

定制型人工股骨柄建模

□ 沈浩 □ 李媛丽 □ 李泓 □ 师建文

兰州理工大学 机电工程学院 兰州 730050

摘要:为解决传统股骨头置换术中标准型号的股骨柄与病患骨髓腔形状不贴合的问题,提出了定制型人工股骨柄建模。提取病患股骨的 X 光片以及 CT 图像数据,利用 eFilm、Auto CAD 和 SolidWorks 软件进行股骨柄三维模型重建,包括图像预处理、轮廓提取、曲线插值、曲面放样,最后生成股骨柄的三维重建模型。经实例验证,该方法可以重建与患者骨髓腔高度贴合的股骨柄模型。此方法不仅可以重建髋关节股骨柄,还可以推广至其他关节或组织,为人工关节假体的定制提供有效手段。

关键词:人工股骨柄 图像预处理 轮廓提取 三维模型建立

中图分类号:TH128

文献标识码:A

文章编号:1000-4998(2015)02-0045-04

我国人工髋关节主要是从国外进口的标准件,由于国内病患的关节形状和尺寸与国外存在个体差异,导致标准件形状与我国患者的骨髓腔不匹配,造成应力分布的不均匀,为术后的并发症埋下隐患,甚至会导致置换手术的失败。此时,最理想的方法是根据病人的实际情况进行定制,即按患者病骨的几何解剖状态,专门设计制作假体。

笔者以患者股骨的 X 光片和 CT 片为数据来源,研究与患者股骨髓腔相配的定制型股骨柄,包括股骨数据的提取与处理方法,以及股骨柄几何模型的建立方法,为股骨快速制造提供理论模型。

1 人工髋关节概述

髋关节不但是人体最重要的关节之一,而且是人体最大的负重关节,但是,由于老龄化、疾病、运动后造成的创伤等因素,髋关节产生病变,严重影响了患者的正常生活,而人工关节置换是治疗髋关节晚期疾病的重要手段。应用人工关节置换手术来重建关节功能已经有 100 多年的历史,据统计资料表明,目前全球每年人工髋关节的置换数量估计已达到 800 000 个^[1]。我国人工髋关节部件主要从国外进口,由于标准件形状与我国大部分患者的骨骼不匹配,常导致手术后患者的剧烈疼痛,而且,使用过程中易松动,寿命较短^[2],而国内人工关节厂商受资金的限制,有限规格的关节柄显然很难与数十万、上百万病人的股骨髓腔相匹配^[3]。因此,根据病患股骨的实际情况,进行定制型人工股骨柄制作,供临床手术植入(参见图 1)。由于人工关节材料成本很高,为保证在实际加工中一次成型,减少患者经济负担的同时提高加工效率,因此,在工程技术领域需要解决的关键技术是:①患者病骨数据的准确测量;

收稿日期:2014 年 8 月

②人工置换骨模型的建立及假体制造。

2 数据筛选与处理

在采集数据过程中,采用 X 正侧位光片与 CT 片结合的方法。其中 X 射线(又称伦琴射线)具有一定的穿透力,能穿透人体的组织结构,利用 X 线的波长与被照射物质密度的差别,可以将密度不同的骨骼与肌肉、脂肪等软组织区分开来。CT(Computed Tomography, 电子计算机 X 射线断层扫描技术)以它的高分辨率、高灵敏度、多层次等优越性,发挥了有别于传统 X 线检查的巨大作用,由于 CT 采集到的图像是整个髋关节的断层扫描图像,而本文所研究的为股骨柄,为了提高对数据的处理速度,要将无用的数据剔除出去,保留股骨作为研究对象。对研究区域的提取,采用了在断层上拉选矩形窗口的方法,该窗口包含股骨,其它的断层图像采用同样的选取过程,这样就大大减少了后续分析建模的数据量,提高了工作效率。

由于 X 射线是投影成像,会将三维空间结构重叠到二维图像上,造成影像重叠,而且二维影像又会丢失重要的三维空间信息,因此采用以 CT 扫描获得患骨模型与 X 光片(包括正面与侧面的投影成像)相结合的重建方法。

