

文章编号:1004-7220(2016)01-0001-07

· 论 著 ·

股骨近端解剖参数的自动化三维测量

汪轶平¹, 张恒辉^{2*}, 王 燎², 陈晓军¹

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 生物医学制造与生命工程的质量工程研究所, 上海 200240;
2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海市骨科内植物重点实验室, 上海 200011)

摘要: **目的** 基于解剖标志建立股骨三维坐标系, 实现股骨近端解剖参数的自动化测量, 辅助术前规划及个性化股骨柄设计。 **方法** 自主研发专用于股骨解剖测量的 Femeter 软件, 可读取显示股骨 STL 模型, 手工选取目标解剖标志点。运用半球形搜索迭代方法实现髓腔快速三维建模, 运用经典最小二乘拟合等算法实现股骨头半径、颈干角、前倾角等相关 16 个测量参数的自动计算。 **结果** 通过 30 例股骨 STL 模型进行测量实验, 平均单次测量的算法执行时间为 (0.95 ± 0.16) s, 9 个解剖测量项的评定者内和评定者间可靠性较高(组内相关性系数为 $0.907 \sim 0.999$)。 **结论** Femeter 软件的自动建模和测量算法执行速度较快, 测量可重复性较好, 操作简易, 适用于临床。自动化三维股骨近端解剖测量可为人工全髋关节置换术前规划、股骨柄选择和个性化股骨柄设计提供可靠数据。

关键词: 股骨近端; 解剖测量; 图像处理; 三维建模

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.01.001

Automated three-dimensional measurement on anatomic parameters of proximal femur

WANG Yi-ping¹, ZHANG Heng-hui^{2*}, WANG Liao², CHEN Xiao-jun¹ (1. *Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China*; 2. *Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University of Medicine, Shanghai 200011, China*)

Abstract: **Objective** To automatically measure anatomic parameters of proximal femur by establishing three-dimensional (3D) coordinate system of the femur based on bony landmarks, so as to assist pre-operative planning and design of customized femoral stem. **Methods** The software named "Femeter" was independently developed for anatomic measurement of the femur, which allowed importing the femur models with STL format and manually locating the targeted anatomic landmarks. The 3D modeling of femoral medullary canal was rapidly created by semi-spherical iterative searching algorithm, and 16 key anatomic parameters of proximal femur, including femoral head radius, neck-shaft angle, anterversion were automatically calculated by least-squares fitting algorithm. **Results** By experimenting on 30 femur STL models, the average execution time of single measurement was (0.95 ± 0.16) seconds, and the intra-class correlation coefficient of 9 anatomic parameters was between 0.907 and 0.999, which showed high intra-rater and inter-rater reliability. **Conclusions** The automatic modeling and execution time of measuring algorithm by Femeter are fast, with satisfactory measurement repeatability and easy interaction, which is easily applicable to clinical practice. The 3D anatomic measurement of proximal femur can provide solid data for pre-operative planning of total hip arthroplasty, selection of commercialized femoral stem and design of customized femoral stem.

