



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112137719 B

(45) 授权公告日 2021.07.06

(21) 申请号 202010972315.8

B33Y 10/00 (2015.01)

(22) 申请日 2020.09.16

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112137719 A

CN 107997855 A, 2018.05.08

CN 104352285 A, 2015.02.18

CN 108281193 A, 2018.07.13

(43) 申请公布日 2020.12.29

CN 110974487 A, 2020.04.10

US 2019240029 A1, 2019.08.08

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所
地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

审查员 崔文昊

(72) 发明人 王君 郇勇 王素芳 刘岩
张昊旻 李钰

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11390
代理人 焦海峰

(51) Int. Cl.

A61B 34/10 (2016.01)

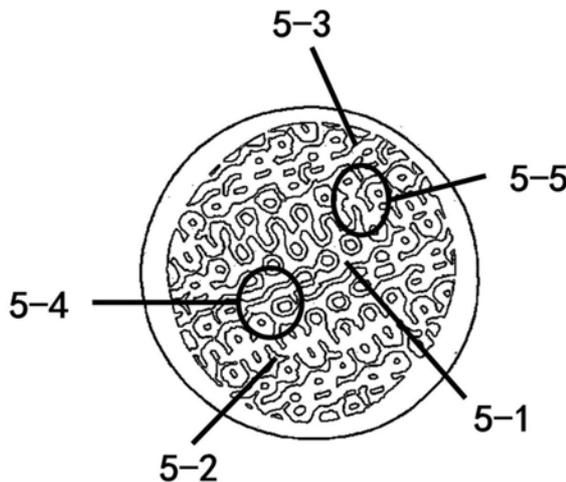
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,具体包括如下步骤:(1)根据仿真骨的力学属性,进行微结构的设计;所设计的微结构可通过改变胞元参数实现与人体不同密度松质骨的力学等效;(2)建立临床CT信息和仿真骨的骨力学属性的关联,仿真骨内部以CT值为依据划分区域,在不同区域内进行等效微结构的设计;(3)不同孔隙率的微结构分区间设有过渡区,过渡区的胞元特征参数通过函数控制,实现不同孔隙率的微结构分区间的平滑过渡;(4)通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。通过上述步骤可制作力学等效的仿真骨,起到良好的术前模拟作用,提高手术的成功率。



1. 一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,具体包括如下步骤:

(1) 根据仿真骨的力学属性,进行微结构的设计,所述微结构的设计以骨内部骨小梁的真实形态为依据,进行简化等效,对于不同的解剖部位有不同曲面模式的微结构与之对应;

(2) 建立临床CT信息和仿真骨的骨力学属性的关联,按照骨的CT值将骨分为若干个区域,对于每个区域赋予不同孔隙率的等效微结构;

(3) 不同孔隙率的微结构分区间设有过渡区,过渡区的胞元特征参数通过函数控制,实现不同孔隙率的微结构分区间的平滑过渡;

(4) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。

2. 根据权利要求1所述一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,所述步骤(3)中过渡区胞元特征参数的变化规律如公式1所示:

$$r = \begin{cases} \frac{R_1 - R_2}{1 + e^{K(x - \frac{X_1 + X_2}{2})}} + R_2, & X_1 < x < X_2 \\ R_1, & x = X_1 \\ R_2, & x = X_2 \end{cases} \quad \text{公式 1}$$

其中, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率微结构边界的相对位置;

所述公式1中的K为比例系数,其表达式如公式2所示:

$$K = \begin{cases} \frac{X_2 - x}{x - X_1}, & X_1 < x \leq \frac{X_1 + X_2}{2} \\ \frac{x - X_1}{X_2 - x}, & \frac{X_1 + X_2}{2} < x < X_2 \end{cases} \quad \text{公式 2}$$

其中, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率微结构边界的相对位置;

当微结构为板状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率板状类骨结构的板厚度,r表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的板厚度;

当微结构为柱状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率柱状类骨结构的柱横截面直径,r表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的柱横截面直径。

3. 根据权利要求1所述一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,所述步骤(1)中的仿真骨,通过改变微结构胞元的各参数来控制结构的孔隙率,进而调控其力学性能,达到与不同密度人体松质骨的力学等效。

4. 根据权利要求1所述一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,所述步骤(1)中的仿真骨,对于不同的解剖位置,骨小梁的结构形态不同,其中,股骨头股骨颈处为板状结构,而腰椎处为柱状结构。

