

基于断骨轴线预配准的长骨骨折钢板预弯^①

刘 斌^②* ** 华顺利* ** 欧宗璞^③* ** 赵德伟*** 韩 军****

(* 大连理工大学精密与特种加工教育部重点实验室 大连 116024)

(** 大连理工大学 CAD 与网络技术研究所 大连 116024)

(*** 大连大学附属中山医院 大连 116001)

(**** 大连现代高技术发展有限公司 大连 116025)

摘 要 提出了一种可以在长骨骨折手术前获取目标固定钢板几何参数的仿真方法。该方法主要包括以下步骤:通过 CT 扫描获取骨折部位的序列断层图像,利用 Curvelet 变换对 CT 序列图像进行去噪处理并建立三维模型;根据长骨的形状特征,提取两个断骨的轴线进行空间配准,并驱动两个断骨进行模型预配准;使用网格顶点法矢特征分割得到两个断骨截面;采用基于非迭代估计的配准方法对两个断骨截面进行配准操作,并驱动两个断骨进行模型精配准;拟合出预弯钢板的形态,测量其几何参数。通过对肱骨骨折和腓骨骨折进行的模拟实验,证明此方法可以精确地建立预弯钢板模型,缩短手术时间,提高手术质量。

关键词 自动配准,轴线,长骨骨折,钢板,预弯

0 引 言

长骨骨折是指人体中长管状骨骨折后形成远、近两个或两个以上的骨折段,长骨骨折的发生几率最高。目前,针对长骨骨折的治疗主要采用人工复位与伤肢内固定相结合的方法,即采用人工手段使断骨恢复到健康时的解剖形态,然后利用医用螺丝钉和钢板将两截断骨固定。手术中,医生将患者骨折部位的肌肉等软组织切开,露出断骨,然后根据人工复位后的骨骼形状对钢板进行手工折弯。折弯过程中医生需反复对钢板进行处理并与复位后的骨骼进行比对,以便于折弯后的钢板能够与骨骼良好贴合。这类手术的缺点是创伤大、术中出血多、手术时间长,容易引发神经血管损伤、感染、骨折不愈合等并发症。因此,如何利用医学影像处理技术对钢板在术前进行准确的预弯,缩短手术时间,减少出血量,已成为计算机辅助矫正外科(computer assisted orthopaedics surgery, CAOS)一个新的研究热点。

目前,国内外针对计算机辅助钢板预弯的研究尚处于起步阶段,相关文献较少,学者们的研究方法没有统一,也没有提出清晰合理的处理流程。国外

学者 Ellis 等从计算机导航角度提出了 21 世纪计算机辅助矫正外科的工作展望^[1],Tsai 等从骨骼体数据操纵角度模拟了骨关节修复后的形态^[2];国内学者 Fu 等讨论了计算机辅助骨科治疗的硬件系统模型^[3],杨壮群等建立了骨折愈合过程的三维有限元模型^[4]。上述研究成果在一定程度上推动了计算机辅助环境下骨科临床治疗的发展,但就计算机辅助钢板预弯技术而言,并没有给出一个合理的解决方案。

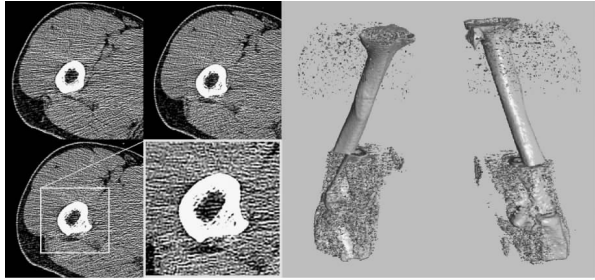
本文提出了一种模拟骨折钢板预弯的方法,即首先提取断骨模型的轴线并实施基于轴线的预配准,然后通过对网格分割得到的两个断骨截面数据点集实施精确配准,并驱动两个断骨的配准,最后根据骨骼模型上的控制点拟合出钢板的预弯状态,从而使医生可以在术前就得到钢板的各种几何参数(长度、角度等)。此方法可以大幅度缩短手术时间,减少患者的出血量,降低伤口感染率。

1 骨折部位 CT 序列图像去噪

因为直接从 CT 机采集到的图像存在大量随机噪声,严重影响了骨骼三维重建模型的质量,容易产

① 863 计划(863-306-ZD13-03-6)和大连市科技计划(2005E21SF134)资助项目。
② 男,1981 年生,博士,讲师;研究方向:医学影像处理,计算机辅助骨科治疗与规划等。
③ 通讯作者,E-mail: ouzyg@dlut.edu.cn
(收稿日期:2009-04-01)

