

文章编号:1004-7220(2011)06-0102-07

基于 CT 图像的长管骨有限元材料属性研究及实验验证

樊黎霞^{1a}, 丁光兴^{1a}, 费王华^{1a}, 董雪花^{1b}, 李颖², 杨俊生²

(1. 南京理工大学 a. 机械工程学院, b. 理学院, 南京 210094; 2. 解放军第 454 医院 骨科, 南京 210002)

摘要: 目的 探讨经酒精处理的新鲜人体长管骨个性化材料属性定义的方法, 以及骨骼材料数目对有限元结果的影响。方法 利用断层扫描 CT 图片, 在 Mimics 中建立股骨干三维实体模型, 然后导入 Hypermesh 中分割成皮质骨、松质骨以及骨髓; 根据相关经验公式分别赋予皮质骨和松质骨的材料参数, 设置 5 组材料数目的不同仿真组; 在 Abaqus 中进行线弹性阶段的压缩实验仿真, 并进行体外验证实验。结果 端部位移在 0~1 mm 时, 松质骨材料数目为 1 种, 皮质骨材料数目大于 10 种的整体力-位移有限元仿真结果与实测数据平均相对误差在 10% 左右; 骨干的测量点变形量的有限元结果与实测数据相对误差为 14.6%。在小位移下 0~0.5 mm 时, 1 种皮质骨材料的整体力-位移的仿真结果与实测数据误差为 2.83%。结论 (1) 利用 CT 图片灰度值, 可以精确定义骨骼各成份的材料属性; (2) 皮质骨材料数目设定对有限元仿真结果影响较大, 将皮质骨设定 10 种即可满足有限元分析需要; (3) 小变形时, 1 种材料的皮质骨就能满足分析要求。

关键词: 长管骨; 材料属性; CT 扫描; 有限元分析; 压缩实验; 变形; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Study and verification test on finite element materials properties of the long bone based on CT images

FAN Li-xia^{1a}, DING Guang-xing^{1a}, FEI Wang-hua^{1a}, DONG Xue-hua^{1b}, LI Ying², YANG Jun-sheng² (1. a. School of Mechanical Engineering, b. School of Science, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China; 2. Department of Orthopedic Surgery, the NO.454 Hospital of PLA, Nanjing 210002, China)

Abstract: Objective To discuss the method for defining personalized materials properties of the fresh human long bone with alcohol treatment and the effect from the number of bone materials on finite element results. **Methods** Based on images from CT scans, a three-dimensional solid model of the long bone was established in Mimics, which was then classified into the cortical bone, cancellous bone and marrow in Hypermesh. Based on relevant empirical formulas, material parameters of the cortical bone and cancellous bone were given, respectively, and 5 finite element analysis (FEA) models with different numbers of materials were set up. The simulation for linear elasticity of the compression was carried out in Abaqus and the results were validated by in vitro verification test. **Results** Under the end displacement ranging from 0 to 1 mm, the average relative error between the simulation results and the experimental data for holistic force-displacement was about 10%, when the materials number was defined as 1 kind of the cancellous bone and over 10 kinds of the cortical bone. And the average relative error between the simulation results and the experimental data for the deformation of the measurement points was 14.6%. The error of holistic force-displacement for 1 kind of the cortical bone was 2.83% when the

收稿日期:2011-04-17; 修回日期:2011-05-23

基金项目:国防 973 项目资助。

通讯作者:丁光兴, E-mail: moto4750@sohu.com。

end displacement ranged from 0 to 0.5 mm. **Conclusions** (1) Using the gray value of CT scans, materials properties of the main component of the bone could be defined accurately. (2) The simulation result was greatly affected by the material number of the cortical bone, and defining 10 kinds of the cortical bone could satisfy the FEA need. (3) The FEA model with 1 kind of the cortical bone also could satisfy the need of analysis under small deformation.