5. 根据权利要求1所述一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,其特征在于,所述步骤(4)中用于3D打印的材料为光敏树脂混合陶瓷或金属氧化物粉末,掺混质量比例范围为0-30%,具体根据骨质疏松的严重程度,以达到和人骨皮质力学性能相近的水平为准。

一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法

技术领域

[0001] 本发明属于骨科术前模拟的模型骨技术领域,具体涉及一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法。

背景技术

[0002] 老年人因骨质疏松容易发生骨折。由于骨质和骨折线的个体化差异大,往往需要在术前利用模型骨进行手术方案设计,减少风险,提高成功率。而目前市面上的模型骨主要包含两种:一种是基于形态学统计所研制的标准骨模型,该种骨模型相对于健康成人骨是力学等效的,但无法实现骨的个性化定制,因此对于骨质疏松的骨来说,力学性能差异较大,且需要手动制备骨折模型;另一种为3D打印骨,市面上现有的3D打印骨由临床CT重建模型完成打印,因此在外形上具有高度还原性,但其并未考虑打印材料的力学属性,以及打印模型的内部结构,导致其与真实骨的力学性能具有较大的差异。综上所述,市面上现有的模型骨难以起到良好的术前模拟作用。

发明内容

[0003] 针对现有技术中存在的问题,本发明的目的在于提供一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,以实现仿真骨的个性化定制以及力学等效特性。主要内容包括:建立临床CT信息和骨力学属性的关联,根据骨的力学属性,通过微结构设计,借助3D打印技术重建力学等效仿真骨。该仿真骨不仅可以用于术前准备,以提高手术成功率,还可以用于医学专业的临床教学和实验研究工作。

[0004] 本发明采取的技术方案为:

[0005] 一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法,具体包括如下步骤:

[0006] (1) 根据骨的力学属性,进行微结构的设计,所述微结构的设计以骨内部骨小梁的真实形态为依据,进行简化等效,对于不同的解剖部位有不同曲面模式的微结构与之对应;

[0007] (2) 建立临床CT信息和仿真骨的骨力学属性的关联,按照骨的CT值将骨分为若干个区域,对于每个区域赋予不同孔隙率的等效微结构,更加接近人体骨力学属性分布不均匀的情况;

[0008] (3) 不同孔隙率的微结构分区间设有过渡区,过渡区的胞元特征参数通过函数控制,实现不同孔隙率的微结构分区间的平滑过渡;

[0009] (4) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。

[0010] 进一步的,所述步骤(3)中过渡区胞元特征参数的变化规律如公式1所示:

$$[0011] \quad r = \begin{cases} \frac{R_1 - R_2}{1 + e^{K(x - \frac{X_1 + X_2}{2})}} + R_2, & X_1 < x < X_2 \\ R_1, & x = X_1 \\ R_2, & x = X_2 \end{cases} \quad \text{公式 1}$$

[0012] 其中, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率微结构边界的相对位置。

[0013] 进一步的,所述公式1中的K为比例系数,其表达式如公式2所示:

$$[0014] \quad K = \begin{cases} \frac{X_2-x}{x-X_1}, & X_1 < x \leq \frac{X_1+X_2}{2} \\ \frac{x-X_1}{X_2-x}, & \frac{X_1+X_2}{2} < x < X_2 \end{cases} \quad \text{公式 2}$$

[0015] 其中, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率微结构边界的相对位置。

[0016] 进一步的,当微结构为板状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率板状类骨结构的板厚度, r 表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的板厚度。

[0017] 进一步的,当微结构为柱状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率柱状类骨结构的柱横截面直径, r 表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的柱横截面直径。

[0018] 进一步的,所述步骤(1)中的仿真骨,通过改变微结构胞元的各参数来控制结构的孔隙率,进而调控其力学性能,达到与不同密度人体松质骨的力学等效。

[0019] 进一步的,所述步骤(1)中的仿真骨,对于不同的解剖位置,骨小梁的结构形态不同,其中,股骨头股骨颈处为板状结构,而腰椎处为柱状结构。

[0020] 进一步的,所述步骤(4)中用于3D打印的材料为光敏树脂混合陶瓷或金属氧化物粉末,掺混质量比例范围为0-30%,具体根据骨质疏松的严重程度,以达到和人骨皮质力学性能相近的水平为准。

[0021] 本发明的有益效果为:

