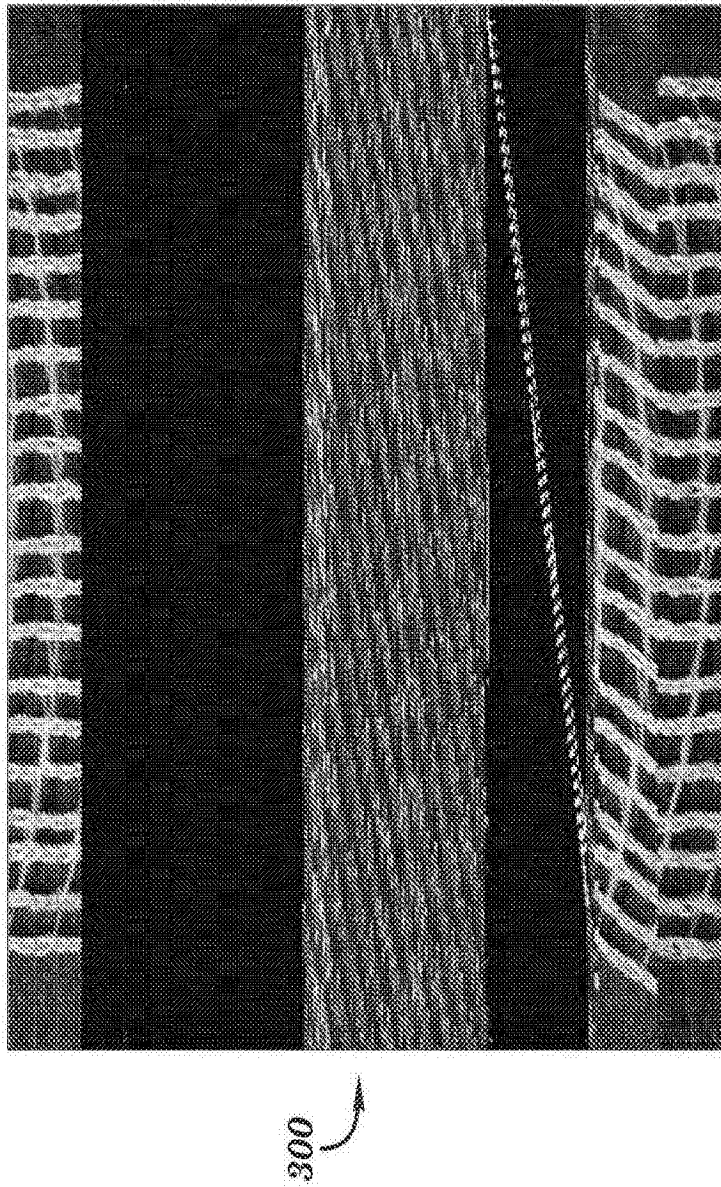
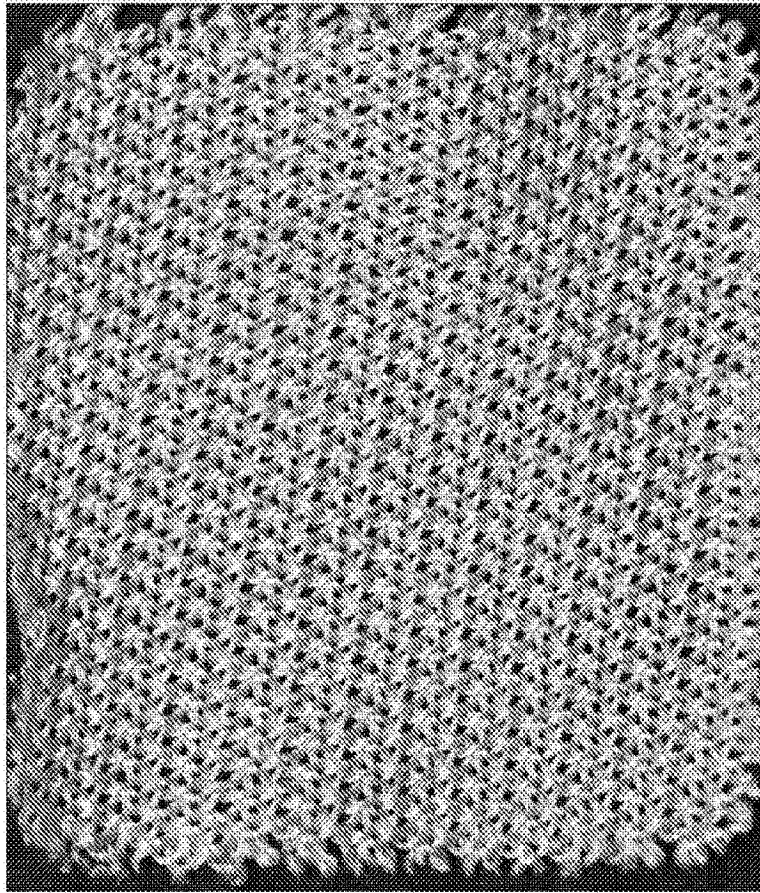


