

股骨模型的三维重建与变形

何青, 刘允才

(上海交通大学电子信息与电气工程学院自动化系, 上海 200240)

摘要:介绍了股骨模型重建与变形的办法, 通过数据库中的CT图像重建出股骨的三维模型, 以股骨上的生理标志点作为控制点, 采用Kriging插值算法对股骨模型变形, 使之与手术中真实股骨的形状相匹配。该方法可以较好地用于机器人辅助全膝关节置换术的可视化界面。

关键词:三维重建; 变形; Kriging插值; 可视化

3D Reconstruction and Deformation of Femur Model

HE Qing, LIU Yuncai

(Department of Automation, College of Electronic Information and Electric Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240)

【Abstract】This paper presents the methods of femur modeling and deformation. The femur model is reconstructed from CT images in the database, and the model is deformed to match the real femur by Kriging interpolation with the physiological markers as the control points. The methods can be used for visualization of robot assisted total knee replacement surgery.

【Key words】3D reconstruction; deformation; Kriging interpolation; visualization

图像三维重建在机器人辅助外科手术中有着重要的应用。在基于CT建模的手术系统中, 手术前获取病人的CT图像进行重建, 重建的模型用于指导手术计划, 对重建模型的精度有较高的要求。随着MIS手术理念的提出, 出现了无CT建模的手术导航系统, 如Unveils OrthoPilot、Galileo和Polaris。在这些系统中, 仍然需要通过CT重建实现手术的可视化。

本文在无CT建模的机器人辅助全膝关节置换术系统的平台上, 实现了股骨模型的可视化。主要创新如下: (1)在股骨模型重建过程中, 采用了一种新的轮廓拼接方法处理股骨远端轮廓曲线分支的情况; (2)在股骨模型变形中对Kriging插值算法作了改进。

1 由CT图像重建三维模型

CT图像来自于医学图像数据库。在重建之前先采用基于GVF的snake分割算法对股骨的CT图像进行分割, 该算法的具体内容参见文献[1]。

采用文献[2]中的轮廓拼接的方法进行股骨模型的三维重建, 对股骨远端出现两段不连通的闭合轮廓曲线的情况, 提出了一种新的处理方法。

1.1 CT图像轮廓抽取

轮廓曲线的参数化即按某一指定的方向(如顺时针)遍历轮廓曲线, 得到曲线上的每一个点的位置^[2]。需要指定起始点与遍历方向。在参数化的过程中, 设 $P(i)$ 为第 i 个轮廓点的位置, 则下一个点的位置 $P(i+1)$ 满足:

(1) $P(i+1) \in V_8(P(i))$, 其中 V_8 表示8连通临域;

(2) $P(i+1) \in \{P(m) | m=1 \dots i\}$ 。

采取的初始点的选择方法如下: 对每一个分割后的CT切片, 计算轮廓曲线在x方向的中心位置 x_{cen} :

$$x_{cen} = (x_{max} - x_{min}) / 2$$

初始点的位置 (x, y) 满足:

$$x = x_{cen}, y = \min(y_i) \& (x_{cen}, y_i) \quad \text{contour}$$

经过参数化后得到的 $P(i) (i=1 \dots N)$ 为按某一环绕方向排列的轮廓曲线上的点的位置, 其中, N 为点的个数。

对于股骨远端出现两段不连通的闭合轮廓曲线的情况, 可以分别计算两段曲线的中心位置, 再用上面的方法确定初始点并进行参数化。分别记录两段曲线参数化后的点 $P_1(i) (i=1 \dots N_1), P_2(j) (j=1 \dots N_2)$, N_1, N_2 分别为两段曲线的点的个数。

1.2 轮廓拼接

在相邻两切片之间重建三维表面的第一步是将两条轮廓曲线的初始点相连, 1.1节中的初始点的选择方法保证了相邻切片的初始点在图像上的位置相近。每次用3个条件来决定如何连接轮廓点生成下一个三角面片^[2], 其中一个主要条件是当前产生的三角形是最小表面。

