

网格分割及形态参数引导的股骨模型修复

吴云燕^{1,2)}, 陈正鸣^{1,2)*}, 何坤金^{1,2)}

¹⁾(河海大学物联网工程学院 常州 213022)

²⁾(常州市图形图像与骨科植入物数字化技术重点实验室 常州 213022)
(zmchen65@hotmail.com)

摘要: 骨科患者的骨骼通常存在畸形或坏损, 修复性骨科临床中比较普遍地采取髋关节置换术及膝关节置换术, 为此, 提出一种对坏损股骨模型快速修复的方法. 首先基于网格分割计算坏损股骨未受损区域的形态参数, 并基于参数分析在样本库中检索最匹配模型; 然后移植最匹配模型的相应区域对患骨的坏损区域进行修复. 实验结果表明, 该方法能有效地对股骨模型的病变区域实现快速修复, 还原其正常形状, 从而获取解剖上准确的股骨三维模型, 可对骨科假体设计及手术过程提供重要支持.

关键词: 坏损股骨; 模型修复; 形态参数测量; 区域移植

中图法分类号: TP391.41 DOI: 10.3724/SP.J.1089.2018.16958

Repair of Defected Femur Models Based on Mesh Segmentation and Morphological Parameters

Wu Yunyan^{1,2)}, Chen Zhengming^{1,2)*}, and He Kunjin^{1,2)}

¹⁾(College of Internet of Things Engineering, Hohai University, Changzhou 213022)

²⁾(Changzhou City Key Lab of Orthopedic Implants Digital Technology, Changzhou 213022)

Abstract: Orthopedic patients often have some degree of skeleton damage or deformity. At present, both Total Hip Arthroplasty and Total Knee Arthroplasty are familiar prosthetic orthopaedics operations. Aiming at quickly repairing the defected femur models, a new method was proposed in this paper. Firstly, morphological parameters on undamaged regions of the target femur model were calculated. Next, through correlation analysis of these parameters, the best matching sample model in the sample library was searched, whose corresponding region was then copied to replace the defected region of the target femur model. Experimental results showed that the proposed method could efficiently repair the defected region of the target femur model to the normal shape and thereby the anatomically suitable three-dimensional model was obtained, which was particularly important for orthopaedic surgery and prostheses design.

Key words: defected femur; model repair; morphological parameter measurement; region replacement

股骨是人体骨骼中最大最长的管状骨, 分为 1 体 2 端, 上端以股骨头与髌臼构成髌关节, 下端以股骨髁部与髌骨、胫骨上端一起构成膝关节. 股骨负荷着人体上半部分的所有重量, 极易产生损伤

和破坏. 坏损致因大致分成 2 类: 一类是骨结构原本正常, 因外界暴力导致骨质部分地或完全地断裂(即骨折); 另一类是因疾病或药物导致的骨骼畸形或缺损, 即病理性坏损. 本文的研究重点是病理

收稿日期: 2017-10-24; 修回日期: 2018-02-12. 基金项目: 国家自然科学基金(61772172, 61472118). 吴云燕(1974—), 女, 博士, 讲师, CCF 会员, 主要研究方向为 CAD&CG; 陈正鸣(1965—), 男, 博士, 教授, 博士生导师, CCF 高级会员, 论文通讯作者, 主要研究方向为 CAD&CG、数字化设计与制造; 何坤金(1974—), 男, 博士, 教授, CCF 高级会员, 主要研究方向为 CAD&CG.

性坏损股骨的模型修复。

股骨头所在的髋关节是人体负重时承受压力最大的球窝关节,股骨头因为其特殊位置极易产生病变,即股骨头缺血性坏死。当股骨头坏死塌陷进而演化成骨性关节炎时,全髋关节置换术可能是唯一有效的治疗方法。但是,由于人体器官存在个体差异性,临床手术中为患者植入的股骨头假体不一定与髋臼良好匹配,导致术后并发症发生率较高。解决该问题的重要途径之一是充分利用现代计算机与图像处理技术,根据患者自身的器官参数,最大限度地恢复股骨头在病变前的表面形态,从而获取股骨头修复后的准确模型,再通过该模型参数指导个性化股骨头假体的生产^[1-2]。目前这种解决途径已成为股骨头修复治疗的研究热点,但是也存在一个问题:能满足患者临床需求的个性化股骨头模型不易获取。在计算机图形学领域,股骨头模型一般可通过三维重建技术基于CT等影像数据构建所得,但三维CT扫描的辐射剂量大、成本高,三维重建也烦琐费时;而且由于股骨头掩藏于髋关节内,与髋臼部分间隙较小且灰度值很接近,因此较难被分离出来,这种建模方法的精度直接依赖于医学图像中骨骼的分割精度。此外,患者的股骨头通常因病变失去了正常形状,直接依据患骨CT图像重建成的股骨头模型其实是畸形的,还需进一步修复。目前,针对股骨头修复建模的研究尚处于初始阶段:文献[3-5]通过测量股骨头坏死区域的角度、体积或表面积来预测塌陷程度,但仅能反映出股骨头坏死后的状态,并未对修复目标——股骨头假体的建模设计进行研究。宋卫卫^[1]根据解剖结构知识建立了健康股骨近端的三维统计模型,然后在该先验模型的引导下,通过配准变形操作得到缺损股骨头的修复模型;但当患骨坏损严重时,配准操作难以获得理想效果。刘斌^[2]提取出患者髋臼月状面上的数据点坐标,然后采用球面拟合的方法,将塌陷萎缩的股骨头模型修复为与患者髋臼相匹配的正常球体形状;然而这种方式仅限于股骨头区域,难以拓展至股骨其他区域。

另一方面,与股骨髁部相连的膝关节是人体最大、最复杂的关节,其退行性病变骨性关节炎的患病率及致残率在所有关节中都是最高的。当膝骨性关节炎发展至终末期,全膝关节置换术便成为可供选择的最终治疗途径;但该手术的操作精度要求非常高,人工假体与患者自身膝关节处的

解剖形态之间能否达到良好匹配是决定手术成功的一个关键因素。近年来,人们越来越重视个性化假体的使用,而要实现这一点,关键是精确地测量出患者关节处骨骼的三维形态参数;但是,膝关节内的骨性病变将导致股骨髁部及胫骨近端呈现一定程度的畸形或坏损,严重影响骨骼形态参数的准确分析。目前,与膝关节假体设计有关的研究大多侧重于正常的股骨远端及胫骨近端的形态测量分析^[6-8],关于患者坏损髁部的修复建模工作鲜有报道。

