



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112184909 B

(45) 授权公告日 2023. 11. 24

(21) 申请号 202010974106.7

(22) 申请日 2020.09.16

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112184909 A

(43) 申请公布日 2021.01.05

(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

(72) 发明人 郁勇 王君 肖攀 刘岩 李钰
张昊旻

(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
专利代理师 焦海峰

(51) Int. Cl.
G06F 7/544 (2006.01)
G06T 7/90 (2017.01)

(56) 对比文件

- CN 110833472 A, 2020.02.25
- US 2012155734 A1, 2012.06.21
- US 8644568 B1, 2014.02.04
- CN 103310072 A, 2013.09.18
- CN 105303605 A, 2016.02.03
- CN 105740533 A, 2016.07.06
- CN 106863785 A, 2017.06.20
- CN 107391784 A, 2017.11.24
- CN 111311740 A, 2020.06.19
- JP 2015082043 A, 2015.04.27
- US 2020143007 A1, 2020.05.07
- WO 2009086176 A2, 2009.07.09

曹慧;刘静;郭文文;莫海燕;张俊忠. 肱骨有限元模型建立及生物力学分析. 现代生物医学进展. 2018, (第01期), 全文.

审查员 王灿

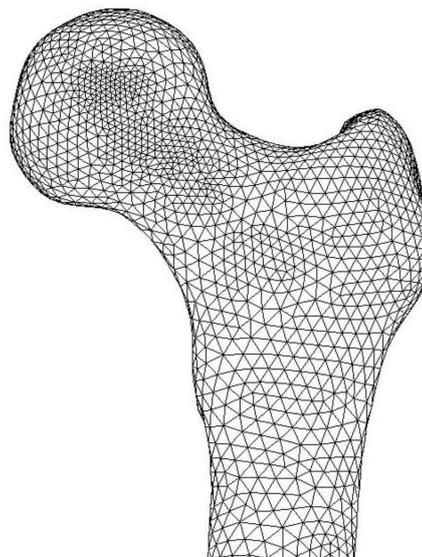
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

一种基于有限元网络的力学等效仿真骨的制造方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于有限元网络的力学等效仿真骨的制造方法,仿真骨内部以CT值为依据进行单元网格划分,不同CT值对应不同疏密程度的单元网格;基于这些单元网格生成不同疏密程度的桁架结构,所设计的桁架结构由有限元网格生成,简便快捷;所设计的桁架结构由相同横截面的杆件组成,通过杆件长度的变化实现力学性能的调整,以模拟人体不同密度松质骨的力学特性;不同疏密程度的骨质结构由这种变长度杆桁架结构实现平滑过渡,达到良好的衔接效果;通过优化单元边线方向可复现真实骨天然力线的特点。该方法制造的仿真骨具备与真实骨力学等效的特性,可用于骨科术前模拟准备、科研实验,可实现个性化定制。



1. 一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法,其特征在于,具体包括如下步骤:

(1) 建设骨的几何模型,以CT值为依据进行单元网格划分,不同CT值对应不同疏密程度的单元网格;

(2) 建立临床CT信息和骨力学属性的关联,将患者的临床CT灰度值与有限元网格尺寸大小建立关联,直接根据CT灰度值生成有限元网格数据,完成骨的梯度有限元网格的划分;

(3) 根据骨的力学属性,设计桁架结构,所述的桁架结构为梯度分布,桁架结构由有限元网格模型的节点信息生成,通过编程将有限元网格模型转化为骨的线段几何模型;

(4) 对骨的线段几何模型的各线段赋予横截面,由此建立杆件组成的仿真骨实体桁架结构几何模型;

(5) 仿真骨实体桁架结构几何模型中不同尺寸单元间实现共节点连接,并进行连接处的网格优化,即对网格单元进行光滑过渡处理及对单元边线的方向进行沿骨力线方向的优化;

(6) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨;

所述步骤(1)中骨的几何模型的建设步骤为:获取患者的临床CT数据,CT进行体膜校准,导入Mimics软件,进行图像分割,对骨骼进行三维重建,获得骨的几何模型;

所述步骤(2)中通过骨的几何模型提取每个体素点的灰度值信息,建立体素点灰度值与单元尺寸的关系,完成骨的梯度有限元网格的划分;