对于股骨远端轮廓曲线分支的情况, 在重建的时候比较复杂。本文采取的方法受到文献[3]的启发。将股骨的CT切片按照从股骨头到股骨远端的顺序标号, 记为slice1, slice2, slice3...。假设从slice k开始轮廓曲线分成两段, 且slice1到slice(k-1)的轮廓拼接已完成。接下来的轮廓拼接步骤如下:

(1) 在slice k中的两段闭合曲线上找距离最近的两点 $P_1(i_0), P_2(j_0)$, 即

$$|P_1(i_0)P_2(j_0)| = \min_{\substack{1 \leq i \leq N_1 \\ 1 \leq j \leq N_2}} (|P_1(i)P_2(j)|)$$

其中, P_1, P_2, N_1, N_2 如1.1节中定义。将 $P_1(i_0), P_2(j_0)$ 分别作为两段曲线的起始点, 按照原来参数化的方向(如顺时针)对曲线上的点重新排序。

作者简介:何青(1983-), 女, 硕士研究生, 主研方向: 计算机图形学; 刘允才, 教授、博士生导师

收稿日期:2006-08-10 **E-mail:** heqing118@sju.edu.cn

(2)连接 $P_1(i_0), P_2(j_0)$, 将线段 $\overline{P_1(i_0)P_2(j_0)}$ 投影到slice(k-1)上得 $\overline{P'_1(i_0)P'_2(j_0)}$ 。分别过 $P'_1(i_0), P'_2(j_0)$ 做 $\overline{P'_1(i_0)P'_2(j_0)}$ 的垂线 L_1, L_2 , 求出 L_1, L_2 与slice(k-1)上的轮廓曲线 $P_0(i)$ 的交点 $P_0(i_1) \sim P_0(i_4)$, 如图 1。

(3)用 1.1 节的方法求出线段 $\overline{P_0(i_1)P_0(i_2)}, \overline{P_0(i_3)P_0(i_4)}$ 的参数化点, 则曲线 $P_0(i)$ 分成了两段闭合的参数化曲线 $P_{01}(i), P_{02}(i)$ 和两个曲线段, 如图 1 所示。在 $P_0(i_1), P_0(i_2)$ 中选择与 $P'_1(i_0)$ 距离较近的一点, 作为曲线 $P_{01}(i)$ 的起始点, 按照本节开始介绍的最小表面法连接 $P_{01}(i)$ 与 $P_1(i)$ 组成三角面片, 用同样的方法连接 $P_{02}(i)$ 与 $P_2(i)$ 。

(4)令 $P_0(i_1), P_0(i_2)$ 分别为两个曲线段的起始点, 按照最小表面法连接两曲线段上的点, 形成slice (k-1)平面内的三角网格, 如图 2 所示。