Key words: Long bone; Materials properties; CT scans; Finite element analysis; Compression testing; Deformation; Biomechanics

随着数字及计算机技术的不断进步,有限元法成为分析骨科力学变化极为有用的工具。骨骼由于形状的不规则性和材料的异质性,使得有限元分析时很难真实地描述几何形态和材料特性。现代医用三维重建技术借助计算机对生物组织连续的 CT 图像进行处理,获得层叠的 CT 图像灰度(HU)值,完整记录骨骼的几何模型信息和材料信息,并根据经验公式^[1]将每一点灰度值计算出骨骼的表观密度和材料参数,因而被广泛用于骨骼有限元仿真中。

骨骼是由不同力学特性的多种材料构成的复合体,进行骨骼有限元分析关键要确定骨骼内不同部位的材料属性。目前对骨骼材料特性设置方法主要有两种。一种是将骨骼近似看成是均匀材料,材料特性设置需要确定皮质骨、松质骨和骨髓的分界面,根据相关文献经验值,进行材料赋值。该方法首先通过 CT 数据获取模型外轮廓线导入 CAD 软件中建立几何模型,在 CAD 软件中进行材料赋予材料特性和网格划分,建立三维有限元模型,其特点是建模时间短,但无法个性化精确描述骨骼材料的特性。另一种方法是基于 CT 图像灰度值的方法,直接将由 CT 数据体素生成 STL 网格转换为有限元网格,并通过骨骼不同部位灰度值设定材料特性,其特点是建模时间长,但是可以精确描述几何形态和材料特性,便于个性化的设置,且更接近于真实情况。因此,后一种灰度值方法更能保证有限元分析的精确性,特别是进行个性化的比较,更具有意义。费王华^[2]通过对新鲜动物湿骨的有限元分析研究,证实基于 CT 图像材料赋值的可行性。本文主要在此基础上利用灰度值法,对经酒精处理的新鲜人体股骨干的有限元材料个性化赋值以及其材料赋值合理性进行探讨。

1 材料和方法

1.1 标本采集

选取一股骨高位截肢病人捐献的新鲜左腿股骨干下端,先行排除损伤、退变病理变化。去除骨表面软组织后,对股骨干表面进行高浓度酒精的清洁处理。采用 Philips/Brilliance 64 排螺旋 CT 机(飞利浦,荷兰)沿股骨干长轴方向进行 CT 扫描,扫描层间距为 2 mm,共获得连续横断面 73 张 512 × 512 像素的 CT 图片,其中投照电压 140 kV、曝光量为 120 mA · s。将获得的 CT 片以通用的 DICOM 3.0 标准格式储存。

1.2 股骨干有限元模型的建立和分析

1.2.1 CT 图像的处理 利用 Mimics 10.01 软件(Materialise 公司,比利时)可以直接读取 73 张 Dicom 格式的 CT 断层图像。经过图像定位、组织图片和计算,生成三维几何模型。具体的 CT 图像分割步骤如下:(1)利用 Thresholding 命令调整灰度值数据范围,设定阈值区间为 731 ~ 2 803,使得股骨干的与其周边的肌肉软组织进行分离。(2)新建一个 Mask 蒙罩,设定阈值区域 -1 024 ~ 2 803(包含骨骼和所有软组织),通过区域生长(region growing)命令对不同区域进行组织分割。每层图像经过边缘分割、选择性编辑及补洞处理,去除冗余数据以及为后续有限元分析需要填充每一层 Mask 空洞。(3)利用蒙罩 Boolean Operations 功能,分割和合并所需要的 Mask。对目标 Mask 进行二次内插值计算(calculate 3D),生成 3D 实体,建立人体股骨干下端的几何模型(见图 1)。

1.2.2 体网格建立 将获得的股骨干下端的几何模型,导入 Mimics 自带的对模型进行重新划分功能的 FEA 模块中,对模型进行优化、光滑化处理以及对模型面网格进行校正,保证无自交的三角形和坏边,提高单元质量,获得更为精确的人体新鲜股骨干