Key words: Proximal femur; Anatomic measurement; Image processing; 3D modeling

收稿日期:2015-12-07; 修回日期:2016-01-13

基金项目:国家自然科学基金项目(81201412,81171429,81511130089)。

通信作者:陈晓军,副研究员,E-mail:xiaojunchen@163.com;王燎,主治医师,E-mail:wang821127@163.com。

* 为共同第一作者

人工全髋关节置换术 (total hip arthroplasty, THA) 是治疗终末期髋部疾患的标准治疗术式。非骨水泥型假体作为目前 THA 的主流选择, 其设计需要保证术后髋关节稳定以及骨与假体界面的长期固定。术后髋关节稳定与假体的植入位置、前倾角、颈长、偏心距等因素相关, 组配式假体的出现让上述参数的优化成为可能。但是各种组配部件的参数选择缺乏量化数据支持, 仅依靠术前 X 片的测量和手术医生的个人经验远远不够。另外, 组配式假体的固有缺陷 (如界面腐蚀) 也无法通过进一步改进假体设计来克服^[1-3]。非骨水泥型股骨假体的长期固定与植入时的初始微动和假体界面的接触程度密切相关。满意的初始稳定性和充分的界面接触有利于骨长入, 从而保证假体长期稳定^[4-5]。初始稳定性直接受假体形态和股骨近端髓腔的匹配和填充情况影响。因此, 近端髓腔成为股骨解剖研究的关键部位, 非骨水泥型股骨柄与近端髓腔在尺寸和形态上的更好匹配将有利于减少微动, 进一步保证股骨假体的长期固定^[6-8]。此外, 近端股骨的精确术前测量对于术前规划、股骨柄优选与个体化设计具有重要意义^[9-12]。而对于部分髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 患者, 可出现因髓腔狭窄导致常规假体难以植入, 甚至术中股骨假体引导装置卡于股骨峡部的情况。因此, 获取精确的髓腔峡部直径和位置可避免上述术中并发症^[13-14]。另外, 精确的近端髓腔轴线测量, 也能为髓内钉手术的开口定位和定向提供重要参考。传统股骨形态学的测量方法主要基于 X 片或者 CT 图像^[15-17]。当然, 基于 CT 图像的测量可获得更准确的髓腔峡部直径^[18]。但是要实现全段股骨髓腔的三维形态测量, 单纯借助 X 片或者 CT 图像, 而不控制图像获取时的肢体位置, 其测量结果将不可靠。随着计算机辅助设计 (computer-aided design, CAD) 软件和医学图像处理技术的不断发展, 借助 CAD 软件测量股骨髓腔形态学参数成为可能^[19-20], CAD 测量方法可在一定程度上提高骨性解剖三维建模的可重复性及测量精度^[21]。但由于软件的手工执行效率较低以及算法设计要求较高, 常规商用软件难以快速实现临床

转化, 过多的主、客观结合测量也难以达到满意精度和可重复性。因此, 本研究使用计算机图形学相关算法, 客观准确地实现股骨髓腔建模与测量, 探索开发股骨近端解剖参数三维测量及术前规划的快速一体化方案。

1 材料与方法

基于开源工具包 Qt 和 Visualization Toolkit, 自主研发专用于股骨测量的软件 Femeter。该软件可以读取显示股骨 STL 模型, 医生能够通过交互式操作在股骨模型上选取解剖标志点, 然后自动执行一系列髓腔建模算法和解剖参数测量算法, 最后输出股骨头半径、峡部髓腔半径、股骨颈干角、股骨颈前倾角等 16 个关键解剖参数的测量结果。Femeter 软件在接收输入数据之后的自动建模和测量算法是本文核心, 可以分为前处理计算、髓腔自动化建模等内容。

1.1 输入数据

在股骨模型表面上手工选取 2 组目标解剖学标志点。第 1 组 4 个, 分别为髓腔近端起点 P_1 (小转子水平)、髓腔远端结束点 P_2 、股骨内上髁 P_3 和外上髁 P_4 。第 2 组至少 4 个, 在股骨头表面选取用于拟合股骨头球体, 记为点列 P_{5-N} 。 P_2 点的作用是示意髓腔远端的粗略位置, 引导算法结束。 P_{5-N} 应取在股骨头表面较规则的球面区域。