生数据误差,所以必须对 CT 序列图像进行去噪处理。本文以一成年肱骨骨折病例为实验对象,去噪前的 CT 序列图像及其三维重建模型如图 1(a)所示。



(a) 去噪前



(b) 去噪后

图 1 CT 序列图像和三维模型

传统的图像随机噪声消除方法可分为频域滤波方法和空域平滑方法,其缺点都是要损失大量的图像信息。目前较先进、有效的去噪方法是小波域滤波。但是小波算法用于图像去噪有其内在的局限性,因为对图像进行二维小波变换以后,重要边缘上的系数即使在很精细的尺度下也很大,这意味着要重建图像边缘,就必须保留大量的小波系数^[5,6]。因为 Curvelet 变换能用极少的非零系数精确表达图像边缘,能够在保证较低的均方误差基础上,达到较理想的图像数据精简性与精确性的平衡,从而体现它在噪声环境下优于小波的图像表达能力^[7],所以本文采用基于 Curvelet 变换的方法对 CT 序列图像进行去噪处理,步骤如下:

步骤 1:子带分解。通过对图像 f 作小波变换将其分解为多个子带分量:

$$f \mapsto (P_0 f, \Delta_1 f, \Delta_2 f, \dots, \Delta_s f, \dots) \quad (1)$$

其中 $P_0, \Delta_s (s \geq 1)$ 为子带滤波器。

步骤 2:平滑分割。

$$\Delta f \mapsto (\omega_Q \Delta f)_{Q \in \mathcal{Q}_s} \quad (2)$$

其中 ω_Q 是二进制数据方块 $Q = [\frac{k_1}{2^s}, \frac{(k_1 + 1)}{2^s}] [\frac{k_2}{2^s}, \frac{(k_2 + 1)}{2^s}]$ 上的平滑函数集。这一步使每个子带数

据在进行处理前都被窗口函数分块平滑。

步骤 3:正规化。对每个二进制方块 Q 定义算子:

$$(T_Q f)(x_1, x_2) = 2^s f(2^s x_1 - k_1, 2^s x_2 - k_2) \quad (3)$$

将位于 Q 的函数正规化到空间 $[0, 1]^2$, 从而得到

$$g_Q = (T_Q)^{-1}(\omega_Q \Delta_s f), Q \in \mathcal{Q}_s \quad (4)$$

步骤 4: Ridgelet 分析。对分割得到的各个子块做局部 Ridgelet 变换,获得该子带图像 Curvelet 系数矩阵。

步骤 5: Curvelet 阈值去噪。在 Curvelet 变换的系数中,幅度较大的系数一般以实际信号为主,幅度较小的系数大多数是噪声数据,因此可根据具体图像质量及其系数幅值分布情况人工设定恰当的阈值。将小于阈值的系数置零,保留大于阈值的 Curvelet 系数。经阈值函数映射得到估计系数,最后对估计系数进行 Curvelet 重构,实现去噪。去噪后的 CT 序列图像及其三维重建模型如图 1(b)所示。

2 基于断骨轴线的模型预配准

人体器官手术最基本的要求是精密性,对于骨折手术来说就是要求断骨能够精确地拼接在一起。因为直接配准的方法需要大量迭代运算,耗费大量时间^[8,9],所以有必要采用粗(预)配准和精配准相结合的策略对断骨实施配准。预配准是为了缩小两断骨之间的旋转和平移错位以提高精确配准的效率和趋向,精配准则是为了使两断骨之间的配准误差达到最小。

根据长骨的外形特征,本文提出了一种针对断骨轴线操作的预配准方法。首先提取两个断骨的轴线(即形状骨架),然后对两条轴线实施配准操作,同时驱动两个断骨改变空间位置,以此达到预配准的目的。

本文所论述的断骨轴线即为骨干轴线,骨干轴线指的是人体肢体各管状骨骼本身的解剖轴线,其空间形态基本上呈直线形式。断骨轴线提取是利用网格模型顶点进行三维空间直线拟合的过程。直线拟合一般用最小二乘法解决。例如在二维平面中,假设数据点误差只在 y 方向产生,对 x 方向则认为是精确的,最佳直线是在 y 方向误差平方和最小的直线。但是实际情况中却往往在 x 和 y 两个方向都存在误差,因此精确拟合时不能仅考虑一个方向的误差。对于三维空间的直线拟合,应该同时考虑 x, y, z 三个方向的误差。本文提出了一种误差正态