图 3



400

图 4

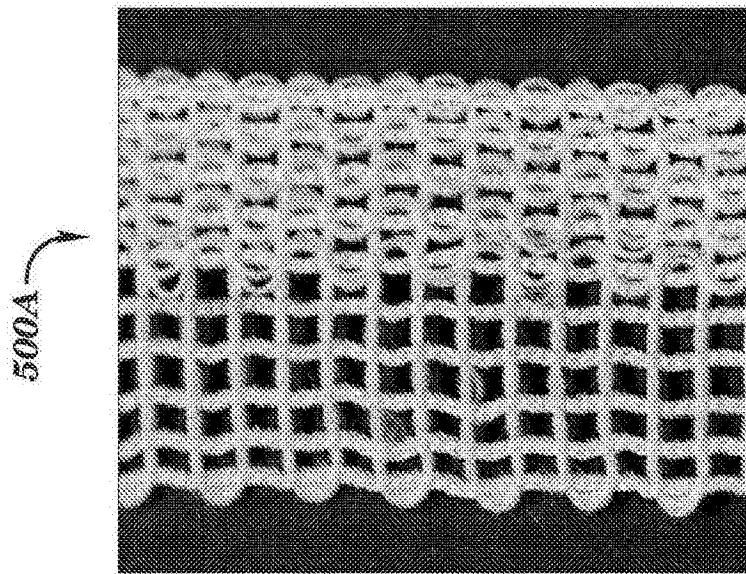


图 5A

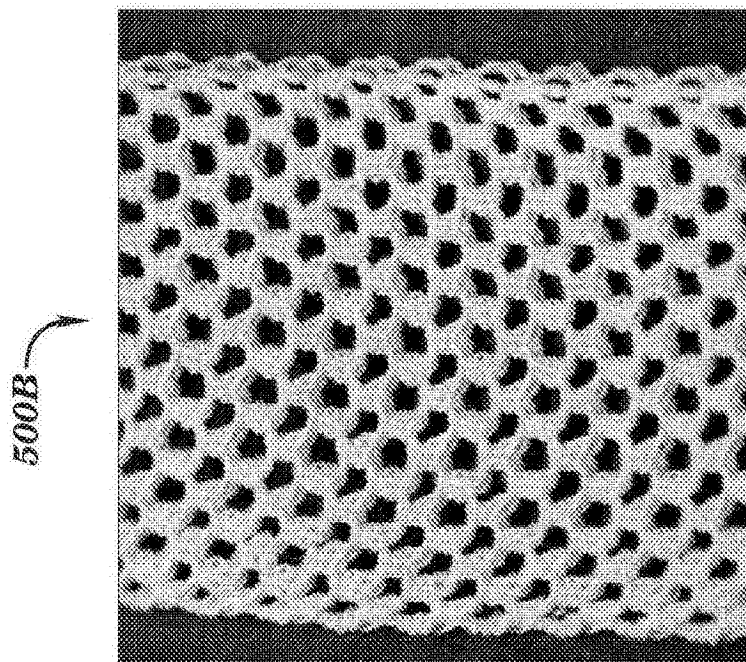


图 5B

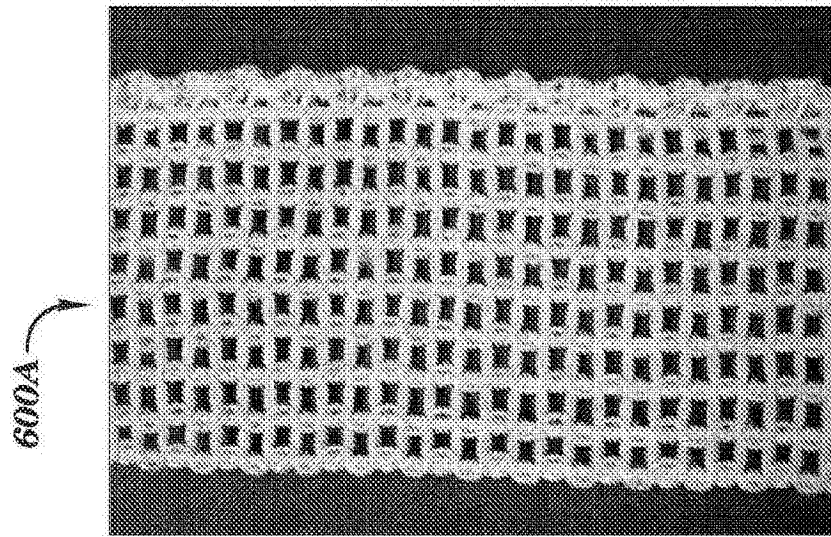


图 6A

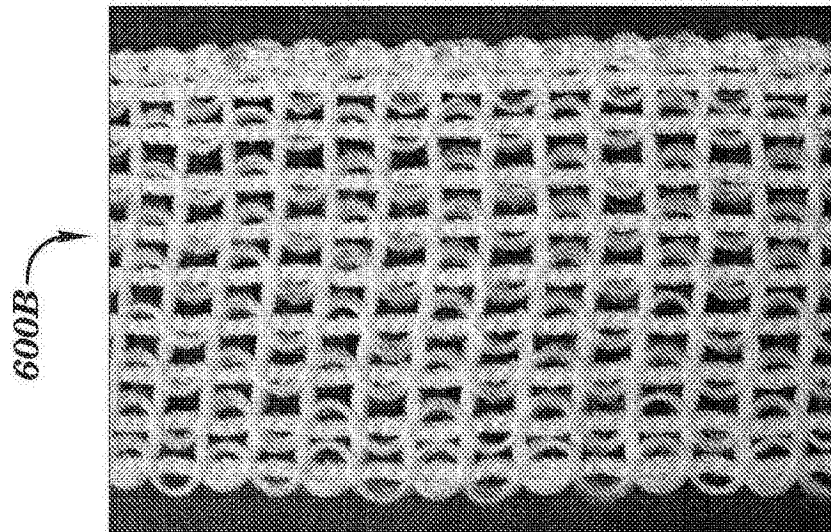


图 6B

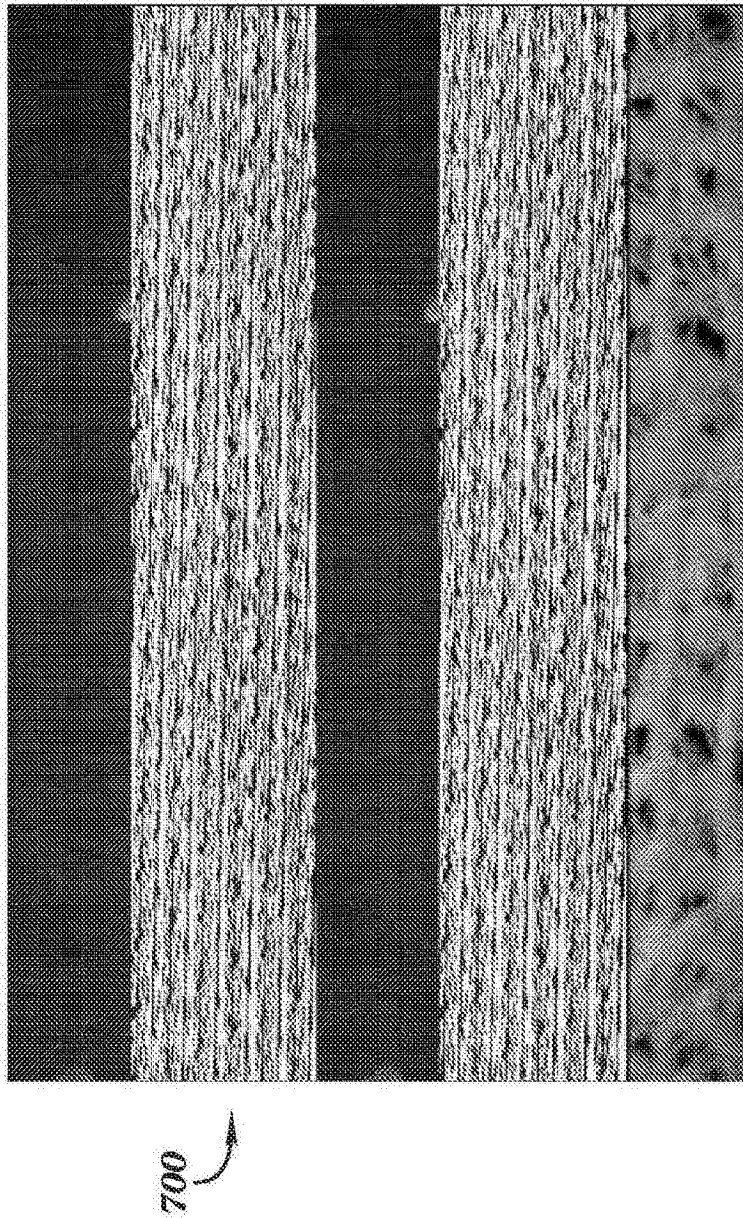


图 7

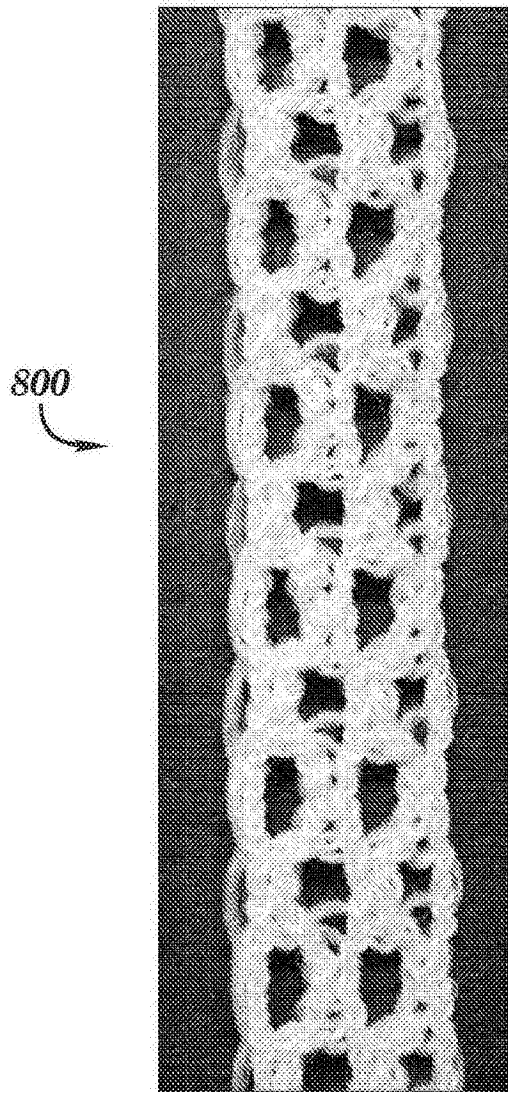


