

基于CT值及三维重建的股骨骨段骨密度值快速求解研究

张国栋 林海滨 郑锋 陈国立 许祖梅 林杨元 陶圣祥

【摘要】目的 探讨基于CT值及三维重建的股骨、股骨头、股骨颈、股骨髁骨密度值快速求解方法。**方法** 采用12侧成人尸体下肢标本为实验材料,实验分成实验组及真实测量组。实验组按0.5 mm层距进行股骨CT扫描、三维重建、读取像素CT值数据;将股骨三维模型骨段分为股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁,分别读取股骨及各段三维模型的像素CT值数据。真实测量组经标本制作、分别测量整体股骨及各段的质量及体积,计算骨密度值。实验组三维模型像素CT值均值与真实测量组骨密度值进行相关分析,获得像素CT值均值与骨密度值的数学函数关系,通过函数计算出来的骨密度值与真实测量组进行单因素方差分析。**结果** (1)骨密度真实测量值与CT值均值的相关分析:整体股骨 $y = 0.2535x^{0.2901}$, $R^2 = 0.9464$;股骨头 $y = 0.027x^{0.6085}$, $R^2 = 0.915$;股骨颈 $y = 0.0324x^{0.5849}$, $R^2 = 0.862$;股骨髁 $y = 0.0245x^{0.614}$, $R^2 = 0.8492$ 。(2)骨密度计算值与真实测量值的单因素方差分析:整体股骨 $P = 0.987$;股骨头 $P = 0.984$;股骨颈 $P = 0.962$;股骨髁 $P = 0.971$ 。**结论** (1)股骨三维重建后通过像素CT值均值可以快速求解骨密度值;(2)骨段进行股骨骨密度值测量结果精确,质量控制良好;(3)为临床快速骨密度值求解提供实践手段及理论依据。

【关键词】 骨密度; 股骨; 锥束计算机体层摄影术; 函数关系

A quick solution for segmental femur bone density based on CT value and three-dimensional reconstruction

ZHANG Guo-dong, LIN Hai-bin, ZHENG Feng, CHEN Guo-li, XU Zu-mei, LIN Yang-yuan, TAO Sheng-xiang.

Department of Rehabilitation Medicine, Zhongnan Hospital, Wuhan University, Wuhan 430071, China

Corresponding author: TAO Sheng-xiang, Email: Zn-taoshengxiang@163.com

【Abstract】 Objective To investigate a fast solution method for bone density of femur, the femoral head, femoral neck and femoral condyle based on CT value and three-dimensional reconstruction. **Methods** Twelve sides of lower extremity specimens of adult corpses were used for our experiments. Experiment were divided into experimental group and measurement group. The femurs of experimental group was treated with 0.5 mm thin-slice CT scan, three-dimensional reconstruction, harvest the CT value of pixels. The femoral three-dimensional models were divided into four segments of femoral head, femoral neck, femoral shaft and femoral condyle. The CT value data of femoral three-dimensional models and segments were harvested respectively. Measurement group was treated to prepare specimens, measure mass and the volume of entire femur and segments, then calculate the bone density. The mean CT value of three-dimensional model of experimental group and the bone density of measurement group were treated with correlation analysis to obtain mathematical functions between bone density and the mean CT value. The calculated bone density values and that of measurement group were treated with one-factor analysis of variance. **Results** (1) Correlation analysis between bone density values of measurement group and the mean CT value: femur $y = 0.2535x^{0.2901}$, $R^2 = 0.9464$; femur head $y = 0.027x^{0.6085}$, $R^2 = 0.915$; femur neck $y = 0.0324x^{0.5849}$, $R^2 = 0.862$; femoral condyle $y = 0.0245x^{0.614}$, $R^2 = 0.8492$. (2) One-factor analysis of variance between calculated bone density values and that of measurement group: femur $P = 0.987$; femur head $P = 0.984$; femur neck $P = 0.962$; femoral condyle $P = 0.971$. **Conclusions** (1) The bone density of femur could be quickly harvested through the mean CT value after three-dimensional reconstruction; (2) Segmental femur bone density measurement could obtain a more precise result and better quality control; (3) To provide a practical method and theoretical foundation of fast solution