[0022] 本发明中的方法制备得到的仿真骨相对于健康成人骨是力学等效的,且可实现骨的个性化定制,更为具体的是,仿真骨内部以CT值为依据划分区域,在不同区域内进行等效微结构的设计;所设计的微结构可通过改变胞元参数实现与人体不同密度松质骨的力学等效;不同分区间微结构的连接可通过方程控制实现平滑过渡,达到良好的衔接效果。尤其是对于骨质疏松的骨来说,大大降低力学性能差异,减少风险,提高成功率。

[0023] 本发明首先从临床CT入手进行骨力学属性的推演,建立骨CT与力学性能之间的对应关系,并将骨的不同CT值所对应的力学性能与不同孔隙率的微结构所对应的力学性能对等起来,最后借助3D打印技术完成力学等效仿真骨的制作。

[0024] 本发明通过3D打印技术形成的仿真骨外形还原度较高,用于制作仿真骨的材料为光敏树脂混合陶瓷或金属氧化物粉末,通过调整掺混比例其材料的弹性模量可达到2-10GPa,与人体皮质骨相当。因此本发明所述仿真骨具备力学等效特性,可以起到良好的术前模拟作用,提高手术的成功率。

附图说明

[0025] 图1为不同解剖部位类骨结构示意图;

[0026] 图2为股骨近端按CT值分区示意图;

[0027] 图3为不同孔隙率板状类骨结构示意图;

[0028] 图4为不同分区间结构特征参数过渡规律曲线示意图;

[0029] 图5为力学等效股骨头模型剖面示意图;

[0030] 图6为椎骨按CT值分区示意图;

[0031] 图7为不同孔隙率柱状类骨结构示意图;

[0032] 图8为力学等效椎骨模型剖面示意图。

[0033] 图1中, (a) 为板状类骨结构示意图; (b) 为柱状类骨结构示意图;

[0034] 图2中将股骨近端松质骨按照灰度值划分为三个区域, 图2 (a) 为401-662Hu为区域a; 图2 (b) 226-400Hu为区域b; 图2 (c) 100-225Hu为区域c。。

[0035] 图3中, 图3 (a) 为孔隙率为40%的板状类骨结构; 图3 (b) 为孔隙率为60%的板状类骨结构; 图3 (c) 为孔隙率为80%的板状类骨结构。

[0036] 图4中, x 表示两种孔隙率微结构之间的相对位置, r 表示两种微结构的特征参数值大小。

[0037] 图5中的标号注释: 5-1表示孔隙率为40%的板状类骨结构, 5-2表示孔隙率为60%的板状类骨结构, 5-3表示孔隙率为80%的板状类骨结构, 5-4表示孔隙率为40%和60%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域, 5-5表示孔隙率为40%和80%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域。

[0038] 图6中将椎骨松质骨按照灰度值划分为三个区域, 图6 (a) 为401-662Hu为区域a; 图6 (b) 226-400Hu为区域b; 图6 (c) 100-225Hu为区域c。

[0039] 图7中, 图7 (a) 为孔隙率为40%的柱状类骨结构; 图7 (b) 为孔隙率为60%的柱状类骨结构; 图7 (c) 为孔隙率为80%的柱状类骨结构。

[0040] 图8中的标号注释: 8-1表示孔隙率为40%的柱状类骨结构, 8-2表示孔隙率为60%的柱状类骨结构, 8-3表示孔隙率为80%的柱状类骨结构, 8-4表示孔隙率为40%和60%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域, 8-5表示孔隙率为40%和80%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域。

具体实施方式

[0041] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚, 下面将结合本发明实施例中的附图, 对本发明实施例中的技术方法进行清楚、完整地描述, 显然, 所描述的实施例只是本发明一部分实施例, 而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例, 本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动成果前提下所获得的所有其他实施例, 都属于本发明的保护范围。

[0042] 需要说明, 若本发明实施例中有涉及方向性指示 (诸如上、下、左、右、前、后等), 则该方向性指示仅用于解释在某一特定姿态下各部件之间的相对位置关系, 运动情况等, 如果该特定姿态发生改变时, 则该方向性指示也相应地随之改变。

[0043] 实施例1

[0044] 一种基于CT影像的3D打印仿真骨的制造方法, 具体包括如下步骤:

[0045] (1) 根据骨的力学属性, 进行微结构的设计, 所述微结构的设计以骨内部骨小梁的真实形态为依据, 进行简化等效, 对于不同的解剖部位有不同曲面模式的微结构与之对应;