分布与高斯映射相结合的轴线拟合方法。

设目标拟合直线的方向矢量为 $\mathbf{p} = (\omega, \nu, \vartheta)$, 且过点 (x_0, y_0, z_0) , 则直线方程可表示为

$$\begin{cases} \{x - x_0, y - y_0, z - z_0\} \times \{\omega, \nu, \vartheta\} = \vec{0} \\ \begin{vmatrix} i & j & k \\ \omega & \nu & \vartheta \\ x - x_0 & y - y_0 & z - z_0 \end{vmatrix} = \vec{0} \end{cases} \quad (5)$$

即

$$\begin{cases} \nu z - \vartheta y = \nu z_0 - \vartheta y_0 \equiv \Gamma \\ \vartheta x - \omega z = \vartheta x_0 - \omega z_0 \equiv \Lambda \\ \omega y - \nu x = \omega y_0 - \nu x_0 \equiv \Psi \end{cases} \quad (6)$$

根据统计学观点, n 个网格顶点可认为是从无限大总体中抽取的一个子集, 因而网格顶点随机分布在拟合直线周围, 并且各网格顶点相互独立, 服从正态分布。设某网格顶点在 x 、 y 、 z 方向的误差分别为 ξ_{i1} 、 ξ_{i2} 、 ξ_{i3} , 则 $\xi_{i1} \sim N(\mu_1, \delta_1)$, $\xi_{i2} \sim N(\mu_2, \delta_2)$, $\xi_{i3} \sim N(\mu_3, \delta_3)$, 所以拟合直线满足

$$\sum_{i=1}^n \xi_{i1} = 0; \quad \sum_{i=1}^n \xi_{i2} = 0; \quad \sum_{i=1}^n \xi_{i3} = 0 \quad (7)$$

(6)式中对于第 i 个网格顶点 (x_i, y_i, z_i) 有

$$\begin{cases} \nu z_i - \vartheta y_i = \Gamma + \xi_{i1} \\ \vartheta x_i - \omega z_i = \Lambda + \xi_{i2} \\ \omega y_i - \nu x_i = \Psi + \xi_{i3} \end{cases} \quad (8)$$

式(6)与式(8)相减并对 i 作和, 有

$$\begin{cases} (\nu z - \vartheta y) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\nu z_i - \vartheta y_i) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \xi_{i1} \\ (\vartheta x - \omega z) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\vartheta x_i - \omega z_i) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \xi_{i2} \\ (\omega y - \nu x) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\omega y_i - \nu x_i) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \xi_{i3} \end{cases} \quad (9)$$

又由(7)式可得

$$\begin{cases} \nu z - \vartheta y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\nu z_i - \vartheta y_i) = \Gamma = \nu z_0 - \vartheta y_0 \\ \vartheta x - \omega z = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\vartheta x_i - \omega z_i) = \Lambda = \vartheta x_0 - \omega z_0 \\ \omega y - \nu x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\omega y_i - \nu x_i) = \Psi = \omega y_0 - \nu x_0 \end{cases} \quad (10)$$

为了提取断骨网格模型的主要特征来计算轴线的方向矢量, 本文采用高斯映射将网格上所有顶点的单位法向量的起点平移到坐标原点, 生成高斯球。

将高斯球面划分为若干个面积相等的子区域, 以每个子区域内所包含的单位法向量数作为考察参数, 做直方图, 将高斯球分割为单位法向量的高密度区域和低密度区域两部分, 取高密度区域内的单位法向量参与断骨轴线方向矢量的拟合。设高密度区域内的顶点单位法向量为 $\mathbf{n}_{v_l} = (\iota_l, \epsilon_l, \kappa_l)$, 拟合方程组为 $\mathbf{p} \cdot \mathbf{n}_{v_l} = 0$, 即 $\omega \iota_l + \nu \epsilon_l + \vartheta \kappa_l = 0$, 因为参与运算的网格顶点单位法向量已经过高斯映射提纯处理, 所以采用简单的线性最小二乘法即可得到拟合直线的方向矢量 $\mathbf{p}_0 = (\omega_0, \nu_0, \vartheta_0)$, 带入(10)式可得

$$\begin{cases} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\nu_0 z_i - \vartheta_0 y_i) = \nu_0 z_0 - \vartheta_0 y_0 \\ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\vartheta_0 x_i - \omega_0 z_i) = \vartheta_0 x_0 - \omega_0 z_0 \\ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\omega_0 y_i - \nu_0 x_i) = \omega_0 y_0 - \nu_0 x_0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} x_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \\ y_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \\ z_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i \end{cases} \quad (11)$$

