



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105997306 A

(43)申请公布日 2016. 10. 12

(21)申请号 201610264973.5

(22)申请日 2016.04.25

(71)申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园100号

(72)发明人 张冬云 徐仰立 曹玄扬 冯喆

(74)专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司 11203

代理人 刘萍

(51)Int. Cl.

A61F 2/28(2006.01)

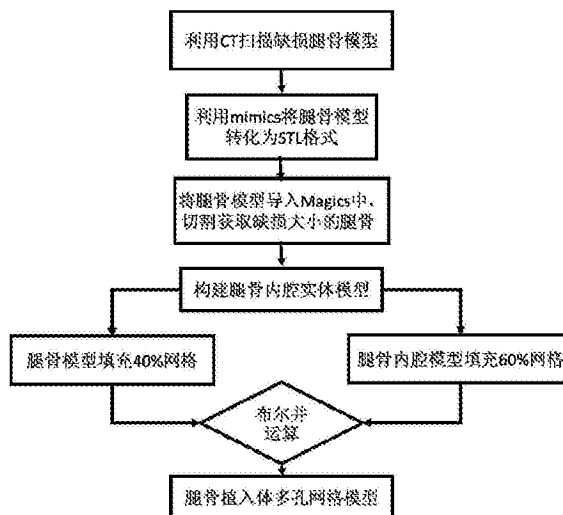
权利要求书1页 说明书4页 附图6页

(54)发明名称

一种骨骼植入体内填充多孔网格结构的设计方法

(57)摘要

一种植入体多孔网格结构的设计方法,利用布尔操作区域性填充多孔网格阵列的植入体的方法。其特征在于,通过医学影像技术(CT扫描)获得缺损人体骨骼三维实体模型,并根据人体骨骼弹性模量分布,即密质骨的弹性模量为12~23.3GPa,松质骨的弹性模量为6~10GPa,对截取的人工骨模型进行区域性网格填充,填充材料为钛或者医用钛合金。这种方法能够有效地降低植入体等效弹性模量,从而保证了植入体在人体中具有优良的力学性能。



1. 一种骨骼植入体内填充多孔网格结构的设计方法,其特征在于,通过医学影像技术获得缺损人体骨骼三维实体模型,并根据人体骨骼弹性模量分布,即密质骨的弹性模量为12~23.3GPa,松质骨的弹性模量为0~10GPa,对截取的人工骨模型进行区域性网格填充。

2. 根据权利要求1所述的设计方法,其特征在于,步骤如下:

步骤一:利用医学影像技术,获得患者骨骼缺损部位的断层数据,通过图像处理提取其轮廓数据,然后导入三维重构软件mimics,获得具有个体匹配性的骨骼实体模型,其中包括完整的骨骼模型和缺损的骨骼模型,转换模型文件格式为STL;

步骤二:打开三维模型处理软件Magics,将骨骼的STL模型导入Magics中,通过比对完整骨骼和缺损骨骼,利用工具栏的切割工具,截取完整骨骼和缺损部位一样大小的骨模型,并保存该模型;

步骤三:将步骤二截取并保存的骨骼模型导入Magics中,利用软件的标记功能,选中并标记骨骼的上下底面及外表面,并且删除选中骨骼模型的表面,得到一个中空的骨内腔模型,点击修复工具页的补洞功能,得到一个填满的骨内腔模型,保存该模型;

步骤四:将步骤二的骨模型和步骤三的骨内腔模型导入Magics软件中,利用修复工具,对两个模型进行修复。利用工具栏的网格填充功能,对骨模型填充59%~71%体积分数的网格,填充网格的大小为6mm×6mm×6mm,对骨内腔模型填充73%~79%体积分数的网格,填充网格的大小为5mm×5mm×5mm;骨模型填充59%~71%体积分数的网格,其弹性模量为15~20GPa;所述73%~79%体积分数的网格为符合人体松质骨弹性模量范围的网格,其弹性模量为6~10GPa;

步骤五:选中步骤四两个填充好网格的骨模型和内腔模型,对二者进行布尔并运算,得到植入骨网格填充模型,对模型进行修复并存储,将模型导入3D打印机成型。

3. 根据权利要求1所述的设计方法,其特征在于:原始材料为钛及医用钛合金或者钴铬合金。

4. 据权利要求1所述的设计方法,其特征在于:所述的多孔网格结构其基本结构单元由八个形貌相同但排列方向各异的拓扑优化结构组合而成,拓扑优化过程简化为一个 $n \times n \times n$ 正方体, n 为大于等于1的整数,右上角 (n, n, n) 受到一个的集中载荷力,左下角 $(0, 0, 0)$ 为固定端,输入实心材料本身无孔隙情况下的弹性模量和泊松比及想要得到多孔结构的体积分数。网格划分20层,设定拓扑优化控制过程并求解得到最终的密度云图,最后在密度云图中控制输出密度为0.8以上部分。