体素灰度值与单元尺寸的关系如公式1所示:

$$E_s = -0.5 \ln[Hu+100] + 4.3 \quad (\text{公式1})$$

公式中 E_s 表示单元尺寸大小, Hu 表示体素灰度值;

所述步骤(3)中建立梯度分布的有限元网格模型后,提取该网格模型的各节点编号及节点坐标信息,通过MATLAB编程,连接各节点,生成骨的线段几何模型;

所述步骤(4)中仿真骨实体桁架结构几何模型的桁架结构由相同横截面的杆件组成,通过控制杆件的长度来控制结构的孔隙率,进而调控其力学性能;

所述步骤(4)中仿真骨实体桁架结构几何模型中对不同孔隙率的桁架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,达到与不同密度人体松质骨的力学等效;

所述步骤(6)中用于3D打印的材料为光敏树脂混合金属或陶瓷粉末,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。

2. 根据权利要求1所述一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法,其特征在于,所述步骤(5)中连接处的网格优化是不同疏密程度的骨质结构通过变长度杆桁架结构实现平滑过渡,对该仿真骨实体桁架结构几何模型的各线段赋予横截面,并对杆件接触点进行平滑处理,以达到衔接效果。

一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法

技术领域

[0001] 本发明属于骨科术前模拟的模型骨技术领域,具体涉及一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法。

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,往往需要在术前利用模型骨进行手术方案设计及效果预测。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,而不能实现骨的个性化定制,因此对于骨质疏松的骨及骨折后的骨来说,力学性能差异较大;另一种为3D打印骨,市面上现有的3D打印骨可实现外形上的高度还原,但没有充分考虑打印材料的力学性能、忽略骨的内部微结构等原因,不具备力学等效特性。熔融沉积技术制作的3D打印骨所用的成型材料一般为热塑性材料,常见的有PLA、ABS、尼龙等,而光固化成形所用的材料为光敏树脂,上述材料无论在弹性模量或强度方面都远不及真实骨。因此,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有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法,以实现仿真骨外形及微结构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,通过设计桁架结构,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] 一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法,具体包括如下步骤:

[0006] (1) 建设骨的几何模型,以CT值为依据进行单元网格划分,不同CT值对应不同疏密程度的单元网格;

[0007] (2) 建立临床CT信息和骨力学属性的关联,将患者的临床CT灰度值与有限元网格尺寸大小建立关联,直接根据CT灰度值生成有限元网格数据,完成骨的梯度有限元网格的划分;

[0008] (3) 根据骨的力学属性,设计桁架结构,所述的桁架结构为梯度分布,桁架结构由有限元网格模型的节点信息生成,通过编程将有限元网格模型转化为骨的线段几何模型;

[0009] (4) 对骨的线段几何模型的各线段赋予横截面,由此建立杆件组成的仿真骨实体桁架结构几何模型;

[0010] (5) 仿真骨实体桁架结构几何模型中不同尺寸单元间实现共节点连接,并进行连接处的网格优化,即对网格单元进行光滑过渡处理及对单元边线的方向进行沿骨力线方向的优化;

[0011] (6) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。

[0012] 进一步的,所述步骤(1)中骨的几何模型的建设步骤为:获取患者的临床CT数据,CT进行体膜校准,导入mimics软件,进行图像分割,对骨骼进行三维重建,获得骨的几何模型。

[0013] 进一步的,所述步骤(2)中通过骨的几何模型提取每个体素点的灰度值信息,将体素灰度值与单元尺寸进行关联,通过公式计算单元尺寸,完成骨的梯度有限元网格的划分。

[0014] 进一步的,所述步骤(2)中的有限元网格的划分具有方向性,调整单元方向,使单元边线有更多的沿骨天然力线方向的分量。

[0015] 进一步的,所述体素的平均灰度值与对应位置的单元尺寸的关系如公式1所示:

[0016] $E_s = -0.5 \ln[\text{Hu} + 100] + 4.3$ (公式1)

[0017] 进一步的,所述步骤(3)中建立梯度分布的有限元网格模型后,提取该网格模型的各节点编号及节点坐标信息,通过MATLAB编程,连接各节点,生成骨的线段几何模型。

[0018] 进一步的,所述步骤(4)中仿真骨实体桁架结构几何模型的桁架结构由相同横截面的杆件组成,通过控制杆件的长度来控制结构的孔隙率,进而调控其力学性能。

[0019] 进一步的,所述步骤(4)中仿真骨实体桁架结构几何模型中对不同孔隙率的桁架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,达到与不同密度人体松质骨的力学等效。