提取得到的两条断骨轴线如图 2 所示, 然后运用两个坐标系下的坐标变换, 使两条轴线处于空间相同的方向, 从而实现两个断骨的预配准。接下来的工作是在预配准的基础上, 利用断骨截面上的数据点集使两个断骨达到精确配准。

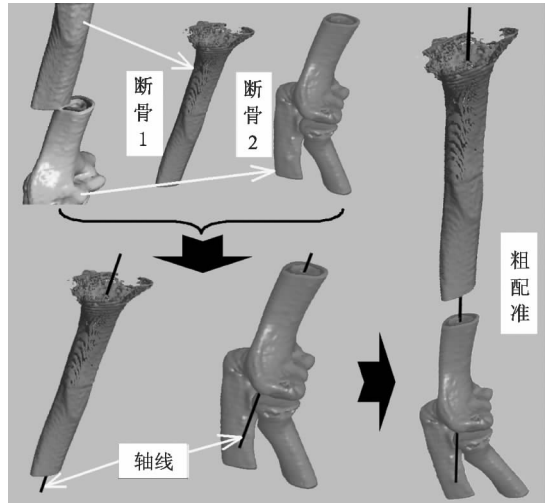


图 2 轴线提取与预配准

3 提取断骨截面数据点

为了获得断骨截面上的坐标点数据,需要对断骨模型进行三维网格分割。目前有关网格分割方法的文献基本上都是采用基于曲率分析的方法,常需进行复杂的离散曲率计算,虽可自动对网格模型进行分割,但计算量大,效率低。在很多情况下,模型的离散曲率计算也是非常困难的^[10,11]。根据断骨截面边缘具有顶点法矢突变的结构特征,本文采用基于顶点法矢的曲面特征进行三维网格分割,利用一种改进的方法计算顶点法矢。

如图 3 所示, $N(v)$ 表示顶点 v 的一邻域。 $D(v)$ 表示 $N(v)$ 中所有与顶点 v 相连点的集合, $E(v)$ 表示 $N(v)$ 中所有与顶点 v 相连边的集合, $T(v)$ 表示 $N(v)$ 中所有与顶点 v 相连三角片的集合,如式

$$\begin{aligned} D(v) &= \{v_1, \dots, v_j, \dots, v_n\} \\ E(v) &= \{e_1, \dots, e_j, \dots, e_n\} \\ T(v) &= \{T_1, \dots, T_j, \dots, T_n\} \end{aligned} \tag{12}$$

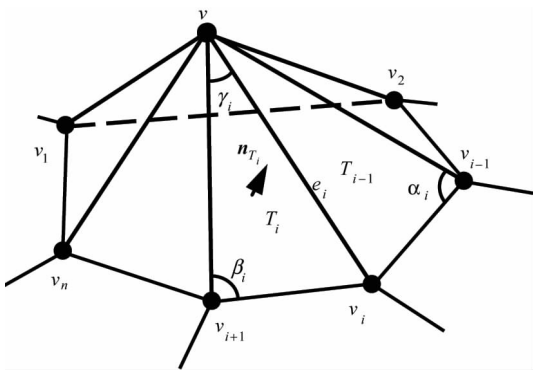


图 3 网格拓扑的邻域关系

所示。图中 γ_i 表示 $T(v)$ 中第 i 个三角面片在顶点 v 处的内角, α_i, β_i 分别表示 $N(v)$ 中与边 e_i 相邻的两个三角面片中与 e_i 相对的两个内角。 $\mathbf{n}_{T_i}$ 表示 $N(v)$ 中三角面片 T_i 的单位法矢,由式

$$\begin{aligned} \mathbf{n}_{T_i} &= (v_{i+1} - v_i) \times (v_i - v) / \|(v_{i+1} - v_i) \\ &\quad \times (v_i - v)\| \end{aligned} \tag{13}$$

表示。顶点 v 的单位法矢 $\mathbf{n}_v$ 为

$$\mathbf{n}'_v = \sum_{i \in T(v)} \gamma_i A_i \mathbf{n}_{T_i} / \sum_{i \in T(v)} \gamma_i A_i, \mathbf{n}_v = \mathbf{n}'_v / \|\mathbf{n}'_v\| \tag{14}$$