DOI:10.3877/cma.j.issn.1674-0785.2012.07.021

基金项目:湖北省自然科学基金(2011CDB510)

作者单位:430071 武汉大学中南医院康复医学科(张国栋),骨科(陶圣科);福建莆田学院附属医院骨科研究所(林海滨、郑锋、陈国立),医学影像科(许祖梅);福建莆田学院医学院人体解剖学与组织胚胎学教研室(林杨元)

通讯作者:陶圣祥,Email:Zn-taoshengxiang@163.com

method of bone density for clinical orthopedics .

【Key words】 Bone density; Femur; Cone-beam computed tomography; Functional relation

骨强度指骨骼在外力作用下抵抗永久变形和断裂的能力^[1-3],主要由骨骼材料力学特性及其异质性分布特征决定,也与骨骼形状及载荷形式等因素相关。骨强度的快速判断是临床骨科颇为关注的问题,直接通过有限元分析固然可以进行骨强度的求解,然而在实践上往往难以实现,首先是求解过程复杂,实施难度大,求解耗时长;其次是缺乏统一的判断标准。对于人群而言,直接进行有限元分析来定义骨强度在实践过程、结果判断、诊断标准制定等方面存在极大难度;再次,有限元分析软件在生物力学上的应用尚有很多制约。上述因素导致临床无法以有限元分析的形式快速判断骨强度。

研究表明,骨密度是判断骨强度的有效指标^[4-6]。骨密度值求解的核心内容是实现质量控制良好的骨密度值的快速、精确求解,现有的骨密度测量方法尚难令人满意^[7-11],更不可能用于骨强度的判断。张国栋等^[12-13]以股骨、脊柱进行了基于三维重建技术及有限元分析的骨密度值的精确求解,实现了对骨密度及有限元分析的统一分析,但在求解速度上尚不能令人满意。

本课题从CT扫描最基本的元素——像素出发,通过三维重建,探讨股骨及其不同骨段的像素CT值与真实骨密度的函数关系,为临床快速求解骨密度值提供理论依据及实践方法,同时为制定不同年龄段人群的股骨骨密度正常值提供思路。

材料与方法

一、材料

实验标本:成人尸体股骨标本12侧(死亡时间4~23个月,-40℃保存);软件环境:Windows XP Professional 64 bit;Mimics 10.1;SPSS 13.0;硬件环境:Lenovo Thinkpad W700-NC1;CT扫描:GE 64排128层容积VCT,美国;电子天平:双杰JJ500,美国。

二、实验方法

实验分成试验组及真实测量组,按照如下步骤顺序进行。

1. CT扫描:扫描条件设置为120 kV,250 mA,层距0.5 mm,扫描时间1.5 s,采集512×512像素的Dicom格式图像,以刻录DVD光盘的形式输出。

2. 三维重建:本步骤主要参考张国栋等^[12-13]的方法,由于实验目的并非用于有限元分析,操作步骤更为简易。主要步骤包括:图像编辑(edit masks),通过对

Mask每一层面进行Erase、Draw等操作,获得独立的股骨Mask文件;空洞填补(cavity fill),包括轮廓线计算(caculate polylines)、从轮廓线填补空洞(cavity fill from polylines)两个主要步骤,将Mask中的空洞自动填补;三维重建(rotate 3D)参数采用Optimal,Shell 1;不需要进行表面光滑处理(remesh)。

3. 三维模型骨段:(1)曲线切割(cut with curve):菜单操作Simulation...Cut with Curve,主要参数Extension选择20 mm或更大。股骨头的切割部位适于股骨头下方,股骨头与股骨颈交界处,使曲面能完整切割股骨头,见图1A。由此获得股骨头的三维模型,见图1B。股骨颈的切割部位适于小转子上方,呈水平状。股骨干的切割部位适于股骨髁上方,呈水平状。通过上述操作将股骨三维模型简单骨段设为股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁,见图1C。(2)构建股骨骨段三维模型的Mask:菜单操作Segmentation...Calculate mask from object。不同的Mask重命名为股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁。