[0046] (2) 建立临床CT信息和仿真骨的骨力学属性的关联, 按照骨的CT值将骨分为若干个区域, 对于每个区域赋予不同孔隙率的等效微结构, 更加接近人体骨力学属性分布不均匀的情况;

[0047] (3) 不同孔隙率的微结构分区间设有过渡区, 过渡区的胞元特征参数通过函数控制, 实现不同孔隙率的微结构分区间的平滑过渡;

[0048] (4) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。

[0049] 本实施例所用打印材料为光敏树脂混合羟基磷灰石粉末,羟基磷灰石掺混质量比例为10%,可有效提高打印材料的弹性模量及强度。

[0050] 图1为不同解剖部位类骨结构示意图,如图1所示,对于不同的解剖位置,骨小梁的结构形态不同,如股骨头股骨颈处为板状结构,而腰椎处多为柱状结构。对于不同的解剖部位,也应使用不同的微结构进行等效。图1(a)为板状类骨结构,图1(b)为柱状类骨结构。

[0051] 图2为骨按CT值分区示意图,本实施例将本发明所述基于CT影像的力学等效仿真骨的制造方法应用于人股骨近端。在本实施例中,为方便说明,将股骨近端松质骨按照灰度值划分为三个区域,401-662Hu为区域a,如图2(a)所示;226-400Hu为区域b,如图2(b)所示;100-225Hu为区域c,如图2(c)所示。也可按照灰度值划分为10个或者更多区域,划分的区域越多,则越接近真实骨的材料不均匀性的特性。

[0052] 对于同一解剖部位使用同一种类骨结构,且该解剖部位胞元的尺寸相同,仅通过改变壁厚调节类骨结构的孔隙率。对该部位不同区域映射不同孔隙率的类骨微结构。图3为相同类骨结构、同一胞元尺寸、不同孔隙率的板状微结构示意图。图3(a)为孔隙率为40%的板状类骨结构,图3(b)为孔隙率为60%的板状类骨结构,图3(c)为孔隙率为80%的板状类骨结构。对不同孔隙率的类骨结构进行有限元计算,得出其弹性模量,再与相应力学属性的骨质分区一一对应。

[0053] 对于不同分区,中间设有过渡区,实现两种不同孔隙率的微结构衔接。过渡区胞元的特征参数的变化规律如公式1所示:

$$[0054] \quad r = \begin{cases} \frac{R_1 - R_2}{1 + e^{K(x - \frac{X_1 + X_2}{2})}} + R_2, & X_1 < x < X_2 \\ R_1, & x = X_1 \\ R_2, & x = X_2 \end{cases} \quad \text{公式 1}$$

[0055] 其中, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率微结构边界的相对位置。当微结构为板状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率板状类骨结构的板厚度, r 表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的板厚度;当微结构为柱状类骨结构时, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率柱状类骨结构的柱横截面的直径, r 表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的柱横截面直径。 K 为比例系数,其表达式如公式2所示:

$$[0056] \quad K = \begin{cases} \frac{X_2 - x}{x - X_1}, & X_1 < x \leq \frac{X_1 + X_2}{2} \\ \frac{x - X_1}{X_2 - x}, & \frac{X_1 + X_2}{2} < x < X_2 \end{cases} \quad \text{公式 2}$$

[0057] 不同分区间结构特征参数过渡规律曲线如图4所示。如在该实施例中,类骨结构为板状结构,则该特征参数指的是板状结构的厚度,两种厚度之间按照图4所示规律,由厚度 R_1 过渡到厚度 R_2 。

[0058] 图5为力学等效股骨头剖面示意图。本实施例将上述不同孔隙率结构间的过渡方法应用于板状类骨结构,以股骨头为例,建立力学等效仿真骨模型。其剖面效果如图5所示,其中,5-1表示孔隙率为40%的板状类骨结构,5-2表示孔隙率为60%的板状类骨结构,5-3表示孔隙率为80%的板状类骨结构,5-4为40%和60%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域,而5-5表示40%和80%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域。

[0059] 实施例2

[0060] 本实施例将本发明所述基于CT影像的力学等效仿真骨的制造方法应用于人椎骨。在本实施例中,为方便说明,将椎骨松质骨按照灰度值划分为三个区域,401-662Hu为区域a,如图6(a)所示;226-400Hu为区域b,如图6(b)所示;100-225Hu为区域c,如图6(c)所示。也可按照灰度值划分为10个或者更多区域,划分的区域越多,则越接近真实骨的材料不均匀性的特性。

