

基于模板的骨骼参数自动测量方法

王 淋¹ 何坤金^{1,2} 陈正鸣^{1,2}

(河海大学物联网工程学院 常州 213022)¹

(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)²

摘要 为快速测量骨骼形态参数,提出基于模板的自动测量方法。首先通过在骨骼模型上构建参考实体、设置层次化语义参数,生成测量模板;然后先对待测量骨骼向测量模板做刚体配准,再对测量模板向待测量骨骼做非刚体配准;最后将变形后的测量模板作为待测量骨骼的替代模型,同时根据测量模板上标定的特征点实现骨骼参数的自动计算。以股骨为例,实验结果表明,利用基于模板的测量方法可以快速测量出股骨的一整套形态参数,且测量结果与现有软件测量结果基本一致;部分骨骼参数具有较强相关性,且大多数参数分布形态基本对称,接近正态分布。这为后期对股骨形态参数作进一步分析以及接骨板的参数设计提供了科学的理论依据。

关键词 骨骼,语义参数,测量模板,点云配准

中图法分类号 TP391.41 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2017.06.047

Template-based Method for Auto-measuring Bone Parameters

WANG Lin¹ HE Kun-jin^{1,2} CHEN Zheng-ming^{1,2}

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

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

Abstract To quickly measure bone parameters, a method for auto-measuring bone parameters was put forward. First of all, a parametric measurement template is generated by building a reference entity and setting hierarchical semantic parameters. Second, a target bone model is matched to the template by rigid transformation. Then, the template is matched to the target bone by non-rigid transformation. Finally, the deformed template is used as a substitution of the target bone. Thereafter, bone parameters are automatically calculated based on feature points defined on the template. Taking the femur as an example, experimental results show that a whole set of anatomical parameters of femur are measured quickly and the results are nearly equal to that measured with recent software. It is also found that the measured femur parameters are strongly correlated. Meanwhile, a part of parameters are strongly correlated, and distributions of most parameters are generally symmetrical, which indicates that they are close to normal distributions. This provides scientific bases for statistical analyses of femoral parameters and parametric design of orthopedic implants in late.

Keywords Bone, Semantic parameters, Measurement template, Point cloud registration

1 引言

在计算机辅助骨科手术^[1]中,快速准确地获得骨骼参数对接骨板的参数设计尤为重要。近年来,很多学者投入到骨骼参数的测量工作中。Nattapon^[2]对三组股骨样本(由CT数据经过逆向工程技术获得)的股骨曲率和股骨长度分别进行了测量;Dong^[3]提出了一种基于粒子滤波的计算框架,基于校正后的荧光图像自动估算出股骨近端形态参数;Lv^[4]利用计算机辅助设计的方法测量了股骨近端的8个三维形态参数,同时分析了这些参数间的关系;Song^[5]基于CT图像自动重建髌关节,并利用拟合算法分别获取股骨头和髌臼的几何

数据,最终计算出如股骨头直径、股骨头中心点、髌臼半径等参数。

以上方法均针对人体某种类型骨骼的部分形态参数进行测量,并未针对某一类型骨骼给出一整套形态参数的测量方法,并且人体骨骼测量中存在以下挑战:1)骨骼曲面表现为复杂的不规则曲面;2)骨骼参数个体间差异性较大;3)患骨出现了严重的缺损或者变形。因此,本文提出一种基于模板的骨骼参数自动测量方法,主要内容包括:1)通过在骨骼模型上构建参考体、设定层次化语义参数,生成参数测量模板;2)利用点云配准技术将测量模板变形到和待测量骨骼一致的形状,并将变形后的模板作为待测量骨骼的替代模型。同时,将根

到稿日期:2016-05-18 返修日期:2016-08-12 本文受江苏省科技支撑计划(BE2014048),江苏省自然科学基金(BK20141158),江苏省普通高校研究生科研创新计划项目(KYZZ15_0152)资助。