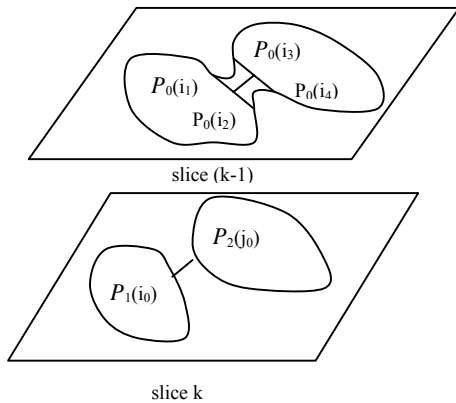


图 1 相邻两切片的轮廓曲线

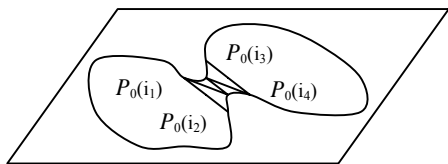


图 2 slice (k-1)平面内的三角网格

与文献[2]中相同, 采用 Taubin 平滑方法对模型表面进行平滑, 平滑后的模型如图 6(a)所示。

2 股骨坐标系的建立

机器人辅助外科手术系统采用了文献[4]中的股骨定位技术, 即首先计算股骨头中心, 再根据股骨的生理标志点建立股骨坐标系。股骨远端存在生理标志点, 如图 3 所示, 分别为股骨远端内髁最明显处(condylar medialis), 股骨远端外髁最明显处(condylar lateralis), 股骨远端内髁最高点(epicondylar medialis), 股骨远端外髁最高点(epicondylar lateralis)以及髁间窝中心(intercondylar fossa)。文献[4]中建立股骨坐标系的方法为: 设 O_c 为计算好的股骨头中心, 髁间窝中心用 O_f 表示, 股骨远端外髁最明显处为A, 股骨远端内髁最明显处为B, 如图 4 所示。髁间窝中心 O_f 定义为股骨坐标系的原点, 定义股骨头中心至髁间窝中心的直线方向 $\overline{O_cO_f}$ 为股骨坐标系的Z轴。股骨远端内髁至外髁的连线 \overline{BA} 定义为 Y' , 在 O_f 处作 Y' 的平行线, 不妨设为 Y'' , 由于 Y'' 与Z并不一定正交, 在 Y'' 与Z形成的平面内以 O_f 为原点作Z轴的垂线, 定义为Y轴。进而由右手坐标系建立X轴($X=Y \times Z$)。

为了与手术中的坐标系保持一致, 在股骨模型上建立了相同的股骨坐标系, 如图 5 所示。股骨模型的初始坐标系是

在CT重建时确立的, 即X轴, Y轴的方向与CT图像的X轴, Y轴方向相同, Z轴方向垂直于CT切片。坐标系的原点在髁间窝中心, 在 1.1 节的步骤 1)中, 将 $P_1(i_0), P_2(j_0)$ 两点中y值较小的一点作为髁间窝中心, 其中, y为CT图像坐标的值。然后在髁间窝中心x坐标的两侧, 分别将z值最小的一点作为内髁最明显处和外髁最明显处, x, z为股骨模型的初始坐标系的值。将股骨头近似为一个球, 通过股骨头表面的点确定球心的位置。在股骨模型的初始坐标系中, 设x值最小的一点为 $p_1(x_1, y_1, z_1)$, 则 p_1 应该近似位于股骨头球面的与x-y平面平行的大圆上, 在 p_1 所在的CT切片上, 也就是 $z=z_1$ 的所有的点中, 找x值最大的一点 $p_2(x_2, y_2, z_1)$, 则 p_2 近似位于 p_1 所在的大圆上, 并且 p_1, p_2 与股骨头中心三点近似位于同一直线上。因此股骨头中心为 p_1, p_2 的中点 $((x_1+x_2)/2, (y_1+y_2)/2, z_1)$ 。

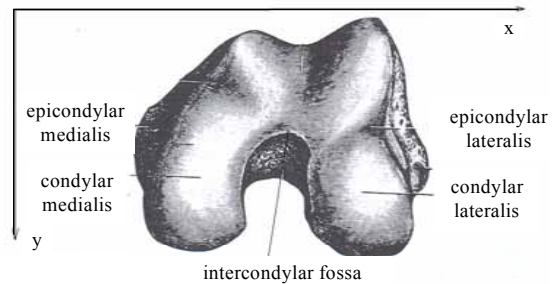


图 3 图像坐标系与股骨的生理标志点

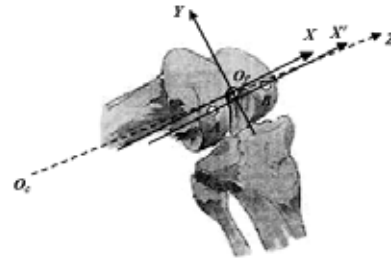


图 4 股骨坐标系的建立

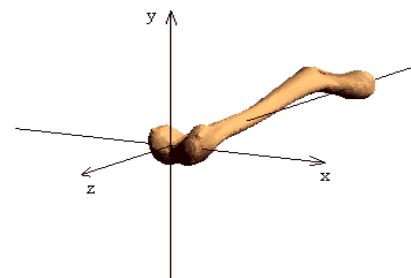


图 5 模型中的股骨坐标系

3 股骨模型变形

1.2 节中重建的股骨模型是一个通用模型, 它的 CT 数据并不是来自于病人本身。针对不同的病人, 需要对股骨模型进行变形, 使之手术中的股骨相匹配。

3.1 Kriging 插值法变形

本文采用改进的 Kriging 方法对股骨模型进行变形。Kriging 方法最初由 Krige 提出, 用于土壤性质空间分布的估计。文献[6]中采用 Kriging 方法进行脊椎骨的变形。