4. 读取三维模型像素CT值指标:菜单操作Mask...Properties。可直接读取股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁Mask的最小值、最大值、平均值、标准差、像素数及体积,见图2。

5. 实体股骨标本骨段:(1)标本制作:将肌肉等软组织切除,骨骼浸泡于无水乙醇1周,取出自然晾干;(2)标本骨段:按照虚拟骨段的步骤,以线锯将实体股骨标本分割成股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁,见图3。

6. 实体股骨标本及其不同骨段骨密度值测量:以电子天平测量实体股骨标本及其不同骨段的重量,以“溢出法”测量股骨及其不同骨段的体积。

三、统计学分析

以SPSS 13.0软件进行相关回归分析及单因素方差分析。

结 果

一、实验数据

股骨三维模型各骨段像素CT值的平均值及标准差及相应的体积见表1;实体股骨各段及整骨密度值真实测量见表2。

二、统计学分析

1. 相关回归分析:股骨整骨密度值与像素CT值的函数关系为 $y = 0.2535x^{0.2901}$,相关系数 $R^2 = 0.9464$,

表1 股骨三维模型各骨段像素 CT 值及体积

标本	股骨头		股骨颈		股骨干		股骨髁		整骨	
	CT 值 ($\bar{x} \pm s$)	体积 (cm^3)	CT 值 ($\bar{x} \pm s$)	体积 (cm^3)	CT 值 ($\bar{x} \pm s$)	体积 (cm^3)	CT 值 ($\bar{x} \pm s$)	体积 (cm^3)	CT 值 ($\bar{x} \pm s$)	体积 (cm^3)
1	113.11 ± 143.38	34.50	150.92 ± 367.55	65.23	584.64 ± 759.93	169.11	108.82 ± 184.93	89.50	347.26 ± 603.03	358.34
2	149.29 ± 404.29	49.16	157.94 ± 530.45	50.84	677.16 ± 1060.32	187.13	99.86 ± 432.95	119.38	376.49 ± 846.96	406.52
3	146.11 ± 369.56	51.76	169.25 ± 529.13	57.69	671.45 ± 1010.91	190.62	178.45 ± 361.39	127.14	387.01 ± 790.68	427.21
4	292.43 ± 267.87	43.06	300.92 ± 442.90	58.97	772.17 ± 812.83	215.42	214.29 ± 269.81	117.53	626.30 ± 676.35	434.97
5	309.56 ± 240.75	44.97	316.49 ± 376.44	49.01	714.83 ± 741.59	173.94	191.58 ± 198.72	114.70	465.99 ± 588.73	382.62
6	193.67 ± 162.01	38.25	258.41 ± 326.43	52.64	722.93 ± 751.20	178.50	200.37 ± 202.79	95.30	328.26 ± 597.46	364.69
7	381.39 ± 223.03	42.44	395.36 ± 410.91	46.13	848.06 ± 812.40	186.16	295.08 ± 239.20	116.46	594.26 ± 651.59	391.19
8	373.30 ± 224.38	44.74	415.64 ± 407.03	43.88	889.84 ± 812.51	182.17	299.92 ± 281.50	105.03	619.59 ± 667.42	375.81
9	333.35 ± 176.10	43.83	373.86 ± 358.34	68.71	791.91 ± 776.41	246.49	277.12 ± 210.45	130.69	567.66 ± 629.42	489.72
10	397.82 ± 222.03	34.91	433.09 ± 412.25	53.53	944.24 ± 775.92	198.40	342.87 ± 288.06	110.61	672.68 ± 657.68	397.44
11	374.90 ± 268.52	23.88	451.95 ± 468.26	33.43	896.35 ± 807.30	142.10	306.46 ± 327.41	76.47	633.91 ± 687.48	275.88
12	380.35 ± 229.25	17.16	414.52 ± 439.96	53.58	978.77 ± 803.40	192.28	351.57 ± 296.83	118.24	677.08 ± 688.77	381.25