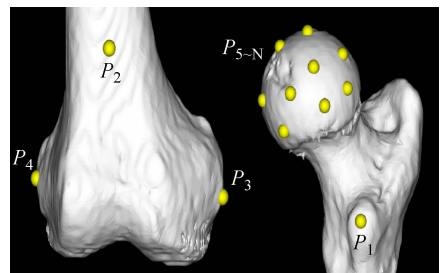


图1 解剖标志点确定

Fig.1 Location of anatomic landmarks

1.2 前处理计算

用球面拟合算法对点列 P_{5-N} 进行拟合运算, 得到一个最小二乘球面参数方程, 球心作为股骨头中

心 C_{head} , 球半径作为股骨头半径 R_{head} 。在实际测量中, 采用点到拟合球面距离的均方根误差 (root mean square error, RMSE) 评估股骨头拟合的精度。取 5、10、20 个点进行拟合的 RMSE 分别为 12.3、52.2、75.4 μm , 误差较低, 故球面拟合方法可以较好表征正常人的股骨头。

股骨自动化测量的前提是确定一个可靠的三维股骨参考坐标系。采用股骨内上髁 P_3 和外上髁 P_4 点的中点, 即 P_{origin} 作为坐标系原点; Z 坐标轴由 P_{origin} 指向股骨头中心 C_{head} , 即股骨的力学机械轴。另外, 以 P_3 和 P_4 连线, 即通髁线方向定义为 X 坐标轴, 又乘计算得到 Y 坐标轴表征股骨前后向, 最终得到股骨参考坐标系 (见图 2)。

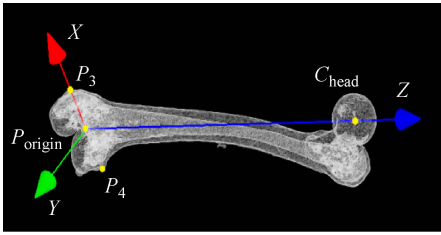


图2 股骨坐标系
 Fig.2 Coordinate system of the femur

1.3 髓腔起点和终点计算

手工选取的解剖学标志点不具有可重复性, 为实现完整的股骨髓腔建模, 需要计算出相对稳定的起点和终点坐标值作为计算的初始数据。首先计算出股骨模型的方向包围盒 (oriented bounding box, OBB), 其最长轴方向作为股骨朝向 n_f , 由远端指向近端。分别过小转子 P_1 和髓腔远端点 P_2 以 n_f 为法向建立平面方程, 通过面网格切割算法得到平面与股骨模型的相交轮廓线。轮廓线由表征股骨表面的外轮廓和表征髓腔管壁的内轮廓组成, 计算 P_1 和 P_2 处内轮廓线的密度中心 O_1 和 O_2 分别作为髓腔管的起点和终点 (见图 3)。

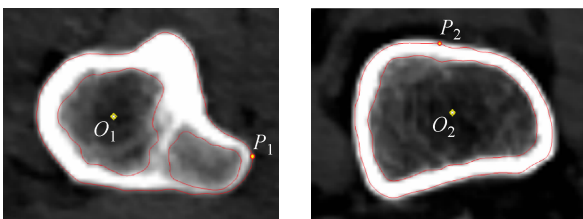


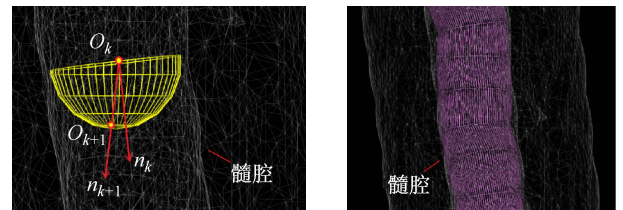
图3 髓腔管起点和终点
 Fig.3 Beginning and ending point of the femoral canal

1.4 髓腔自动化建模

股骨髓腔是一个长直管柱状的几何形体, 与血管和神经具有类似几何特征, 可采用类似的几何描述方法。由空腔内最大内接球中心连线而成的中心线可描述血管和神经等网状或树状结构。在股骨髓腔的自动化计算中, 任一点到管壁的距离方程和中心线的扫描算法是建模基础。

对于三角形面网格模型, 空间内任一点到模型表面的最近距离 R 的计算分为两步: ① 计算到该点最近的三角形单元, ② 计算单元内到该点的最近点。在一个空腔状的相对封闭空间内, 可以找到一点 O_{max} 到髓腔管壁距离最大, 该点即该处的髓腔最大内接球中心, 最大距离 R_{max} 即球半径。髓腔的建模过程实质上就是迭代寻找 O_{max} 的过程。