[0020] 进一步的,所述步骤(4)中不同疏密程度的骨质结构通过变长度杆桁架结构实现平滑过渡,对该仿真骨实体桁架结构几何模型各线段赋予横截面,并对杆件接触点进行平滑处理,以达到良好的衔接效果。

[0021] 进一步的,所述步骤(5)中连接处的网格优化是不同疏密程度的骨质结构通过变长度杆桁架结构实现平滑过渡,对该仿真骨实体桁架结构几何模型各线段赋予横截面,并对杆件接触点进行平滑处理,以达到衔接效果。

[0022] 进一步的,所述步骤(6)中用于3D打印的材料为光敏树脂混合金属或陶瓷粉末,例如铝粉、氧化硅或羟基磷灰石等粉末,具体材料及掺混比例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。

[0023] 本发明的有益效果为:

[0024] 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值为依据进行单元网格划分,不同CT值对应不同疏密程度的单元网格,由此生成的有限元模型直接将患者临床CT的灰度值与网格模型建立关系,可以较好的匹配人松质骨的不均匀性特点。基于这些单元网格生成不同疏密程度的桁架结构,完成由有限元模型向实体模型的转化。所设计的桁架结构由有限元网格生成,简便快捷;所设计的桁架结构由相同横截面的杆件组成,通过杆件长度的变化实现力学性能的调整,以模拟人体不同密度松质骨的力学特性;不同单元尺寸桁架结构间由变长度杆桁架结构实现平滑过渡,达到良好的衔接效果,并对杆件的连接点处进行光滑化处理。尤其是对于骨质疏松的骨来说,大大降低力学性能差异,提高术前模拟效果,减少风险,提高手术成功率。

[0025] 本发明用于3D打印的材料为光敏树脂混合金属或陶瓷粉末,例如铝粉、氧化硅或羟基磷灰石等粉末,具体材料及掺混比例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,该方法制造的仿真骨,具备与真实骨力学等效的特性,可用于骨科

术前模拟准备、科研实验,可实现个性化定制。

附图说明

[0026] 图1为股骨近端体素模型示意图;

[0027] 图2为不同尺寸单元连续变化示意图;

[0028] 图3为股骨近端梯度网格模型示意图;

[0029] 图4为杆件点连接处光滑处理前后对比图。

[0030] 图2中,2-1部位的单元尺寸为0.6mm;2-2部位的单元尺寸为1.2mm;2-3部位的单元尺寸为1.8mm。

具体实施方式

[0031] 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案进行清楚、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。

[0032] 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。

[0033] 实施例1

[0034] 一种基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法,具体包括如下步骤:

[0035] (1) 建设骨的几何模型,以CT值为依据进行单元网格划分,不同CT值对应不同疏密程度的单元网格;

[0036] (2) 建立临床CT信息和骨力学属性的关联,将患者的临床CT灰度值与有限元网格尺寸大小建立关联,直接根据CT灰度值生成有限元网格数据,完成骨的梯度有限元网格的划分;

[0037] (3) 根据骨的力学属性,设计桁架结构,所述的桁架结构为梯度分布,桁架结构由有限元网格模型的节点信息生成,通过编程将有限元网格模型转化为骨的线段几何模型;

[0038] (4) 对骨的线段几何模型各线段赋予横截面,由此建立杆件组成的仿真骨实体桁架结构几何模型;

[0039] (5) 仿真骨实体桁架结构几何模型中不同尺寸单元间实现共节点连接,并进行连接处的网格优化,即对网格单元进行光滑过渡处理及对单元边线的方向进行沿骨力线方向的优化;

[0040] (6) 通过3D打印技术重建力学等效仿真骨。

[0041] 本实施例所用打印材料为光敏树脂混合氧化硅粉末,可有效提高打印材料的弹性模量及强度,以达到和人体皮质骨相当的水平。

[0042] 本实施例将本发明所述基于有限元网格的力学等效仿真骨的制造方法应用于人股骨近端。获取患者的临床CT数据(CT需进行体膜校准),导入mimics软件,进行图像分割,对目标骨骼进行三维重建,获得骨的几何模型,并提取每个体素点的灰度值信息。股骨头体