表2 实体股骨各段及整骨密度值真实测量

标本	股骨各段质量真实测量(g)					股骨各段体积真实测量(cm^3)					股骨各段及整骨密度值(g/cm^3)				
	股骨头	股骨颈	股骨干	股骨髁	总和	股骨头	股骨颈	股骨干	股骨髁	总和	股骨头	股骨颈	股骨干	股骨髁	整骨
1	17.04	36.52	390.01	40.77	484.34	37.6	60.4	166.5	93.5	358.0	0.45	0.60	2.34	0.44	1.35
2	25.93	32.55	469.75	45.51	573.75	46.1	54.7	184.1	122.0	406.9	0.56	0.60	2.55	0.37	1.41
3	25.97	38.39	470.96	88.19	623.51	47.3	60.4	186.5	131.4	425.6	0.55	0.64	2.53	0.67	1.47
4	34.18	41.66	413.57	65.42	554.82	46.1	54.7	211.0	120.4	432.2	0.74	0.76	1.96	0.54	1.28
5	40.75	54.35	414.60	68.29	578.00	40.4	52.7	178.0	109.4	380.5	1.01	1.03	2.33	0.62	1.52
6	31.92	56.79	529.12	80.74	698.57	40.8	54.3	180.8	99.6	375.5	0.78	1.05	2.93	0.81	1.86
7	41.22	54.36	445.56	92.97	634.11	38.8	49.4	188.6	113.1	389.9	1.06	1.10	2.36	0.82	1.63
8	45.26	52.38	443.97	83.64	625.25	44.7	46.5	184.1	102.9	378.2	1.01	1.13	2.41	0.81	1.65
9	43.23	68.08	531.78	98.07	741.15	46.5	65.3	240.8	126.9	479.5	0.93	1.04	2.21	0.77	1.55
10	32.79	54.36	484.76	90.99	662.90	32.7	49.8	203.7	105.3	391.5	1.00	1.09	2.38	0.86	1.69
11	25.97	42.08	335.00	61.89	464.95	27.3	36.7	147.3	79.6	290.9	0.95	1.15	2.27	0.78	1.60
12	19.59	51.11	453.86	100.18	624.74	20.8	49.8	187.3	115.1	373.0	0.94	1.03	2.42	0.87	1.67

表3 根据 CT 值与骨密度值的函数关系的骨密度计算值(g/cm^3)

项目	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
股骨头	0.48	0.57	0.56	0.85	0.89	0.67	1.00	0.99	0.93	1.03	0.99	1.00
股骨颈	0.61	0.63	0.65	0.91	0.94	0.83	1.07	1.10	1.04	1.13	1.16	1.10
股骨髁	0.44	0.41	0.59	0.66	0.62	0.63	0.80	0.81	0.77	0.88	0.82	0.90
整骨	1.38	1.42	1.43	1.64	1.51	1.36	1.62	1.64	1.60	1.68	1.65	1.68

见图4;股骨头骨密度值与像素 CT 值的函数关系为 $y = 0.027x^{0.6085}$, 相关系数 $R^2 = 0.915$, 见图5;股骨颈骨密度值与像素 CT 值的函数关系为 $y = 0.0324x^{0.5849}$, 相关系数 $R^2 = 0.862$, 见图6;股骨髁骨密度值与像素 CT

值的函数关系为 $y = 0.0245x^{0.614}$, 相关系数 $R^2 = 0.8492$, 如图7。

2. 单因素方差分析:(1)根据 CT 值与骨密度值的函数关系的骨密度值计算值见表3。(2)骨密度值计

算值与真实测量值的单因素方差分析:与股骨头比较, $P=0.984$,与股骨颈比较, $P=0.962$,与股骨髁比较, $P=0.971$,与股骨整骨的比较, $P=0.987$ 。