[0061] 对于椎骨松质骨使用柱状结构,且该解剖部位胞元的尺寸相同,仅通过改变柱的粗细调节类骨结构的孔隙率。对该部位不同区域映射不同孔隙率的类骨微结构。图7为同一胞元尺寸、不同孔隙率的柱状微结构示意图。图7(a)为孔隙率为40%的柱状类骨结构,图7(b)为孔隙率为60%的柱状类骨结构,图7(c)为孔隙率为80%的柱状类骨结构。对不同孔隙率的类骨结构进行有限元计算,得出其弹性模量,再与相应力学属性的骨质分区一一对应。

[0062] 不同分区间的过渡规律仍然遵循公式1的规律:

$$[0063] \quad r = \begin{cases} \frac{R_1 - R_2}{1 + e^{K(x - \frac{X_1 + X_2}{2})}} + R_2, & X_1 < x < X_2 \\ R_1, & x = X_1 \\ R_2, & x = X_2 \end{cases} \quad \text{公式 1}$$

[0064] 此时, X_1 、 X_2 分别表示两种不同孔隙率柱状结构边界的相对位置, R_1 、 R_2 分别代表两种孔隙率柱状类骨结构的柱横截面的直径, r 表示不同孔隙率结构衔接区域的任一位置的柱横截面直径。 K 为比例系数,其表达式如公式2所示:

$$[0065] \quad K = \begin{cases} \frac{X_2 - x}{x - X_1}, & X_1 < x \leq \frac{X_1 + X_2}{2} \\ \frac{x - X_1}{X_2 - x}, & \frac{X_1 + X_2}{2} < x < X_2 \end{cases} \quad \text{公式 2}$$

[0066] 不同分区间结构柱的横截面直径过渡规律曲线如图4所示。如在该实施例中,类骨结构为柱状结构,则两种柱之间按照图4所示规律,由直径 R_1 过渡到直径 R_2 。

[0067] 图8为力学等效椎骨剖面示意图。其中,8-1表示孔隙率为40%的柱状类骨结构,8-2表示孔隙率为60%的柱状类骨结构,8-3表示孔隙率为80%的柱状类骨结构,8-4为40%和60%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域,而8-5表示40%和80%两种孔隙率类骨结构中间的衔接区域。

[0068] 以上对发明的具体实施方式进行了详细说明,但是作为范例,本发明并不限制与以上描述的具体实施方式。对于本领域的技术人员而言,任何对该发明进行的同等修改或替代也都在本发明的范畴之中,因此,在不脱离本发明的精神和原则范围下所作的均等变换和修改、改进等,都应涵盖在本发明的范围内。