王 淋(1989-),女,博士生,主要研究方向为CAD&CG;何坤金(1974-),男,博士,副教授,硕士生导师,CCF高级会员,主要研究方向为CAD&CG,E-mail:kjinhe@163.com(通信作者);陈正鸣(1965-),男,博士,教授,博士生导师,CCF高级会员,主要研究方向为CAD&CG、数字化设计与制造。

据模板上的特征点等计算得到的参数值作为待测量骨骼的参数值。股骨是人体最长的长骨,具有代表性,加之篇幅有限,本文主要以股骨为例。当然,本文方法同样可以扩展到其他类型的骨骼。

2 测量模板的构建

参数测量模板的构建主要包括以下内容:区域分割、参考体的构建、语义参数的分层设置。区域分割主要参照股骨解剖形态,并在医生的经验知识指导下把股骨表面划分为不同区域。参考体的构建主要指在股骨模型上定义几何元素,包括特征点、轴线和参考面。语义参数的分层设置主要是指在参考体上定义具有语义信息的股骨参数,从而在建立的测量模板中实现一整套股骨参数的定义和求解。

2.1 区域分割

根据股骨的表面形状和解剖功能把股骨划分为不同区域^[8]对实现语义参数的分层设置有着重要作用。如图 1(a)所示,根据 4 个分界(每个分界包括分界线、截面和截面中心点,具体如表 1 所列)将股骨划分为 5 部分,上端光滑膨大呈球形的部分称为股骨头;股骨头向外下方延伸为较细的部分称为股骨颈;股骨颈与骨干交界处的外侧隆起部分称为粗隆;中间呈柱状部分称为股骨干;股骨下端的膨大部分称为髌部。

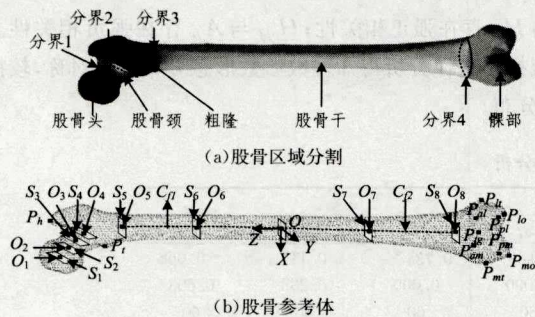


图 1 股骨区域划分及参考体构建

表 1 股骨各解剖区域的分界

分界	元素	描述
分界 1(股骨头和股骨颈的分界)	C_2	分界截面 1 与股骨表面的相交线
	S_2	C_2 所围成的股骨截面区域
	O_2	S_2 的中心点
分界 2(股骨颈和粗隆的分界)	C_4	分界截面 2 与股骨表面的相交线
	S_4	C_4 所围成的股骨截面区域
	O_4	S_4 的中心点
分界 3(粗隆和股骨干的分界)	C_5	分界截面 3 与股骨表面的相交线
	S_5	C_5 所围成的股骨截面区域
	O_5	S_5 的中心点
分界 4(股骨干和髌部的分界线)	C_8	分界截面 4 与股骨表面的相交线
	S_8	C_8 所围成的股骨截面区域
	O_8	S_8 的中心点

2.2 参考体的构建

本文股骨参考体^[6-7]主要借助几何元素(包括特征点、轴线和参考面)来构建。如图 1(b)所示,参考坐标系的原点 O 选取在骨干中心轴弯曲程度最大处横截面的中心点,同时选取此处横截面为 XOY 平面。以经过 O 指向人体内侧的方向为 X 轴,以经过 O 指向人体后侧方向为 Y 轴,以经过 O 垂直于 XOY 平面指向骨骼近端的方向为 Z 轴。图 1(b)中几何元素的具体含义详见表 2。