图 8

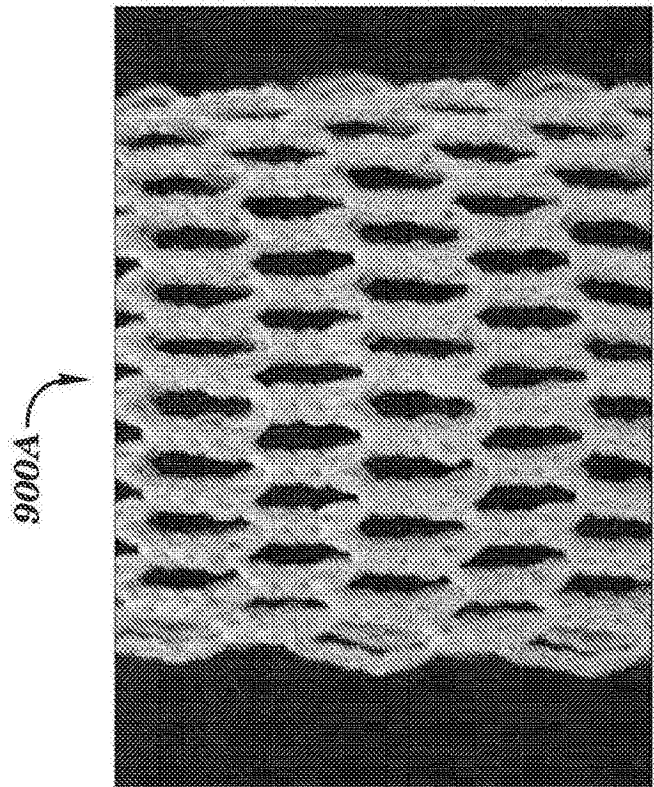


图 9A

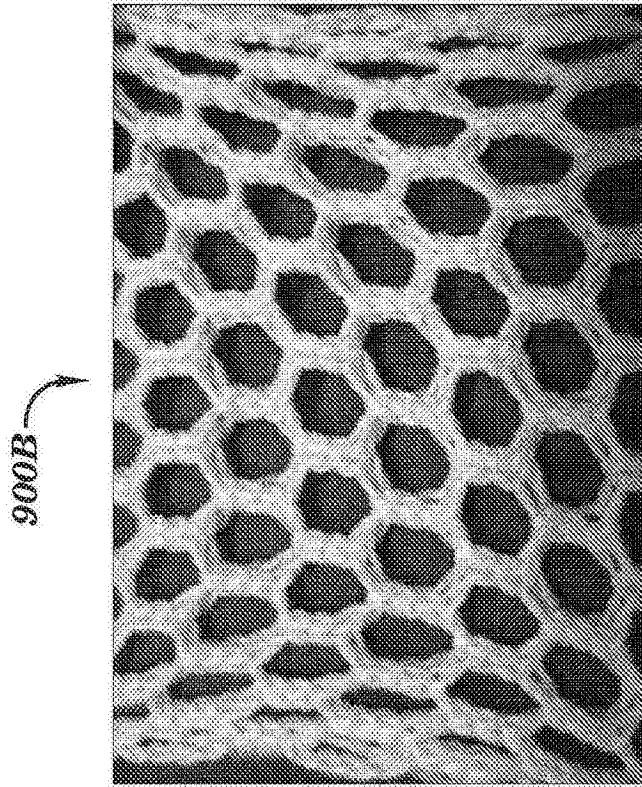
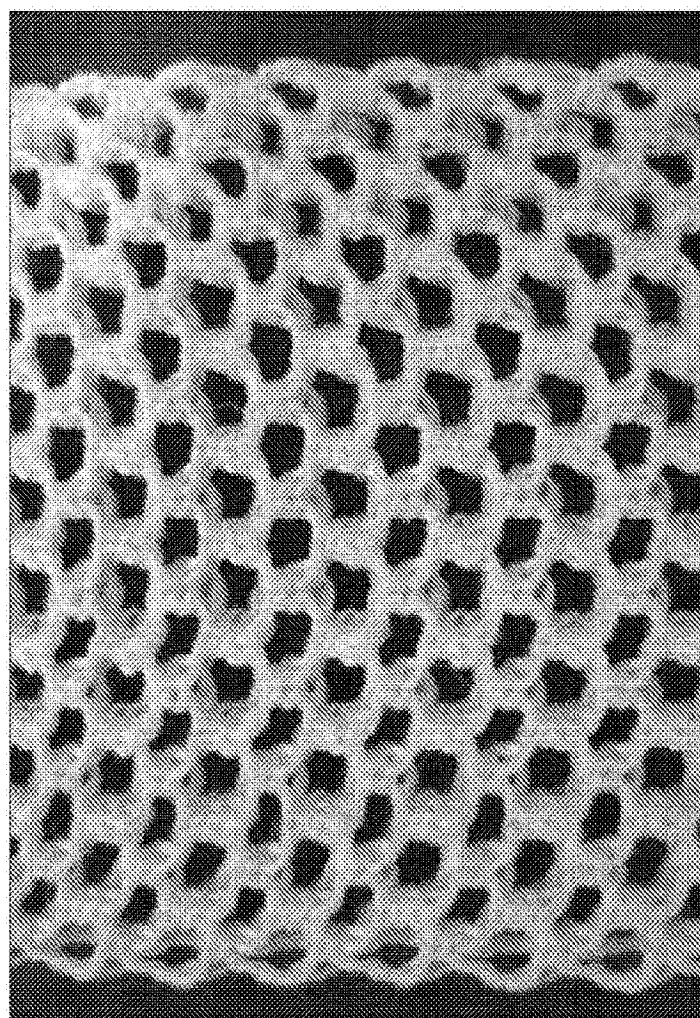


图 9B



1000

图 10

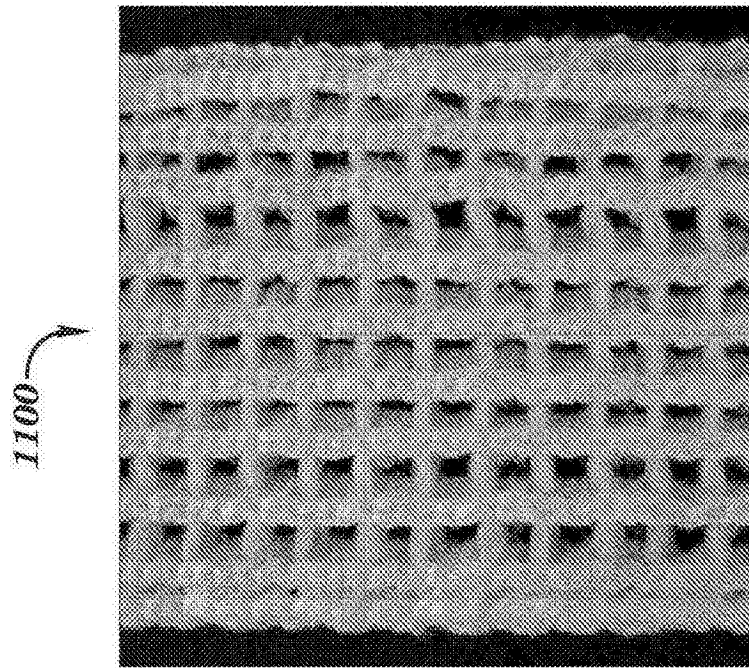


图 11A

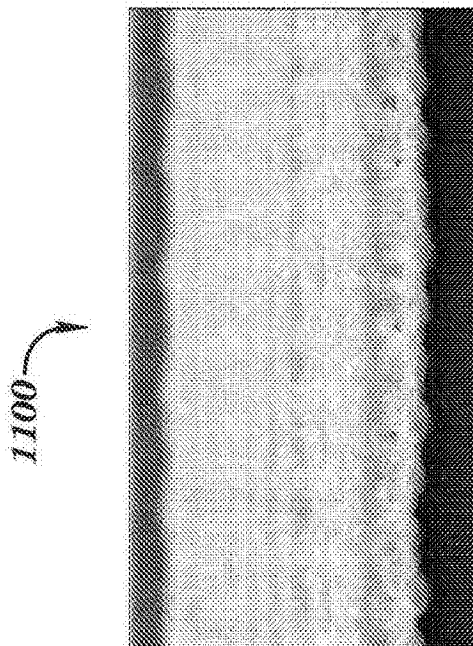
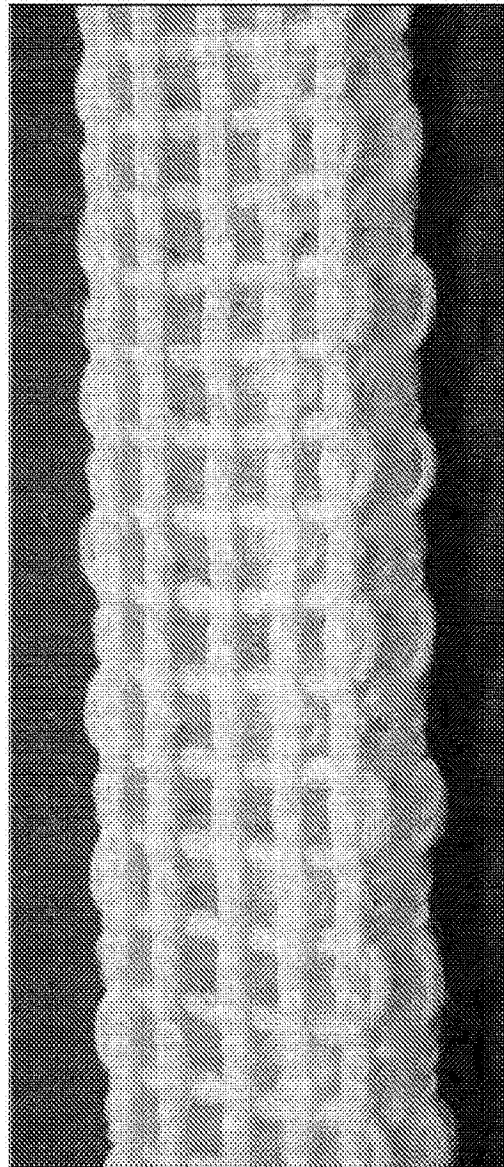