在重建过程中,对 X 光片、CT 图像的获取以及二维轮廓的处理是一项关键步骤,因此将在医院获取的 X 光和 CT 数据为 *.DICOM 格式文件,使用 eFilm 软



▲图 1 定制型髋关节示意图



▲图2 髋关节 CT 图



▲图3 髋关节 X 射线图



(a) 未处理的 CT 图



(b) 清晰化处理后的 CT 图

▲图4 CT 图像处理对比图

件转换为 *.jpg 格式,如图 2、图 3 所示。

2.1 图像预处理

在医学影像设备中,各电子器件的随机扰动必定会产生干扰噪声,为了保证图像质量,需要对骨骼图像进行去噪处理,略去或削弱无用的信息来达到突出骨骼边缘特征。在去噪处理中,采用中值滤波来实现,其基本原理是把数字图像或数字序列中的一个点,用该点的一个领域中各点的中值代替。用 n 点像素 $y(i, j)$

$(-1 \leq i \leq 1, -1 \leq j \leq 1)$ 的取样平均 $\bar{y}(i, j) = \frac{1}{n} \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 y(i, j)$ 来代替点的像素值,从而将原噪声 $n(i, j)$ 的均方差 O_N^2

变为新噪声的均方差 $E \left[\left\{ \frac{1}{n} \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 n(i, j) \right\}^2 \right] = \frac{1}{n} O_N^2$,使

噪声误差减小为原始误差的 $\frac{1}{n}$ 。

中值滤波既能有效地抑制噪声,又能很好地保留有效信号,适于图像的平滑和去噪处理^[4]。

以 CT 图像为例,图 4 中的(a)、(b)为图像处理前后的对比图。可以看出,图像的处理可以对图像有更好的保护和增强效果。

2.2 骨骼轮廓的提取

在提取骨骼轮廓之前,需要对 CT 图像进行骨组织和软组织的分割,因 CT 自身特性,这两者的灰度值相差很大,故采用灰度阈值法加边缘追踪法进行分割。

2.2.1 灰度阈值法

灰度阈值法^[5]实质上是对图像进行二值化,它以一定的准则,在灰度图像中选定一个灰度值作为标准值,然后将图像矩阵中每个像素的灰度值与标准阈值比较,在标准阈值上设定为一个固定数值,而在标准阈值下设定为零,即设灰度图像 $f(x, y)$,阈值为 S ,则分割后的二值图像为:

$$h(i, j) = \begin{cases} 1, & f(x, y) \geq S \\ 0, & f(x, y) < S \end{cases}$$

或: $\begin{cases} f(x, y) \leq S \\ f(x, y) > S \end{cases}$ (1)

实际的图像目标和背景之间不一定单纯地分布在两个灰度范围内,因此采用两个及以上的阈值来提取,可选择 (S_1, S_2) 作为阈值区间,采用:

$$h(i, j) = \begin{cases} 1 & S_1 \leq f(x, y) \leq S_2 \\ 0 & f(x, y) \leq S_1 \cup f(x, y) \geq S_2 \end{cases}$$

或:

$$\begin{cases} f(x, y) \leq S_1 \cup f(x, y) \geq S_2 \\ S_1 \leq f(x, y) \leq S_2 \end{cases} \quad (2)$$

2.2.2 边缘追踪法

边缘追踪法^[5]是以图像中不同区域的分界勾画出目标物体的轮廓,以识别目标,图像中那些存在急剧变化的点,也就是图像结构的边缘,是图像信息的重要部分。基本思想是先检测图像中三维边缘点,再按照某种策略将这些点连接起来,形成轮廓。

由于图像的边界轮廓是一个灰度变化带,故采用梯度向量的幅值和方向作为特征值,连续图像 $f(x, y)$,方向导数在其边缘法线上存在局部最大值,边缘追踪即求该梯度的局部最大值和方向。