5. 据权利要求1所述的设计方法,其特征在于:修复的项目为法向修复、合并壳体、缝合、移除干扰壳体、补洞。

6. 据权利要求1所述的设计方法,其特征在于:骨骼模型和骨内腔模型中心坐标都处于默认位置坐标 $x:10\text{mm}, y:10\text{mm}, z:5\text{mm}$,再利用布尔并运算,将两个模型组合成一个多孔骨模型,获得多孔植入体。

一种骨骼植入体内填充多孔网格结构的设计方法

技术领域

[0001] 本发明设计是一种用于降低骨骼植入体弹性模量的网格结构的填充方法,属于生物医学领域。

背景技术

[0002] 应用于植入体(如髋关节、牙齿根)的结构钛合金主要用于修复和替代人体的硬组织,因此,它们必须具有高的强度和疲劳寿命(也即疲劳强度)。同时,为实现植入体与骨骼之间应力的均匀传递,它们还应具有与人体皮质骨接近的低弹性模量。制造生物医用钛合金时应选用无毒性的合金元素,同时还应考虑金属过敏的风险,经过大量的实验表明,Nb、Ta、Zr和Sn等元素具有较好的生物相容性、较小的毒性,被认为是安全的生物医用合金元素。

[0003] 不过这种全实心的种植体并非十全十美,主要原因在于其弹性模量无法与人体骨骼相匹配。钛相对其他生物金属材料而言具有最低的实体弹性模量(110GPa),但与人体骨质弹性模量(<30GPa)仍是存在巨大差距。植入体在实际应用过程中主要存在一个应力遮挡的问题,即当不同弹性模量的成分并联承担载荷时,较高弹性模量的成分承担较多的载荷,即对低弹性模量成分起到应力、应变遮挡作用。根据wofff定律,当金属植入体的硬度比骨更硬时,负载将会落在植入体上,从而减小了其周围骨骼上的负载造成“应力屏蔽”现象——因为压力减小而弱化骨骼的现象。这会造成植入体的松弛,更甚者,导致移植失败。另者,植入体还有可能挤压和预压效应对骨骼产生更大的压力,从而导致骨坏死。

[0004] McKibbin等的研究注意到这样一位患者,一侧小腿骨折保守治疗,另一侧小腿创伤性截肢。6周后,保守治疗的骨折端产生了丰富的骨痂,而形成鲜明对照的是,截肢的骨残端几乎没有反应。应力遮挡效应是影响骨折愈合的最重要的负面因素之一。应力遮挡效应的大小不但取决于固定材料的应力分流,更主要地取决于骨折断端间的应力传导。在同样固定条件下,骨折断端所受到的应力刺激随肢体功能状态而改变。保护下的负重锻炼有助于增加骨折断端间的应力传导,从而减少应力遮挡效应,促进骨折愈合。

[0005] 在传统的骨骼有限元模型构建方法中,一般把骨的材料分为两种:骨松质和骨密质。在仿真过程中,通常采用的是优化的多孔结构。多孔材料是一类具有周期性排列孔隙的材料,其优势在于可任意根据其孔隙率调节弹性特性(弹性模量和泊松比),优良的综合力学性能(主要是强度和刚度)等等。这样的多孔结构有利于人体新骨组织的长入以及营养物质的输送。

[0006] 基于几何造型的多孔植入体设计方法,通过相应的布尔运算即可以获得整体多孔植入体或者局部多孔的植入体。设计方法简单,且目前大多数商业化造型软件都支持布尔运算,是目前多孔植入体设计常常采用的方法。然而该方法的缺陷同样明显,在布尔运算后,在几何形态的外轮廓往往会出现阶梯现象导致几何轮廓失真,且性能往往不稳定。所以,如何构建可制造的植入体多孔网格结构是近年来研究的热点。

发明内容

[0007] 医用骨骼的个性化植入体的制造,在增材制造技术的发展下逐渐成为一种趋势。根据以上的研究结果,本发明提供了一种将医用钛合金多孔网格区域化地填充到人体骨骼的方法。这种方法在大大降低材料本身的弹性模量的同时,也保留了其力学性能。根据人体骨骼弹性模量的分布,密质骨的弹性模量为12~23.3GPa,松质骨的弹性模量为0~10GPa,可改善植入体材料的质量和功能。