讨 论

骨密度在骨骼相关领域的应用非常广泛,WHO推荐的骨质疏松症诊断标准直接将骨密度列为诊断骨质疏松症的重要指标^[14-15],国内学者也将骨密度用于股骨头坏死的量化判断^[16-17],更有将骨密度用于骨愈合的判断者^[18],在骨骼有限元分析研究中,通过骨骼CT值-密度值-弹性模量、屈服强度及唐氏模量等力学参数之间的关系,可以赋予骨骼有限元模型力学参数后进行有限元分析,这都反映了骨密度值的重要作用。

现有的骨密度测量方法在质量控制上尚难令人满意,二维的骨密度测量如X线光密度法(RA)、单光子吸收法(SPA)、双光子吸收法(DPA)及双能X线吸收测定(DEXA)受检查部位及体型等因素影响大,结果易受人为因素干扰^[8];定量CT(QCT)^[9-10]是三维的骨矿密度测量,需要参考体模,辐射剂量大,费用昂贵;定量超声(QUS)敏感性和特异性较差,三维骨密度测量QCT可以测量骨矿密度(Bone mineral density),并在一定程度上预判骨强度^[7,11],但质量控制尚欠佳。

本课题组认为,理想的骨密度值测量应该是质量控制良好的、快速的及精确的测量,可以实现任何部分、任意形式的骨密度值求解,并以之快速判断骨强度。从这个思路出发,本课题设计了基于三维重建及三维切割的骨密度值求解。

一、本课题的主要原理

1. 以三维切割快速界定感兴趣区域:薄层CT扫描每一层面的每一像素对应着特定的CT值及坐标轴,通过医学三维重建软件Mimics可以将多个层面重建成为三维模型,并以Mimics自带的三维切割功能对感兴趣区域进行界定、分割为不同骨段,这些不同骨段的三维模型可以转化为每一层面上的Mask文件,从而直接读出不同骨段的CT值均值、最大值、最小值及体积等参数。

有限元分析已表明在关键区域骨密度的略微增加就会提高侧身跌倒姿势下预期的股骨破坏负载^[19],这表明股骨的一些关键区域,如股骨颈是决定股骨强度的关键因素。骨质疏松症股骨骨密度值的减少,在股骨不同区域,减少幅度并不一致,将股骨分成不同节段求解骨密度值,更有利于保证测量结果的精确程度,同时也有利于探讨骨密度值与骨强度的关系。

2. 构建CT值与密度值的函数关系:国外学者对于不同骨骼的CT值/灰度值与骨密度值的关系进行了

较为深入的研究,这些成果被Harp等^[20-24]总结概括为经验公式,如股骨为Density = -13.4 + 1017 × Gray-value, E-Modulus = -388.8 + 5925 × Density,本课题遵循上述原理,加入三维切割方法以准确定义感兴趣区域,将股骨分为股骨头、股骨颈、股骨干及股骨髁4个部分探讨CT值与密度值的关系,从结果分析来看,与国外学者的研究并无冲突。

二、实验结果的分析

1. 数理分析:股骨整骨、股骨头、股骨颈及股骨髁CT值均值与骨密度值的相关系数 R^2 分别为0.9464、0.915、0.862及0.8492,表明整体股骨及其不同骨段的CT值均值与骨密度显著相关;函数关系分别为 $y = 0.2535x^{0.2901}$ 、 $y = 0.027x^{0.6085}$ 、 $y = 0.0324x^{0.5849}$ 、 $y = 0.0245x^{0.614}$,再根据函数关系计算出各骨段的密度值,并与真实测量值进行比较, P 分别为0.987、0.984、0.962、0.971,这些计算值都是由真实测量值推导而来,故而与之保持高度的相关性。

值得注意的是,本课题标本量少,虽然CT值与骨密度值的相关性很好,但不能断言数学函数可以准确反映CT值与骨密度值的关系,本课题侧重于方法学上的探讨,需要进行更大样本量的试验,由此推导出函数关系方可准确表达二者的关系,才具有临床实用价值。本课题推导出CT值与骨密度值之间为乘幂的函数关系,但在大样本量研究中二者遵从何种形式的函数关系,仍有待于进一步研究。