$f(x, y)$ 在 θ 方向沿 r 的梯度定义为:

$$\frac{\partial f}{\partial r} = \frac{\partial f}{\partial x} \times \frac{\partial x}{\partial r} + \frac{\partial f}{\partial y} \times \frac{\partial y}{\partial r} = f_x \cos \theta + f_y \sin \theta \quad (3)$$

式(3)中, $\frac{\partial f}{\partial r}$ 达到最大值的条件是 $\frac{\partial \left(\frac{\partial f}{\partial r} \right)}{\partial \theta} = 0$, 即:

$$-f_x \sin \theta_g + f_y \cos \theta_g = 0 \quad (4)$$

得: $\theta_g = \tan^{-1} \frac{f_y}{f_x}$, 即为边界方向。

梯度的最大值,即梯度模 $g = \left(\frac{\partial f}{\partial r} \right)_{\max} = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$,

梯度模算子具有位移不变性和各向同性的特点,适用于边缘追踪。

3 CAD 模型建立

国内外很多高校、医院等研究机构使用的医学图像处理软件基本相同,采用的方法也类似,国内大部分研究者都采用一系列的医院图像处理软件来实现二维轮廓的提取^[6]。但是由于医学软件专业性较强,操作比较



复杂,需要专业的医学知识,不具备通用性,而 Auto CAD 软件支持多种操作平台,具有通用性、易用性。

本文在图像处理过程中采用医学图像处理软件与非医学图像处理软件相结合,对 *.DICOM 格式图像进行处理,生成 *.jpg 格式,最大限度保证原始数据图像的真实性。之后,采用 Auto CAD 计算机绘图软件对已优化处理的股骨二维轮廓进行提取,再对所提取的二维轮廓图像进行样条插值运算,优化二维轮廓图像,提高二维图像的精度。

髌关节股骨图像经过处理后,去除周围的肌肉神经组织,可得到髌关节的轮廓区域,如图 5 所示。

使用 Auto CAD 软件打开此 *.jpg 格式文件,并对二维轮廓图像进行提取,提取方法如图 6 所示。

以一层图像为例,对其进行二维轮廓的提取以及样条插值。打开 Auto CAD 软件,插入任意一层已优化的 CT 扫描图像文件,界面如图 7 所示。

4 对 SolidWorks 软件进行三维建模

由于人体股骨内腔为空间自由曲面,复杂且不连续,不同部位截面形状也有差别,数学函数式无法准确表达。本文在股骨柄模型建立过程中,以 CT 提取出的股骨轮廓轨迹为扫描路径,沿着该路径依次提取 X 正

