



(21) 申请号 202010768376.2

(22) 申请日 2018.06.12

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 111920552 A

(43) 申请公布日 2020.11.13

(62) 分案原申请数据

201810603183.4 2018.06.12

(73) 专利权人 深圳市立心科学有限公司

地址 518000 广东省深圳市新安街道兴东

社区67区隆昌路8号飞扬科技创新园B

栋902

(72) 发明人 孙杨 王玉珏

(74) 专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所

(特殊普通合伙) 44398

专利代理师 邱爽

(51) Int.Cl.

A61F 2/44 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 103068343 A, 2013.04.24

CN 1617749 A, 2005.05.18

审查员 王炜

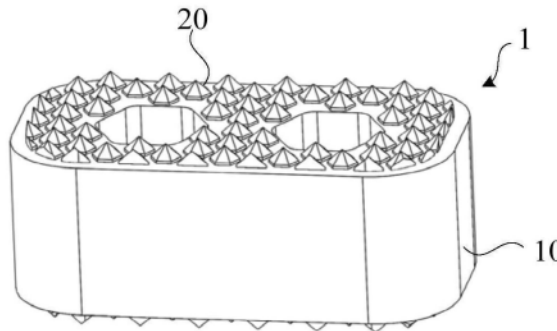
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

具有多个通孔的椎间融合器

(57) 摘要

本公开涉及临床骨科修复领域。本公开提供了一种具有多个通孔的椎间融合器,其特征包括:支撑体,其具有上表面和下表面,并且形成有贯通上表面与下表面之间的多个通孔,支撑体由形成气血通路的多孔材料构成,支撑体还具有贯通上表面与下表面的主通孔,主通孔的内径大于通孔的内径;以及人工骨,其具有用于填充于支撑体的通孔的填充部和与填充部连接并从通孔突出而形成的突起部。在这种情况下,突起部能够与椎骨更好地接触,形成良好的相互作用力,从而能够更好地将融合器固定于椎骨之间,抑制融合器与椎骨在横向方向(即沿着与腰椎大致垂直的方向)上发生相对移位或脱落。



1. 一种具有多个通孔的椎间融合器,其特征在于,包括:支撑体,其具有上表面和下表面,并且形成有贯通所述上表面与所述下表面之间的多个通孔,所述通孔的轴向方向垂直所述上表面和所述下表面,所述支撑体由形成气血通路的多孔材料构成,所述支撑体还具有贯通所述上表面与所述下表面的主通孔,所述主通孔的内径大于所述通孔的内径;以及人工骨,其具有用于填充于所述支撑体的所述通孔的填充部和与所述填充部连接并从所述通孔突出而形成的与椎骨接触的突起部,所述填充部具有与所述通孔匹配的形状,所述人工骨与所述支撑体以过盈配合的方式配合,所述突起部为锥状。

2. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

在所述支撑体中,所述上表面和所述下表面分别形成为与椎骨形状匹配的表面。

3. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

所述通孔的轴向方向与所述上表面或所述下表面形成有夹角。

4. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

所述支撑体还包括连接所述上表面与所述下表面的侧面。

5. 如权利要求4所述的椎间融合器,其特征在于:

所述支撑体还包括贯通所述上表面与所述侧面的多个贯通孔。

6. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

所述突起部包括从所述上表面突出的上突起部和从所述下表面突出的下突起部。

7. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

所述填充部为棱锥状或棱柱状。

8. 如权利要求1所述的椎间融合器,其特征在于:

所述多孔材料的孔径为50 μm 至500 μm 。

具有多个通孔的椎间融合器

[0001] 本申请是申请日为2018年06月12日、申请号为2018106031834、发明名称为填充有人工骨的椎间融合器的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本公开涉及临床骨科修复领域,特别是涉及一种具有多个通孔的椎间融合器。

背景技术

[0003] 随着人口老龄化的加剧与现代都市人民生活习惯的改变,以颈椎病、颈椎间盘突出症、腰椎间盘突出症、腰椎管狭窄症等为代表的脊柱退行性疾病正严重影响人们的工作和生活。目前,上述病情在初期阶段时,大多采用保守的治疗方法例如药物治疗、理疗等。然而,随着患者病情的加重,需要考虑采用更有效的治疗方法例如椎骨融合术来抑制患者病情的加重。以腰椎间盘突出症为例,当椎间盘突出压迫椎管超过1/3或者出现下肢麻木、活动困难、大小便无力等情况时,这时保守的治疗方法的治疗效果已不明显,此时需要考虑对患者实施椎骨融合术。