表 2 股骨参考体的几何元素描述

元素	描述	
股骨头	C_1	与 XOY 平面成一定夹角的截面与股骨头表面的相交线中长度最大的相交线
	S_1	C_1 所围成的股骨截面区域
	O_1	S_1 的中心点,即股骨头的中心点
股骨颈	C_3	与 XOY 平面成一定夹角的截面与股骨颈表面的相交线中长度最小的相交线
	S_3	C_3 所围成的股骨截面区域
	O_3	S_3 的中心点,即股骨颈中心点
粗隆	P_h	粗隆最高点
	P_t	小转子点
股骨干	C_6	XOY 平面以上 S_5 以下的任一位置处平行于 XOY 平面的截面与股骨干表面的相交线
	S_6	C_6 所围成的股骨截面区域
	O_6	S_6 的中心点
	C_f	股骨干中心轴弯曲程度最大处平行于 XOY 平面的截面与股骨干表面的相交线
	S_f	C_f 所围成的股骨截面区域
	O	S_f 的中心点,也是参考坐标系的原点
	C_7	XOY 平面以下的股骨干上的任一位置处平行于 XOY 平面的截面与股骨干的相交线
	S_7	C_7 所围成的股骨截面区域
	O_7	S_7 的中心点
	C_{f1}	股骨干近端中心轴,即经过 O_6, O_6, O_7 的曲线
C_{f2}	股骨干远端中心轴,即经过 O_7, O_7, O_6 的曲线	
髌部	P_{ml}	内髌最内侧点
	P_{tl}	外髌最外侧点
	P_{an}	前内髌点
	P_{pn}	后内髌点
	P_{mo}	内髌最低点
	P_{lo}	外髌最低点
	P_{al}	前外髌点
	P_{pl}	后外髌点

2.3 层次化语义参数的设定

依据股骨参考体上不同区域的特征点设置层次化语义参数^[6,9],其表示及定义详见表 3。

表 3 层次化语义参数

区域	参数	定义	
股骨头	股骨头直径(D_{fh})	S_1 的最大直径	
	股骨颈	股骨颈直径(D_{fn})	S_3 的最大直径
	粗隆	粗隆高(H_{ft})	P_h 到 S_5 在 Z 方向的距离
粗隆长(L_{ft})		S_5 在 X 方向上的最大距离	
粗隆宽(W_{ft})		S_5 在 Y 方向上的最大距离	
股骨干	股骨干长(H_{fs})	S_5 和 S_8 在 Z 方向上的距离	
	股骨干弯曲角(A_{fs})	C_{f1} 和 C_{f2} 间的夹角	
	股骨干横径(D_{sc})	C_f 在 X 方向上的最大距离	
	股骨干矢径(D_{ss})	C_f 在 Y 方向上的最大距离	
	髌部	内髌高(H_{ml})	P_{mo} 到 S_8 在 Z 方向上的垂直高度
外髌高(H_{tl})		P_{lo} 到 S_8 在 Z 方向上的垂直高度	
横径(L_{df})		P_{ml} 和 P_{tl} 间的距离	
内髌前后径(L_m)		P_{an} 和 P_{pn} 在 Y 方向上的距离	
区域间	外髌前后径(L_l)	P_{al} 和 P_{pl} 在 Y 方向上的距离	
	前髌线长(L_a)	P_{an} 和 P_{al} 间的距离	
	后髌线长(L_p)	P_{pn} 和 P_{pl} 间的距离	
	股骨长(H_f)	P_h 和 P_{mo} 在 Z 方向上的距离	
	偏心距(H_{off})	O_1 到 C_{f1} 的距离	
	股骨头高(H_{fh})	O_1 和 P_t 两点间直线在 Z 方向上的距离	
	颈干角(A_{fn})	C_{f1} 和直线 3(经过 O_1 和 O_3) 的夹角	

本文中层次化语义参数^[8]主要包括:区域内参数和区域间参数。区域内参数主要指定义在同一解剖功能区域内的解剖参数,反映的是股骨局部的细节解剖信息。区域间参数主要指定义在不同解剖功能区域之间的解剖参数,反映的是股

骨整体解剖信息。这种语义参数的层次化设定方法既能抓住股骨模型的各局部特征,又能从全局上把握股骨的整体特点。因此,在采用测量模板测量股骨参数时,输出的结果也更加具有层次性,使得医生可以先根据区域间参数快速掌握股骨整体尺寸,同时又可以根据区域内参数进一步详细了解细节特征。