图 11B



1200

图 12

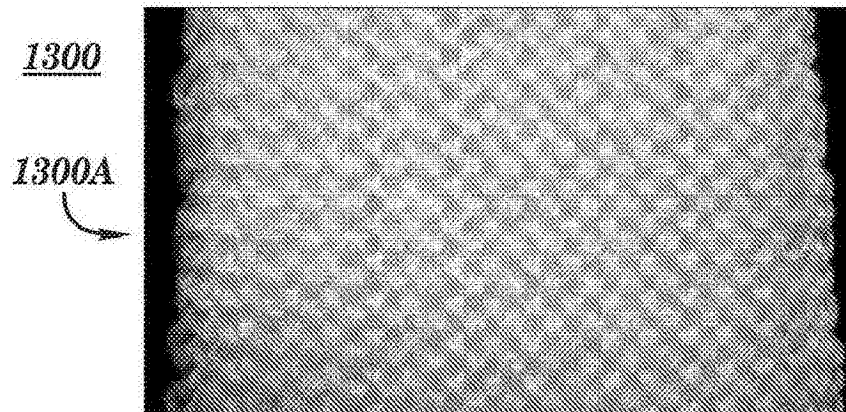


图 13A

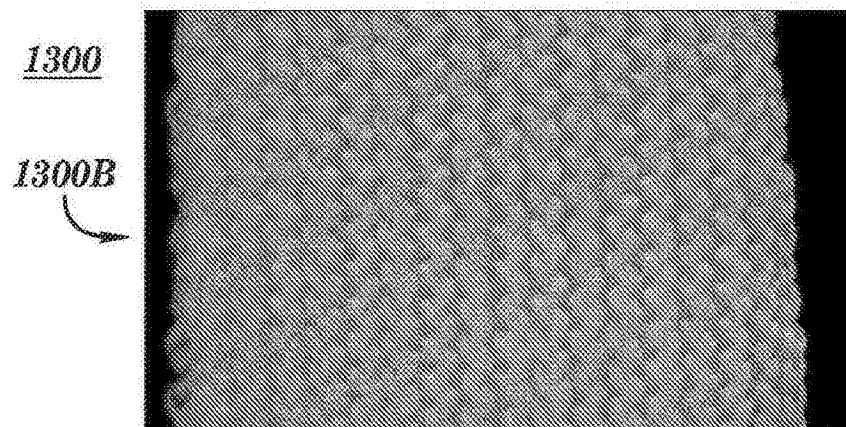


图 13B

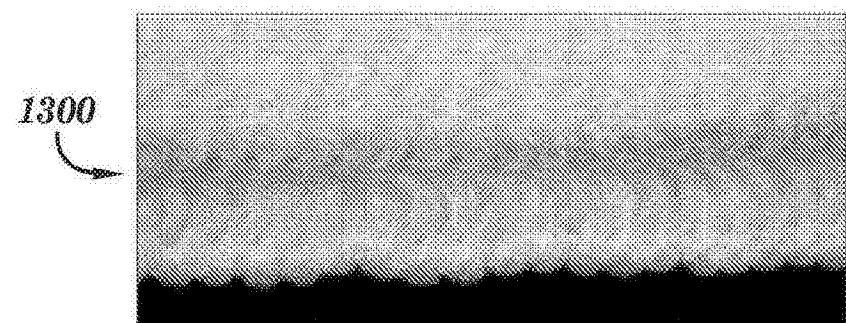
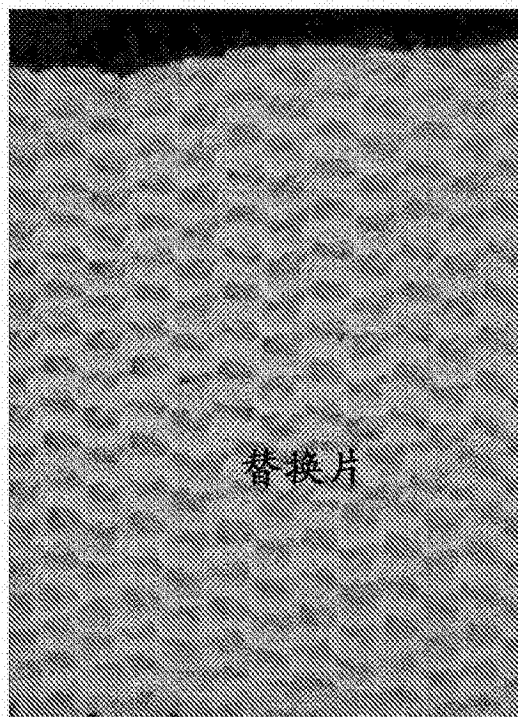
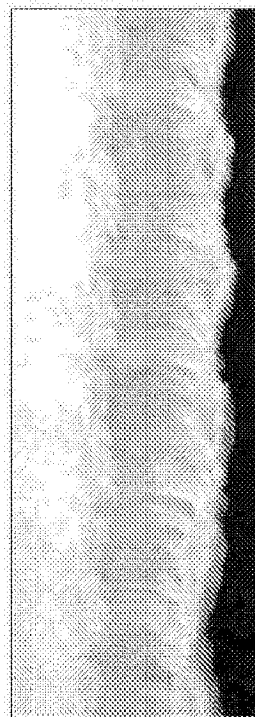