其中, A_i 和 γ_i 分别表示 $T(v)$ 中第 i 个三角面片的面积和在顶点 v 处的内角。这种改进方法增加了三

角面片形状对顶点法矢的影响因素。

分割方式采用的是区域生长的交互式方法,人工在感兴趣区域(断骨截面)内拾取种子点,以顶点单位法矢间的角度差

$$\phi(v_i, v_j) = \arccos(\mathbf{n}_{v_i}, \mathbf{n}_{v_j}) \tag{15}$$

作为分割的依据。通过设定适当的角度阈值(本文为 106°)进行分割处理后,所得到的断骨截面网格模型及其网格顶点云模型如图 4 所示。

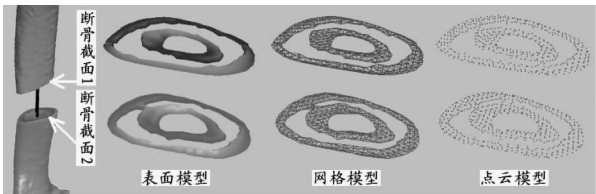


图 4 断骨截面模型

4 基于断骨截面的精配准

早期的自动配准算法是先寻找对应的特征量(点、边、平面、二次曲面等),然后采用最小二乘、单位四元数或奇异值分解等方法求解运动参数,这类方法很难达到精确配准。Besl 等人于 1992 年提出了经典的迭代最近点(iterative closest point, ICP)算法^[12-14],它不需要计算精确的对应特征点,只是采用迭代的方法逐步得到精确的运动估计。

ICP 算法虽然能够满足点云配准在精度上的要求,但其本身计算效率并不高,时间代价是 $O(N_1 N_2)$ (其中 N_1, N_2 分别为两断骨截面网格模型顶点数),当断骨截面所含顶点数量较大无法满足临床实践的时间要求时,需对其进行改进,提高计算效率。ICP 算法的时间消耗主要来自搜索邻近点和计算相对位置变化两部分,因此本文从减少配准数据数量和模型间位置变化估计方式两个角度对 ICP 算法进行改进。

4.1 提取断骨截面特征点集

因为人体骨骼具有刚体性质,所以如果两个断骨截面的边缘能够准确配准,就可以保证两段断骨准确配准。于是本文采用断骨截面的边缘点作为配准运算所使用的特征点集。同样采用前面章节所述的基于顶点法矢的曲面特征方法对断骨截面网格模型进行二次分割,所得到的截面边缘特征点集如图 5 所示。

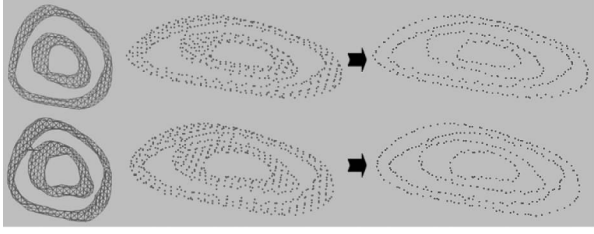


图5 断骨截面特征点集

4.2 非迭代位置估计

ICP 算法存在迭代计算量较大且可能导致无法收敛到全局最优解的缺陷,因此本文在文献[15]的基础上提出一种非迭代的位置估算方法。

因为两断骨截面特征点集内所包含的特征点数一般较为接近,但不一定相同,所以需要统一参与位置估算的特征点数。本文以两个点集中特征点数较少的一个作为匹配点基数 N , 在特征点数较大点集内随机自动选取 N 个特征点参与位置估算。设两个点集分别为 $R = \{r_i \mid r_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, N\}$ 和 $C = \{c_i \mid c_i \in \mathbb{R}^3, i = 1, \dots, N\}$, 以一个特征点集中各特征点经过旋转和平移变换后得到的坐标值与另一个特征点集中对应的特征点坐标值的差值作为位置估计精确度的衡量标准:

$$\Omega(R_{\Delta\theta}, \Delta t) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \|r_i - (R_{\Delta\theta}c_j + \Delta t)\|^2 \quad (16)$$