3 股骨参数的测量

3.1 股骨样本的参数测量

收集 60 例健康志愿者右腿股骨的 CT 数据,然后导入到 Mimics15.0 软件得到 60 个 3D 网格模型。在 Matlab 7.0 和 Visual Studio 2008 下对每个 3D 模型进行参数测量。参照图 2,测量步骤主要包括 4 个步骤:点云刚体配准、点云非刚体配准、网格变形和参数计算,具体步骤如下。

Step1 采用迭代最近点算法 (Iterative Closest Point, ICP)^[10]对待测量模型向测量模板做刚体匹配,使得待测量模型初始对齐到模板。在该过程中,选取距离最近的点作为对应点,通过使对应点间距离最小来计算坐标变换矩阵,再通过变换矩阵更新原有模型位置,如此迭代达到局部最小值。

Step2 采用一致性点漂移 (Coherent Point Drift, CPD)^[11]算法对测量模板向待测量模型做非刚体匹配,使得模板的几何形状接近待测量模型。在这种点模式匹配算法中,点集配准问题被转化为高斯模型函数的参数估计问题。点集间的匹配对应关系进一步转化为高斯模型函数中高斯成分的最大后验概率的计算。

Step3 为进一步保持股骨局部特征,减小细节误差,采用基于 Laplacian 坐标的网格变形算法^[12]对测量模板作进一步变形。

Step4 将变形后的模板作为待测量模型的替代模型,并根据替代模型上定义的参数计算方法(见表 3)完成一整套骨语义参数的自动计算,如图 2 所示。



图 2 基于模板的股骨参数自动计算流程图

同时,在现有软件中测量样本各参数,结果发现,本文测量结果与现有软件的测量结果基本一致。这说明了本文所提测量方法的可行性和准确性。虽然测量中非刚性变形会使语义参数的定义产生微小的偏移,但是测量误差在手术要求范围内。

采用 SPSS 17.0 软件对所测参数值进行相关性和正态性分析。根据 Pearson 相关性^[13]分析结果得知,部分参数间存在较强的相关性。特别地,表 4 列出了 D_{fn} , D_{fn} , L_{df} , H_f , H_{off} , A_{fn} 6 个参数的相关性分析。由表 4 可以看出, D_{fn} 和 D_{fn} 存在强正相关性,且两者均与 L_{df} , H_f 存在强正相关性; L_{df} 与 H_f 存在强正相关性; H_{off} 与 A_{fn} 存在强负相关性。同时,根据正态性分析得知多数参数形态分布基本对称,较接近正态分布。

表 4 Pearson 相关性分析

		相关性					
		D_{fn}	D_{fn}	L_{df}	H_f	H_{off}	A_{fn}
D_{fn}	Pearson 相关性	1	0.970**	0.917**	0.734**	0.141	-0.068
	显著性(双侧)		0.000	0.000	0.000	0.283	0.603
	N	60	60	60	60	60	60
D_{fn}	Pearson 相关性	0.970**	1	0.930**	0.761**	0.140	-0.208
	显著性(双侧)	0.000		0.000	0.000	0.287	0.110
	N	60	60	60	60	60	60
L_{df}	Pearson 相关性	0.917**	0.930**	1	0.743**	0.140	-0.124
	显著性(双侧)	0.000	0.000		0.000	0.285	0.345
	N	60	60	60	60	60	60
H_f	Pearson 相关性	0.734**	0.761**	0.743**	1	0.002	-0.083
	显著性(双侧)	0.000	0.000	0.000		0.988	0.526
	N	60	60	60	60	60	60
H_{off}	Pearson 相关性	0.141	0.140	0.140	0.002	1	-0.623**
	显著性(双侧)	0.283	0.287	0.285	0.988		0.000
	N	60	60	60	60	60	60
A_{fn}	Pearson 相关性	-0.068	-0.208	-0.124	-0.083	-0.623**	1
	显著性(双侧)	0.603	0.110	0.345	0.526	0.000	
	N	60	60	60	60	60	60