[0004] 在椎骨融合术中,通过把椎骨间突出的椎间盘摘除,然后在椎骨间植入椎间融合器以诱导椎骨融合在一起,以便达到消除病灶的目的。在椎骨融合术的临床应用中,由于椎间融合器在手术后被长期置入人体内,因此椎间融合器的结构、制造技术、质量等因素都对椎骨融合术的术后效果起重要的作用。

[0005] 专利文献1公开了一种腰椎间融合器,由上下贯通的融合器本体以及被融合器本体包围所形成的植骨区组成;融合器本体的环形壁上在上下和前后方向上密集设置有通孔。另外,专利文献2公开了一种脊柱融合器,该脊柱融合器包括一支撑体,该支撑体形成一容纳空间,该容纳空间内至少部分包括:孔隙状结构。

[0006] 然而,在上述专利文献1和2所公开的椎间融合器中,直接将融合器放置在椎骨之间,例如在患者运动的过程中,椎骨与融合器在横向方向(即沿着与腰椎大致垂直的方向)上有可能会存在相对滑移,导致融合器从椎骨发生位移或脱落。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献1:中国专利申请公开号CN107625564A

[0009] 专利文献2:中国专利申请公开号为CN106913406A。

发明内容

[0010] 本发明人等在研究现有技术的问题时发现,如何将椎间融合器更好地固定于椎骨间是目前现有技术中仍需改善的方面。本发明人等经过多年的临床实践,通过优化融合器的结构,将合适的人工骨填充于融合器中并且形成突起部,能够将融合器更好地固定于椎骨间。

[0011] 本公开是鉴于上述的状况作出的,其目的在于提供一种能够更好地被固定于椎骨间的椎间融合器。

[0012] 为此,本公开提供了一种具有多个通孔的椎间融合器,其特征在于,包括:支撑体,其具有上表面和下表面,并且形成有贯通所述上表面与所述下表面之间的多个通孔,所述支撑体由形成气血通路的多孔材料构成,所述支撑体还具有贯通所述上表面与所述下表面的主通孔,所述主通孔的内径大于所述通孔的内径;以及人工骨,其具有用于填充于所述支撑体的所述通孔的填充部和与所述填充部连接并从所述通孔突出而形成的突起部。在这种情况下,突起部能够与椎骨更好地接触,形成良好的相互作用力,从而能够更好地将融合器固定于椎骨之间,抑制融合器与椎骨在横向方向(即沿着与腰椎大致垂直的方向)上发生相对移位或脱落。

[0013] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,在所述支撑体中,所述上表面和所述下表面分别形成为与椎骨形状匹配的表面。在这种情况下,融合器能够更好地嵌入椎骨之间,并与椎骨贴合,为椎骨提供更加稳定的支撑力,同时可以防止其在椎骨间位移或脱落。

[0014] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述人工骨与所述支撑体以过盈配合的方式配合,以使所述人工骨与所述支撑体之间接触的表面能够产生弹性压力。在这种情况下,能够使人工骨与支撑体紧固的联接。

[0015] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述通孔的轴向方向与所述上表面或所述下表面形成有夹角。

[0016] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述支撑体还包括连接所述上表面与所述下表面的侧面。

[0017] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述支撑体还包括贯通所述上表面与所述侧面的多个贯通孔。在这种情况下,能够促进骨骼在支撑体的生长,从而促进椎骨间的融合。

[0018] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述突起部包括从所述上表面突出的上突起部和从所述下表面突出的下突起部。在这种情况下,融合器被置入椎骨间时,突起部能够分别与上椎骨、下椎骨联接以将融合器更好地固定在椎骨间,防止融合器从椎骨间滑脱。

[0019] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述填充部具有与所述通孔匹配的形状。

[0020] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述填充部为棱椎状或棱柱状。在这种情况下,填充部的底面与突起部的底面贴合连接。

[0021] 另外,在本公开所涉及的椎间融合器中,可选地,所述多孔材料的孔径为50 μm 至500 μm 。在这种情况下,能够使椎间融合器的结构更贴近人体骨骼的结构,更有利于骨骼连续生长。