素模型如图1所示。

[0043] 将体素灰度值与单元尺寸建立关联,由公式1计算每个体素点对应位置的单元尺寸,由此可完成骨的梯度有限元网格的划分。

[0044] 为方便理解,本实施例以四面体单元为例进行阐述,必要时也可使用六面体单元。体素灰度值与对应位置单元尺寸的关系如公式1所示:

[0045] $E_s = -0.51n[Hu+100]+4.3$ (公式1)

[0046] 公式中 E_s 表示单元尺寸大小, Hu 表示体素灰度值。

[0047] 在本实施例中,所使用的有限元单元类型为四面体单元。为方便起见,仅展示股骨头内部某一区域松质骨的网格划分情况,皮质骨内设计实心结构。如图2所示,为股骨头剖面图,其中2-1部位的单元尺寸为0.6mm;2-2部位的单元尺寸为1.2mm;2-3部位的单元尺寸为1.8mm。

[0048] 划分单元网格后,对单元进行优化处理,调整单元方向,使单元边线有更多的沿骨天然力线方向的分量,由此建立梯度分布的有限元网格模型,完成骨的线段几何模型(此处为方便展示,图片中只显示松质骨的部分网格模型),如图3所示。提取该网格模型的各节点编号及节点坐标信息,通过MATLAB编程,连接各节点,生成骨的线段几何模型,最后对该几何模型各线段赋予横截面,由此建立起杆件组成的仿真骨实体桁架结构几何模型。在该实施例中,所设计的桁架结构由相同横截面的杆件组成,仅通过改变单元尺寸来控制结构的孔隙率,进而调控仿真骨的力学性能。对不同孔隙率的桁架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体素一一对应。

[0049] 对已赋予横截面的杆件进行接触点的平滑处理,以达到较好的衔接效果。如图4所示,A为点连接处平滑处理前,B为平滑处理后效果。对处理好的模型进行3D打印,得到力学等效仿真骨。