在三维模型中, 设第 j 个控制点变形后的坐标为

$$(P_d)_j = \begin{bmatrix} (x_d)_j \\ (y_d)_j \\ (z_d)_j \end{bmatrix} \quad (1)$$

$(P_d)_j$ 即手术中测得的坐标值。设这个控制点在未变形的

模型中的坐标为

$$(P_u)_j = \begin{bmatrix} (x_u)_j \\ (y_u)_j \\ (z_u)_j \end{bmatrix} \quad (2)$$

待求解的方程组为

$$\begin{aligned} (x_d)_i &= a_x((x_u)_i, (y_u)_i, (z_u)_i) + \sum_{j=1}^N b_{xj} K_x(h_{ij}) \\ (y_d)_i &= a_y((x_u)_i, (y_u)_i, (z_u)_i) + \sum_{j=1}^N b_{yj} K_y(h_{ij}) \\ (z_d)_i &= a_z((x_u)_i, (y_u)_i, (z_u)_i) + \sum_{j=1}^N b_{zj} K_z(h_{ij}) \end{aligned} \quad (3)$$

其中：

$$K(h) = ch \quad (c \text{ 为常数}) \quad (4)$$

$$a(x, y, z) = a_1 + a_2 x + a_3 y + a_4 z \quad (5)$$

$$h_{ij} = |(P_u)_i - (P_u)_j| \quad (6)$$

式(3)中右边又可以看作仿射变换和弹性变形两项的组合^[7]。对于弹性变形部分需要有如下的边界条件^[7]：

$$\sum_{i=1}^N b_i = 0, \sum_{i=1}^N b_i (x_u)_i = 0, \sum_{i=1}^N b_i (y_u)_i = 0, \quad (7)$$

$$\sum_{i=1}^N b_i (z_u)_i = 0$$

因此，参数 a, b 可以通过下面的方程组求解：

$$Hb + Da = Y \quad (8)$$

$$D^T b = 0$$

其中，

$$Y = \begin{bmatrix} (x_d)_1 & (y_d)_1 & (z_d)_1 \\ (x_d)_2 & (y_d)_2 & (z_d)_2 \\ \dots & \dots & \dots \\ (x_d)_N & (y_d)_N & (z_d)_N \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$H = \begin{bmatrix} 0 & h_{12} & \dots & h_{1N} \\ h_{21} & 0 & \dots & h_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ h_{N1} & h_{N2} & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$D = \begin{bmatrix} 1 & (x_u)_1 & (y_u)_1 & (z_u)_1 \\ 1 & (x_u)_2 & (y_u)_2 & (z_u)_2 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & (x_u)_N & (y_u)_N & (z_u)_N \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$a = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$b = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \dots \\ b_N \end{bmatrix} \quad (13)$$

为保证式(3)有唯一解，控制点的最少个数为 4 个^[5]。采用股骨的生理标志点作为股骨模型的控制点。在手术中需要测量 4 个股骨表面生理标志点的位置，分别为股骨远端内髌最明显处，股骨远端外髌最明显处，股骨远端内髌最高点，股骨远端外髌最高点。股骨远端内髌最明显处和外髌最明显处在模型中的对应点如第 2 节所述。

股骨远端内髌最高点和外髌最高点分别为股骨远端最内侧和最外侧的点，它们在模型中的位置按如下方法确定：在股骨远端的所有点中， x 坐标值最小的一点为外髌最高点， x 坐标值最大的一点为内髌最高点。