[0008] 本发明为解决上述技术问题所采用的技术方案是:

[0009] 一种骨骼植入体内填充多孔网格结构的设计方法,其特征在于,通过医学影像技术(CT扫描)获得缺损人体骨骼三维实体模型,并根据人体骨骼弹性模量分布,即密质骨的弹性模量为12~23.3GPa,松质骨的弹性模量为0~10GPa,对截取的人工骨模型进行区域性网格填充,使植入体材料的等效弹性模量降低;

[0010] 具体的设计方案为:

[0011] 步骤一:利用医学影像技术,获得患者骨骼缺损部位的断层数据,通过图像处理提取其轮廓数据,然后导入三维重构软件mimics,获得具有个体匹配性的骨骼实体模型,其中包括完整的骨骼模型和缺损的骨骼模型,转换模型文件格式为STL;

[0012] 步骤二:打开三维模型处理软件Magics,将骨骼的STL模型导入Magics中,通过对比完整骨骼和缺损骨骼,利用工具栏的切割工具,截取完整骨骼和缺损部位一样大小的骨模型,并保存该模型;

[0013] 步骤三:将步骤二截取并保存的骨骼模型导入Magics中,利用软件的标记功能,选中并标记骨骼的上下底面及外表面,并且删除选中骨骼模型的表面,得到一个中空的骨内腔模型,点击修复工具页的补洞功能,得到一个填满的骨内腔模型,保存该模型;

[0014] 步骤四:将步骤二的骨模型和步骤三的骨内腔模型导入Magics软件中,利用修复工具,对两个模型进行修复。利用工具栏的网格填充功能,对骨模型填充59%~71%体积分数的网格,填充网格的大小为6mm×6mm×6mm,对骨内腔模型填充73%~79%体积分数的网格,填充网格的大小为5mm×5mm×5mm;骨模型填充59%~71%体积分数的网格,其弹性模量为15~20GPa;所述73%~79%体积分数的网格为符合人体松质骨弹性模量范围的网格,其弹性模量为6~10GPa;

[0015] 步骤五:选中步骤四两个填充好网格的骨模型和内腔模型,对二者进行布尔并运算,得到植入骨网格填充模型,对模型进行修复并存储,将模型导入3D打印机成型。

[0016] 另外,多孔网格结构材料的原始材料为钛及医用钛合金或者钴铬合金等具有优良的生物相容性材料。权利要求2所述的多孔网格结构其基本结构单元由八个形貌相同但排列方向各异的拓扑优化结构组合而成,每个结构的设计都严格遵守拓扑软件优化后的密度云图结果。拓扑优化过程可简化为一个 $n \times n \times n$ (n 为大于等于1的整数)正方体,右上角(n, n, n)受到一个的集中载荷力,左下角(0,0,0)为固定端,输入实心材料本身无孔隙情况下的弹性模量和泊松比及想要得到多孔结构的体积分数。网格划分20层(20为建议值,太大影响计算机运算速度,太小影响精确度),设定拓扑优化控制过程并求解得到最终的密度云图,最后在密度云图中控制输出密度为0.8以上红色部分。建模过程为了详尽的获取整个优化结构的信息,可通过密度云图在X轴方向上划分出多个剖面,将每个剖面的中密度超过0.8

的图像通过画图软件进行定位记录,最后将记录的多个剖面形状进行串联至整个结构建模完成。

[0017] 进一步,对于导入Magics软件的多孔植入体的STL文件,为了保证后续操作的顺利进行,需要进行修复的项目为法向修复、合并壳体、缝合、移除干扰壳体、补洞;

[0018] 步骤四所述的59%~71%体积分数的网格为符合人体密质骨弹性模量范围的网格,其弹性模量为15~20GPa;所述73%~79%体积分数的网格为符合人体松质骨弹性模量范围的网格,其弹性模量为6~10GPa(这里的弹性模量值为实验测量所得);

[0019] 进一步,骨骼模型和骨内腔模型中心坐标必须位置匹配(建议都处于默认位置坐标x:10mm,y:10mm,z:5mm),再利用布尔并运算,将两个模型组合成一个多孔骨模型,获得多孔植入体;

[0020] 进一步,步骤五所述的多孔网格植入体模型,导入3D打印机中打印成型的方法,可为SLM(激光选区熔化技术)、EBM(电子束选区熔化技术)等其它的金属成型方法。

[0021] 所述的多孔网格植入体对人体缺损骨骼的修复,具有普遍适用性。

[0022] 本发明具有的优势:

[0023] 1、与传统的网格制造方法(如熔铸法)等方法对比,本发明能够自由地在植入体材料中成型不同内孔形状和尺寸的网格结构阵列,区域化地填充网格结构,能更有针对地降低多孔植入体等效弹性模量;

[0024] 2、本发明通过测量不同体积分数的网格结构的弹性模量,并且结合了人体骨骼实际的弹性模量分布情况,将二者作为多孔结构阵列的设计根据,提高了多孔植入材料的生物匹配度,能让多孔植入体的设计更具备实用价值;

[0025] 3、本发明基于人体骨骼多孔网格结构设计方法,通过相应的布尔运算获得整体多孔植入体或者局部多孔的植入体,能够实现植入体的轻量化,得到良好的力学性能,为个性化植入体的将来的应用具有重要的意义。

附图说明

[0026] 附图1是人体骨骼多孔网格结构植入体的设计流程图

[0027] 附图2是CT扫描人体骨骼的STL模型;

[0028] 附图3是利用Magics软件截取人体骨骼缺损部位的结果;

[0029] 附图4是构建人体骨内腔的三维模型;

[0030] 附图5是将不同体积分数网格填充到人体骨和内腔的三维模型;

[0031] 附图6是人体骨骼多孔网格结构植入体的三维模型。

具体实施方式

[0032] 本发明的人体骨骼多孔网格结构植入体的设计流程如附图1,具体的实施方式如下:

[0033] 步骤一:利用医学影像技术,获得患者骨骼缺损部位的断层数据,通过图像处理提取其轮廓数据,然后导入三维重构软件mimics,获得具有个体匹配性的骨骼实体模型,其中包括完整的骨骼模型和缺损的骨骼模型,转换模型文件格式为STL;

[0034] 步骤二:打开三维模型处理软件Magics,将骨骼的STL模型导入Magics中,通过比

对完整骨骼和缺损骨骼,利用工具栏的切割工具,截取完整骨骼和缺损部位一样大小的骨模型,并保存该模型;

[0035] 步骤三:将步骤二截取并保存的骨骼模型导入Magics中,利用软件的标记功能,选中并标记骨骼的上下底面及外表面,并且删除选中骨骼模型的表面,得到一个中空的骨内腔模型,点击修复工具页的补洞功能,得到一个填满的骨内腔模型,保存该模型;

[0036] 步骤四:将步骤二的骨模型和步骤三的骨内腔模型导入Magics软件中,利用修复工具,对两个模型进行修复。利用工具栏的网格填充功能,对骨模型填充59%~71%体积分数的网格,填充网格的大小为6mm×6mm×6mm,对骨内腔模型填充73%~79%体积分数的网格,填充网格的大小为5mm×5mm×5mm;骨模型填充59%~71%体积分数的网格,其弹性模量为15~20GPa;所述73%~79%体积分数的网格为符合人体松质骨弹性模量范围的网格,其弹性模量为6~10GPa;

[0037] 步骤五:选中步骤四两个填充好网格的骨模型和内腔模型,对二者进行布尔并运算,得到植入骨网格填充模型,对模型进行修复并存储,将模型导入3D打印机成型。

[0038] 虽然这里结合具体的实施例对本发明进行了描述,但是对本领域技术人员来说,很多其它的变化、改进以及应用将是很明显的。因此,本发明不应当受此处特定公开的限制,而应由附加的权利要求来限定。