三维实体模型。在设定网格以及网格优化时, smooth 的参数过大会导致模型失真, 网格过多会给 Abaqus 软件(SIMULIA 公司, 美国) 计算分析带来很大的麻烦, 网格过少会导致结果误差过大甚至出现错误, 因此要根据需要严格设定。在 Mimics 的 FEA 模块中将 3D 格式文件 STL(stereo lithography) 储存并输出后缀名为 .inp 的文件。在 Abaqus 中将面网格转化为体网格的模型, 建立人体股骨下端的三维网格。此模型共有 61 699 个 C3D4 单元, 12 213 个节点构成。

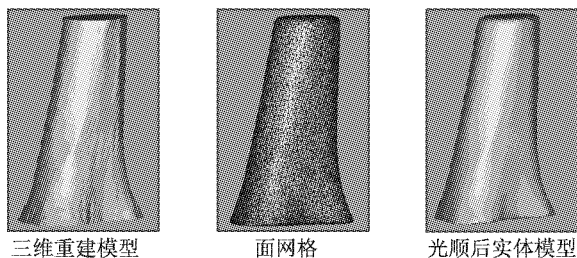


图1 经过光顺处理后的股骨干下端三维实体模型

Fig.1 3D model of the femoral shaft end after smoothing process

1.2.3 材料系数的设定 骨骼作为一种各向异性的生物材料, 即在各个方向上骨骼材料特性都表现不一, 且各向异性弹性常数太多, 因而简化为正交各向异性; 又由于骨骼的各向异性较弱, 故还可以进一步简化为各向同性^[1]。彭亮等^[3]通过不同有限元模型间的对比分析证实了股骨在双腿站立的情况下, 各向同性和正交各向异性模型分析结果差别很小。CT 图像完整并精确地反映材料的密度与灰度值之间的关系, 骨骼的表观密度与 CT 灰度值具有近似正比的关系^[4], 故可以通过 CT 灰度值计算骨密度, 再根据骨表观密度与弹性模量的关系式, 利用密度信息给每个单元赋予相应的材料特性。由于 CT 扫描是轴向进行的, 故可采用在轴向上的材料属性与表观密度之间的经验公式。根据骨表观密度与 CT 灰度值的正比关系, 设定新鲜人骨股骨干密度与 HU 值的关系为

$$\rho = \frac{\delta}{HU_{\max}} HU \quad (1)$$

式中: δ 为灰度值比例系数, HU_{\max} 为骨骼皮质骨的最大灰度值; ρ 为表观密度。可以借鉴以往对干骨的赋材质定义公式并引入灰度值比例系数定义骨骼

材料参数^[2]。

各项同性的情况下, 骨骼材料只需用弹性模量 E 与泊松比 λ 两个弹性常数来表示。各向同性材料特性设置如下^[5-6]:

$$E/\text{MPa} = 2065[\rho/(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})]^{3.09} \text{ (皮质骨 1)} \quad (2)$$

$$E/\text{MPa} = 1904[\rho/(\text{g} \cdot \text{cm}^{-3})]^{1.64} \text{ (松质骨)} \quad (3)$$

$$\lambda = 0.3 \text{ (皮质骨 1 和松质骨)} \quad (4)$$

同时骨髓成份相对来说比较单一, 假定作为一种不可压缩的各向同性材料, 弹性模量为 20 MPa^[7], 泊松比为 0.499^[8]。参考牙釉质的材料特性参数, 将皮质骨 HU > 2 000 的部分定义为“釉样骨”^[2] (皮质骨 2), 设定其弹性模量为 21 GPa^[9], 泊松比为 0.25。

活体新鲜人股骨干下端的 HU 值分布区间为 -1 023 ~ 2 803, 参照其解剖结构, 在 Mimics 以 look-up file 的方式, 分别设定骨髓、松质骨、皮质骨 1 以及皮质骨 2 (“釉样骨”) 灰度值区间^[10]。各种组织成份对应的灰度值区间如表 1 所示。