综上所述,目前无论是髋关节置换术还是膝关节置换术,骨科医生在临床手术过程中主要还是凭借目测和经验对患者股骨在病变前的正常形状进行估计,缺乏准确模型的指导,也无法对修复后的模型进行客观评价,这极大地增加了手术风险。因此,若能对患骨的病变区域实现修复,最大限度地还原其正常形状,从而获取解剖上准确的股骨三维模型,必将对个性化的假体设计及手术过程提供重要支持。本文基于股骨形态参数的测量与分析,针对股骨头部及股骨髁部提出一种新的修复建模方法。在医学领域,精确的骨骼形态参数对指导骨科手术及假体制造都具有重要意义,而且大量研究结果表明:骨骼各形态参数并不孤立,而是相互之间存在一定的相关性^[9-11]。本文方法的主要策略是:通过对患骨的未受损区域进行形态参数测量及相关性分析,引导患骨坏损区域实现修复。

1 股骨模型修复算法的设计思想

数据修复在数字几何处理领域并不是一个新问题,考虑到骨骼模型修复的特殊性,可以借鉴2种数据修复方法:(1)基于形体对称性的数据修复;(2)基于模板的数据修复。

由于人体骨骼(颅骨,股骨,胫骨等)自身具有的对称特性,从理论上讲,参照患骨未受损的对侧骨骼进行修复是最佳方案。Li等^[12]修复受损颅骨的途径之一便是利用颅骨自身的对称性;Thomas等^[13-14]修复粉碎性胫骨平台骨折时将未受损的对侧胫骨作为参照物。然而,由于辐射危害等因素,对侧骨骼的CT扫描数据在很多情形下是不可获得的,这一点极大地限制了该方法的使用。

第2种方法是遵循模板模型的几何特性对受损模型进行修复。这种修补方法的优点是对缺失

区域的位置不敏感, 能修补大的空洞, 所用模板多为平均模型或统计模型. Li 等^[12]在修复受损颅骨时, 首先选了一个在性别、种族、年龄等人类学特征上相近的模板对目标模型实现粗略的修复. 为了获得较好的修复效果, Zhang 等^[15]在拼接颅骨碎片时参照的模板是一组标准颅骨模型({男, 女}×{白人, 黑人, 亚洲人}). 然而, 即使是从一个几何特性相似的模板模型移植相关曲面, 获得的修复效果也不够精确.

考虑到难以获取人体对侧骨骼扫描数据以及基于一般模板的修复准确度不够, 本文通过对股骨形态参数的分析, 在样本库中挑选最匹配样本作为参照物对受损骨骼进行修复. 为了保证最匹配样本与受损骨骼尽可能接近, 必须有足够多的样本数目. 为此, 采用线性插补的方法对已有的三维股骨样本进行扩充, 增强样本集的空间密度. 本文提出的股骨模型修复算法步骤如下(图 1 所示为该算法的主要流程):

- Step1. 对股骨样本预处理, 并基于线性插补扩充.
- Step2. 基于网格分割计算坏损股骨未受损区域的形态参数.
- Step3. 基于参数分析在样本库中检索最匹配模型.
- Step4. 基于区域移植修复坏损股骨.
- Step5. 验证修复后股骨模型的有效性.

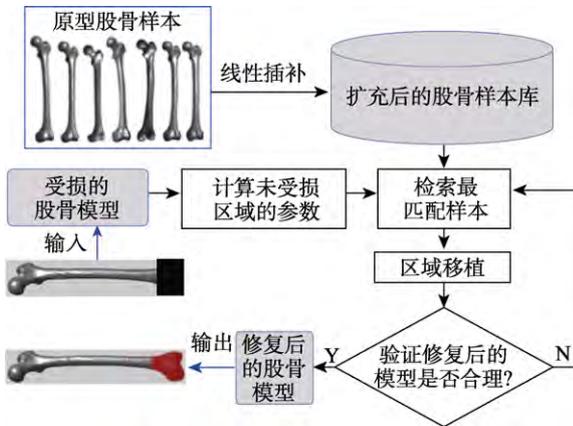


图 1 本文算法的流程图

2 股骨样本的预处理

2.1 基于网格分割的参数计算

这阶段需要获取每个股骨样本的形态参数. 骨骼形态参数的测量并非易事, 本文沿用文献[16]的方法, 在提取特征点及语义分割的基础上, 对股骨三维网格模型进行较全面的参数测量. 首先依据模型的几何性质并结合医学先验知识提取 3 类

特征点: 中心特征点、显著特征点及边界特征点(如图 2 与图 3 所示); 然后以这些特征点为标记, 调用快速行进分水岭算法^[17-18], 将股骨模型分割成股骨头、股骨颈、大转子、小转子、股骨干、外侧髁及内侧髁共 7 个功能区域(如图 4 所示); 最后利用特征点与网格分割结果计算出股骨模型的形态参数(表 1 列出了部分主要参数). 相比于传统的参数测量方法, 这种方法既能抓住骨骼模型的全局特征, 又能从全局上把握骨骼的整体特点, 获得较好的测量效果.



图 2 股骨模型的中心点及部分显著特征点



图 3 股骨模型的边界特征点(用红色标注)

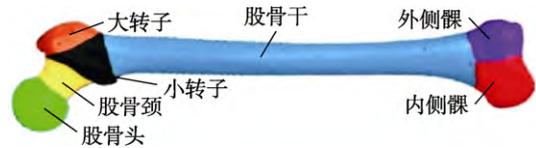


图 4 股骨模型的分割结果

表 1 股骨主要形态参数

参数类型	部位	序号	参数名	
点	股骨头	X ₁	股骨头直径	
	股骨颈	X ₂	股骨颈长度	
	转子区		X ₃	颈峡直径
			X ₄	大转子夹角
			X ₅	小转子上缘平面外径
			X ₆	小转子下缘平面外径
区域性	骨干区	X ₇	股骨干长度	
		X ₈	干峡直径	
		X ₉	干轴曲率半径	
髁部		X ₁₀	外侧髁前后径	
		X ₁₁	内侧髁前后径	
		X ₁₂	外侧髁宽	
		X ₁₃	内侧髁宽	
区域间		Y ₁	股骨髁宽(总髁宽)	
		Y ₂	头心-干轴距	
		Y ₃	股骨头球心至小转子点所在平面的垂直距离	
		Y ₄	大转子点至干轴的垂直距离	
		Y ₅	小转子点至干轴的垂直距离	
		Y ₆	颈干角	
		Y ₇	股骨总长	

2.2 基于模板的重网格化及快速兼容性分割

当处理大批量股骨样本模型时,若对每个样本单独作处理效率太低.为此,采用一种基于模板的策略:选取一个已经处理好的典型股骨模型作为模板,指导结构相似的其他股骨样本进行快速兼容性分割.兼容性分割指将视觉相似的物体进行相似分割^[19].例如,所有的四足动物模型一般都能分割成 1 个躯体(核心)、1 个头及 4 条腿.本文认为,兼容性分割的原则也适用于人体骨骼模型.因为同类骨骼虽然在不同种族、性别、年龄等因素的影响下存在差异,但结构特征是大体相似的,例如,股骨模型总能分割成股骨头、股骨颈等若干功能区域,因此可以对所有的股骨模型实现兼容性分割.但这样做的前提是首先需将拓扑结构互异的各个股骨模型重网格化成与模板模型拓扑一致.