2. 与有限元分析的关系:由于不可能进行人骨质疏松症造模,张国栋等^[12-13]进行了有限元建模并同时骨密度值求解,可以就骨密度值与骨强度的关系进行深入分析,但单从骨密度值求解速度而言,本课题优于张国栋的方法,从求解精度来说,由于二者遵循的基本原理一致,故而结果基本一致。事实上,本课题也以有限元方法进行了骨密度值的求解,与本课题结果一致。本课题是对张国栋试验的补充,二者互补。

3. 不同扫描层距与骨密度值求解结果:为了确定不同扫描层距与骨密度值求解之间的关系,本课题在Mimics中删除间隔层面使层距变成1mm,由此获得的股骨三维模型不同骨段的CT值均值、体积等指标均在0.5mm层距扫描无明显改变。表明1mm以下的扫描层距,对于骨密度值求解结果没有影响,可用于不同骨段骨密度值的求解。

三、其他事项

操作上的一般注意事项参看张国栋等^[12-13]的实验,但本课题有限元建模不同,在三维重建上的要求极大地降低,如无需表面光滑处理,可以忽略一些重建错误,从而加快求解速度;可以应用三维测量工具进行准

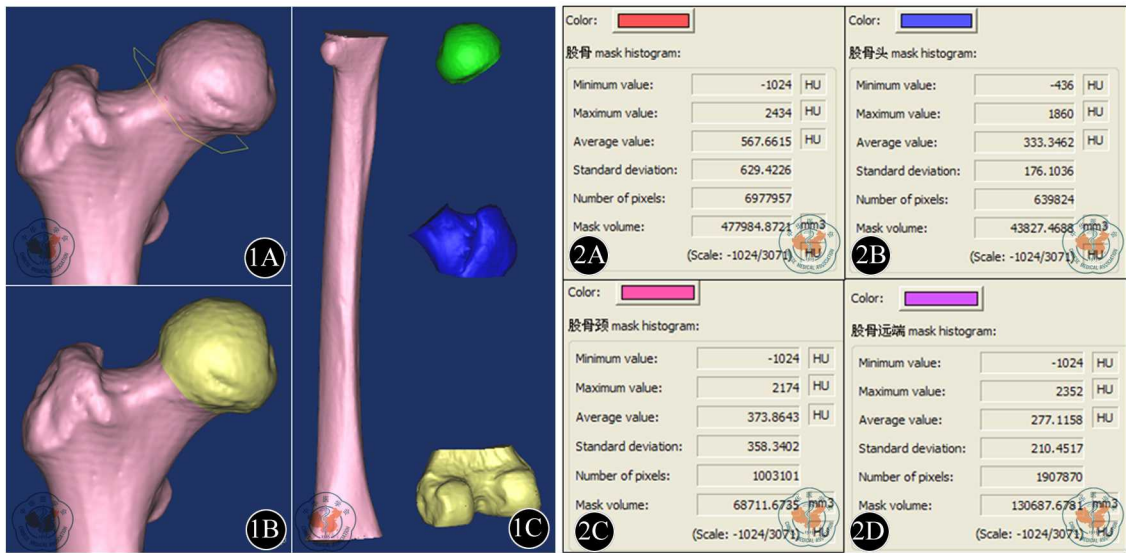


图1 股骨标本9三维模型虚拟骨段(轻度Remesh处理)。1A: 曲线切割; 1B: 股骨头分割; 1C: 不同骨段
图2 股骨标本9三维模型及其骨段像素CT值。2A: 股骨整骨; 2B: 股骨头; 2C: 股骨干; 2D: 股骨髁