表1 不同组织成份对应的灰度值

Tab.1 Gray value of different substances

成分	灰度值
骨髓	-1 023 ~ 99
松质骨	100 ~ 799
皮质骨 1	800 ~ 1 999
皮质骨 2 (“釉样骨”)	2 000 ~ 2 803

鉴于股骨干的皮质骨和松质骨材料特性对整个骨干的力学性能影响很大, 两者之间力学性能差异明显, 在 Mimics 软件中, 对这两部分材料细化, 分别引入不同的经验公式。将皮质骨和松质骨分别定义为不同数目材料属性的 5 组仿真组, 采用均匀法, 在给松质骨和皮质骨赋材料属性时, 将体网格中的 HU 值分成相等的区域, 每一个区域取一个平均值, 对应不同的物质, 用经验公式将 HU 值转化成密度值, 再通过密度和弹性模量之间的经验公式给每一个实体网格单元分配材料属性。

单元在不同灰度值区间分布的数目反映的骨骼具体的材料分布, 对于不同的个体, 在每个区间上具体分布也是不同的, 反映了个体差异。各灰度值区间上单元数分布见图 2。

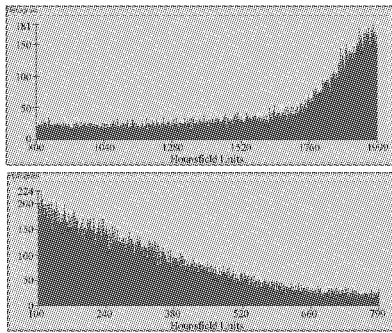


图2 不同灰度值区间上单元数分布
 Fig.2 Distribution of elements on different gray value intervals

根据各自的经验公式前系数, Mimics 按照各个单元的所处的灰度值区间给各个单元添加材质。皮质骨和松质骨等数目下各 400 种材料时, 皮质骨表观密度 $0.778 \sim 1.939 \text{ g/cm}^3$, 弹性模量为 $0.950 \sim 15.966 \text{ GPa}$, 泊松比 0.3 ; 松质骨表观密度 $0.098 \sim 0.776 \text{ g/cm}^3$, 弹性模量为 $42.09 \sim 1253.7 \text{ MPa}$, 泊松比 0.3 ^[2]。将松质骨和皮质骨赋完材质以后, 再分别导入 Hypermesh 10.0 软件(Altair 公司, 美国)中, 这样可以不受 Mimics 软件最大只能将材料等分成 400 种的限制。

在 FEA 模块中输出赋予材料属性的各部分的体网格全部导入到 Hypermesh 中, 并检查 edge, 保证边缘的节点连续, 存成 .inp 格式, 重新导入 Abaqus 中, 建立附加材料属性的新鲜股骨干三维有限元模型。400 种材料已赋值组织模型见图 3。

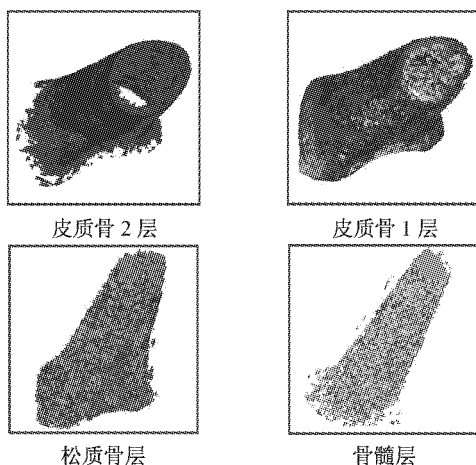


图3 400 种材质下已赋值的各组织模型
 Fig.3 Three-dimensional model with 400 kinds of material attributes

1.2.4 边界条件 设定股骨干低端面上所有节点在各个方向上自由度为 0; 同时为了符合验证实验边界约束, 保证整个上端面受力, 在上端面建立一个刚体来模拟试验机上的压头。载荷施加在刚体上, 模拟股骨干在实验台上压缩的过程。