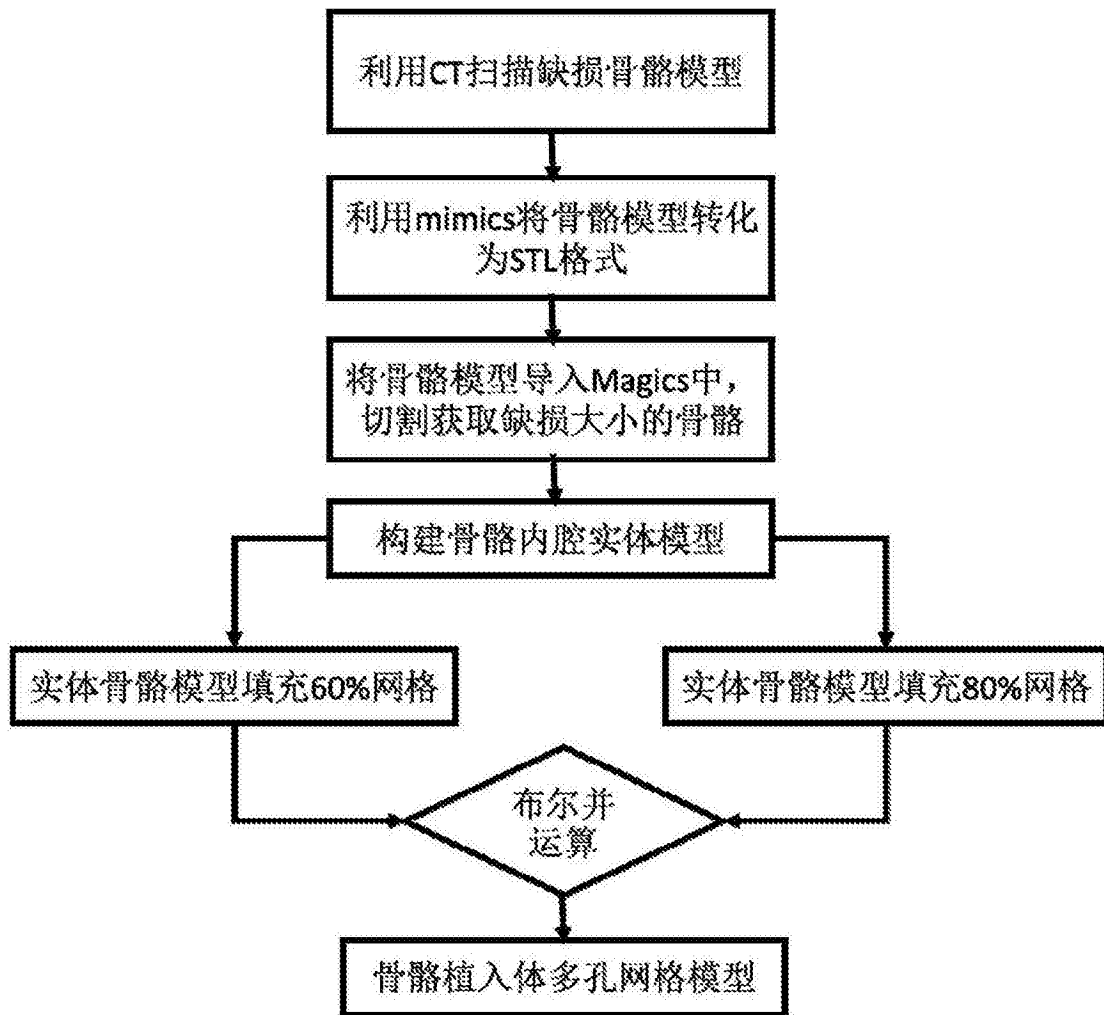


图1