如图 4 (a) 所示, 搜索算法控制迭代步长 r 一定, 解算迭代方向 n , 根据不同的精度需要, $r = 1 \sim 5 \text{ mm}$, n 的初始值取 n_f 的反方向。由起始点 O_1 开始, 对于每一个最大内接球中心 O_k , 建立经纬度分辨率为 50×50 的均匀球体网格, 取 n_k 一侧半球上所有网格顶点代入股骨模型距离方程计算求解出 O_{max} 和 R_{max} 。下一迭代步中的球心 O_{k+1} 即 O_{max} , 方向向量 n_{k+1} 由 O_k 指向 O_{k+1} , 同时记录每一迭代步中的球心坐标 O_{max} 和半径 R_{max} 。当 O_k 到达 O_2 , 即 $\overline{O_k O_2} < r$ 时, 搜索终止。整个搜索计算过程中获得的髓腔全段中心列表和半径列表分别记作 L_0 和 L_R , 通过插值计算可以生成一个管柱状几何体 [见图 4 (b)]。在圆截面的基础上, 将模型上的顶点沿法向延伸至管壁, 再经过网格重新划分, 就可以得到与髓腔几乎完美匹配的个性化股骨柄模型。



(a) 半球形迭代搜索 (b) 髓腔管柱模型
 图4 髓腔管柱建模
 Fig.4 Modeling of the canal tube (a) Semi-spherical iterative searching, (b) Canal tube model

1.5 髓腔参数计算

根据搜索得到的全段髓腔信息,任意高度位置的截面轮廓大小都可以通过髓腔管柱半径 L_R 衡量。因此,实现关于髓腔的关键解剖参数测量。首先,股骨峡部位置 C_{ist} 在三维空间中是髓腔管柱模型最小半径所在的位置,定义位置比例

$$\lambda_{isth} = P_1 C_{isth} / P_1 P_2 \quad (1)$$

式中: $P_1 C_{isth}$ 为髓腔管起始点到峡部的折线距离, $P_1 P_2$ 为髓腔管起始点到结束点的折线段全长。

同理,小转子处的髓腔大小也可以通过髓腔管柱半径得到。在三维空间内股骨近端髓腔闪烁指数 (canal flare index, CFI)^[5] 的定义为:

$$CFI = R_1 / R_{isth} \quad (2)$$

式中: R_1 和 R_{isth} 分别为小转子和峡部位置髓腔的最大内接球半径。

1.6 近端髓腔轴线与前弓参数计算

如图5所示,髓腔以峡部作为分界,近端部分是计算近端髓腔轴线的依据。运用直线拟合算法对 L_0 中小转子到峡部一段的所有髓腔中心点进行拟合,得到一条最小二乘直线;直线的方向向量作为股骨髓腔近端轴线,记方向向量为 n_p 。

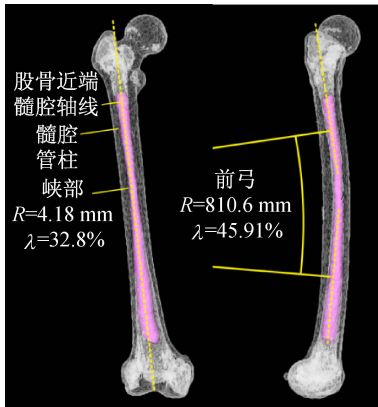


图5 近端股骨髓腔轴线和前弓

Fig.5 Canal axis of proximal femur and anterior bow

计算 L_0 中全段髓腔中心点在股骨参考坐标系下的坐标,股骨前弓顶点 C_{arch} 定义是 Y 坐标值最大的髓腔位置,代表了股骨前弓最前点。同时,运用空间圆拟合算法进行拟合,得到一个最小二乘空间圆,圆的半径作为股骨前弓的半径 R_{arch} ,定义位置比例