其中 $R_{\Delta\theta}$ 和 Δt 分别为旋转和平移矩阵。 Ω 越小,变换后的两个特征点集越精确靠近。而最小化 Ω 等价于求取 $\Omega'(R_{\Delta\theta}) = \sum_{i=1}^N r_i \cdot R_{\Delta\theta}c_i$ 的最大值,即求取 Ω' 对 $\Delta\theta$ 的导数为 0 时的 $\Delta\theta$ 。经推导,位置变化偏转角 $\Delta\theta$ 的三个分量分别为

$$\begin{aligned} \Delta\theta_x &= \arctan \left(\frac{\sum_{i=1}^N (c_i^z r_i^y - c_i^y r_i^z)}{\sum_{i=1}^N (c_i^z r_i^x + c_i^y r_i^y)} \right) \\ \Delta\theta_y &= \arctan \left(\frac{\sum_{i=1}^N (c_i^x r_i^z - c_i^z r_i^x)}{\sum_{i=1}^N (c_i^x r_i^y + c_i^z r_i^z)} \right) \\ \Delta\theta_z &= \arctan \left(\frac{\sum_{i=1}^N (c_i^y r_i^x - c_i^x r_i^y)}{\sum_{i=1}^N (c_i^x r_i^x + c_i^y r_i^y)} \right) \end{aligned} \quad (17)$$

然后可根据 $\Delta\theta$ 和两个特征点集的质心计算位移变换矩阵 Δt :

$$\begin{aligned} \Delta t_x &= \begin{pmatrix} \delta_r^x \\ \delta_r^y \\ \delta_r^z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\Delta\theta_x & -\sin\Delta\theta_x \\ 0 & \sin\Delta\theta_x & \cos\Delta\theta_x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta_c^x \\ \delta_c^y \\ \delta_c^z \end{pmatrix} \\ \Delta t_y &= \begin{pmatrix} \delta_r^x \\ \delta_r^y \\ \delta_r^z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \cos\Delta\theta_y & 0 & \sin\Delta\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\Delta\theta_y & 0 & \cos\Delta\theta_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta_c^x \\ \delta_c^y \\ \delta_c^z \end{pmatrix} \\ \Delta t_z &= \begin{pmatrix} \delta_r^x \\ \delta_r^y \\ \delta_r^z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \cos\Delta\theta_z & -\sin\Delta\theta_z & 0 \\ \sin\Delta\theta_z & \cos\Delta\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \delta_c^x \\ \delta_c^y \\ \delta_c^z \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (18)$$

其中 $(\delta_r^x, \delta_r^y, \delta_r^z)$ 和 $(\delta_c^x, \delta_c^y, \delta_c^z)$ 分别为两个特征点集的质心坐标。由此便利用非迭代的方法得到了两个特征点集之间的位置变换矩阵 $\Delta\Psi = (\Delta t, \Delta\theta)$ 。两断骨截面特征点集得到了精确配准后就可以驱动两断骨模型得到精确的配准姿态。

5 实验结果与讨论

本文对此成年肱骨骨折病例实施断骨钢板预弯实验。经过上述方法处理得到的配准后的断骨三维模型紧密地拼合在一起,如图 6(a)所示,首先在模型表面需要安装钢板的位置上由医生手工提取若干个控制点(当虚拟接触器与断骨模型相碰撞时即完成一个控制点的提取,控制点数量不可过多,否则将影响后续拟合处理的速度,此病例提取 5×10 个控制点)。然后采用基于 NURBS 的自由曲面精确拟合方法^[16]拟合出钢板三维模型,如图 6(b)所示。从图中可以看出,所得到的预弯钢板模型紧密贴合在肱骨模型表面,最后在钢板模型上测量长度、角度等几何参数。医生即可根据这些参数在术前对真实钢板实施预弯,从而缩短手术时间。

除此之外,本文还对人体其他部位多个长骨骨折病例实施了断骨钢板预弯实验,同样得到了良好的效果。限于篇幅,在此仅随机选取其中一人体典型长骨——腓骨,对其实验过程进行详细介绍。因为配准后断骨模型的准确性决定了钢板预弯的准确性,所以为进一步验证本文方法的有效性与精确性,本文对腓骨实体模型实施人工断骨后的钢板预弯实验。首先,将腓骨实体模型采用人工敲击的方式断裂为两部分,经过扫描重建所得断裂前后的三维模型如图 7(a)所示,断骨截面呈不规则锯齿状,然后利用本文方法实施配准操作,断骨截面紧密地拼合在一起,最后将配准后的断骨网格模型与断裂前网格模型嵌套在一起。如图 7(b)所示,计算对应最近

网格顶点的距离总和：

=

$$\sum_{i=1}^n \sqrt{(v_{a_{i_x}} - v_{s_{i_x}})^2 + (v_{a_{i_y}} - v_{s_{i_y}})^2 + (v_{a_{i_z}} - v_{s_{i_z}})^2}$$

(19)