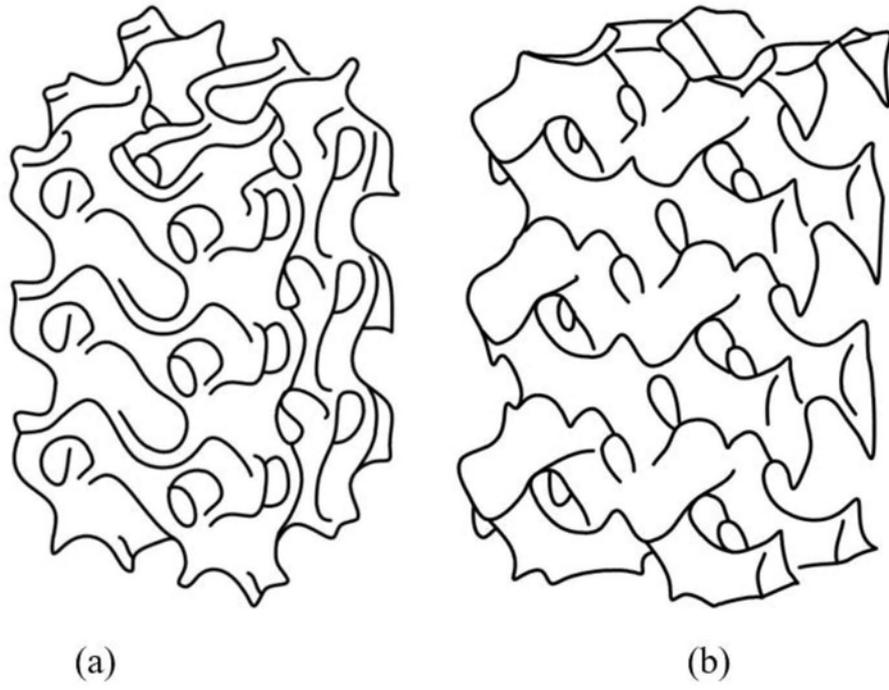


图1

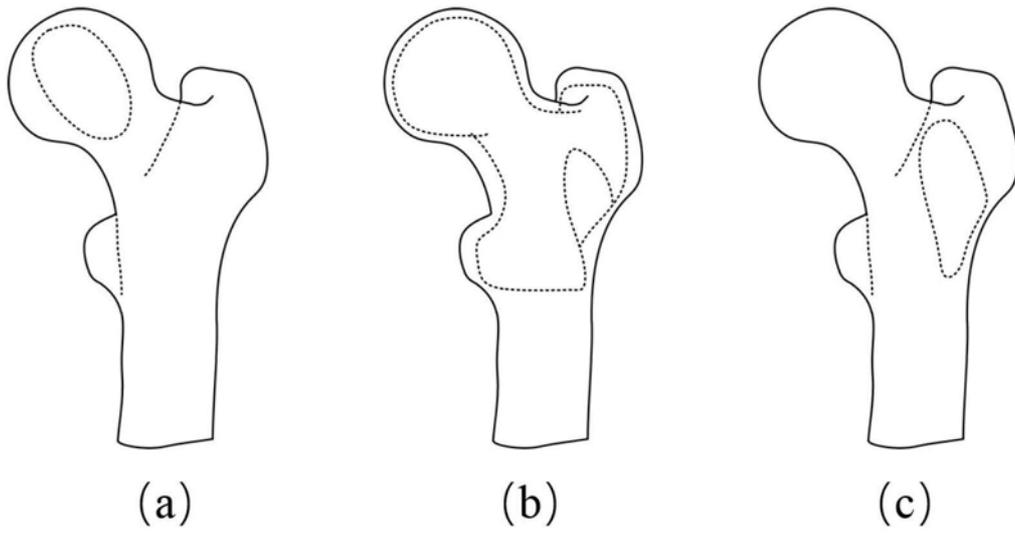


图2

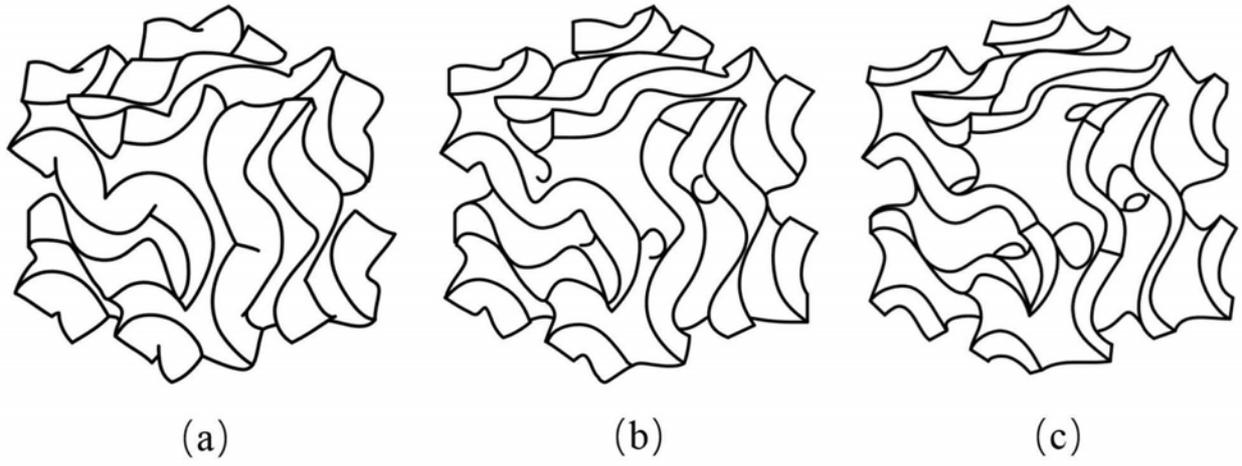