$$\lambda_{arch} = P_1 C_{arch} / P_1 P_2 \quad (3)$$

式中: $P_1 C_{arch}$ 为髓腔管起始点到股骨前弓顶点的折

线距离, $P_1 P_2$ 为髓腔管起始点到结束点的折线段全长。

1.7 股骨颈参数计算

由于股骨颈解剖结构不规则,几何形态难以在三维空间内明确定义,可以利用面网格模型切割算法获取股骨颈的一个截面,从而实现一种较稳定的股骨颈测量算法。建立球心在股骨头中心 C_{head} 半径为 $R_{head} + \delta$ 的球面方程,计算球面与股骨颈的相交轮廓线的密度中心作为股骨颈中心 C_{neck} ,其中 δ 是一个微小偏移量, $\delta = 3 \sim 5$ mm。连接 C_{neck} 和 C_{head} 得到股骨颈轴线,记方向向量为 n_{neck} 。

如图6所示,股骨颈轴线和近端髓腔轴线是一对异面直线,可以计算出两者间的最短距离和相互的最近点 C_a 和 C_b ,表示股骨颈在前后方向上相对髓腔的偏移量,而股骨颈轴线上到近端髓腔轴线的最近点 C_b 与股骨头中心 C_{head} 之间的长度作为股骨颈长度,股骨颈轴线与近端轴线之间的钝角是颈干角在三维空间中的定义,股骨颈轴线与 X 轴的空间夹角在 OXY 平面中的投影角度作为股骨前倾角。

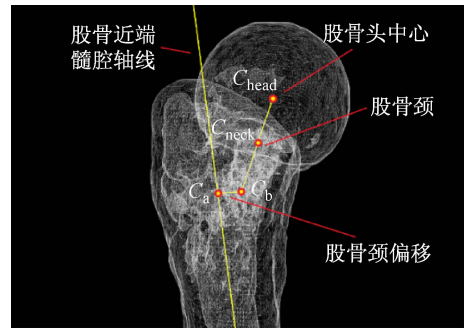


图6 股骨颈相关参数

Fig.6 Parameters related to femoral neck

1.8 大转子参数计算

利用球面切割算法去除股骨头之后的模型中,大转子高于其他任何解剖结构,故通过计算整个剩余模型在股骨坐标系下 Z 轴坐标值最大的点,可以得到大转子最高点的坐标。

2 结果

2.1 验证性实验

常规股骨正侧位 X 片排除股骨侧疾患及畸形,在获得上海交通大学医学院附属第九人民医院伦理委员会审批并去除患者个体信息后,从医院影像归

档和通信系统系统(PACS)中回顾性纳入30例2013年1~12月双下肢血管造影薄层CT图像(1.45 mm层厚,分辨率512×512像素),男、女各15例,年龄为(45.63±13.19)岁,身高为(1.64±0.058) m,获取全股骨CT图像。Mimics软件基于常规参数设计对CT数据进行阈值分割、区域增长分割、三维重建,获得具有较好皮质骨表面的股骨模型。最后将这30例股骨模型的STL文件导入Femeter软件中进行解剖测量,输出测量结果并统计其平均值和标准差(见表1)。

表1 近端股骨参数测量结果($\bar{x} \pm s, n=30$)

Tab.1 Measurement results of proximal femur parameters

测量项	结果
股骨头半径/mm	23.90±1.77
股骨头中心到小转子距离/mm	55.63±5.49
股骨头偏心距/mm	40.40±4.61
峡部位置/%	29.95±8.10
前弓顶点位置/%	52.80±18.33
小转子髓腔半径/mm	6.10±1.25
峡部髓腔半径/mm	3.62±0.80
闪烁指数	1.73±0.38
大转子到小转子距离/mm	58.98±4.79
峡部到小转子距离/mm	99.93±19.46
股骨颈长度/mm	46.81±4.32
股骨颈偏移量/mm	7.28±3.83
股骨颈干角/(°)	124.86±3.82
股骨颈前倾角1/(°)	10.38±6.46
股骨颈前倾角2/(°)	14.78±7.80
通髌线与后髌连线夹角/(°)	7.28±1.96