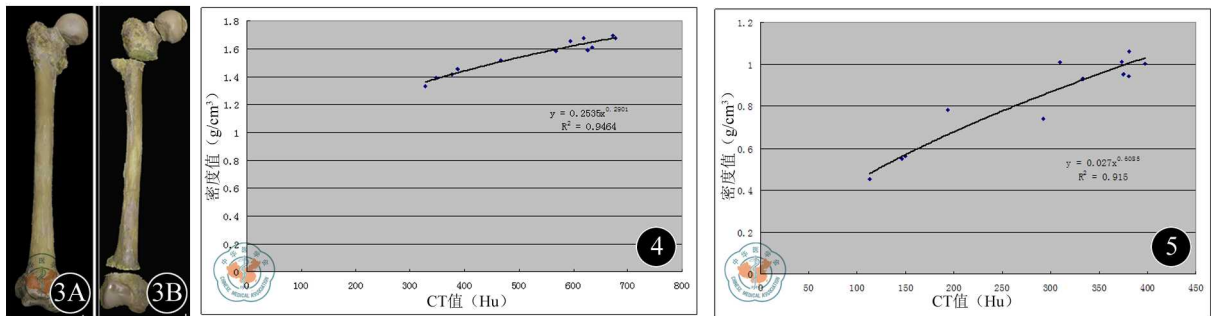


图3 实体股骨切割骨。3A: 股骨标本12; 3B: 股骨不同骨段
图4 股骨整骨CT值与密度值的函数关系
图5 股骨头CT值与密度值的函数关系

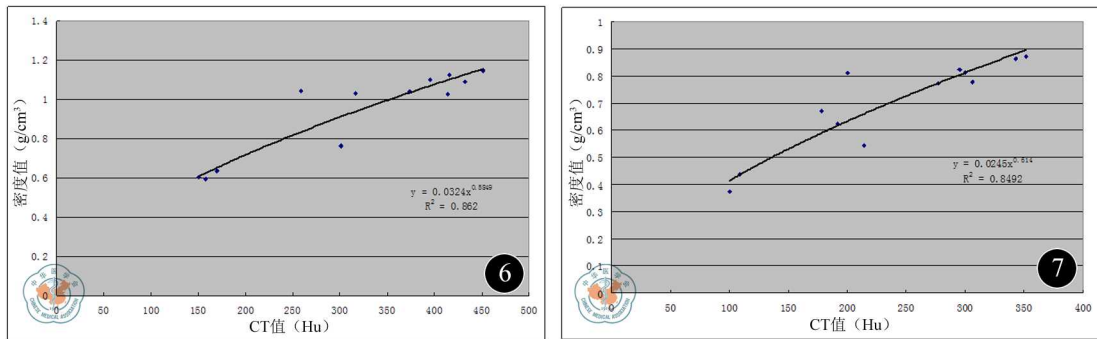


图6 股骨颈CT值与密度值的函数关系
图7 股骨髁CT值与密度值的函数关系

确定位,保证求解精度。Mimics 具有多种不同形式的分割方法,可以根据实际情况灵活运用,甚至可以Solidworks 进行特殊分割工具的绘制后以Stl 文件输出至Mimics 中^[25],通过布尔运算(Boolean)实现分割。

主要误差来源包括构建不同骨段的Mask 文件;从三维模型构建Mask 文件并读取像素CT 值数据,各个骨段体积之和与整骨的体积往往不等,考虑为软件方面原因,但相差较小予以忽略;真实股骨标本骨段质量测量:本课题虽然严格按照虚拟骨段的条件进行真实

标本分段,但二者不可能完全一致;真实股骨标本骨段体积测量:本课题采用溢出法进行股骨及其不同骨段的体积测量,存在测量精度上的误差。

四、不足与展望

本课题无法取得新鲜标本,且标本量小,无老年人尸体股骨标本,实验数据及结论是否有普遍性有待于进一步研究。本课题下一步的研究目的是实现任何部位骨骼任意形式的骨密度值求解,如密质骨及松质骨的快速求解。实验结果转化至临床实际应用至少还需

要通过大样本量实验,制定两个标准,一是不同年龄段、不同性别人群的骨密度值正常值范围;二是构建骨密度值与骨强度的数学函数关系。大样本、多中心的基础及临床研究是上述两个标准制定的基本前提。