[0050] 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。

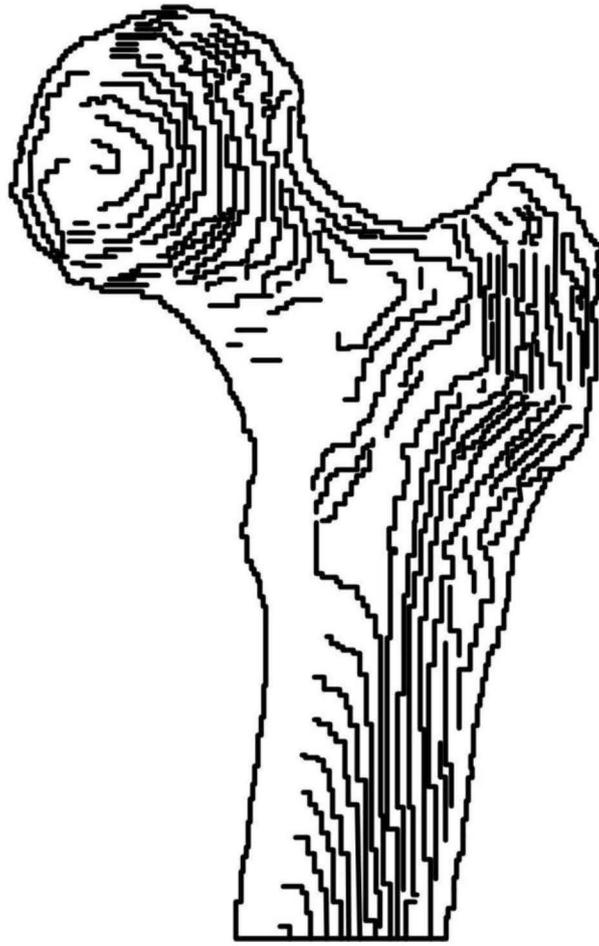


图1

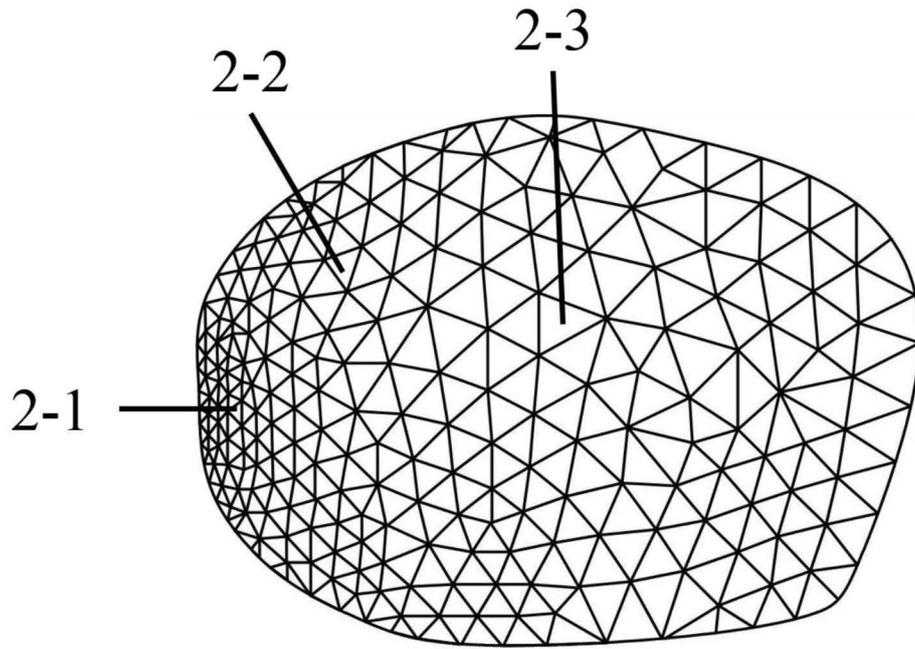


图2

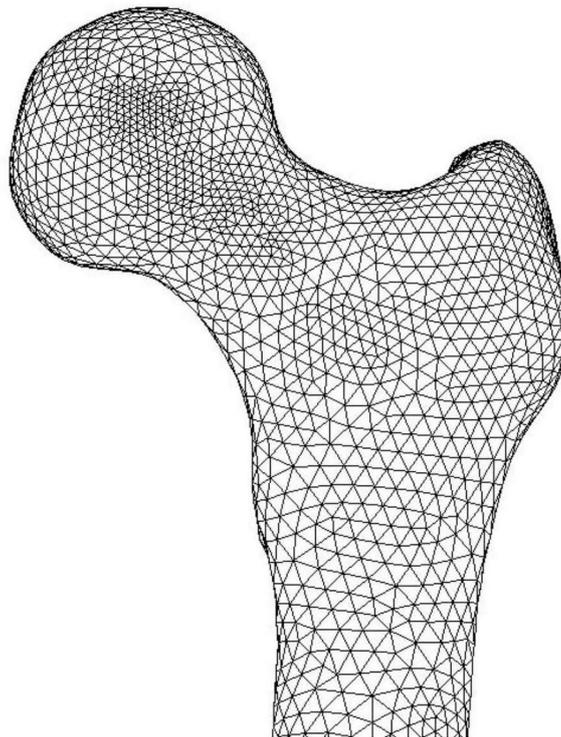


图3

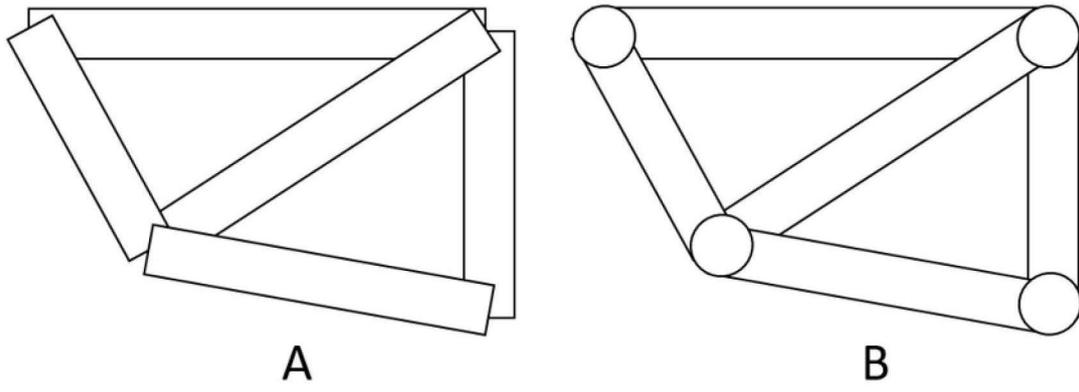


图4