表1中16个测量项涵盖了重要的近端股骨解剖参数。其中距离参数,例如股骨头中心到小转子距离、峡部到小转子距离等,是指Z轴方向上特定解剖标志点相对于小转子的距离。股骨头中心偏心距指股骨头中心到近端髓腔轴线的空间距离,股骨颈偏移量指股骨颈轴线与近端髓腔轴线两条异面直线之间的最短距离(见图6),表示股骨颈在Y轴方向上的偏移程度。股骨颈前倾角1指股骨颈轴线与通髌线之间的夹角在垂直股骨Z轴的水平面上的投影角度,股骨颈前倾角2指股骨颈轴线与后髌连线之间的夹角在垂直股骨Z轴的水平面上的投影

角度,后者通过额外选取两个后髌解剖标志点实现。

对于单个股骨模型,16个测量项在Femeter中执行一次计算的平均时间为(0.95±0.16) s,表明软件实现了简单高效的测量,对于骨科临床医生快速获取患者股骨解剖信息具有较强的实际应用价值。

2.2 可靠性评估

组内相关系数(intra-class correlation coefficient, ICC)用于评价评定者内和评定者间关于目标股骨近端参数三维测量的可靠性^[21]。由3位作者完成软件操作培训后,对上述30例股骨模型,选取表1中的9个关键解剖参数进行评定者间和评定者内可靠性评估,通过每位评定者测量3次的实验来计算评定者内可靠性,通过3位不同评定者各自3次测量的均值来计算评定者间可靠性。测量结果数据均采用SPSS 17.0进行可靠性分析,选择两因素混合效应模型(two-way mixed effects model)、均值评分(average measure)、绝对误差(consistency)类型、95%置信区间,计算得到ICC值(见表2)。

表2 评定者内和评定者间 ICC 值

Tab.2 Intra- and inter-rater intra-class correlation coefficient

测量项	评定者内 ICC 值	评定者间 ICC 值
股骨头半径/mm	0.999 (0.998~0.999)	0.997 (0.994~0.998)
峡部位置/%	0.907 (0.830~0.953)	0.940 (0.890~0.970)
前弓顶点位置/%	0.970 (0.946~0.985)	0.956 (0.919~0.977)
小转子髓腔半径/mm	0.981 (0.965~0.990)	0.950 (0.908~0.975)
峡部髓腔半径/mm	0.996 (0.993~0.998)	0.998 (0.996~0.999)
闪烁指数	0.979 (0.961~0.989)	0.923 (0.859~0.961)
股骨颈干角/(°)	0.924 (0.861~0.961)	0.976 (0.957~0.988)
股骨颈前倾角1/(°)	0.875 (0.772~0.937)	0.913 (0.840~0.956)
股骨颈前倾角2/(°)	0.972 (0.949~0.986)	0.977 (0.958~0.988)

根据统计学原理, ICC > 0.8 的测量可以认为是可靠的, ICC > 0.9 的测量可以认为具有非常好的可重复性^[21-22]。从表2中可以看出,除股骨颈前倾角1之外的其他测量项 ICC 值均大于0.9,体现了Femeter软件在绝大多数解剖参数的自动化测量方面具有较高的复测信度。比较通髁线和后髁连线两种不同参考下的股骨前倾角定义,后者定义下的ICC值明显高于前者,说明内外髁的人为取点比后髁点存在更大的不确定性。因此,在测量股骨前倾角时,后髁连线比通髁线更加可靠。而通髁线参考下的前倾角 ICC 值大于0.8,故采用通髁线来度量股骨前倾角也具有一定可靠性。