图 13C



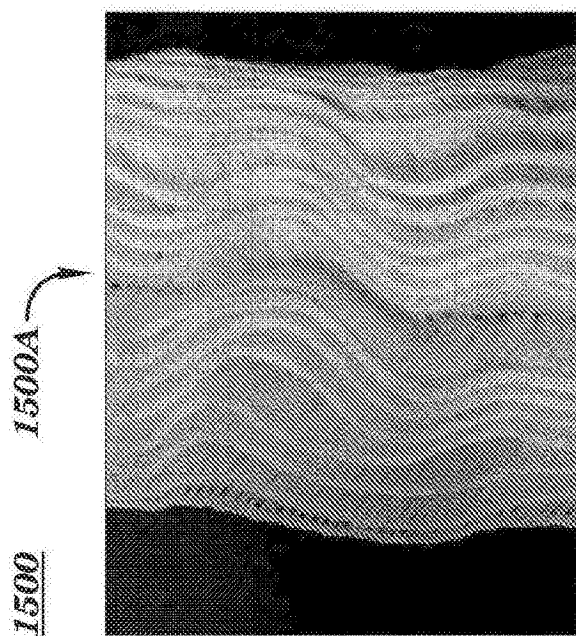
1400

图 14A



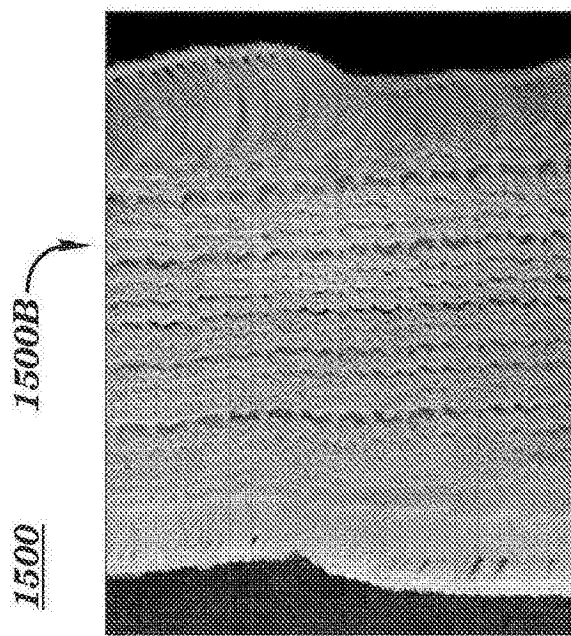
1400

图 14B



1500

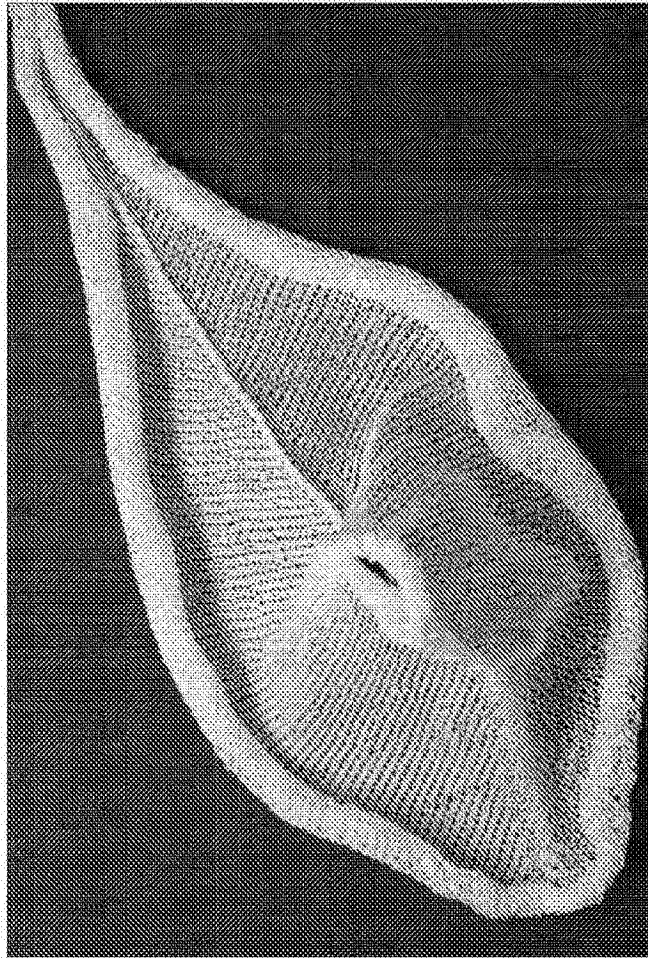
图 15A



1500B

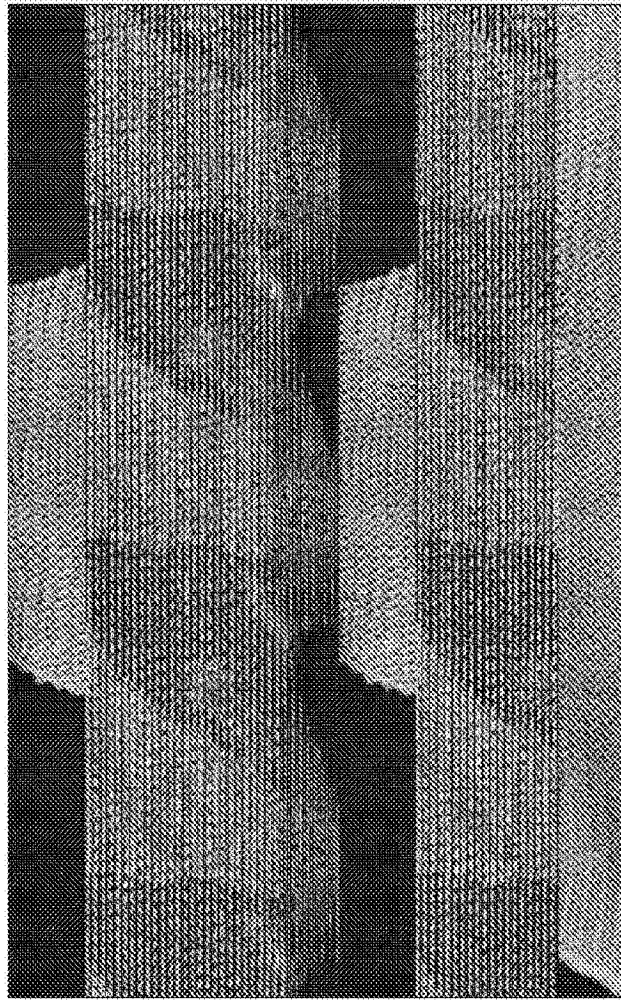
1500

图 15B



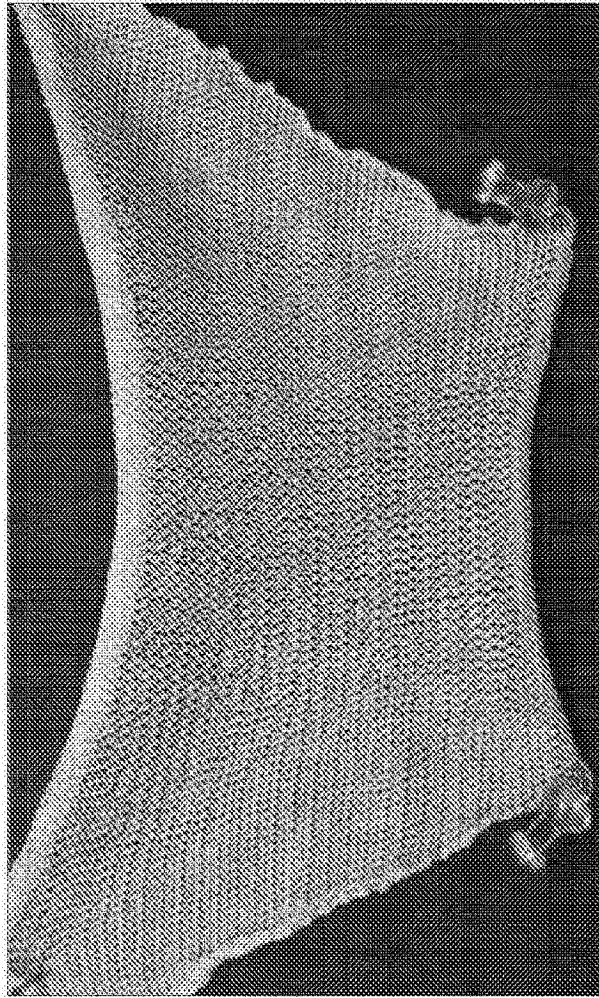
1600

图 16



1700

图 17



1800

图 18

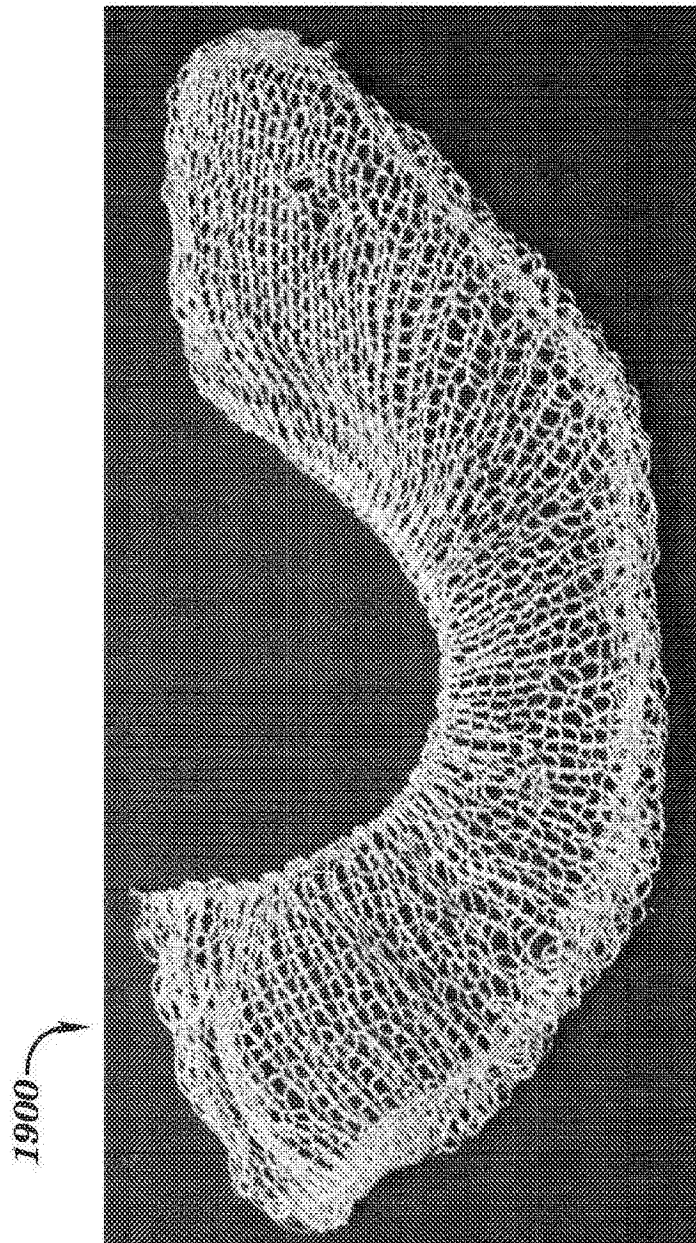
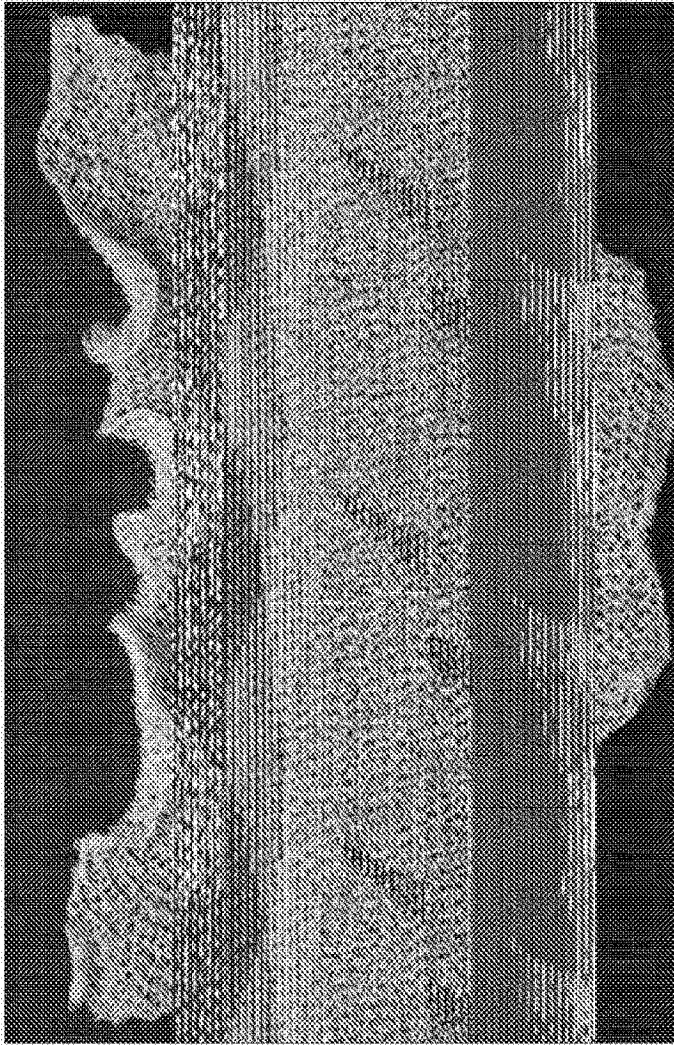