交光片的轮廓截面,从而生成截面轮廓形状。

打开 SolidWorks 软件,建立前视基准面进入草绘,与 CT 轮廓提取类似,在 SolidWorks 绘制假体柄的截面,如图 8 所示。

沿着 CT 轮廓轨迹方向,在不同位置建立多张假体柄截面图,如图 9 所示。

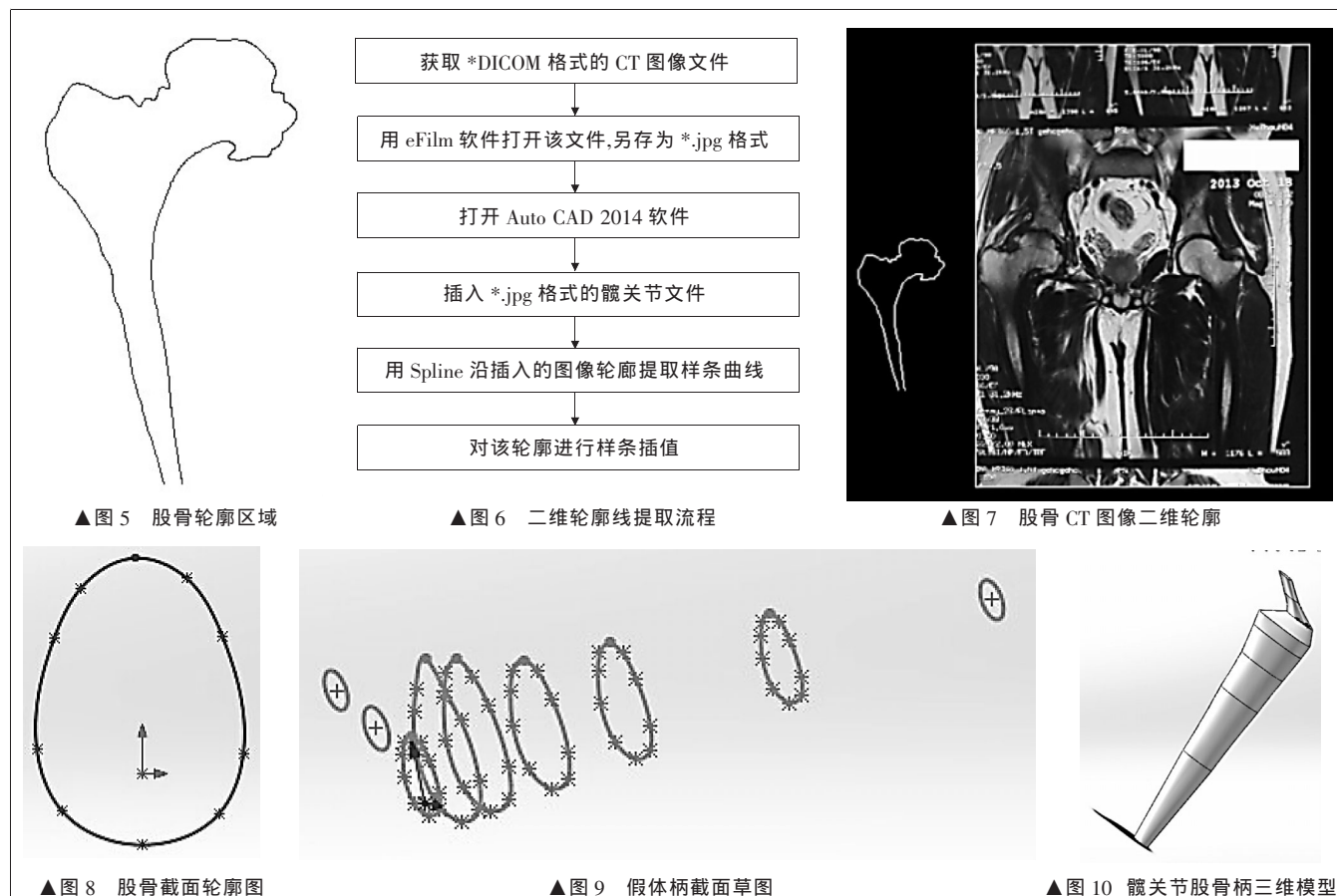
截面草图生成后,沿着股骨柄轮廓方进行放样,需要注意的是无论截面、或是实体,均不能有自相交叉情况。从而生成三维曲面,得到髌关节股骨柄的模型,如图 10 所示。

5 结论

笔者针对定制型股骨柄假体设计的需要,研究了人体骨骼精确建模的问题,主要的研究成果如下。

(1) 在数据采集时,利用患者本身的 X 光片及 CT 图像,与其他利用尸骨作为研究对象建模方法相比,个体匹配性更高,可靠性更好。同时将 X 光片与 CT 图像结合进行建模,与仅采用 CT 或是 X 光片数据建模的方法比较,显然,重建方法能更加清晰、准确地反映患者股骨内腔结构。

(2) 对图像处理采用中值滤波进行预处理,再进一步采用灰度阈值法与边缘追踪法相结合。使得图像



风力发电机组螺栓选用及预紧力控制浅析

□ 何贺松

许昌许继风电科技有限公司 河南许昌 461000

摘要:从风力发电机组螺栓连接的安全可靠性出发,对螺栓材料的选用、表面处理、预紧方法、安装要求以及后期维护等方面进行阐述。结合螺栓的实际装配情况,对螺栓预紧力矩值的确定方法进行了详细描述,根据螺栓扭矩值的测试结果,对影响螺栓扭矩因数的因素进行了分析,进而提出螺栓安装的工艺要求和力矩检查要求,从而保证螺栓预紧力的准确性。