3 讨论

计算机软件自动实现的测量手段可进一步提高评价过程的客观性;理论上,测量可重复性更强,结果稳定性也更高。Femeter是一款为全髋关节置换股骨侧规划需求定制的专用软件,在三维测量方面比CAD软件或通用医学软件(例如MimicsTM、SlicerTM等)更加高效,可更大程度上降低在软件操作或工具选择上人为因素所造成的差异,简单的软件操作也可更好满足临床医生的要求。

髓腔自动搜索算法是整个自动化测量算法的关键,相比传统CAD方法手工选取髓腔截面轮廓线建模的方法^[21]更客观、高效,也更适合计算机编程实现。股骨髓腔的截面形状近似为椭圆,采用最大内接球半径衡量髓腔大小具有一定优势,可更准确体现髓腔管壁与股骨柄相接触的实际最窄形态;在尽可能保留局部骨量的同时,辅助选择更适配的股骨柄尺寸。由于小转子附近髓腔较不规则,内接球度量方法有时并不能得到较完美的结果,相应的闪烁指数计算结果也存在误差。在进一步的研究中,拟开发自动化计算髓腔截面积的算法来获取更准确的数学描述,同时探索将截面积比值作为闪烁指数在三维空间内的定义。

关于股骨颈的测定方法多种多样,例如采用圆柱体近似拟合股骨颈^[24]以及采用多个平行平面截取轮廓线的中心线拟合股骨颈轴线的方法^[25],在自动化实现上均有局限。本研究发现,采用单层球面截取颈部轮廓线方法得到的结果与大多数方法得到的结果相近,而该方法可直接用于自动算法实现^[24-25]。

本文重点介绍了在三维空间中对近端股骨解剖参数实现自动化测量的关键方法以及自主研发的Femeter专用软件。该软件可实现股骨髓腔的快速建模,并基于股骨解剖标志点建立三维坐标系,自动化执行一系列测量算法,输出测量结果。它具备自动、快速及贴合临床需求等优势,有助于在中国人中开展大样本量的群体解剖学研究以及分析各种股骨解剖形态与性别、年龄、身高等人口学因素的内在相关性,例如定量分析DDH患者与正常人之间股骨近端解剖结构的差异规律等。其次,该软件还有助于对个体患者在术前进行关键解剖结构的三维评估,在三维层面实现手术快速规划,辅助常规股骨柄假体的优选。此外,结合股骨近端轮廓的三维测量及髓腔内部参数的同期获取,可为设计个性化股骨柄假体提供详实的解剖参数,有利于提高假体及髓腔的匹配度和填充度。优良的假体匹配度有助于术中定位,提高手术精确度,同时改善假体初始稳定性,保证假体的长期存留。

参考文献:

- [1] Enoksen CH, Gjerdet NR, Klaksvik J, *et al.* Initial stability of an uncemented femoral stem with modular necks. An experimental study in human cadaver femurs [J]. *Clin Biomech*, 2014, 29(3): 330-335.
- [2] Gill IP, Webb J, Sloan K, *et al.* Corrosion at the neck-stem junction as a cause of metal ion release and pseudotumour formation [J]. *J Bone Joint Surg*, 2012, 94(7): 895-900.
- [3] Bargar WL. Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1989, 249: 73-78.
- [4] Sakai T, Sugano N, Nishii T, *et al.* Stem length and canal filling in uncemented custom-made total hip arthroplasty [J]. *Inter Orthop*, 1999, 23(4): 219-223.
- [5] Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, *et al.* The anatomic basis of femoral component design [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1988, 235: 148-165.
- [6] Laine HJ, Kontola K, Lehto MUK, *et al.* Image processing for femoral endosteal anatomy detection: Description and testing of a computed tomography based program [J]. *Phys Med Biol*, 1997, 42(4): 673-689.
- [7] Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, *et al.* The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis [J]. *J Bone Joint Surg*, 1992, 74(1): 28-32.