实现重网格化的关键是在各股骨网格之间建立点对点的稠密对应关系,使得所有股骨模型(设数目为 N)的几何信息可以采用统一的向量形式表示为 $S_i = (x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}, x_{i2}, y_{i2}, z_{i2}, \dots, x_{in}, y_{in}, z_{in})$, $1 \leq i \leq N$. 其中, S_i 表示第 i 个股骨三维模型形状向量; n 表示构成股骨三维模型的网格顶点个数; x, y, z 表示每个顶点的坐标值信息.

在各股骨模型之间建立了点对点的稠密对应关系后,对于模板股骨模型上的任意一个点,只要根据该点在顶点表中的索引序号信息,便可以快速找到该点在其他股骨模型上的对应点,而且该点在所有股骨模型上代表的含义是一致的.例如,根据大转子点在模板股骨模型上的索引信息(假设是形状向量 S 中的 k 号顶点),便可以找到其他所有股骨模型上的大转子点,如图 5 所示.同理,模板模型中提取的所有特征点以及网格分割的结果,都可以通过这种配准方式轻易地传递给其他股骨模型,从而使快速兼容性分割成为可能.

为了将拓扑结构互异的其他股骨样本重网格化成与模板模型拓扑一致,本文采用基于模板的非刚性配准技术^[20-22],可分为刚性配准及非刚性配准 2 个过程:

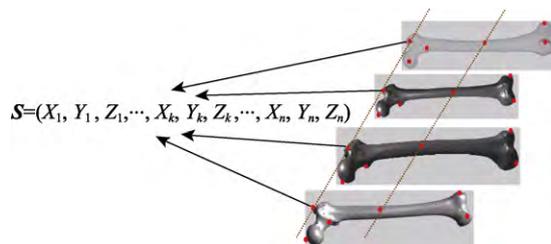


图 5 在各股骨网格模型之间建立点对点的稠密对应关系

(1) 初始刚性配准. 因为股骨模型是基于 CT 扫描重建所得,但扫描时人体姿势、位置不同,所以各股骨模型的坐标系并不统一.为了便于后续处理,需将各股骨模型以统一的姿态放置于统一的坐标系中,即对齐.本文采用最近点迭代法(iterative closest point, ICP)^[23],该算法的实质是坐标变换,即基于最小二乘法找到一个平移矩阵 T 和一个旋转矩阵 R ,使得目标模型与模板模型上对应点集间的距离最小.通过 ICP 算法,各股骨模型与模板模型都对齐到相同位置,实现全局性的粗略配准.

(2) 非刚性配准.这一阶段的实质是在粗略配准的基础上,采用非刚性形变函数对模板股骨实施变形,使得变形后的模板股骨在几何形状上逼近目标股骨,最终可以代替目标股骨.考虑到各股骨模型结构大致相似、仅仅在细节方面存在差异的特点,本文采用基于 Laplacian 变形^[24]的非刚性配准技术. Laplacian 坐标描述的是网格顶点和邻域顶点之间的拓扑关系,反映了模型的局部细节,因此 Laplacian 变形技术的优势是:能够在变形过程中尽量保持模型的细节特征不变.

如图 6 所示, A, B, C, D, E 是 5 例存在着个体差异的股骨模型.现以 A 为模板模型, B 为目标模型,阐述对它们进行非刚性配准的方法.对模板 A 实施 Laplacian 变形,变形目标是使 A 的几何形状尽可能接近 B ,这是一个迭代过程,最终生成配准后的模型 B_1 . B_1 在外观上与 B 高度相似,从而能够在后续处理中被用来替代 B ;另一方面, B_1 源于 A ,它是由 A 变形生成的,因此继承了 A 的拓扑结构,这是非常重要的,说明 B_1 与 A 之间具有严密的顶点对应关系.同理,模型 B_1, C_1, D_1, E_1 是模板模型 A 分别向目标模型 B, C, D, E 配准所得,因此拓扑结构也都与模板 A 保持一致.

立了点对点的——对应关系.在此基础上,可将

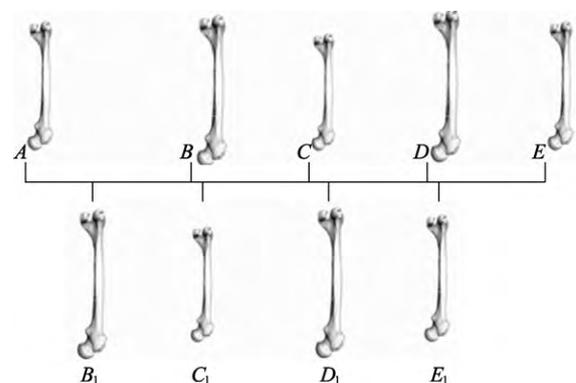


图 6 个体间存在差异的 5 例股骨模型

模板模型的分割结果——每个顶点的区域号信息直接赋给非模板模型的对应顶点, 从而实现分割结果的快速传递与复制, 提高批量股骨模型的参数测定效率.

2.3 基于线性插补的样本扩充

充足的样本数目是本文修复方法成功的保证. 然而受限于样本来源及采集条件, 现有的股骨模型数据库规模较小. 为了弥补这个缺陷, 对已有股骨样本进行线性插补, 快速生成一系列的股骨新模型, 增强样本集的空间密度.

由于重网格化后, 在各样本网格之间已建立了点对点的一一对应关系, 因此在任意 2 个样本之间, 只需对它们的顶点坐标进行线性插值便能变形生成新的股骨模型; 改变插值比例关系, 新模型的形状也会随之改变. 如图 7 所示, 图 7a 所示为 2

例股骨样本, 它们按照 5/5, 7/3, 3/7 的比例插值变形, 分别生成股骨新模型, 如图 7b 所示. 新模型的长度 L_{new} 由参加插值的 2 个样本长度(设分别为 L_1 与 L_2)以及插值比例(设为 α_1/α_2)决定, 可描述为

$$L_{new} = L_1 \cdot \alpha_1 + L_2 \cdot \alpha_2, 0 < \alpha_1 < 1, 0 < \alpha_2 < 1, \alpha_1 + \alpha_2 = 1.$$

在新模型的插值构建过程中, 有时仅依据 2 例样本是不够的, 可根据需要介入多个样本

$$L_{new} = L_1 \cdot \alpha_1 + L_2 \cdot \alpha_2 + \dots + L_i \cdot \alpha_i + \dots + L_n \cdot \alpha_n,$$

$$0 < \alpha_i < 1, \sum_{i=1}^n \alpha_i = 1.$$

假如所有的样本按相同比例插值, 生成的新模型便是平均模型. 这些新模型由于是线性插值所得, 因此其拓扑结构与样本及模板模型一致, 同样也能实现快速兼容性分割及参数计算.