[0022] 根据本发明,能够提供一种能够更好地被固定于椎骨间的椎间融合器。

附图说明

[0023] 现在将仅通过参考附图的例子进一步详细地解释本公开的实施例,其中:

[0024] 图1是示出了本公开所涉及的椎间融合器放置在椎骨之间的状态示意图。

[0025] 图2是示出了本公开所涉及的椎间融合器的整体立体图。

- [0026] 图3是示出了本公开所涉及的椎间融合器的支撑体与人工骨的分解示意图。
- [0027] 图4是示出了本公开所涉及的支撑体的立体图。
- [0028] 图5是示出了本公开所涉及的支撑体的俯视图。
- [0029] 图6是示出了本公开所涉及的支撑体沿剖面线A-A'方向截取的剖面立体图。
- [0030] 图7是示出了本公开所涉及的支撑体的变形例的示意图。
- [0031] 图8是示出了本公开所涉及的人工骨的例子示意图。
- [0032] 图9是示出了本公开所涉及的人工骨的变形例1的示意图。
- [0033] 图10是示出了本公开所涉及的人工骨的变形例2的示意图。

具体实施方式

[0034] 本公开引用的所有参考文献全文引入作为参考,如同完全阐述的那样。除非另有定义,本公开所使用的技术和科学术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解相同的含义。为本领域技术人员提供了本申请中所使用的许多术语的一般指南。本领域技术人员将认识到可以用于本公开的实践中的与本公开所描述的那些相似或等同的许多方法和材料。实际上,本公开决不限于所描述的方法和材料。图1是示出了本公开所涉及的椎间融合器放置在椎骨之间的状态示意图。图2是示出了本公开所涉及的椎间融合器的整体立体图。图3是示出了本公开所涉及的椎间融合器的支撑体与人工骨的分解示意图。

[0035] 一般而言,在椎骨融合术中,通过将椎骨间突出的椎间盘摘除,然后在椎骨间植入椎间融合器以诱导椎骨融合生长在一起,以便达到消除病灶的目的(参见图1)。在椎骨融合术的临床应用中,由于融合器在手术后被长期置入人体内,因此,融合器与椎骨能够很好地形成融合结构是椎骨融合术的成功与否的关键。

[0036] 本公开涉及一种能够更好地被固定于椎骨间的填充有人工骨的椎间融合器1(以下有时称为“融合器1”)。在本实施方式中,融合器1可以包括支撑体10和人工骨20(参见图2和图3)。在支撑体10,填充有人工骨20,并且人工骨20从支撑体10突出而形成突起部22(稍后描述)。

[0037] 在本公开中,如上所述,由于在支撑体10形成有贯通所述上表面与下表面之间的多个通孔,在通孔中填充有人工骨20,并且人工骨20从支撑体10突出而形成突起部22,因此,突起部22能够与椎骨2更好地接触(参见图1),形成良好的相互作用力,从而能够更好地将融合器1固定于椎骨之间,抑制融合器1与椎骨2在横向方向(即沿着与腰椎大致垂直的方向)上发生相对移位或脱落。

[0038] 另外,在融合器1中,人工骨20可以包括可降解的聚合物和骨头助长材料,因此有利于融合器1中人工骨20的降解,促进融合器1中骨头的生长,从而促进融合器1与椎骨2更好地形成融合结构。

[0039] 另外,在一些示例中,人工骨20还可以覆盖在支撑体10的表面。在这种情况下,人工骨20不仅填充于支撑体10的内部还覆盖在支撑体10的表面,由此能够减少体内排异反应。

[0040] 图4是示出了本公开所涉及的支撑体的立体图。图5是示出了本公开所涉及的支撑体的仰视图。

[0041] 在本公开所涉及的融合器1中,支撑体10可以具有大致平行的上表面11和下表面

12(参见图4和图5)。另外,支撑体10还具有连接上表面11与下表面12的侧面13。

[0042] 在一些示例中,支撑体10可以为外形呈大致长方体或正方体的结构体。在支撑体10为长方体或正方体的情况下,侧面13可以包括相对设置的侧面131和侧面133、以及相对设置的侧面132和侧面134(参见图4)。

[0043] 在一些示例中,侧面131与侧面132之间可以形成有圆角。另外,侧面131与侧面134之间可以形成有圆角。另外,侧面133与侧面132之间可以形成有圆角。此外,侧面133与侧面134之间可以形成有圆角(参见图5)。