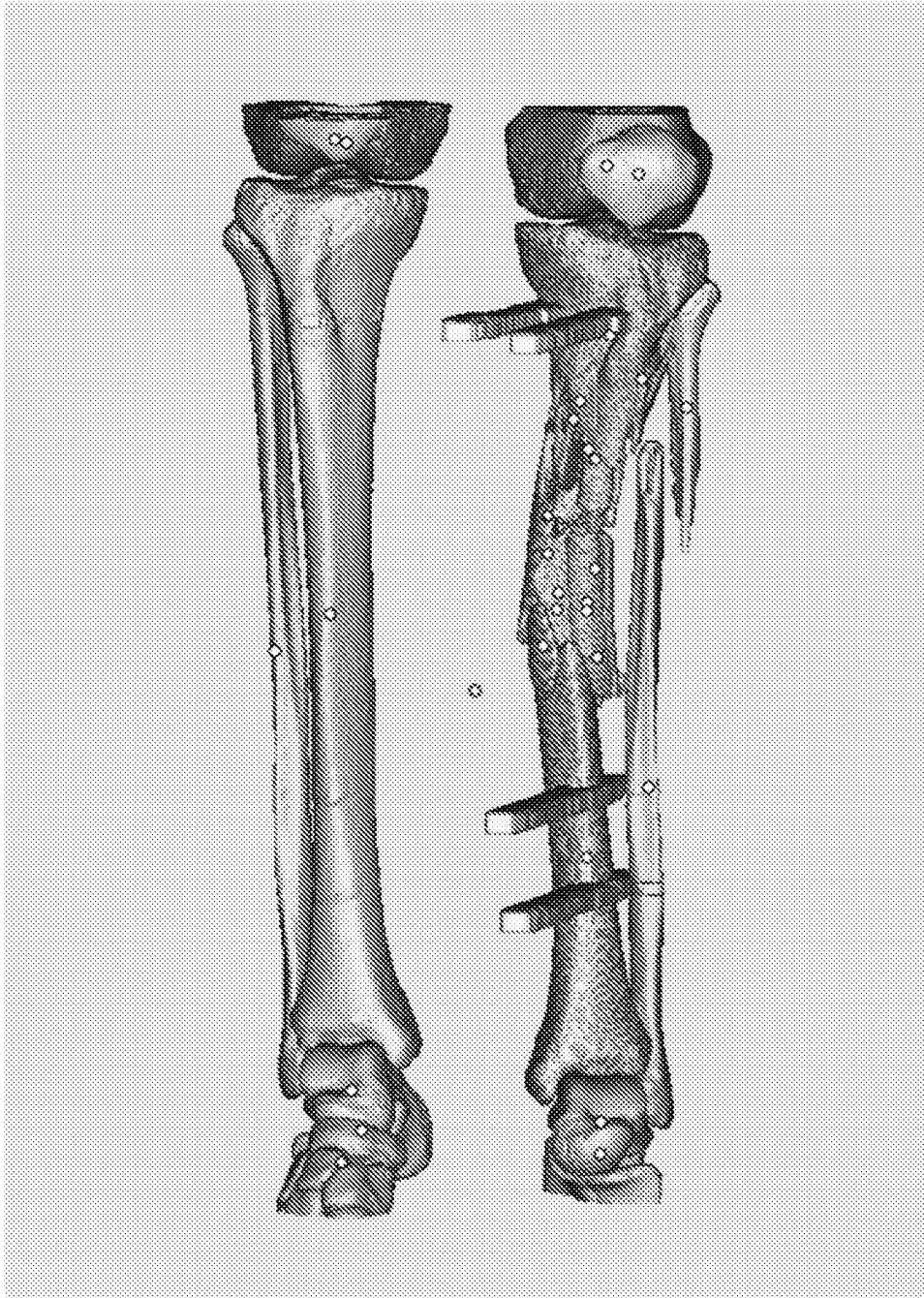


图2

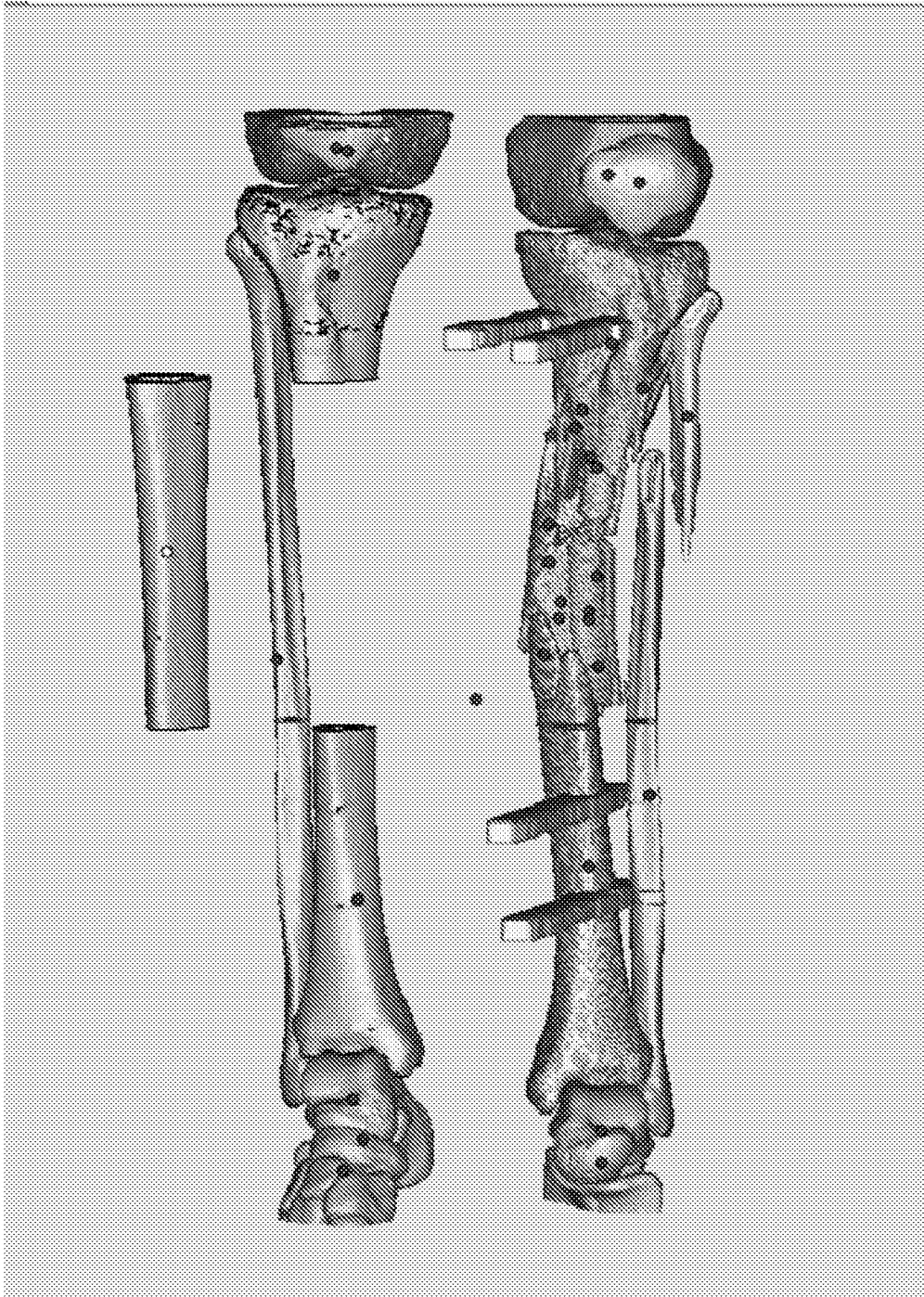