关键词:风电机组 预紧力 扭矩系数 高强度螺栓

中图分类号:TH122;TK83

文献标识码:A

文章编号:1000-4998(2015)02-0048-04

随着我国风电行业的迅猛发展,设备的质量问题也随之突显,尤其是兆瓦级风电机组出现倒塌、风机坠头、塔筒拦腰折断等现象^[1],因此,风力发电机组运行的安全性越来越受到各整机制造厂的重视。螺栓作为风电机组的重要连接件,其安装的可靠性和预紧力的准确计量决定着风力发电机组安全和稳定地运行。随着大功率兆瓦级风力发电机组的研发,螺栓直径越来越大,其质量和预紧力的控制愈发重要。螺栓预紧力主要是通过转角法、扭矩法和轴向液压拉伸法来获得,影响螺栓预紧力的因素很多,螺栓的扭矩因数是影响螺栓预紧力最主要的因素,要获得符合设计要求的螺栓预紧力,需要从各个方面和环节去控制。

1 螺栓材料选择

风电机组安装地点环境恶劣,装配在风电机组中的螺栓经受着空气中盐雾的腐蚀以及极端温差的考验,还要承受轴向拉伸载荷和风轮旋转带来的冲击载荷以及交变载荷^[2],因此要求螺栓材料要有足够的强度和一定的韧性。风电机组选用的螺栓一般都是高强

度螺栓,对于承受动态载荷的螺栓,只有性能级别达到 8.8 和 10.9 级的螺栓才能允许在风电机组的连接上使用^[3]。

目前风电行业没有制定相关的紧固件标准,GB/T 1231-2006 钢结构用高强度大六角头螺栓也只规定了公称直径 M30 及以下规格的螺栓材料。从各个整机制造厂实际使用来看,在无特殊要求的情况下,风电机组的螺栓材料选用原则见表 1^[4]。

表 1 螺栓制造材料选用牌号

规格	≤M24	M27、M30	≥M36
螺栓	20MnTiB	35VB	42CrMoA、B7、40CrNiMoA
螺母	45、35、35CrMoA		
垫圈	45		

为保证原材料的可控性和一致性,建议螺栓规格 M20 及以下的采用 20MnTiB 钢,M20 以上的采用 42CrMoA。GB/T 3098.1-2010 中,对低温冲击试验的规定是 10.9 级螺栓在-20℃条件下的冲击吸收功 $A_{kv2} \geq 27 \text{ J}^{[5]}$,出于对风电机组所处环境和所受交变载荷的考虑,风电行业中要求-40℃条件下的冲击吸收功 $A_{kv2} \geq 27 \text{ J}$ 。故选 42CrMoA 作为风电机组大规格螺栓的选用

收稿日期:2014年8月

在处理之后能够达到良好的去噪和清晰增强效果。

(3) 三维建模时,应用 Auto CAD、SolidWorks 软件作为技术支撑,综合了医学影像技术、图像处理、计算机辅助设计,是计算机应用技术与医学学科相交叉的体现。且该建模方法还可推广至其他关节或器官的建模,应用范围广。

参考文献

[1] 俞学中,郭乙木,李俊,等.人工髌关节假体柄形状设计[J].浙江大学学报(工学版),2007(4):581-584.
 [2] 李强,罗先正,王志义,等.人工髌关节置换术后评估方法的研究[J].中华骨科杂志,2001,21(12):721-725.

[3] 朱云仙,何亚飞,王成焘.个性化人工髌关节的设计与制造[J].机械制造,2003(8):29-31.
 [4] 任国成,王广春.面向 RP 骨骼 CT 图像的轮廓提取与精简[J].山东大学学报(工学版),2004(3):5-8.
 [5] 宋卫卫.股骨头修复建模关键技术研究[D].大连:大连理工大学,2008.
 [6] 张建宏.基于功能的个性化人工髌关节设计研究[D].武汉:武汉理工大学,2007.
 [7] 黄成.SolidWorks2010 中文版完全自学一本通[M].北京:电子工业出版社,2011.

(编辑 小 前)