** : 在 0.01 水平(双侧)上显著相关。

针对骨折股骨根据 AO 分型^[14],其类型如下:1)近端骨折,包括转子间骨折(见图 3(a))、股骨颈骨折和股骨头骨折;2)远端骨折,包括关节外骨折(见图 3(b))、关节内骨折和完全关节内骨折;3)股骨干骨折,包括简单骨折(见图 3(c))、楔形骨折和复杂骨折。针对图 3 给出的简单的骨折类型,采用本文基于模板的测量方法可以实现参数的测量,但是结果与现有软件测量略有偏差。若为其余复杂骨折类型,则根据人体对称性,将患者身体另一侧的完好股骨作为待测量模型进行测量。

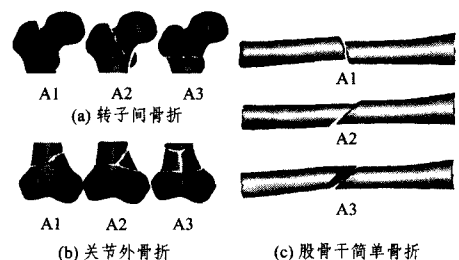


图 3 股骨骨折

结束语 本文根据构建参考实体,设置层次化语义参数,建立了一个股骨参数的自动测量模板,并根据点云配准技术实现了股骨一整套形态参数的快速准确测量。同时,根据 Pearson 相关性分析发现部分股骨参数存在较强的相关性,多数参数服从正态分布。这为后期股骨参数的统计学分析以及接骨板的参数设计打下了基础。本文的主要特点有:构建了一个设定了层次化语义参数的股骨测量模板,可以快速准确地测量出一整套股骨参数。层次化语义参数的设定使得股骨的形态参数更具有层次性,既能从局部抓住股骨的局部特征,又能从全局上把握股骨的整体特点。同时,使得测量输出的结果更加具有层次性,使得医生可以先根据区域间参数快速掌握股骨整体尺寸,又可以根据区域内参数进一步详细了解细节特征。本文方法针对完好股骨能取得不错的测量效果。但是,针对复杂骨折类型,由于复杂性骨折的特殊性,只能根据人体对称性,将患者身体另一侧的完好股骨作为待测量模型进行测量。这显然增加了对人体的辐射危害,因此下一步工作是完善测量模板,使其更好地适用于骨折股骨的参数测量。