图3

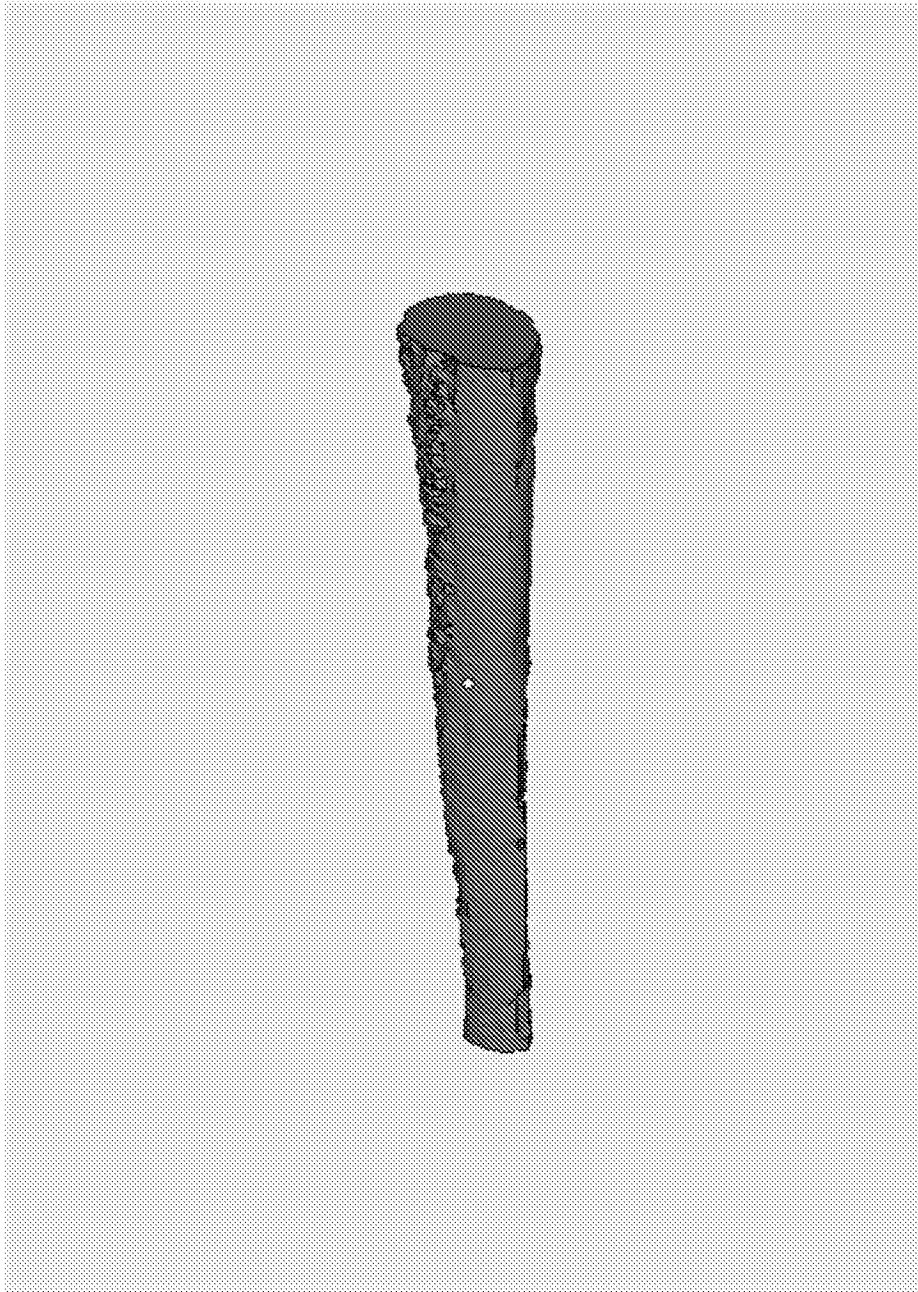