[0044] 在一些示例中,支撑体10可以为拉伸体。这里,拉伸体是指由一个截面沿着一个线段拉伸形成的三维体。

[0045] 另外,在支撑体10,可以形成有贯通上表面11与下表面12之间的多个通孔14。在支撑体10中,通孔14的数量没有特别限定,例如通孔14的数量可以为2个、3个、5个、10个或更多个。在一些示例中,出于减少体内排异反应,在支撑体10中可以均匀地布置多个通孔14。

[0046] 在一些示例中,通孔14的轴向方向可以垂直上表面11和下表面12。在另一些示例中,通孔14的轴向方向可以与上表面11或下表面12形成有夹角 θ_1 。在一些示例中,通孔14的轴向方向与上表面11或下表面12所形成的夹角 θ_1 可以为0度至90度。出于使通孔14的轴向方向与支撑体10的受力方向保持大体一致的考虑,夹角 θ_1 可以为45度至90度。

[0047] 此外,在支撑体10,还可以形成有贯通上表面11与侧面13的多个贯通孔。由此,能够在这些贯通孔中例如填充人工骨,促进骨骼在支撑体10的生长,从而促进椎骨间的融合。另外,在支撑体10,还可以形成有贯通下表面12与侧面13的多个贯通孔。在这种情况下,同样能够促进骨骼在支撑体10的生长,从而促进椎骨间的融合。

[0048] 图6是示出了本公开所涉及的支撑体沿剖面线A-A'方向截取的剖面立体图。

[0049] 在一些示例中,在支撑体10,通孔14可以呈正六棱柱形状(参见图6)。在这种情况下,能够在支撑体10中形成蜂窝结构,由于蜂窝结构能够降低应力集中,使支撑体10内部结构应力分布更加均匀,具有更高的强度和刚度,因此能够在保证支撑体10有足够的强度的情况下,大大减少制造支撑体10时所需要的材料。在一些示例中,通孔14的内径例如可以为1mm-5mm。本公开的示例不限于此,通孔14还可以呈圆柱形状、圆台形状、棱台形状、正三棱柱形状等。

[0050] 在一些示例中,支撑体10还可以具有贯通上表面11与下表面12的主通孔15。主通孔15的内径可以大于通孔14的内径。在这种情况下,能够减少支撑体10的材料,增加使用的人工骨材料,从而减少体内排异反应。在一些示例中,主通孔15的内径可以是2mm-10mm。

[0051] 在一些示例中,主通孔15可以是1个、2个、3个、5个、10个或更多个。出于使支撑体10内部结构紧凑的考虑,主通孔15的数量可以是2个,如图6所示,在支撑体10内,设置有主通孔15a和主通孔15b。在一些示例中,主通孔15a和主通孔15b可以对称分布于支撑体10(参见图5和图6)。在一些示例中,主通孔15a和主通孔15b可以关于支撑体10的纵向轴线对称。

[0052] 在一些示例中,主通孔15的轴向方向可以垂直上表面11和下表面12。在另一些示例中,主通孔15的轴向方向也可以与上表面11或下表面12形成有夹角 θ_2 。在一些示例中,出于使主通孔15的轴向方向与支撑体10受力方向大体一致的考虑,夹角 θ_2 可以为45度至90度。

[0053] 在一些示例中,主通孔15也可以呈正六棱柱形状。在这种情况下,能够使主通孔15

也成为支撑体10中蜂窝结构的一部分,在保证支撑体10有足够的强度的情况下,能够进一步减少制造支撑体10时所使用的材料。本公开的示例不限于此,主通孔15可以呈圆柱形状、圆台形状、棱台形状、正三棱柱形状等。

[0054] 在一些示例中,支撑体10可以由多孔材料构成。在这种情况下,能够使椎间融合器1接近骨骼的结构,形成气血通路,有利于骨骼连续生长。在一些示例中,多孔材料的孔径可以为 $50\mu\text{m}$ 至 $500\mu\text{m}$ 。在这种情况下,能够使椎间融合器1的结构更贴近人体骨骼的结构,更有利于骨骼连续生长。另外,在一些示例中,多孔材料的孔道可以呈与气血通路大致相同的方向。在这种情况下,能够更有利于在多孔材料中形成气血通路。