由于这 4 个点的实际位置均由医生的经验确定，因此它们与模型点的对应关系必然存在误差。采用的改进方法^[7]如下：

$$(H + \lambda I)b + Da = Y \quad (14)$$

$$D^T b = 0$$

其中 I 是单位矩阵， λ 是归一化参数。 λ 调节了仿射变换和弹性变形的权重，随着 λ 的增大，弹性变形所占的比重越小。在 x 方向上，参数求解方程组可以写成如下的矩阵形式：

$$\begin{bmatrix} (x_d)_1 \\ (x_d)_2 \\ \dots \\ (x_d)_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & (x_u)_1 & (y_u)_1 & (z_u)_1 & \lambda & h_{12} & \dots & h_{1N} \\ 1 & (x_u)_2 & (y_u)_2 & (z_u)_2 & h_{21} & \lambda & \dots & h_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & (x_u)_N & (y_u)_N & (z_u)_N & h_{N1} & h_{N2} & \dots & \lambda \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & \dots & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (x_u)_1 & (x_u)_2 & \dots & (x_u)_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (y_u)_1 & (y_u)_2 & \dots & (y_u)_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (z_u)_1 & (z_u)_2 & \dots & (z_u)_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} (a_x)_1 \\ (a_x)_2 \\ (a_x)_3 \\ (a_x)_4 \\ (b_x)_1 \\ (b_x)_2 \\ \dots \\ (b_x)_N \end{bmatrix} \quad (15)$$

y, z 方向的参数可以用同样的方法求解。

求出参数 a, b 后，再将它们代回到式(15)，求出模型上所有点变形后的位置。例如，所有点的 x 坐标为

$$\begin{bmatrix} (x_d)_1 \\ (x_d)_2 \\ \dots \\ (x_d)_M \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & (x_u)_1 & (y_u)_1 & (z_u)_1 & \lambda & h_{12} & \dots & h_{1N} \\ 1 & (x_u)_2 & (y_u)_2 & (z_u)_2 & h_{21} & \lambda & \dots & h_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & (x_u)_M & (y_u)_M & (z_u)_M & h_{M1} & h_{M2} & \dots & h_{MN} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & \dots & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (x_u)_1 & (x_u)_2 & \dots & (x_u)_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (y_u)_1 & (y_u)_2 & \dots & (y_u)_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (z_u)_1 & (z_u)_2 & \dots & (z_u)_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} (a_x)_1 \\ (a_x)_2 \\ (a_x)_3 \\ (a_x)_4 \\ (b_x)_1 \\ (b_x)_2 \\ \dots \\ (b_x)_N \end{bmatrix} \quad (16)$$

其中， M 为模型上点的总个数。所有点的 y, z 坐标可以用同样的方法求出。

3.2 实验结果

用石膏股骨模型做实验，点取 4 个生理标志点并用文献[4]中的方法计算股骨头中心，转换到股骨坐标系下的坐标值如表 1 所示。

表 1 生理标志点在股骨坐标系下的坐标

	X	Y	Z
股骨远端内髌最明显处	16.3 222	-18.1 566	5.7 161
股骨远端外髌最明显处	-28.0 784	-18.1 566	5.5 439
股骨远端内髌最高点	35.9 146	-10.6 105	-20.7 425
股骨远端外髌最高点	-41.2 851	-9. 8852	-24.9 698
股骨头中心	-1.6 548	-0.0 000	-426.8 166

用 Visual C++ 实现 3.1 节的 Kriging 方法，并用 OpenGL 绘制股骨模型，取 $\lambda = 0.2, c = 0.01$ 。图 6(a)为变形之前的通用股骨模型，图 6(b)为变形之后的模型。

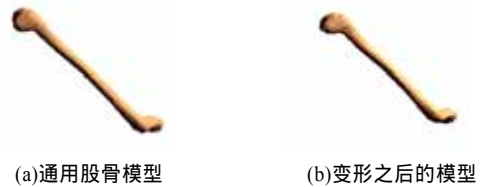


图 6 绘制的股骨模型

4 结论

本文实现了于机器人辅助全膝关节置换术中股骨模型的可视化。通过数据库中的 CT 图像重建出股骨的三维模型，然后以股骨上的生理标志点作为控制点，采用 Kriging 插值算法对股骨模型变形，使之与手术中真实股骨的形状相匹配。

本文的方法不仅可以用于股骨模型的可视化，还可以应用到其他手术部位的三维重建与变形，从而在更多的机器人辅助手术中实现可视化。

(下转第 238 页)