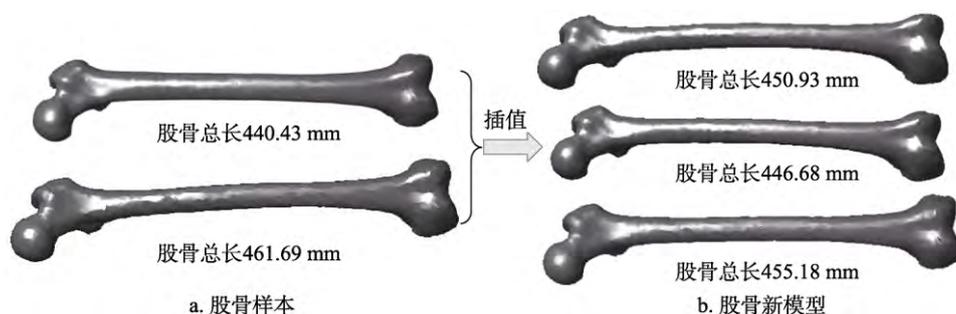


图 7 基于线性插值生成新模型

3 面向股骨模型修复的参数相关性分析

为了便于股骨模型的修复处理, 将股骨形态参数划分为区域性参数及区域间参数 2 类(如表 1 所示). 区域性参数用来描述某个区域的局部特征, 如股骨内侧髌部的区域特征可由内侧髌前后径、内侧髌宽等参数描述. 区域间参数关联多个区域, 体

现模型的全局特征, 如颈干角反映了股骨头、股骨颈及股骨干区域之间的结构关系. 区域间参数中股骨总长因为涉及多个区域并与人体身高密切相关(约占身高的 27%), 被看做是关键参数.

对股骨形态参数的测量值基于统计学进行相关性分析(表 2 列出了部分参数的相关性分析结果), 可以发现, 大部分形态参数之间呈现出一定的相

表 2 部分参数的相关分析(r 值)

	X_1	X_2	X_3	X_7	X_8	X_{10}	X_{11}	X_{12}	X_{13}	Y_1	Y_2	Y_6	Y_7
X_1	1												
X_2	0.39	1											
X_3	0.72*	0.41	1										
X_7	0.78*	-0.24	0.89*	1									
X_8	0.31	0.23	0.44	0.32	1								
X_{10}	0.51*	-0.10	0.68*	0.71*	0.34	1							
X_{11}	0.50*	-0.12	0.70*	0.74*	0.39	0.64*	1						
X_{12}	0.56*	-0.23	0.89*	0.80*	0.45	0.90*	0.85*	1					
X_{13}	0.61*	-0.30	0.91*	0.82*	0.48	0.82*	0.89*	0.74*	1				
Y_1	0.65*	-0.38	0.90*	0.86*	0.48	0.89*	0.90*	0.98*	0.98*	1			
Y_2	0.34	0.63*	0.44	0.30	0.33	0.32	0.34	0.38	0.38	0.41	1		
Y_6	-0.06	-0.05	-0.07	-0.02	-0.11	-0.01	-0.02	-0.03	-0.02	-0.03	-0.62*	1	
Y_7	0.80*	-0.29	0.88*	0.93*	0.18	0.61*	0.59*	0.82*	0.86*	0.84*	0.32	-0.18	1

注: *表示 $p < 0.01$, $r > 0.5$ 表示强相关.

关性. 例如, 股骨头直径与颈峡直径呈现较强的正相关性, 头心-干轴距与颈干角呈现较强的负相关性, 股骨总长与股骨干长度、头直径、髌宽等大多数线性参数之间都呈现较强的正相关性. 因此, 在坏损股骨模型的修复过程中, 为保证修复后模型的解剖合理性, 需要结合参数之间的各种关联性. 在样本库中基于参数分析检索最匹配模型时, 与坏损区参数有较强相关性的形态参数应该优先被考虑.

4 坏损股骨模型的修复

4.1 计算坏损股骨未受损区域的形态参数

首先将坏损股骨模型重网格化成与模板模型拓扑一致. 与正常模型不同, 在配准过程中需要将位于坏损区域的点排除在外, 则坏损模型在重网格化后, 其坏损区域的数据暂时以模板模型相应区域的数据充当.

坏损模型经重网格化处理后, 便可参照模板进行兼容性网格分割, 并在此基础上计算相关形态参数. 与正常模型不同, 这里仅测量其非坏损区域的各形态参数.

有时还需要根据股骨模型的坏损情况调整一些形态参数的定义. 例如, 在正常的股骨模型上, 参数股骨总长定义为整个模型点云中 Z 值最大点与 Z 值最小点之间的距离(假设沿人体身高方向为 Z 轴), 但对于一个坏损股骨模型, 该参数的定义可能需要调整. 具体地, 在股骨头坏损时, 该参数的定义调整为粗隆部分 Z 值最大点与整个模型点云中 Z 值最小点之间的距离; 在髌部坏损时, 则定义为整个模型点云中 Z 值最大点与股骨干区域点云中 Z 值最小点之间的距离.

4.2 在样本库中检索最匹配模型

本文借鉴基于内容的三维模型检索技术^[25-26]从模型库中快速找到最匹配模型. 采用股骨形态参数从三维模型中抽取客观有效的形状描述符, 形态参数能够检测出具有相似形状的各个股骨模型之间的细微差别, 符合形状描述符评价标准中的“敏感性”、“稳定性”及“高效性”; 此外, 形态参数分为全局性区域间参数及局部区域性参数, 既能够对模型全局信息进行表征和比较, 又能够对模型的细节信息进行精确描述, 因此与形状描述符评价标准中的“支持层次表征”及“支持局部表征”要求一致.

三维模型检索中另一个重要问题是相似评价. 为了计算相似度, 本文采用的相似性度量函数为

$$E_r = \sum_{i=1}^n w_i \cdot |p_i - q_i|$$

其中, n 为非坏损区域测出的形态参数总数目; p_i 是第 i 个形态参数, q_i 为该形态参数在当前被选模型上的测量值; w_i 是权值, 用以控制该形态参数在模型修复中的影响力, 改变各参数权值的设置, 会产生不一样的相似性度量结果. 本文在实验过程中加大以下形态参数的权值:

- (1) 坏损区相邻区域的形态参数;
- (2) 与坏损区参数有较强相关性的形态参数.