图 19



2000

图 20



图 21A

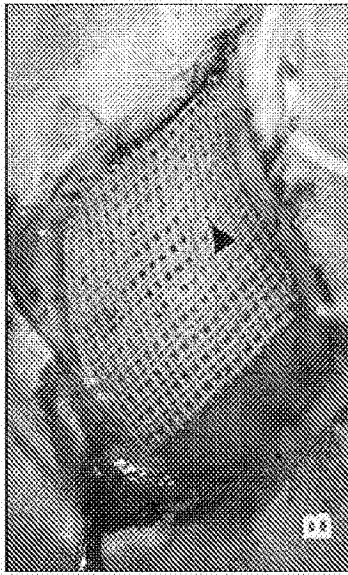


图 21B

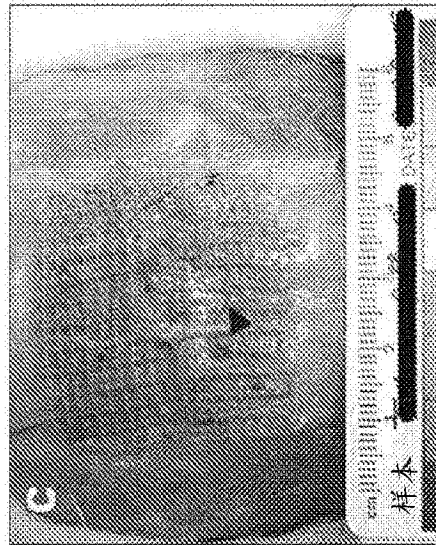


图 21C

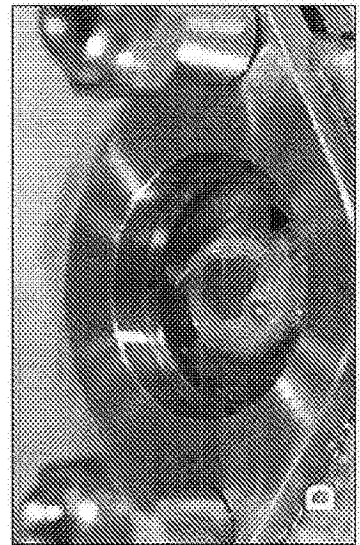