参 考 文 献

- [1] Bessho M, Ohnishi I, Matsumoto T, et al. Prediction of proximal femur strength using a CT-based nonlinear finite element method; differences in predicted fracture load and site with changing load and boundary conditions. *Bone*, 2009, 45:226-231.
- [2] Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech*, 2007, 40:1745-1753.
- [3] Yu XZ, Guo YM, Li J, et al. Finite element analysis of impact loads on the femur. *Chin J Traumatol*, 2007, 10:44-48.
- [4] NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy, March 7-29, 2000: highlights of the conference. *South Med J*, 2001, 94:569-573.
- [5] Johnell O, Kanis JA, Oden A, et al. Predictive value of BMD for hip and other fractures. *J Bone Miner Res*, 2005, 20:1185-1194.
- [6] Van Rietbergen B, Huiskes R, Eckstein F, et al. Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic human femur. *J Bone Miner Res*, 2003, 18:1781-1788.
- [7] Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone*, 2003, 33:744-750.
- [8] Grampp S, Genant HK, Jaeger A, et al. Comparisons of noninvasive bone mineral measurements in assessing age-related loss, fracture discrimination and diagnostic classification. *J Bone Miner Res*, 1997, 12:697-711.
- [9] 赵文俐, 陈贤志, 石志峰, 等. QCT 骨密度测量技术若干问题的探讨. *中国骨质疏松杂志*, 2004, 11:445-448.
- [10] Lian KC, Lang TF, Keyak JH, et al. Differences in hip quantitative computed tomography (QCT) measurements of bone mineral density and bone strength between glucocorticoid-treated and glucocorticoid-naive postmenopausal women. *Osteoporos Int*, 2005, 16:642-650.
- [11] Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, et al. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech*, 1998, 31:125-133.
- [12] 张国栋, 陶圣祥, 毛文玉, 等. 基于三维重建技术及有限元分析的骨密度测量. *中国组织工程研究与临床康复杂志*, 2010, 9:1539-1544.
- [13] 张国栋, 毛文玉, 廖维靖, 等. 基于三维重建技术及有限元分析的脊柱骨密度测量. *中国临床解剖学杂志*, 2010, 28:78-83.
- [14] Fuerst T. Consensus development conference: Diagnosis, prophylaxis and treatment of osteoporosis. *Am J Med*, 1995, 94:646-650.
- [15] World health organization assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. WHO technical report series 843. WHO. Geneva, 1994.
- [16] 蔡自强, 闫培华, 魏相磊, 等. 骨密度测量评价股骨头无菌坏死的应用研究. *中华关节外科杂志*, 2008, 2:31-33.
- [17] 蔡自强, 闫培华. 骨密度测量在股骨头无菌坏死中的应用研究. *中华现代影像学杂志*, 2008, 5:43-44.
- [18] 尹东, 杨惠林, 詹天骊, 等. 应用骨密度评估骨愈合的研究. *中华实验外科杂志*, 2003, 9:827-828.
- [19] Delmas PD. Do we need to change the WHO definition of osteoporosis? *Osteoporos Int*, 2000, 11:189-191.
- [20] Harp JH, Aronson J, Hollis M. Noninvasive Determination of Bone Stiffness for Distraction Osteogenesis by Quantitative Computed Tomography Scans. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, 301:42-48.
- [21] Hobatho MC, Rho JY, Ashman RB. Anatomical Variation of Human Cancellous Bone Mechanical Properties In Vitro. *Studies in Health Technology and Informatics*, 1997, 40:157-173.
- [22] Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Medical Engineering and Physics*, 1995, 17:347-355.
- [23] Taylor WR, Roland E, Ploeg H, et al. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomech*, 2002, 35:767-773.
- [24] Lengsfeld M, Schmitt J, Alter P, et al. Comparison of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation. *Med Eng Phys*, 1998, 20:515-522.
- [25] 张国栋, 陶圣祥, 郑和平, 等. 基于三维重建技术的股骨远端骨折数字钢板设计. *实用骨科杂志*, 2010, 16:35-37.

(收稿日期:2011-11-17)

(本文编辑:张岚)

张国栋, 林海滨, 郑锋, 等. 基于 CT 值及三维重建的股骨骨段骨密度值快速求解研究[J/CD]. *中华临床医师杂志:电子版*, 2012, 6(7):1765-1770.