4.3 通过区域移植修复股骨坏损区域

区域移植是指将最匹配模型的相应区域复制下来, 去拼接到患骨模型的相应位置, 从而替换患骨原有的坏损区域. 所以, 该操作也可以看成是区域拼接.

拼接技术最早用于二维虚拟图像的合成, 即从原始样本中复制某些像素、片段或区域, 拼接合成新的图像^[27-28]. 2009年, Mohammed等^[29]将拼接技术应用于虚拟人脸图像的合成, 为了保证人脸图像全局上的一致性, 首先引入一个全局参数化模型, 然后进行片段拼接. 盖赞^[30]将二维图像的拼接技术扩展至三维人脸模型的合成, 其基本思想是将三维人脸样本看做由有限固定器官组成的对象; 然后在遗传算法的框架下, 通过选择、交叉、变异等操作将各样本的不同器官重新拼接组合在一起, 产生新的三维人脸模型.

第 2.1 节已经利用网格分割技术, 将三维股骨模型分割成符合医理解意义的各特征区域: 股骨头、股骨颈、大小转子、股骨干及股骨踝部. 从技术上讲, 可以类似于盖赞^[30]的方法将来自各股骨样本的不同特征区域拼接在一起. 但是, 骨骼区域间的拼接要比人脸器官间的拼接严格得多: 人脸合成重在考虑全局上的一致性与视觉上的合理性; 而人体骨骼有其特定的解剖特性及参数要求, 所以还需考虑其解剖合理性. 本文算法中, 用来拼接到患骨模型的区域取自于样本库中的最匹配模型, 由于最匹配模型是基于参数分析选定的, 与受损骨骼尽可能地接近, 因此可以替换患骨原有的坏损区域并保证修复后模型的解剖合理性.

本文基于区域移植的模型修复操作描述如下: 令患骨模型与最匹配模型分别记为 M_t 与 M_s , 经兼容性网格分割处理后, 已划分成 n 个区域, 则

这 2 个模型可表示为

$$\begin{cases} M_t = (R_1^{(t)}, R_2^{(t)}, \dots, R_n^{(t)}) \\ M_s = (R_1^{(s)}, R_2^{(s)}, \dots, R_n^{(s)}) \end{cases}$$

其中, $R_i^{(x)}$ ($i=1, \dots, n$) 表示模型 x 的 i 号区域. 在 M_t 中, 设受损区域的编号为 r , 该区域数据原本存在损坏, 现复制 M_s 的 r 号区域数据去进行替换, 如此修复好的 M_t 可表示为

$$M'_t = (R_1^{(t)}, R_2^{(t)}, \dots, R_r^{(s)}, \dots, R_n^{(t)}).$$

由于所有模型已重网格化成拓扑一致, 因此不同模型对应区域内顶点的数目及索引编号完全一致, 唯一不同的只是顶点的三维坐标值, 这使得区域复制操作非常易于实现: 令 $U = (u_p, \dots, u_q)$ 与 $V = (v_p, \dots, v_q)$ 分别为 M_t 与 M_s 位于 i 号区域内的顶点集, 只需将各顶点 v_j ($j = p, \dots, q$) 的三维坐标值直接赋给 u_j ($j = p, \dots, q$) 即可.

4.4 对拼接边界进行平滑处理

对拼接边界平滑化处理的目标是使得被移植区域与目标模型之间能够无缝地融合在一起. 由于被移植区域取自最匹配模型, 无论是尺度还是形状都与目标模型较为接近, 因此两者在拼接边界处的差异不会很大, 只需对边界处顶点坐标进行优化计算, 可重定位至其所有邻域三角形的加权平均重心 $v_b = \sum_{i=1}^m G_i A_i / \sum_{i=1}^m A_i$. 其中, v_b 表示边界顶点重定位后的三维坐标值; m 表示与当前边界顶点相连的三角形个数; G_i 表示第 i 个邻域三角形的重心坐标; A_i 表示第 i 个邻域三角形的面积.

4.5 验证修复后股骨模型的有效性

为了验证修复后模型的有效性, 可分别从计算机图形学和临床医学这 2 个角度进行. 从计算机图形学的角度, 主要是评判修复后模型的网格光顺度、与原模型在外形上的相似度等指标; 从临床医学角度, 主要是检验一些相关的形态参数是否匹配. 例如, 人工髋关节置换术强调恢复原先正常的股骨头中心位置, 头心-干轴距也直接影响关节的稳定性^[31-32]; 而在膝关节假体设计时, 则需着重考虑股骨髁部的前后径、宽度等形态参数^[6-8].

综合以上 2 个角度的评判指标, 本文将模型修复后区域与原始模型的对应区域从 2 个方面进行对比: (1) 形态参数; (2) 形状. 参数误差比较容易计算, 至于形状误差的获取, 则利用 Hausdorff 测距法^[33]. Hausdorff 距离是描述 2 组点集之间相似程度的一种量度. 给定 2 组有限点集合 $A = \{a_1, a_2, \dots, a_p\}$ 和 $B = \{b_1, b_2, \dots, b_q\}$, 则 Hausdorff 距离定义为 $H(A, B) = \max(h(A, B), h(B, A))$. 其中,

$$\begin{cases} h(A, B) = \max_{a \in A} \min_{b \in B} \|a - b\| \\ h(B, A) = \max_{b \in B} \min_{a \in A} \|b - a\| \end{cases}$$

Hausdorff 距离被应用于对重建曲面的形状评估, 效果较好, 本文则用来测量模型修复后区域的形状误差.

对于股骨模型修复算法, 必须强调的是: 区域移植操作成功的关键在于最匹配模型的选定, 而在最匹配模型的查找过程中, 关键参数——股骨总长起着决定性作用. 如图 8 所示, 图 8a 的股骨头