其中， v_a 是断裂前网格模型的顶点， v_s 是配准后的断骨网格模型中与之距离最近的对应顶点。经计算， $= 2.862\text{mm}$ ，可以满足临床上 3cm 的浮动误差要求，说明本文的配准方法是合理有效的。但是不同情况下配准后模型的误差也不同，在多个实验中发现断骨截面不规则或断骨骨体较大时此误差更大，这是由于此时断骨截面特征点集中包含更多误差点以及参与模型对应距离计算的顶点更多所引起的。

同样，对此腓骨骨折钢板实施预弯模拟操作，并测量钢板模型的长度、角度等几何参数，可以看出所

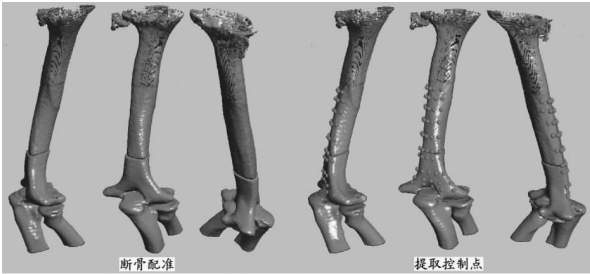
得到的预弯钢板模型紧密地贴合在腓骨模型表面。

本文利用统计钢板网格模型顶点到断骨模型表面的最小距离和(用 δ 表示)的方法来表征拟合钢板与断骨之间的贴合精度。肱骨骨折病例 $\delta = 1.619\text{mm}$ ，腓骨骨折病例 $\delta = 0.955\text{mm}$ ，可以满足临床上 3mm 的间隙误差要求。

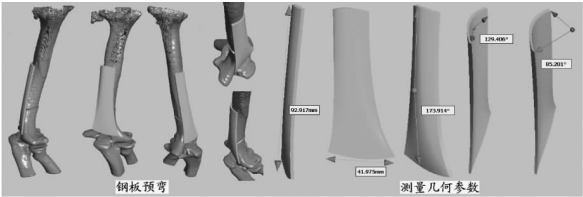
本文方法在时间效率方面也可满足临床要求，在 AMD 1.6G CPU、768M DDR 内存的标准 PC 机上，整个在线处理流程中各步骤耗时情况如表 1 所示。

表 1 各步骤的时间消耗(单位:s)

	去噪	预配准	断骨截面分割	精配准	钢板拟合	总耗时
肱骨骨折	2.622	1.061	0.816	2.757	0.920	8.176
腓骨骨折	2.059	1.006	0.767	2.557	0.827	7.216

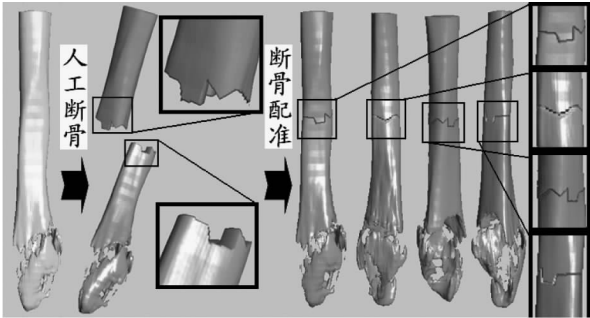


(a) 断骨配准与控制点提取

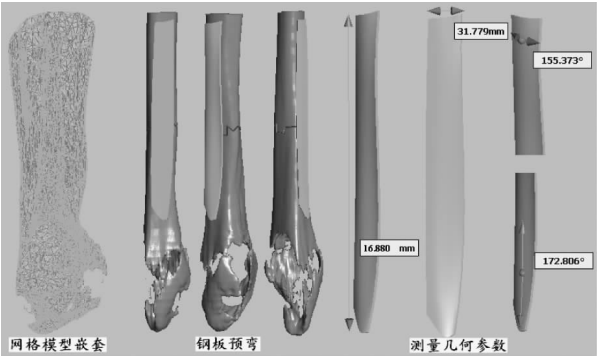


(b) 钢板拟合与几何参数测量

图 6 肱骨骨折配准及钢板预弯



(a) 人工断骨与断骨配准



(b) 模型嵌套与钢板拟合

图 7 腓骨骨折配准及钢板预弯

6 结 论

本文提出了一种模拟骨折钢板预弯的方法，可在长骨骨折手术前获得钢板的几何参数，缩短手术

时间，减轻手术对患者的伤害。实验证明此方法良好地建立了目标状态下的钢板模型，可在术前为医生提供切实准确的参数指导，提高了手术质量。

就现有文献来看，到目前为止国内外还没有与本文方法相类似的成型方案，因此尚无法进行深入

的综合对比与分析。

对 CT 序列图像去噪方法的进一步优选将是未来的主要工作之一。因为 Curvelet 变换中存在大量积分运算,影响了去噪的速度,所以可以考虑利用二值形态学的方法进行处理。由于断骨截面分割过程中引入网格密度能够充分利用人体骨骼内部密度差异这一物理属性,因此也必将成为未来的一个重要探索方向。