图 21D

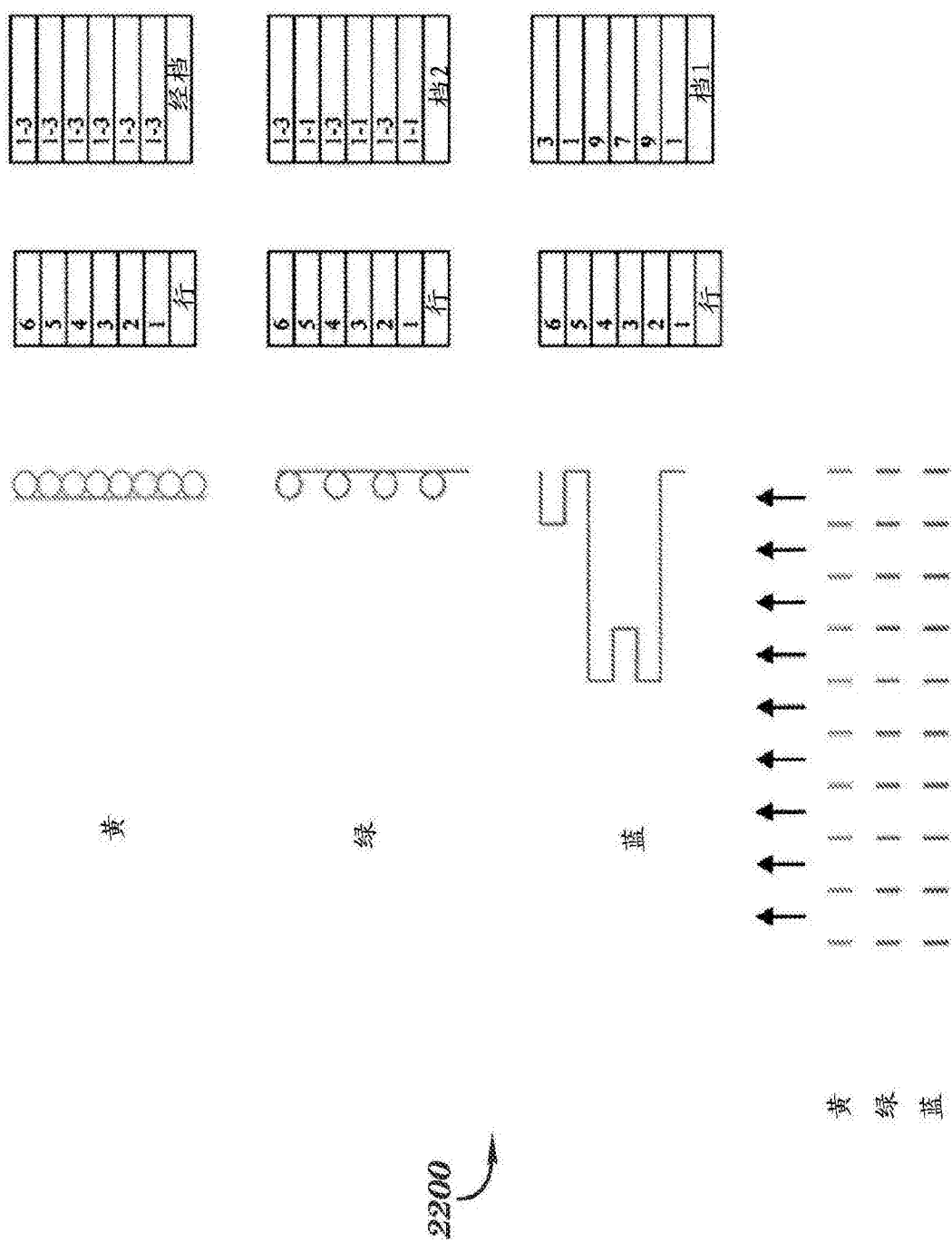


图 22

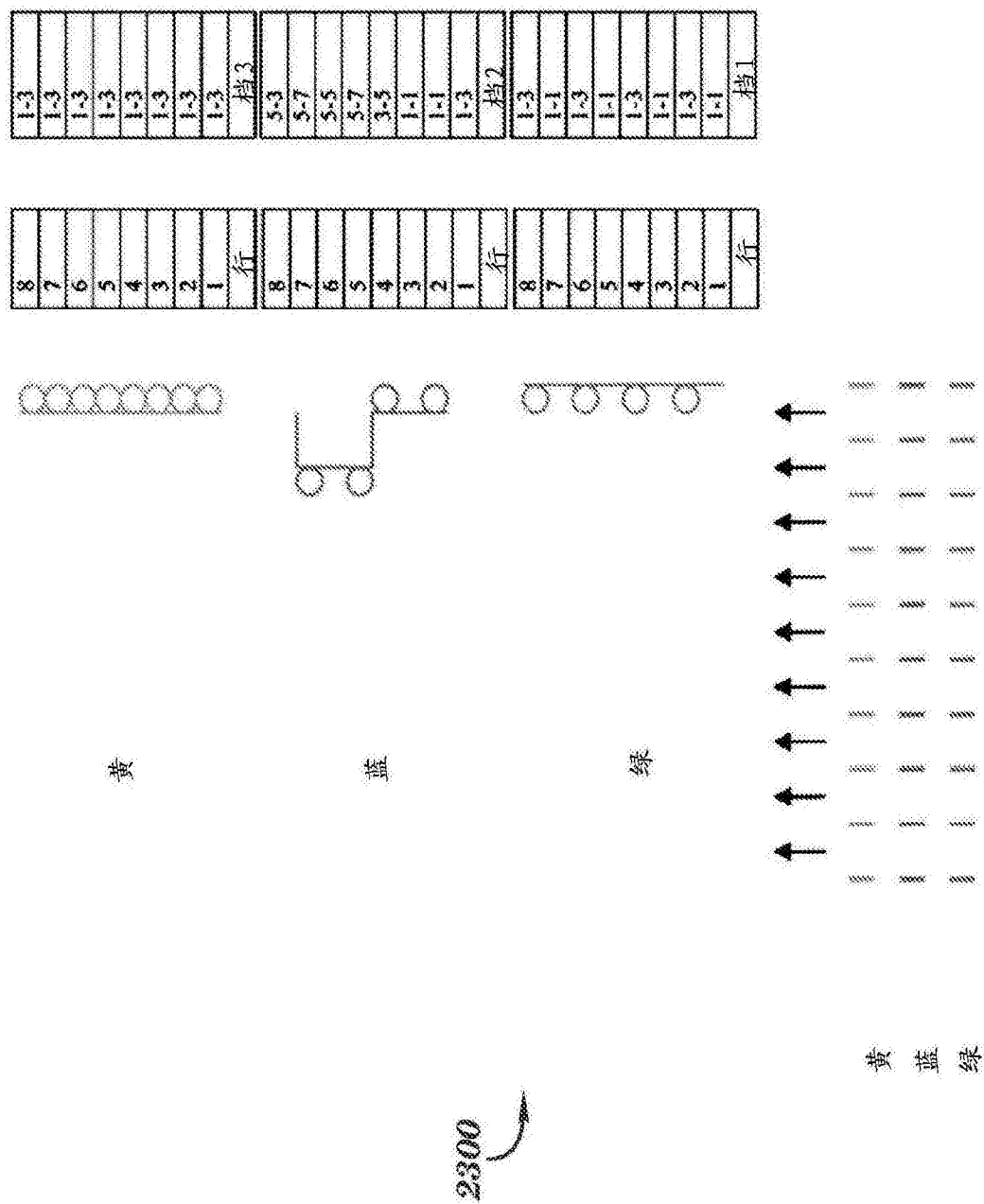


图 23

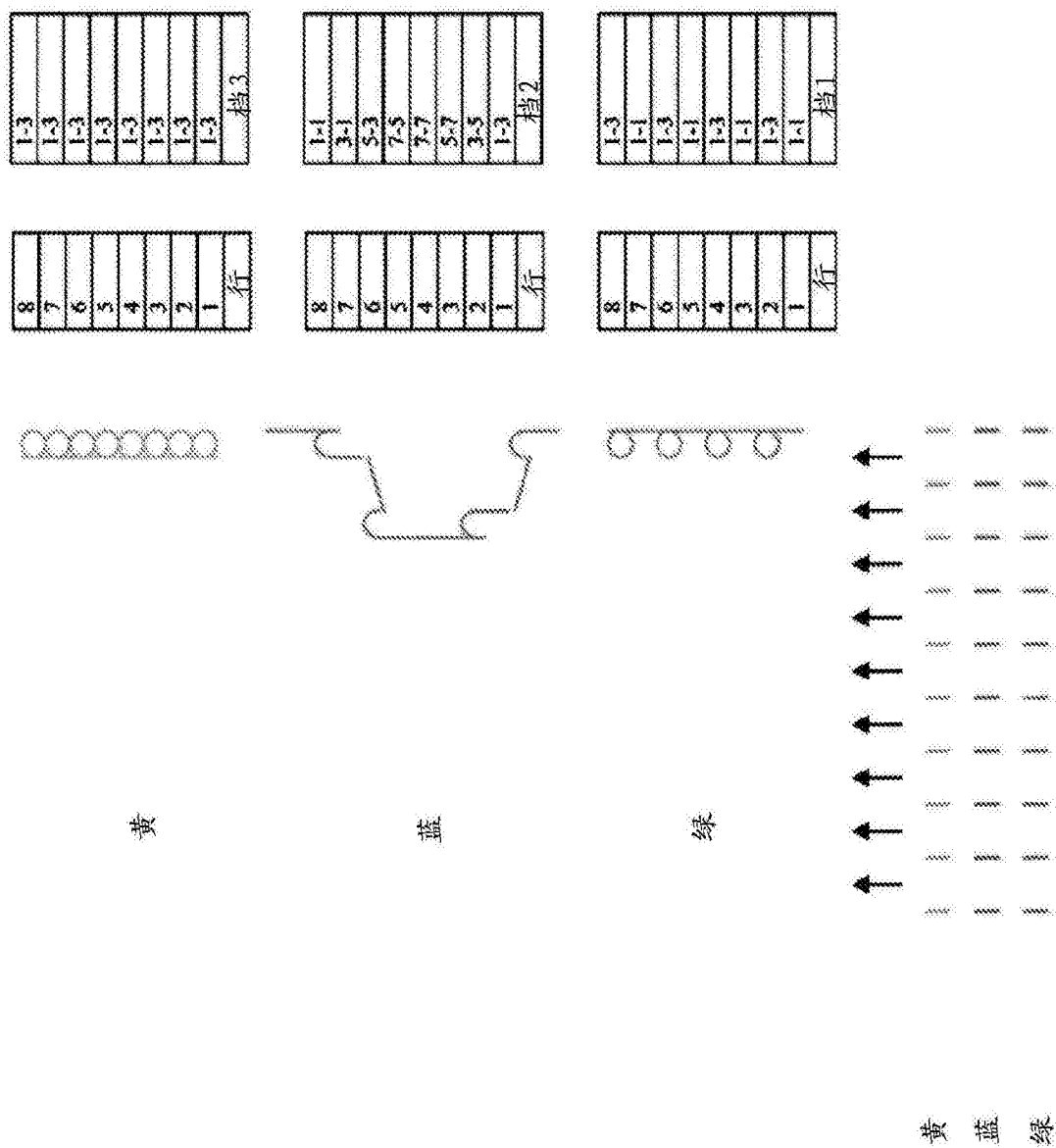