图4

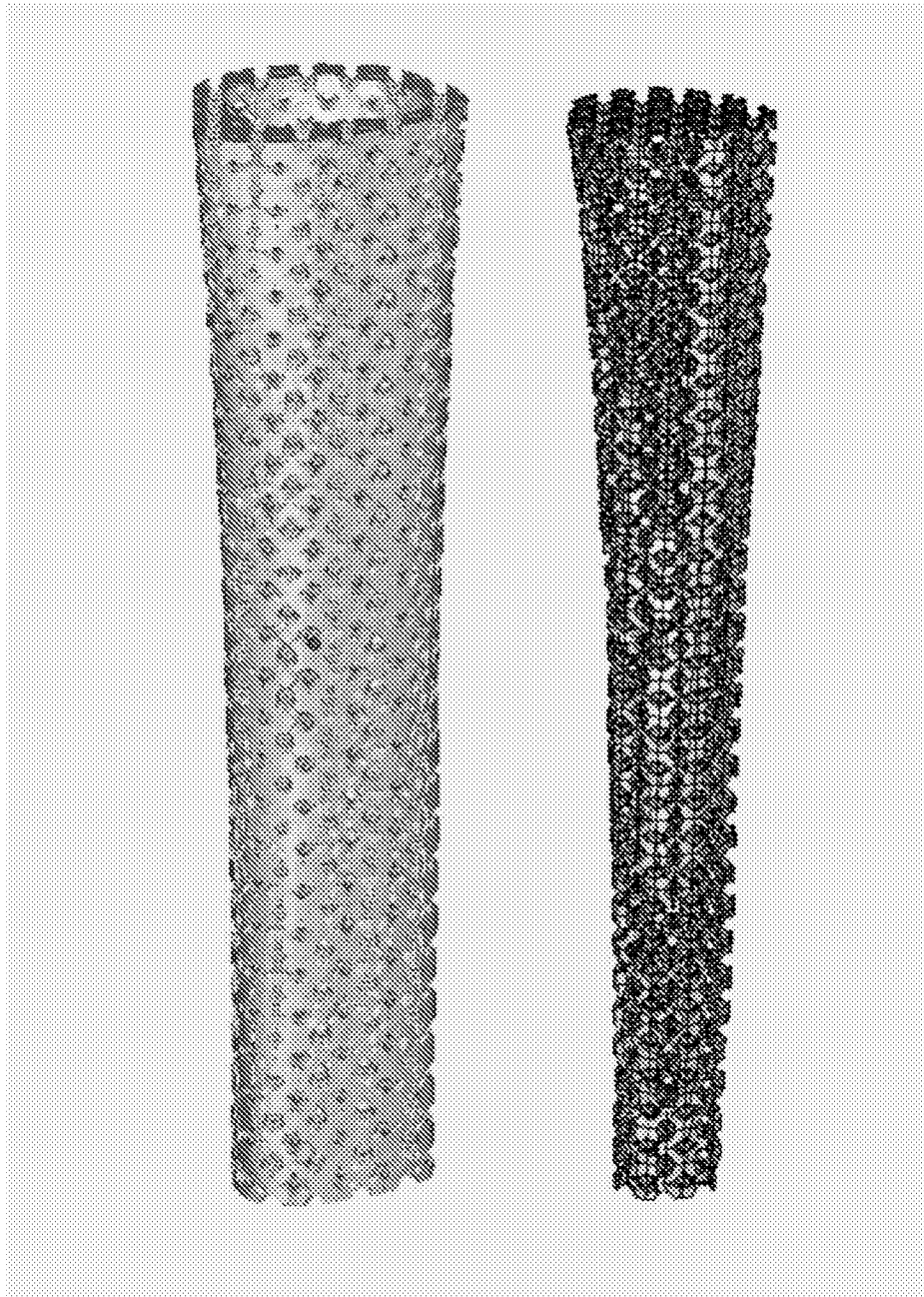


图5



图6