参考文献

- [1] Ellis R E. From scans to sutures computer-assisted orthopedic surgery in the twenty first century. In: Proceedings of the 27th Engineering in Medicine and Biology Annual Conference, Shanghai, China, 2005. 7234-7237
- [2] Ming D T, Ming S H. Volume manipulations for simulating bone and joint surgery. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2005, 9(1):139-149
- [3] Fu L X, Du Z J, Sun L N. A novel robot-assisted bonesetting system. In: Proceedings of the 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 2004. 2247-2252
- [4] 杨壮群,虎小毅,王正辉等. 模拟下颌骨骨折内固定以及骨折愈合进程的三维有限元模型的建立. 中国口腔颌面外科杂志,2004,2(1):48-51
- [5] Farina D, Lucas M, Doncarli C. Optimized wavelets for blind separation of nonstationary surface myoelectric signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55(1):78-86
- [6] Van De Ville D, Unser M. Complex wavelet bases, steerability, and the marr-like pyramid. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2008, 17(11): 2063-2080

- [7] Ma J W, Plonka G. Combined curvelet shrinkage and nonlinear anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2007, 16(9):2198-2206
- [8] Gottschalk S, Lint M C, Manocha D. OBB-Tree: A hierarchical structure for rapid interference detection. In: Proceedings of the ACM Siggraph'96, Louisiana, USA, 1996. 171-180
- [9] Li W H, Guo W, Feng G H, et al. Broad-leaf virtual plant. In: Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Industrial Technology, Mumbai, India, 2006. 734-738
- [10] Lombai F, Szederkenyi G. Trajectory tracking control of a 6-degree-of-freedom robot arm using nonlinear optimization. In: Proceedings of the 10th International Workshop on Advanced Motion Control, Trento, Italy, 2008. 655-660
- [11] Yuan K, Xu C, Du Q X, et al. Collision detection for a haptic interface. In: Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics, Intelligent Systems and Signal Processing, Changsha, China, 2003, 1. 278-283
- [12] Paul J B, Neil D M. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1992, 14(2):239-256
- [13] Curtis P, Payeur P. A frequency domain approach to registration estimation in three-dimensional space. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2008, 57(1):110-120
- [14] Du S, Zheng N, Meng G, et al. Affine registration of point sets using ICP and ICA. *IEEE Signal Processing Letters*, 2008, 15: 689-692
- [15] Niklas K, Enrico D B, Jim O, et al. The vSLAM algorithm for robust localization and mapping. In: Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, 2005. 24-29
- [16] 孙玉文,吴宏基,刘健. 基于 NURBS 的自由曲面精确拟合方法研究. 机械工程学报,2004,40(3):10-14

Plate prebending for long bone fracture based on pre-registration of fractured bone axial line

Liu Bin^{***}, Hua Shungang^{***}, Ou Zongying^{***}, Zhao Dewei^{***}, Han Jun^{****}

(* Key Laboratory for Precision & Non-traditional Machining of Ministry of Education, Dalian University of Technology, Dalian 116024)

(** Institute of CAD & Network Technology, Dalian University of Technology, Dalian 116024)

(*** Affiliated Zhongshan Hospital of Dalian University, Dalian 116001)

(**** Dalian Modern High-Tech Development Co., Ltd., Dalian 116025)

Abstract

The paper proposes a novel simulation method of obtaining the geometric parameters of a target fixation plate before the long bone fracture operation. Its main processing scheme consists of the following steps: First, Curvelet transform is utilized to denoise CT images of the fracture part and 3-D models are reconstructed; Second, axial lines of fractured bones are extracted and spatially aligned, and also the fractured bone models are driven to pre-register; Third, a method based on vertex normal feature is utilized to obtain the fractured bone sections; Fourth, a method based on the non-iterative estimation is used to align sections and to drive the fractured bone models to close register; Finally, an accurate NURBS surface fitting method is used to fit the plate, and the geometric parameters are measured. Humeral fracture and fibular fracture are chosen as the experimental subjects. The method proposed is proved effective in precise construction of the prebent plate model, which would shorten the operating time and improve the quality.

Key words: automatic registration, axial line, long bone fracture, plate, prebending