图 24

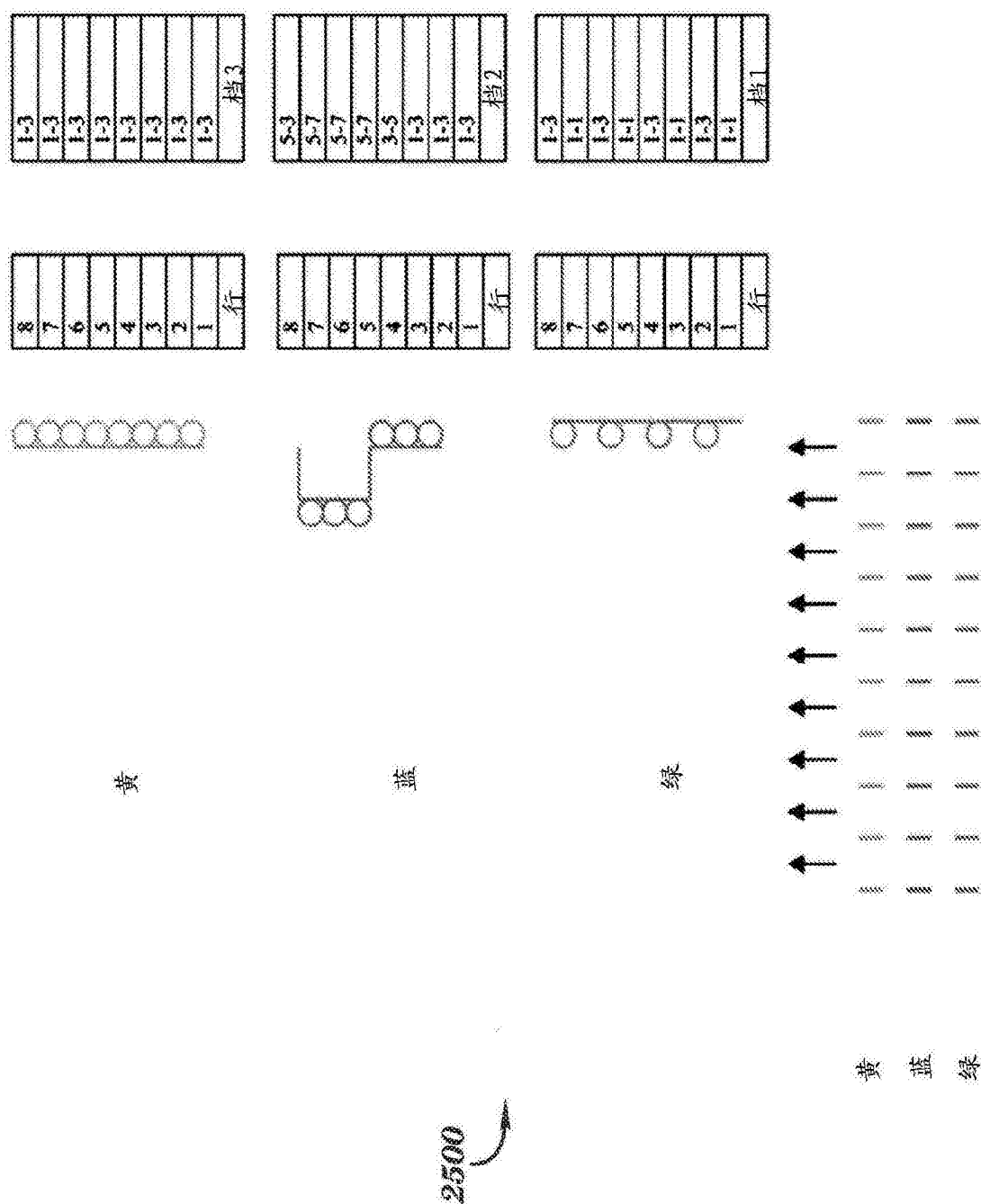


图 25

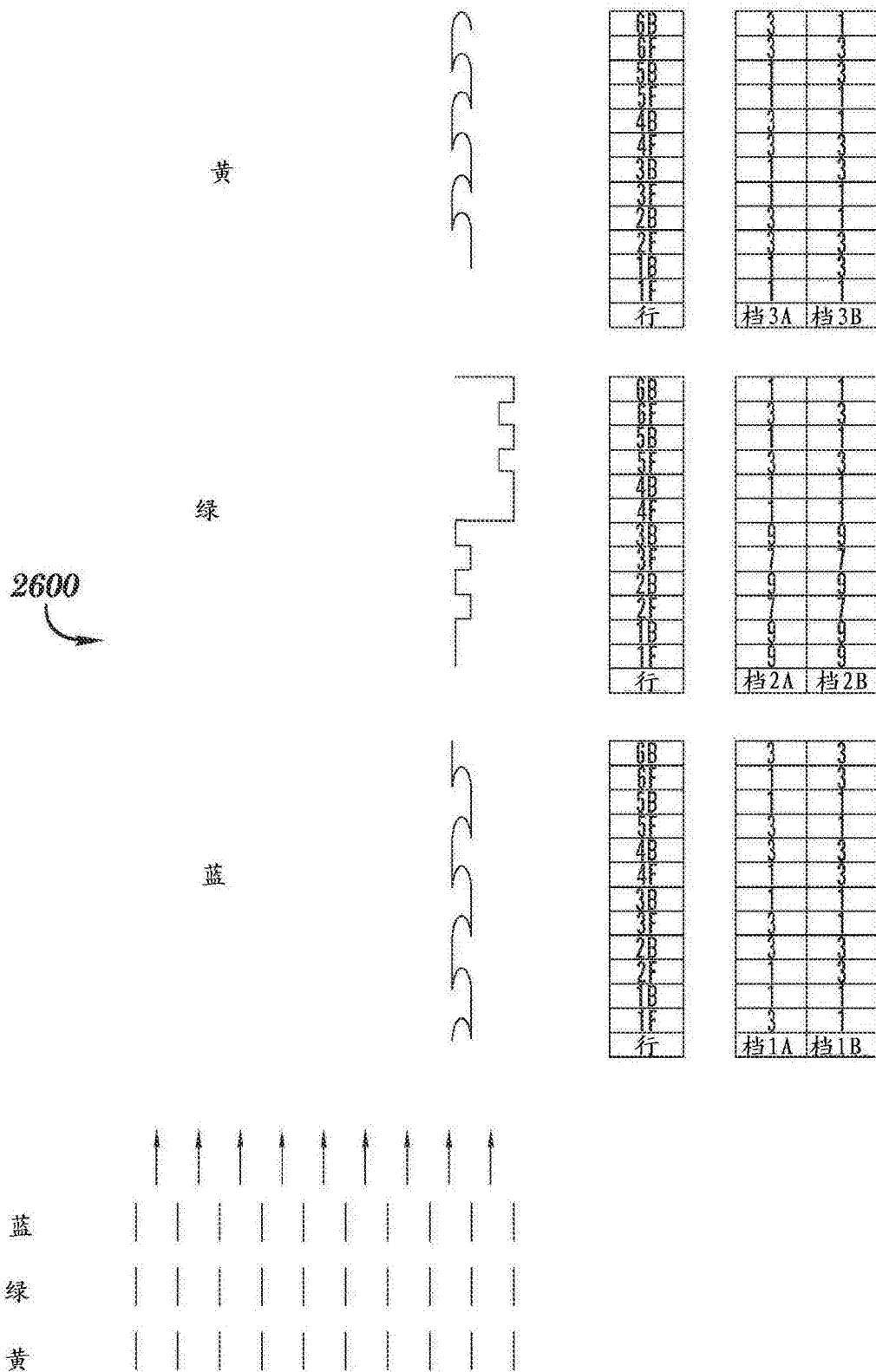
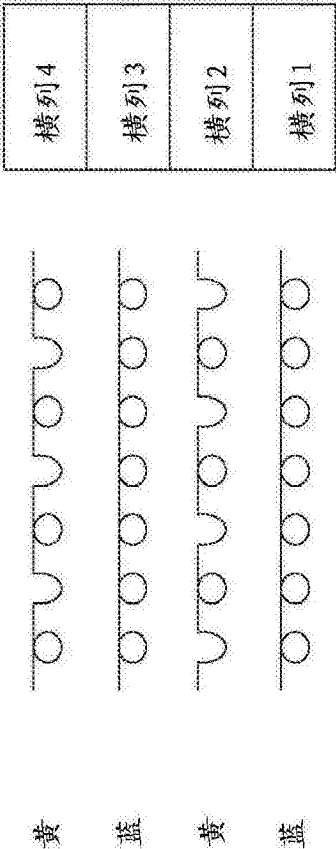


图 26



2700

图 27