- [8] Ahmad F, Thies W, Jim N, *et al.* Development and verification of a cementless novel tapered wedge stem for total hip arthroplasty [J]. *J Arthrop*, 2015, 30(2) : 235-240.
- [9] Koulouvaris P, Stafylas K, Sculco T, *et al.* Custom-design implants for severe distorted proximal anatomy of the femur in young adults followed for 4-8 years [J]. *Acta Orthopaedica*, 2008, 79(2) : 203-210.
- [10] Patel RM, Lo WM, Cayo MA, *et al.* Stable, dependable fixation of short-stem femoral implants at 5 years [J]. *Orthopedics*, 2013, 36(3) : E301-E307.
- [11] Hideaki T, Takuya O, Hideki F, *et al.* A modified S-ROM stem in primary total hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip [J]. *J Arthrop*, 2013, 28(10) : 1741-1745.
- [12] Khang G, Choi K, Kim CS, *et al.* A study of Korean femoral geometry [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2003, 406(1) : 116-122.
- [13] Meena S, Trikha V, Singh V, *et al.* Uncoiling of reamer during intramedullary nailing for fracture shaft of femur [J]. *J Nat Sci Biol Med*, 2013, 4(2) : 481-484.
- [14] Chan WL, Yen CH, Wong KK, *et al.* Breakage of intramedullary femoral guide rod during total knee arthroplasty: A case report [J]. *J Orthop Surg*, 2006, 14(1) : 96-98.
- [15] Noble PC, Box GG, Kamaric E, *et al.* The effect of aging on the shape of the proximal femur [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 1995, 316 : 31-44.
- [16] Toni A, Fabbri F, Scimeca GB, *et al.* Computerized morphometric analysis of the femoral diaphyseal canal [J]. *La Chirurgia Degli Organi Di Movimento*, 1994, 80(2) : 207-219.
- [17] Uzel AP, Deloumeaux J, Rouvillain JL, *et al.* Comparative study of femoral diaphyseal morphometry in two male populations, in France and a French West Indies island: An example of clinical relevance of comparative anatomy for orthopedic practice [J]. *Surg Radiol Anat*, 2011, 33(3) : 235-240.
- [18] Walsh KP, Fowler JR, Chen O, *et al.* The validity and reliability of preoperative radiographic canal diameter measurements of the femur [J]. *HSS J*, 2013, 9(2) : 150-156.
- [19] Kim YH, Kim SJ, Kim WK, *et al.* Cementless press-fit and fibrous or bony ingrowth" Asian total hip prosthesis" design using computed axial tomography and computer aided design and computer aided [J]. *Yonsei Med J*, 1987, 28(1) : 18-22.
- [20] Baharuddin MY, Salleh SH, Zulkifly AH, *et al.* Morphological study of the newly designed cementless femoral stem [J]. *Biomed Res Inter*, 2014: <http://dx.doi.org/10.1155/2014/692328>.
- [21] 余红梅, 罗艳虹, 萨建, 等. 组内相关系数及其软件实现 [J]. *中国卫生统计*, 2011, 28(5) : 497-500.
- [22] Bonett DG. Sample size requirements for estimating intraclass correlations with desired precision [J]. *Stat Med*, 2002, 21(9) : 1331-1335.
- [23] Su X, Zhao J, Zhao Z, *et al.* Three-dimensional analysis of the characteristics of the femoral canal isthmus: An anatomical study [J]. *Biomed Res Inter*, 2015: <http://dx.doi.org/10.1155/2015/459612>.
- [24] Casciaro ME, Damian C. Towards automatic measurement of anteversion and neck-shaft angles in human femurs using CT images [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2014, 17(2) : 128-136.
- [25] Sugano N, Noble PC, Kamaric E, *et al.* The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip [J]. *Bone Joint J*, 1998, 80(4) : 711-719.