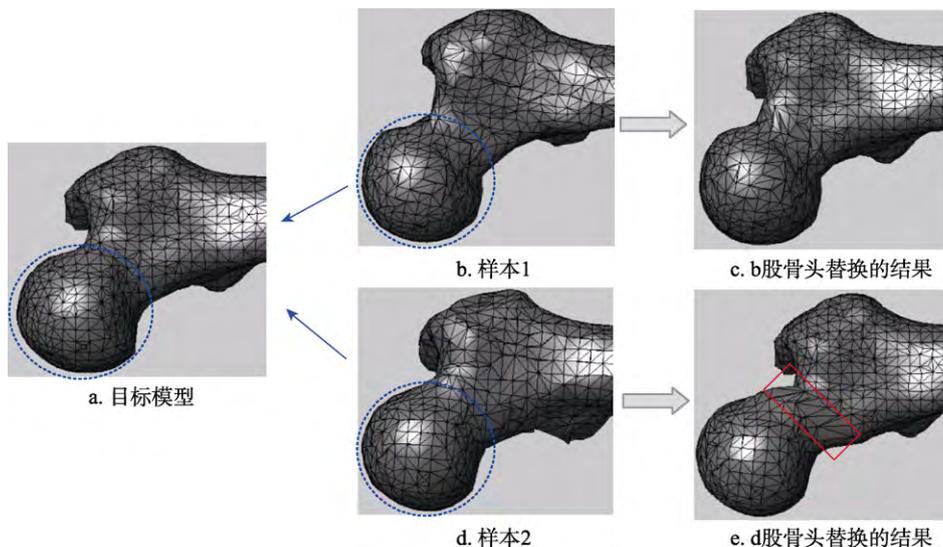


图 8 股骨头替换后的网格细节

区域分别被股骨头图 8b 与图 8d 替换, 图 8b 取自股骨总长相差 3 mm 的样本, 图 8c 所示为区域替换的结果, 拼接边界处未做任何平滑处理, 效果较好; 图 8d 取自股骨总长相差 21 mm 的样本, 图 8e 所示为区域替换的结果, 拼接边界处有剧烈的拉伸畸变(见红色线框内), 虽然可以通过曲面变形或平滑处理改善网格质量, 但也可能已经破坏了股骨正常的解剖特性而失去了有效性.

5 实验结果与分析

本文算法在 VC++2010 和 Matlab12 平台上进行实验, 所用的股骨样本模型是利用 CT 数据三维重建得到的 STL 网格文件, 所有样本都重网格化成与模板模型拓扑一致, 并在兼容性网格分割的基础上计算出形态参数; 然后对测得的形态参数进行统计学处理(样本数 $n=100$), 采用 SPSS 22 软件进行相关性分析, 以 $p<0.05$ 为差异有统计学意义; 最后从这些原型样本出发, 采用线性插补的方法快速生成一系列的三维股骨新模型, 从而对现有样本集的空间密度进行增强. 如图 9 所示, A, B, C, D, E 是样本库中 5 例原型样本, R, T, G 是基于线性插补创建出的新模型, 其中 G 是这些原型样本的平均模型; 表 3 所示为这些模型的相关形态参数.

实验 1. 股骨模型的髌部修复

为了验证本文修复算法的有效性, 首先选取一根完好的股骨样本作为测试模型, 假设其中某个区域为坏损区; 然后调用本文算法对坏损区域

进行修复; 最后将修复结果与测试模型进行比较. 这样操作的优点是可以获取真实的状态数据, 从而能准确、客观地评估修复效果.

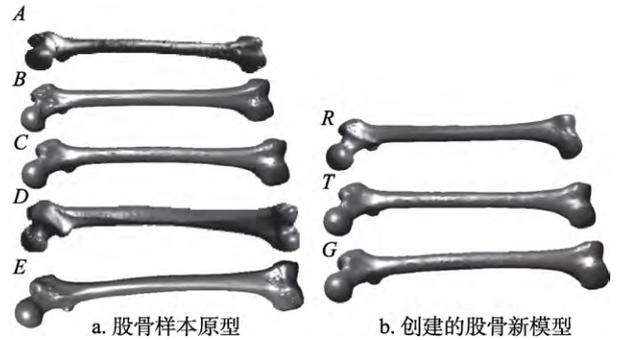


图 9 样本库中的若干股骨模型

表 3 股骨相关参数的实验数据值 mm

模型	Y_7	X_1	X_2	X_3	X_7	X_8	Y_1
A	434.17	44.86	30.92	31.75	304.11	21.34	70.13
B	440.43	45.98	31.27	35.42	312.32	26.79	75.73
C	455.19	46.87	31.05	36.25	316.63	24.35	76.07
D	460.38	47.69	31.57	36.68	319.56	25.94	77.12
E	461.69	47.78	31.02	37.09	320.94	21.98	77.64
R	436.24	46.04	32.51	31.84	304.57	23.15	70.24
T	446.48	48.06	31.22	34.51	312.89	22.69	73.27
G	450.28	46.77	31.28	35.29	314.91	23.29	75.30

实验中, 选取股骨模型 C 作为测试模型, 假设其髌部为坏损区, 根据该模型未坏损区域的各形态参数对其坏损髌部进行修复. 图 10 所示为整个修复过程, 相应步骤如下:

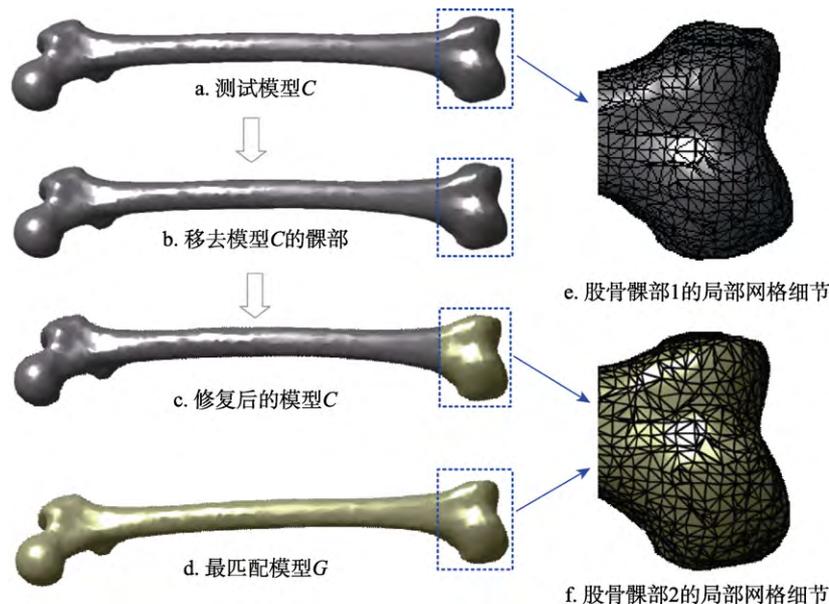


图 10 股骨模型的髌部修复测试

Step1. 测量模型 *C* 未坏损区域的各个形态参数, 由于髌部坏损, 将股骨总长的定义调整为整个模型点云中 *Z* 值最大点与股骨干区域点云中 *Z* 值最小点之间的距离(假设沿人体身高方向为 *Z* 轴).

Step2. 增加股骨总长、颈峡直径、股骨头直径这些与髌部有较强相关性的参数权重, 增加股骨干长度这些位于髌部相邻区域的参数权重; 然后依据参数总差值在模型库中检索其最匹配模型 *G*.

Step3. 执行区域移植操作, 将位于模型 *G* 髌部区域内的各顶点坐标值赋给模型 *C* 的对应顶点, 这样操作的结果是模型 *C* 的坏损髌部被模型 *G* 的髌部替换, 从而实现了坏损区域的修复.