1.3 体外活体验证实验

完成 CT 扫描后, 迅速在 CSS-44 100 电子万能试验机(长春试验机研究所, 最大负荷 100 kN)上进行股骨干下端的单轴压缩试验。

1.3.1 活体骨干固定 进行单轴压缩试验时, 保证股骨干上下端面平整; 为了防止加载时打滑, 在下端面垫上纱布。

1.3.2 压缩试验 载荷竖直作用于股骨干的上端面, 载荷端从零开始匀速加载到股骨干折断。试验机的加载端速度为 0.2 mm/min 。

1.3.3 骨干局部变形测量 对骨骼测量点进行空间定位, 游标卡尺测得测量点 1 距骨干底端 41.8 mm , 测量点 2 距骨干顶端 33.14 mm 。变形传感器(YJY-14 型, 长春试验机研究所)记录两测量点压缩过程中的相对位移的变化。

1.3.4 数据采集 专用软件 Testexpert 可读取整个压缩阶段载荷端的负荷-位移曲线以及变形传感器记录测量点的变形-位移曲线。实验数据最后以 .txt 文件输出方便整理。

2 结果

将皮质骨和松质骨分别定义为不同种数目的材料属性 5 组仿真组, 进行股骨干单轴向压缩试验仿真, 获得弹性阶段股骨干上端面 Y 方向上的节点力总和以及指定两测量点间相对位移与验证实验获得的加载端载荷和变形传感器输出数据进行比较。皮质骨和松质骨同等数目材料下有限元仿真组结果与实测数据见表 2。

图 4(a) 所示同等数目材料的密质骨和松质骨时, 10 种以上有限元仿真结果的曲线基本重合, 与实测数据的平均相对误差在 10% 左右。端部位移在 $0 \sim 1 \text{ mm}$ 时, 同等数目材料下有限元仿真组与实测数据的误差见表 3。

在小位移下 $0 \sim 0.5 \text{ mm}$ 时, 1 种材料仿真结果与实测数据接近。位移在 $0.5 \sim 1 \text{ mm}$ 时, 10 种材料以上仿真结果更符合实测数据。

表2 同等数目材料下有限元仿真组结果和实测载荷端数据

Tab.2 Experimental data and simulation results for the cancellous bone and cortical bone materials with equal numbers

位移/mm	实测	各组别载荷/kN				
		皮质骨和松质骨等数目				
		1	10	50	100	400
0.1	1.413	1.440	1.681	1.687	1.686	1.693
0.2	2.829	2.880	3.364	3.374	3.374	3.386
0.3	4.211	4.324	5.049	5.065	5.064	5.083
0.4	5.796	5.768	6.735	6.757	6.756	6.781
0.5	7.752	7.215	8.425	8.452	8.451	8.482
0.6	9.948	8.663	10.116	10.148	10.147	10.185
0.7	12.18	10.112	11.809	11.846	11.846	11.889
0.8	14.401	11.564	13.503	13.546	13.545	13.595
0.9	16.462	13.016	15.198	15.247	15.246	15.302
1	18.505	14.470	16.895	16.950	16.949	17.010

如图4(b)~(c)所示,皮质骨的材料数目对有限元仿真结果影响较大。松质骨为400种材料,皮质骨材料数目为10种以上时,曲线基本重合;而皮质骨为400种材料时,松质骨材料数目对有限元仿

真的结果影响不大。

表3 端部位移在0~1 mm时,同等数目材料下有限元仿真组与实测数据的误差(%)

Tab.3 The errors between experimental data and simulation results for the cancellous bone and cortical bone materials with equal numbers in the displacement ranging from 0~1 mm(%)

材料数目	1	10	50	100	400
平均相对误差	12.83	10.03	10	9.97	10
最大相对误差	27.88	17.15	16.85	16.59	16.85

如图4(d)~(e)所示,1种松质骨时,10~50种数目的皮质骨对有限元结果影响不大;皮质骨数目为1~10种,对仿真结果影响较大。位移在0.5~1 mm段,随着皮质骨数目增加,有限元仿真组数据与验证实验误差减小。位移0.5~1 mm时,1种松质骨仿真组与实测数据误差见表4。