参 考 文 献

- [1] JIN A M, WANG H Q. Orthopedic clinical anatomy[M]. Jinan: Shandong Science and Technology Press, 2010. (in Chinese)
靳安民,汪华桥. 骨科临床解剖学[M]. 济南:山东科学技术出版社,2010.
- [2] NATTAPON C, KRISKRAI S, BANCHONG M, et al. 3D geometrical assessment of femoral curvature; a reverse engineering technique[J]. Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet, 2008, 91(9): 1377-1381.
- [3] DONG X, ZHENG G. Fully Automatic Determination of Morphological Parameters of Proximal Femur from Calibrated Fluoroscopic Images Through Particle Filtering[C]//Image Analysis & Recognition, Third International Conference, Iciar, Póvoa De Varzim, Portugal, September. 2006: 535-546.
- [4] LV L W, MENG G W, GONG H, et al. A new method for the measurement and analysis of three-dimensional morphological parameters of proximal Male femur[J]. Biomedical Research, 2012, 23(2): 219-226.
- [5] SONG W, OU Z, ZHAO D, et al. Computer-aided Modeling and Morphological Analysis of Hip Joint[C]// The First International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. 2007: 1218-1221.
- [6] PARK B K, BAE J H, KO B Y, et al. Function-based morphing methodology for parameterizing patient-specific models of human proximal femurs[J]. Computer-Aided Design, 2014, 51(7): 31-38.
- [7] VITKOVIC N, VESELINOVIC M, MISIC D, et al. Geometrical models of human bones and implants, and their usage in application for preoperative planning in orthopedics[J]. Journal of Production Engineering, 2012, 15(2): 87-90.
- [8] HE K, CHEN Z, JIANG J, et al. Creation of user-defined free-form feature from surface models based on characteristic curves[J]. Computers in Industry, 2014, 65(4): 598-609.
- [9] NYIRENDA P J, BRONSVOORT W F. Numeric and curve parameters for freeform surface feature models[J]. Computer-Aided Design, 2008, 40: 839-851.
- [10] LI S F, WANG P, SHEN Z K. A survey of iterative closest point algorithm[J]. Single Processing, 2009, 25(10): 1582-1588. (in Chinese)
李世飞,王平,沈振康. 迭代最近点算法研究进展[J]. 信号处理, 2009, 25(10): 1582-1588.
- [11] MYRONENKO A, SONG X B. Point-set registration; coherent point drift[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2010, 32(12): 2262-2275.
- [12] SORKINE O, COHEN-OR D, LIPMAN Y, et al. Laplacian surface editing[C]//Proceedings of the 2004 Euro Graphics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing. New York: ACM Press, 2004: 175-184
- [13] 李春林,陈旭红. 应用多元统计分析[M]. 北京:清华大学出版社,2013.
- [14] 裴国献,张元智. 数字骨科学[M]. 北京:人民卫生出版社,2009.
- [15] Networks[J]. Science, 1999, 286(5439): 509-512.
- [11] ZHANG J, SMALL M. Complex Network from Pseudoperiodic Time Series; Topology versus Dynamics[J]. Phys. Rev. Lett., 2006, 96(23): 238701.
- [12] LACASA L, LUQUE B, BALLESTEROS F, et al. From Time Series to Complex Networks; The Visibility Graph[J]. Proc. Nat. Acad. Sci., 2008, 105(3): 4972-4975.
- [13] YANG Y, WANG J B, YANG H, et al. Visibility Graph Approach to Exchange Rate Series[J]. Physica A, 2009, 388: 4431-4437.
- [14] SHAO Z. Network Analysis of Human Heartbeat Dynamics[J]. Appl. Phys. Lett., 2010, 96: 073703.
- [15] TELESKA L, LOVALLO. Analysis of Seismic Sequences by using the Method of Visibility Graph[J]. Europhys. Lett., 2012, 97(5): 50002.
- [16] GU Y X, YU S F. Advances of Support Vector Machines(SVM)[J]. Computer Science, 2011, 38(2): 14-17. (in Chinese)
顾亚祥,于世飞. 支持向量机研究进展[J]. 计算机科学, 2011, 38(2): 14-17.

(上接第 239 页)

李冬梅,金栋,杜宝良,等. 房颤脉的中医相关脉象研究[J]. 中国中医基础医学杂志, 2012, 18(9): 963-965.

- [4] SARVESTANI R R, BOOSTANI R, ROOPAEI M. VT and VF Classification Using Trajectory Analysis[J]. Nonlinear Analysis: Theory, Methods & Applications, 2009, 71(12): 55-61.
- [5] POVINELLI R J, JOHNSON M T, LINDGREN A C, et al. Time Series Classification Using Gaussian Mixture Models of Reconstructed Phase Spaces[J]. IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering, 2004, 16(6): 779-783.
- [6] SUN X, ZHAO Y, XUE X. Analyzing Satial characters of the ECG signal via complex network method[C]// Proc 4th Int. Conf. Biomed. Eng. Informatics. 2011: 1650-1653.
- [7] SHAO Z G. Network analysis of human heartbeat, dynamics[J]. Appl. Phys. Lett., 2010, 96(7): 073703.
- [8] DONG Z, LI X. The Study of network motifs induced from discrete time series[J]. Acta. Phys. Sin., 2010, 59(3): 1600-1607.
- [9] WATTS D J, STRONGATZ S H. Collective dynamics of 'small-world' networks[J]. Nature, 1998, 393: 440-442.
- [10] BARABASI A L, ALBERT R. Emergence of Scaling in Random