[0055] 在一些示例中,支撑体10的材料可以是金属生物相容性材料。在这种情况下,由于金属生物相容性材料相对于其他生物相容性材料具有更加适宜的强度、韧性、耐磨性和耐疲劳性能,因而能够使支撑体10的性能更加稳定,可靠性更高。

[0056] 在一些示例中,支撑体10中的金属生物相容性材料可以包括钛、钛基合金、钴基合金、镍铬不锈钢、钽、铌、金、银、钯、铂中的至少一种。在这种情况下,能够根据实际需要,选择合适的制作材料。

[0057] 另外,在一些示例中,支撑体10中的金属生物相容性材料可以包括钛、钛基合金、钴基合金、医用不锈钢。在这种情况下,由于钛金属与其他金属相比,具有很强的抗疲劳性、耐腐蚀性和较好的生物相容性,而医用不锈钢及钴金属的弹性模量较高,具有较高的强度,因此能够在保证支撑体10具有较高的硬度及抗断裂韧性的同时,能够减少支撑体10材料的使用量,从而减少体内排异反应。

[0058] 在一些示例中,支撑体10的孔隙率可以为50%至90%。在这种情况下,能够在保证支撑体10有足够强度的同时,减少制造支撑体10时所使用的材料,减少人体排异反应,同时,能够增加融合器1中所填充的人工骨20的体积,促进骨头生长。

[0059] 图7是示出了本公开所涉及的支撑体的变形例的示意图。

[0060] 在一些示例中,在支撑体10中,上表面11和下表面12可以分别形成与椎骨形状匹配的表面(参见图7)。在这种情况下,融合器1能够更好地嵌入椎骨之间,并与椎骨贴合,为椎骨提供更加稳定的支撑力,同时可以防止其在椎骨间位移或脱落。

[0061] 本公开的示例不限于此,例如,在一些示例中,支撑体10的上表面11可以是与椎骨形状匹配的表面,而下表面12可以是平整的表面。在另一些示例中,支撑体10的上表面11可以是平整的表面,而下表面12可以是与椎骨形状匹配的表面。

[0062] 在一些示例中,支撑体10可以由选自3D打印、机械加工、数控加工、模具加工中的至少一种制成。在这种情况下,能够根据实际情况选择合适的加工方式,提高椎间融合器1的加工精度。在一些示例中,支撑体10可以采用3D打印的方式加工。

[0063] 图8是示出了本公开所涉及的人工骨的例子示意图。图9是示出了本公开所涉及的人工骨的变形例1的示意图。图10是示出了本公开所涉及的人工骨的变形例2的示意图。

[0064] 在一些示例中,人工骨20可以包括填充部21和与填充部21连接的突起部22和。其中,突起部22形成在填充部21上(参见图8)。

[0065] 在一些示例中,填充部21可以呈与通孔14匹配的形状例如正六棱柱形状。在这种情况下,突起部22可以呈正六棱椎状,此时,填充部21的底面与突起部22的底面贴合连接。

[0066] 本公开的示例不限于此,例如,在一些示例中,填充部21可以大致呈圆柱状、五棱

柱状、三棱柱状等。在一些示例中,突起部22可以大致呈圆锥状、正五棱锥状、正四棱锥状等。例如,在填充部21呈大致圆柱状时,突起部22可以呈大致圆锥状。当填充部21大致呈五棱柱时,突起部22可以大致呈五棱锥状。

[0067] 另外,在一些示例中,突起部22可以包括从上表面11突出的上突起部22a和从下表面12突出的下突起部22b。上突起部22a和下突起部22b分别与填充部21的两端连接(参见图8)。在这种情况下,融合器1被置入椎骨间时,突起部22能够分别与上椎骨、下椎骨联接以将融合器1更好地固定在椎骨间,防止融合器1从椎骨间滑脱。

[0068] 在一些示例中,人工骨20可以只具有从上表面11突出的突起部22。突起部22可以与填充部21的上端连接(参见图9)。在一些示例中,人工骨20可以只具有从下表面12突出的突起部22。突起部22可以与填充部21的下端连接(参见图10)。

[0069] 此外,在一些示例中,突起部22可以从支撑体10的上表面11和/或下表面12突出1mm至3mm。在这种情况下,能够使融合器1很好地被固定在椎骨间。出于将融合器1更好地固定于椎骨间的考虑,突起部22可以从支撑体10的上表面11和下表面12突出1mm至3mm。