为了评估修复效果, 全面测量模型 *C* 与 *G* 在髌部的形态参数, 如表 4 所示. 可以看出, 2 个模型的参数很接近.

利用 Hausdorff 测距法比较 *C* 与 *G* 在髌部的形状相似度, 其值为 0.112 7. 股骨髌部结构复杂, 即使形态参数相近, 具体形状也会存在一定程度的差异; 但在膝关节假体设计时, 重点要考虑的是股

骨前后径、髌宽这些形态参数, 所以一定程度的形状误差在可接受范围之内.

表 4 股骨髌部相关参数的实验数据值 mm

模型	X_{10}	X_{11}	X_{12}	X_{13}	Y_1
<i>C</i>	62.78	59.39	25.29	27.53	76.07
<i>G</i>	62.73	59.03	25.07	27.30	75.30

实验 2. 股骨模型的股骨头修复

实验中, 选取一股骨样本模型, 对其股骨头部位运用变形技术模拟仿真出股骨头缺血性坏死导致的萎缩塌陷病症, 从而得到病例模型 *F*, 如图 11a 所示; 然后基于股骨颈、股骨干、髌部等区域的参数分析, 从模型库中检索最匹配模型 *R*, 如图 11c 所示; 再移植 *R* 的股骨头区域数据对 *F* 的塌陷股骨头进行修复, 最终修复结果如图 11b 所示, 可以看出, 原本萎缩塌陷的病态股骨头已修复成健康的类球体形状.

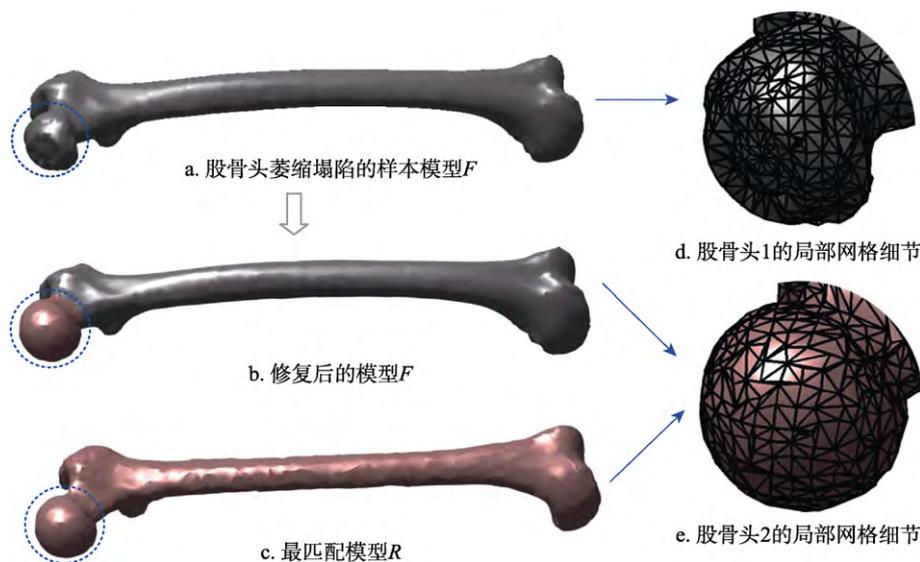


图 11 股骨头修复实验

各个实验结果表明, 通过对股骨未受损区域的参数测量及相关性分析, 本文算法能够对患者的骨骼坏损区域实现有效修复; 修复后的模型经过参数误差及形状误差的测试, 被证实在解剖上是合理的, 这对于骨科手术及假体设计都是极其重要的.

6 结 论

针对目前修复性骨科临床中比较普遍的髌关

节置换术及膝关节置换术, 本文提出一种坏损股骨模型的快速修复方法. 虽然仅以人体股骨为示例对象, 但可以完全扩展到其他部位处骨骼模型的修复. 与现有的模型修复方法相比, 该方法具有以下特点:

- (1) 以精确的形态参数为指导, 能保证修复后骨骼模型的解剖合理性;
- (2) 基于区域移植的修复方法简便、高效.

然而, 由于人体骨骼的结构复杂性及个体差异性, 本文方法也存在一些问题:

(1) 目前的工作主要是针对股骨头和股骨髁部这 2 个区域实现有效修复. 事实上, 股骨任何一个部位都有可能发生损坏, 而且不一定刚好对应一个功能区域. 例如, 损坏可能既涉及股骨颈区, 又波及转子区. 所以在将来的工作中, 可能需要重新定义分割, 即不一定完全按照医学功能语义进行区域划分, 还应结合股骨实际的损坏情况, 例如, 可以围绕损坏部位专门划分成一个区域.

(2) 衡量修复后骨骼模型是否准确合理的指标仍需深入研究. 目前工作仅测试修复后模型的参数误差及形状误差, 能否从计算机图形学和临床医学这 2 个角度提出更全面、更专业的评判指标, 也是下一步的工作重点.

参考文献(References):