如图4(e)所示,在小位移下0~0.5mm时,同等数目材料皮质骨和松质骨为1种材料时,相对误差较小,有限元仿真结果更接近于验证实验结果。小位移下0~0.5 mm时,1种松质骨仿真组与实测数据误差见表5。

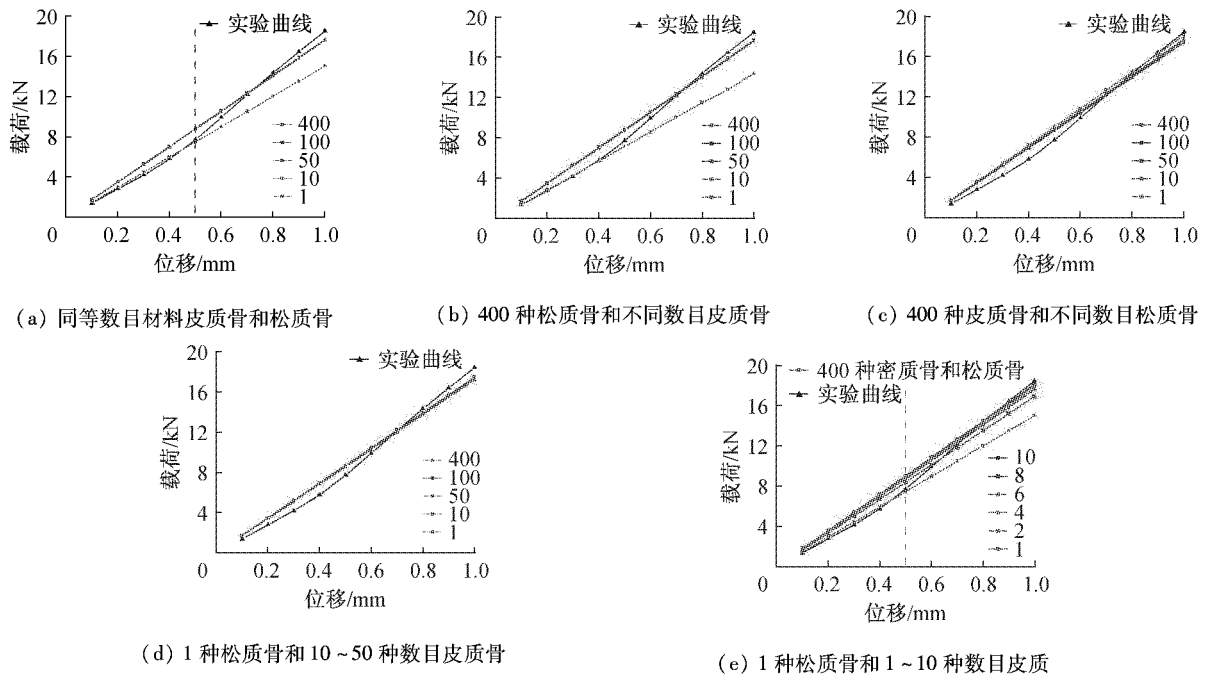


图4 加载端载荷的有限元仿真曲线和实测数据对比

Fig.4 Comparison of the load between finite element results and experimental data

表4 位移 0.5~1 mm 时,1 种松质骨仿真组与实测数据误差(%)
 Tab.4 The error between experimental data and simulation results for 1 kind of the cancellous bone in the displacement ranging from 0.5 mm to 1 mm(%)

	皮质骨数目					
	1	2	4	6	8	10
平均相对误差	22.84	9.09	4.85	4.11	3.92	3.86
最大相对误差	27.88	13.57	7.85	6.61	6.30	6.20

表5 位移 0~0.5 mm 时,1 种松质骨仿真组与实测数据误差(%)
 Tab.5 The error between experimental data and simulation results for 1 kind of the cancellous bone in the displacement ranging from 0 to 0.5 mm(%)