[0070] 在一些示例中,人工骨20与支撑体10可以以过盈配合的方式配合。在这种情况下,人工骨20与支撑体10之间接触的表面能够产生弹性压力,从而使人工骨20与支撑体10紧固的联接。本公开的示例不限于此,人工骨20与支撑体10的配合方式还可以为间隙配合或过渡配合。

[0071] 在一些示例中,如上所述,人工骨20可以包括可降解的聚合物和骨头助长材料。因此有利于融合器1中人工骨20的降解,促进融合器1中骨头的生长,从而促进融合器1与椎骨2更好地形成融合结构。

[0072] 在一些示例中,可降解的聚合物可以包括天然高分子材料、人工合成高分子材料等。其中,天然高分子材料可以包括甲壳素及其衍生物、胶原、纤维蛋白胶等。人工合成高分子材料可以包括聚乳酸、聚己内酯、聚乳酸聚乙醇酸共聚物等。

[0073] 在一些示例中,骨头助长材料可以包括无机材料、纳米材料等。其中,无机材料可以包括生物降解类陶瓷、羟基磷灰石、珊瑚及乌贼骨等。纳米材料可以包括纳米羟基磷灰石/胶原材料、羟基磷灰石/聚乳酸纳米复合材料等。

[0074] 在一些示例中,人工骨20的材料可以选自生物陶瓷、医用高分子材料、医用复合材料、纳米人工骨中的至少一种。在这种情况下,能够避免在手术过程中使用病人的自体骨,对病人造成更多痛苦,并能够诱导骨头生长。其中,生物陶瓷可以包括羟基磷灰石、磷酸钙、氧化铝等。医用高分子材料可以包括甲壳素、胶原蛋白、硅橡胶、聚乳酸、聚氨酯等。医用复合材料可以是由上述生物陶瓷材料和上述医用高分子材料复合而成。纳米人工骨可以包括纳米羟基磷灰石、氧化锆/氧化铝晶体纳米化合物、纳米磷酸钙/胶原等。

[0075] 本公开的示例不限于此,填充于支撑体10的材料还可以是自体骨、异体骨、骨形态发生蛋白、异体骨和人工骨的复合材料、自体骨和人工骨的复合材料、自体骨和异体骨的复合材料、自体骨和异体骨和人工骨的复合材料等。

[0076] 在本公开所涉及的椎间融合器1的植入手术中,首先,通过手术将椎骨间突出的椎间盘摘除,然后在椎骨间植入融合器1。由于融合器1具有突起部22,当融合器1被植入椎骨间时,突起部22能够与椎骨更好地接触,与椎骨之间产生相互作用力。突起部22与椎骨相互作用产生的作用力能够使融合器1被更加稳固地固定于椎骨之间,抑制融合器1与椎骨在横

向方向(即沿着与腰椎大致垂直的方向)上发生相对移位或脱落。

[0077] 在术后康复的过程中,人工骨20中可降解的聚合物在人体内被降解吸收,而骨头助长材料诱导与融合器1联接的椎骨生长在一起,并形成融合结构。支撑体10能够为与融合器1联接的椎骨提供稳定的支撑力,有利于保持康复过程中椎骨的稳定,便于椎骨生长在一起形成融合结构。

[0078] 虽然以上结合附图和实施方式对本发明进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本发明。本领域技术人员在不偏离本发明的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本发明进行变形和变化,这些变形和变化均落入本发明的范围内。