- [1] Song Weiwei. Study on key technologies of modeling for rehabilitation of femoral head[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2008(in Chinese)
(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)
- [2] Liu Bin. Research on technologies of computer aided surgery for femoral head necrosis and bone fracture[D]. Dalian: Dalian University of Technology, 2009(in Chinese)
(刘斌. 股骨头坏死与骨折计算机辅助手术技术研究[D]. 大连: 大连理工大学, 2009)
- [3] Kong Xiangquan, Huang Meijun, Li Quanmeng, *et al.* Collapse prediction for patients with femoral head necrosis via ROC analysis[J]. *Lingnan Modern Clinics in Surgery*, 2016, 16(3): 317-320(in Chinese)
(孔祥泉, 黄梅军, 黎全猛, 等. 基于 ROC 分析的非创伤性股骨头坏死塌陷预测方法[J]. *岭南现代临床外科*, 2016, 16(3): 317-320)
- [4] Chu Xiaojian. Study on the classification of femoral head necrosis and the prediction of necrotic collapse based on the three-dimensional CT diagnostic analysis system[J]. *Medical Information*, 2014, 27(6): 90-91(in Chinese)
(储小建. 基于三维 CT 诊断分析系统的股骨头坏死分型及坏死塌陷预测的研究[J]. *医学信息*, 2014, 27(6): 90-91)
- [5] Zhang Mengmeng, Ru Xiaoshuang, Fan Hongyu, *et al.* Prediction of collapse with MRI signs and necrosis volume measurement for non-traumatic osteonecrosis of femoral head[J]. *Chinese Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2017, 8(4): 296-301(in Chinese)
(张萌萌, 汝晓双, 范鸿禹, 等. 基于 MRI 征象与坏死体积测量对非创伤性股骨头坏死塌陷预测价值的初步研究[J]. *磁共振成像*, 2017, 8(4): 296-301)
- [6] Zhou Lei, Zhan Chaoshuang, Shi Benlong, *et al.* Measurement and clinical significance of geometric parameters of the knee joint in normal Chinese people[J]. *Anatomy and Clinics*, 2010, 15(4): 243-246(in Chinese)
(邹磊, 詹朝双, 史本龙, 等. 国人正常膝关节几何学参数测量及临床意义[J]. *解剖与临床*, 2010, 15(4): 243-246)
- [7] Hu Yanjun. Morphological measurement and application of distal femur and proximal tibia of digital Chinese knees[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2010 (in Chinese)
(胡岩君. 人工膝关节股骨远端、胫骨近端截骨与假体的数字化形态学研究及其意义[D]. 广州: 南方医科大学, 2010)
- [8] Wang Haihan, Long Tenghe, Cui Huiqin, *et al.* Morphological measurements of the proximal tibia and knee replacement[J]. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2011, 15(52): 9847-9850(in Chinese)
(汪海涵, 龙腾河, 崔惠勤, 等. 胫骨近端的形态学测量与膝关节置换[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2011, 15(52): 9847-9850)
- [9] Park B K, Bae J H, Koo B Y, *et al.* Function-based morphing methodology for parameterizing patient-specific models of human proximal femurs[J]. *Computer-Aided Design*, 2014, 51(6): 31-38
- [10] Park J M, Im G I. The correlations of the radiological parameters of hip dysplasia and proximal femoral deformity in clinically normal hips of a Korean population[J]. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 2011, 3(2): 121-127
- [11] Yazari F, Imre N, Battal B, *et al.* Is there any relation between distal parameters of the femur and its height and width?[J]. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2012, 34(2): 125-132
- [12] Li X, Yin Z, Wei L, *et al.* Symmetry and template guided completion of damaged skulls[J]. *Computers & Graphics*, 2011, 35(4): 885-893
- [13] Thomas T P, Anderson D D, Willis A R, *et al.* ASB clinical biomechanics award paper 2010: virtual pre-operative reconstruction planning for comminuted articular fractures[J]. *Clinical Biomechanics*, 2011, 26(2): 109-115
- [14] Thomas T P, Anderson D D, Willis A R, *et al.* A computational/experimental platform for investigating three-dimensional puzzle solving of comminuted articular fractures[J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011, 14(3): 263-270
- [15] Zhang K, Yu W Y, Manhein M, *et al.* 3D fragment reassembly using integrated template guidance and fracture-region matching[C] //Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 2015: 2138-2146
- [16] Wu Yunyan, Chen Zhengming, He Kunjin, *et al.* A new measurement method for the morphological parameters of bone models based on compatible mesh segmentation[J]. *Journal of Computer-Aided Design & Computer Graphics*, 2015, 27(6) : 1134-1144(in Chinese)
(吴云燕, 陈正鸣, 何坤金, 等. 基于兼容性网格分割的骨骼参数计算[J]. *计算机辅助设计与图形学学报*, 2015, 27(6) : 1134-1144)
- [17] Page D L, Koschan A F, Abidi M A. Perception-based 3D triangle mesh segmentation using fast marching watersheds[C] //Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 2003, 2: 27-32
- [18] Zhang C, Zhang N, Li C J, *et al.* Marker-controlled perception-based mesh segmentation[C] //Proceedings of the 1st IEEE Symposium on Multi-Agent Security and Survivability. Los

- Alamitos: IEEE Computer Society Press, 2004: 390-393
- [19] Katz S, Leifman G, Tal A. Mesh segmentation using feature point and core extraction[J]. *The Visual Computer*, 2005, 21(8-10): 649-658
- [20] Allen B, Curless B. The space of human body shapes: reconstruction and parameterization from range scans[J]. *ACM Transactions on Graphics*, 2003, 22(3): 587-594
- [21] Yoo D J. Three-dimensional morphing of similar shapes using a template mesh[J]. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2009, 10(1): 55-66
- [22] Zhang L, Liu L, Ji Z, *et al.* Manifold parameterization[C] // *Proceedings of the Computer Graphics International Conference*. Heidelberg: Springer, 2006: 160-171
- [23] Besl P J, Mckay N D . A method for registration of 3D shapes[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1992, 14(2): 239-256
- [24] Sorkine O, Cohen-Or D, Lipman Y, *et al.* Laplacian surface editing[C] // *Proceedings of Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing*. New York: ACM Press, 2004: 175-184
- [25] Bai Jing. Design reuse oriented 3D CAD model retrieval[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2009 (in Chinese)
(白 静. 面向设计重用的三维 CAD 模型检索[D]. 杭州: 浙江大学, 2009)
- [26] Li Zhi. Research on similarity evaluation and reuse of three dimensional CAD model based on hierarchical structure[D]. Shanghai : Shanghai Jiao Tong University, 2015 (in Chinese)
(李 智. 基于层次结构的三维 CAD 模型相似性评估与重用研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2015)
- [27] Efros A A, Freeman W T. Image quilting for texture synthesis and transfer[C] // *Proceedings of the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. New York: ACM Press, 2001: 341-346
- [28] Kwatra V, Schödl A, Essa I, *et al.* Abstract graphcut textures: image and video synthesis using graph cuts[J]. *ACM Transactions on Graphics*, 2008, 22(3): 277-286
- [29] Mohammed U, Prince S J D, Kautz J. Visio-lization: generating novel facial images[J]. *ACM Transactions on Graphics*, 2009, 28(3): Article No.57
- [30] Gai Yun. 3D face modeling based on morphable model[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2012(in Chinese)
(盖 贇. 基于形变模型的三维人脸建模方法研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2012)
- [31] Zhang Chunguang, Lyu Houshan, Zou Dewei. Chinese normal femur CT measurements and studies about the design of prosthesis[J]. *Chinese Journal of Orthopaedics*, 1998, 18 (8): 467-470(in Chinese)
(章纯光, 吕厚山, 邹德威. 国人正常股骨 CT 测量与假体设计的相关研究[J]. *中华骨科杂志*, 1998, 18(8): 467-470)
- [32] Xue Wendong, Dai Kerong, Tang Tingting, *et al.* Measurement and classification of geometric parameters in Chinese proximal femur[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2002, 19(1): 84-88(in Chinese)
(薛文东, 戴克戎, 汤亭亭, 等. 中国人股骨近端几何形态参数的测量和分类[J]. *生物医学工程学杂志*, 2002, 19(1): 84-88)
- [33] He K J, Wang L, Chen Z M, *et al.* Reconstruction and featurization of local region based on CAD surface models[J]. *Computer Integrated Manufacturing Systems*, 2014, 20(10): 2360-2368