图3

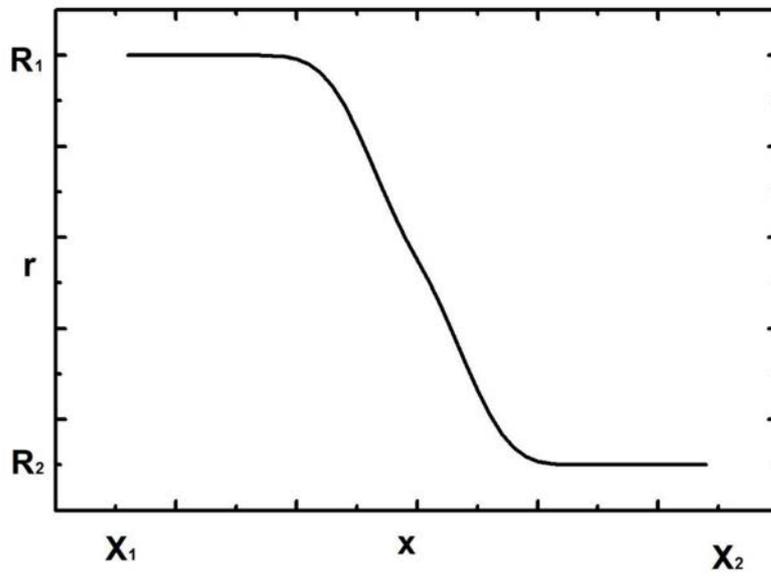


图4

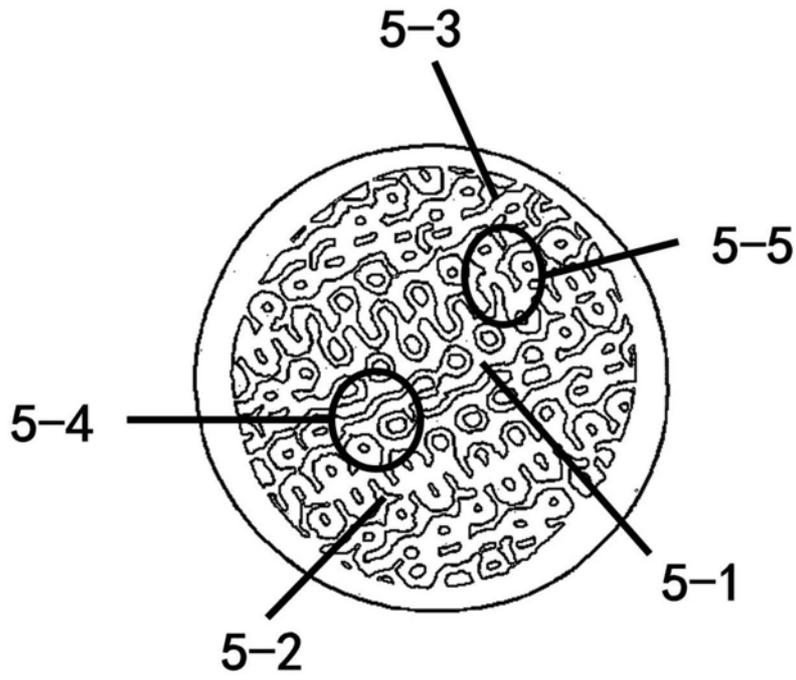


图5