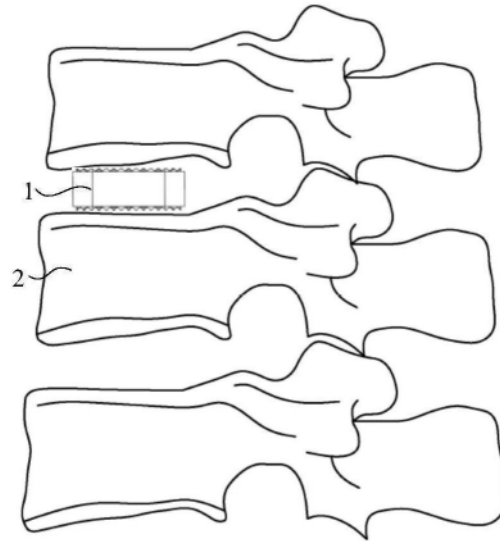


图1

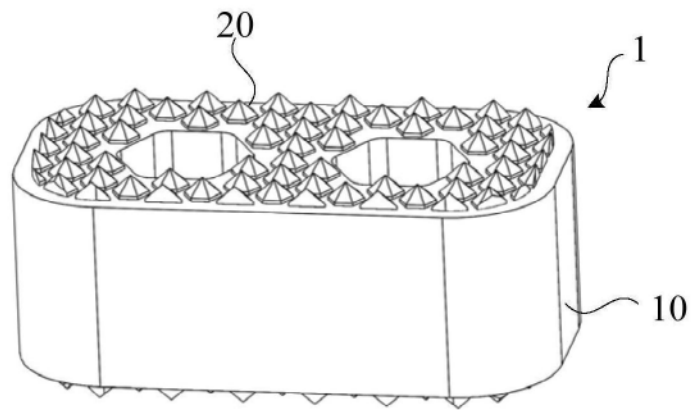


图2

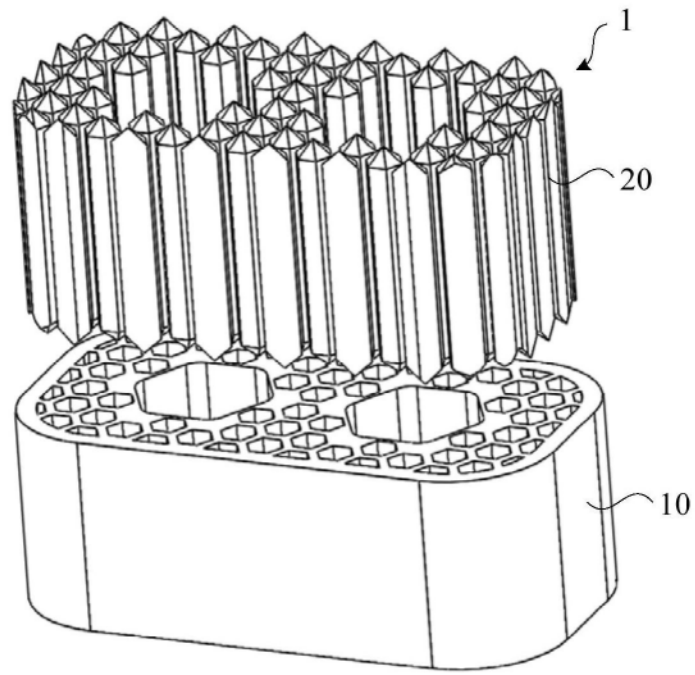


图3

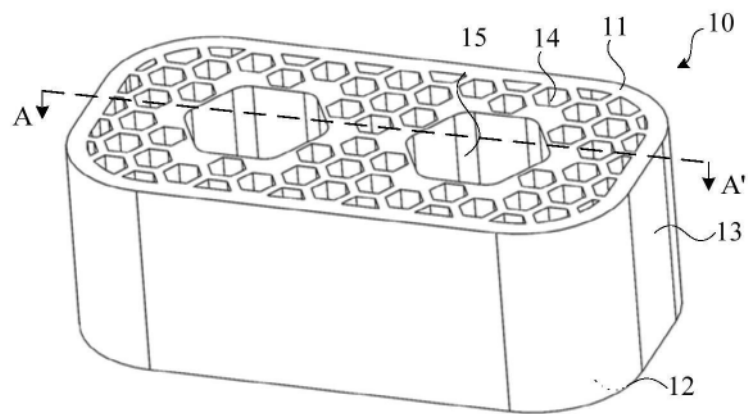


图4

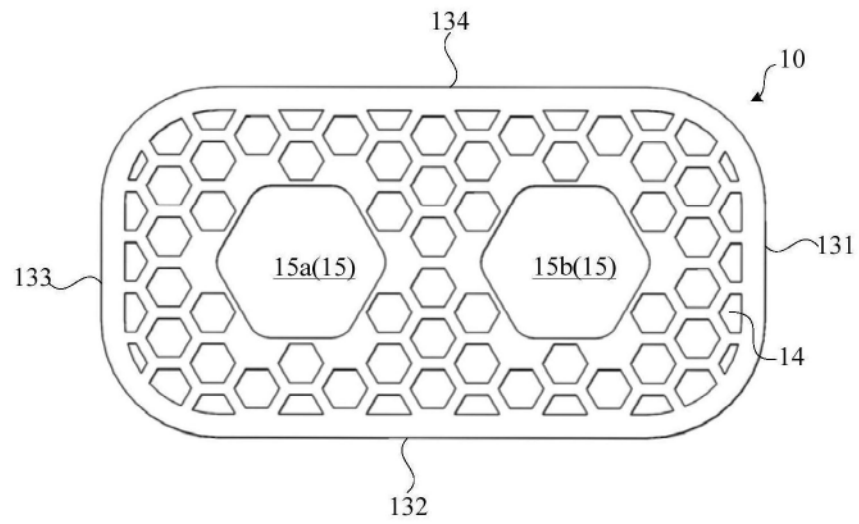


图5