	皮质骨数目					
	1	2	4	6	8	10
平均相对误差	2.83	10.88	15.36	16.33	16.57	16.65
最大相对误差	7.45	13.49	17.84	18.78	19.01	19.09

松质骨为 1 种,皮质骨 10 种以上的有限元仿真组与同等数目材料下的 400 种材料两测量点变形的仿真结果的平均误差为 2.18%,皮质骨和松质骨的材料数目的设定对局部测量点仿真结果影响不大。松质骨为 1 种材料时,皮质骨 10 种的有限元仿真组与实测测量点变形数据的平均相对误差为 14.6%。1 种松质骨仿真组与实测数据测量点变形量的对比曲线如图 5 所示。

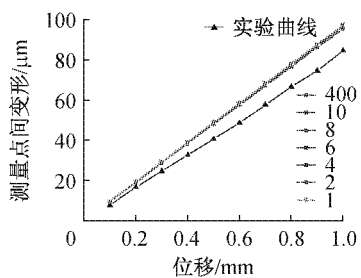


图5 测量点间变形的仿真曲线和实测数据对比
 Fig.5 Comparison of the deformation of the measurement points between experimental data and simulation results for 1 kind of the cancellous bone

3 讨论

在骨骼有限元分析中,合理设定不同区域的材料属性是保证仿真结果准确性的重要条件之一。早

期研究采用统一弹性模量和泊松比来描述骨骼结构,或者将骨骼粗略分为皮质骨和松质骨的等材料属性,再分别赋单一的材料属性,这种方法与真实情况差异很大。Carter 等^[11]在分析骨骼的应力-应变试验时,提出了利用表观密度来计算骨骼的弹性模量的方法,为后续通过骨骼体素计算弹性模量提供了可能。随着骨骼密度 CT 值测量的发展,国内外很多学者将灰度值运用于骨骼的力学参数的计算上。苏家灿等^[12]对骨盆及髌臼有限元材料属性研究,通过计算模型密度和弹性模量,能够确定单元的材料属性。张国栋等^[13]对尸体骨材料属性的研究,认为将股骨颈统一划分为 10 种材料能够满足有限元分析精度要求。利用 CT 图片中密度信息来定义骨骼的材料力学参数,目前具有一定的必要性和可行性。

本研究基于 CT 图像的新鲜人体股骨干材料赋值研究,对新鲜骨骼的材料参数定义进行阐述,对各部分材料赋值数目进行探讨以及实验验证。由于构成骨骼的皮质骨和松质骨结构形式非常复杂,力学性能差异明显,本文用灰度阈值先将皮质骨、松骨质以及骨髓划分开,用均匀法对皮质骨和松骨质分别进行材料赋值,确定不同的经验公式,探讨有限元材料赋值数目合理性。针对于骨骼材料的线弹性阶段,松质骨和皮质骨由于结构的差异性和力学贡献不同,在有限元材料特性时,根据骨骼不同区域灰度值,大变形条件下,只需将松质骨层定义为 1 种材料,对皮质骨层进行 10 种数目赋值即可满足有限元分析需要;而在小变形条件下,皮质骨和松质骨同时定义为 1 种材料,也可满足有限元分析需要。本研究选取股骨干的下端作为研究对象,松质骨层含量相对来说所占比重较大,所以对于一般长管骨材料赋值,将松质骨赋一种材料亦能符合有限元分析的要求。本文选择单轴压缩试验作为验证实验,充分考虑到减小边界条件引起的误差,增加了实验结果的可靠性。相对以往针对尸体骨标本研究,新鲜人骨由于生物活性没有发生变化,材料更接近真实情况,有限元分析结果更具临床参考意义。

本研究也存在诸多的不足之处。首先,由于实验条件的限制,文中的实验验证部分只是进行单轴压缩的实验,未对骨骼受弯曲载荷和扭转载荷进行讨论,对于其他受力模式下,所得的结果可能会有偏