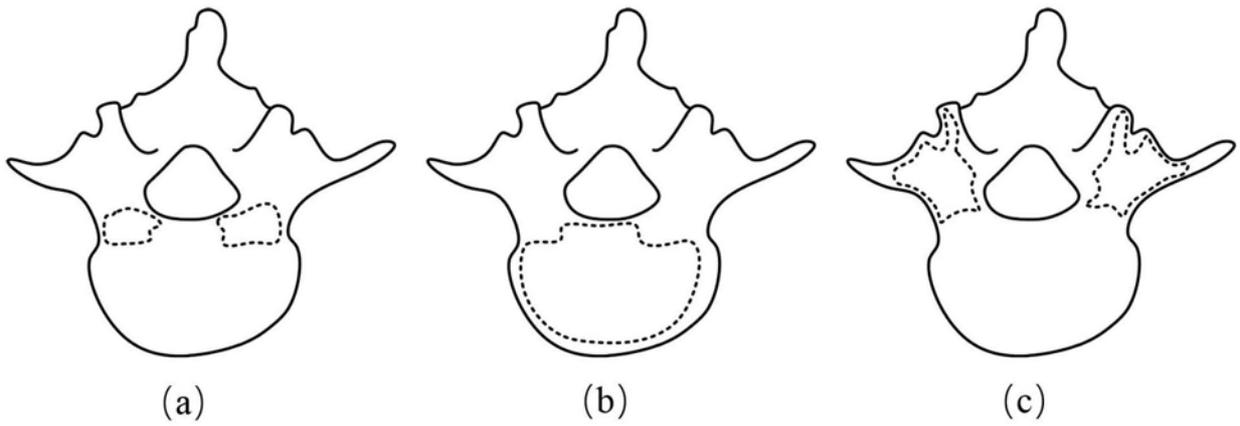


图6

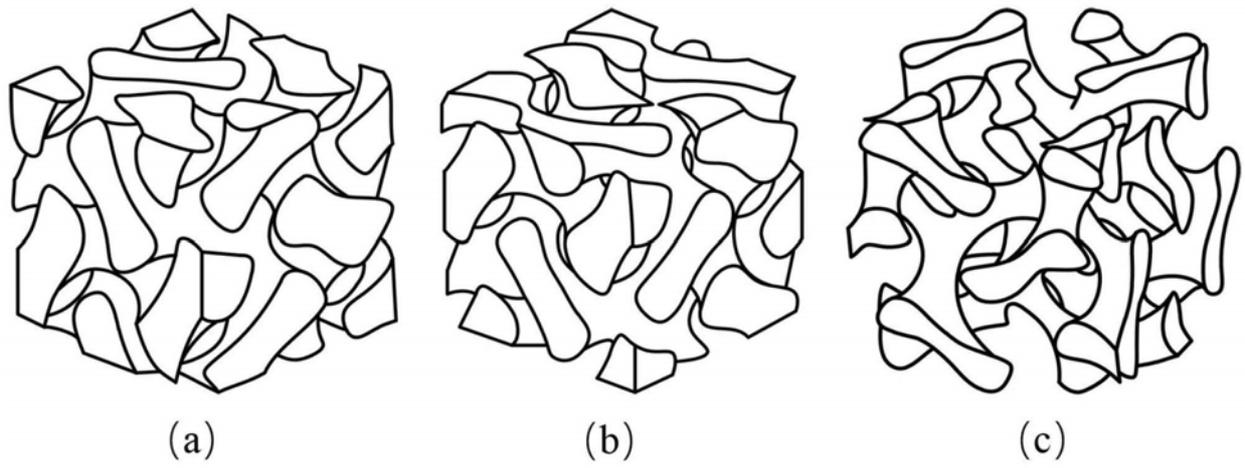


图7

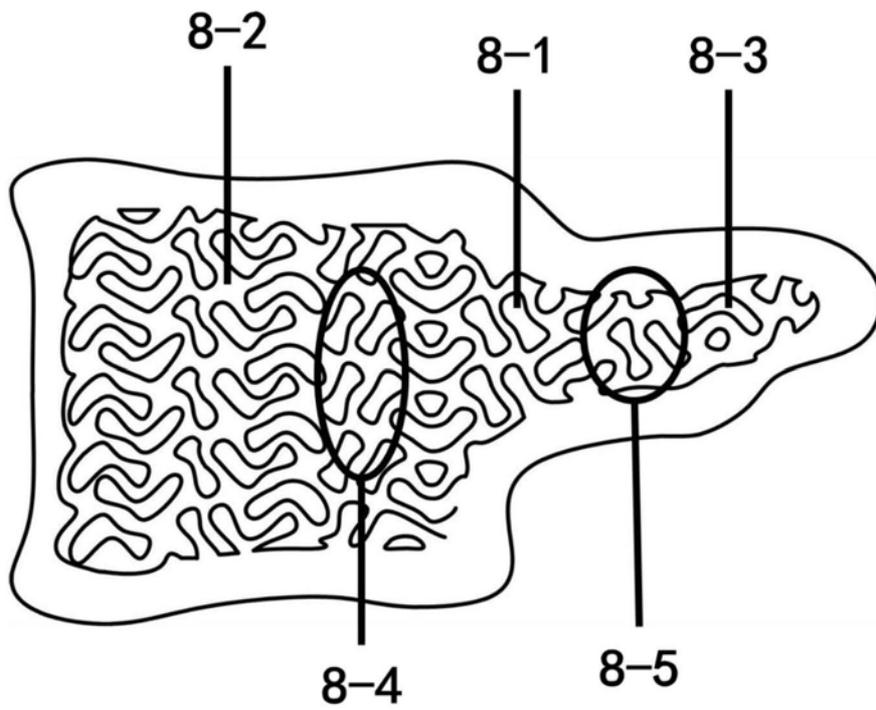


图8