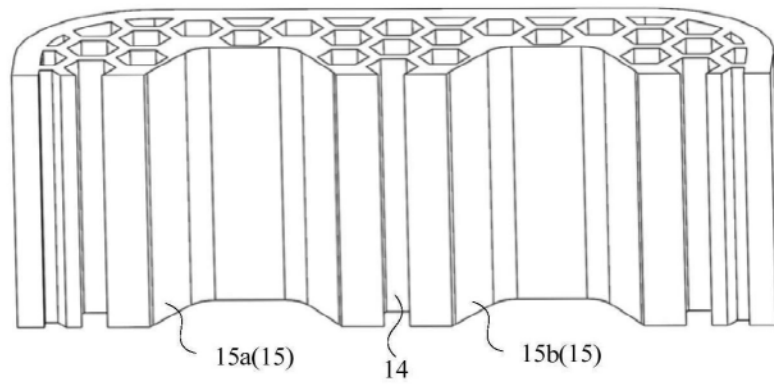


图6

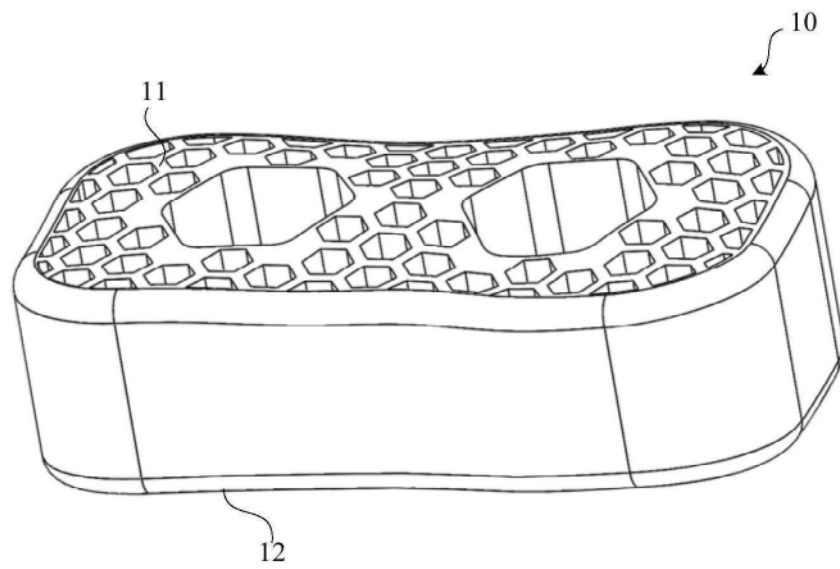


图7

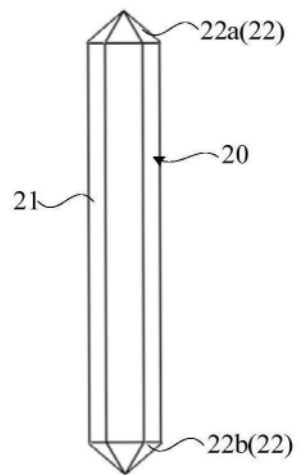


图8

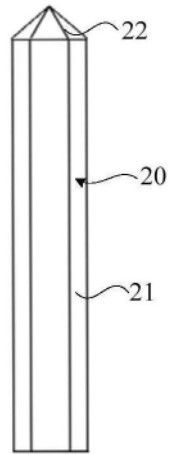


图9

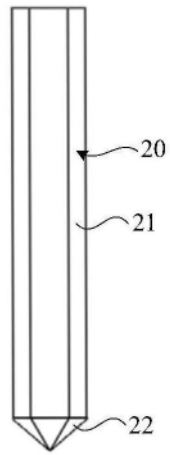


图10