

DOI: 10.3901/JME.2022.05.026

面向并联骨折手术机器人的复位轨迹 自动式规划方法*

李锦龙¹ 刘传耙¹ 孙涛^{1,2} 张弢³ 连宾宾^{1,2} 宋轶民^{1,2}

(1. 天津大学机械工程学院 天津 300350;

2. 天津大学机构理论与装备设计教育部重点实验室 天津 300350;

3. 天津医院 天津 300211)

摘要: 并联骨折手术机器人及其计算机辅助诊疗技术解决了骨折复位手术治疗创伤大、易二次感染的风险,但现有骨折复位轨迹规划方法存在碰撞检测效率低、复位路径长及肌肉牵拉力大等问题,难以实现精准安全的复位治疗。针对此问题,提出一种融合碰撞检测、肌肉力分析和最短路径搜索的骨折复位轨迹自动式规划方法。首先,基于患者的 CT 影像重建三维骨模型,以患者健侧骨模型为复位参考,获取骨折复位的目标。其次,定义碰撞检测阈值,基于八叉树搜索算法快速查找断骨间的最小距离点,实现断骨碰撞检测。随后,由 OpenSim 的标准模型通过缩放特征建立个性化骨折肌肉模型,实时获取复位过程的肌肉牵拉力。最后,以骨块无碰撞、肌肉牵拉力最小和路径最短为约束条件,设计 A* 算法的轨迹搜索节点与估价函数,实现轨迹规划。开展所述方法与交互式轨迹规划方法针对 9 组胫腓骨骨折的复位轨迹规划对比实验,本方法平均规划时间仅为 3.2 s,比交互式方法耗时减小了两个数量级,平均复位路径长度为 24.3 mm,减小了 36.7%,平均肌肉力是 96.4 N,减小了 16.2%。结果表明,本方法轨迹规划耗时短、复位效率高且轨迹安全性高,为精准安全骨折复位治疗提供了新思路。

关键词: 骨折复位; 并联骨折手术机器人; 复位轨迹规划; 碰撞检测; 肌肉力分析

中图分类号: TH781

Automatic Planning Method of Reduction Trajectory for Parallel Fracture Surgery Robot

LI Jinlong¹ LIU Chuanba¹ SUN Tao^{1,2} ZHANG Tao³ LIAN Binbin^{1,2} SONG Yimin^{1,2}

(1. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350;

2. Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design of Ministry of Education,
Tianjin University, Tianjin 300350;

3. Tianjin Hospital, Tianjin 300211)

Abstract: Parallel fracture surgery robot and its computer-aided diagnosis and treatment technology solve the risk of trauma and secondary infection in fracture reduction surgery. However, the existing fracture reduction trajectory planning methods have some problems, such as low collision detection efficiency, long reduction path and excessive muscle tension, which make it difficult to achieve accurate and safe reduction treatment. To solve this problem, an automatic planning method is proposed, which combines collision detection, muscle force analysis and shortest path search. Firstly, three-dimensional bone model is reconstructed based on CT images of patients, and the target of fracture reduction is obtained by taking the healthy side bone model of patients as reduction reference. Secondly, the collision detection threshold is defined, and the closest pair of points between broken bones is quickly found based on the octree search algorithm, so as to realize the collision detection of broken bones. Then, a personalized fracture muscle model is established by the standard model of OpenSim through scaling features, and the muscle force in the reduction process is

* 国家重点研发计划(2018YFB1307800)、国家自然科学基金(51775367)和天津市科技计划(18PTLCSY00080, 20201193, 18YFSDZC00010)资助项目。20210629 收到初稿, 20211205 收到修改稿

obtained in real time. Finally, the trajectory search node and evaluation function of A* algorithm are designed to realize trajectory planning with the constraints of no collision of bones, minimum muscle tension and shortest path. Compared with the interactive trajectory planning method, the reduction trajectory planning experiment of 9 groups of tibia and fibula fractures is carried out. The average planning time of this method is only 3.2s, which is two orders of magnitude less than that of the interactive method. The average reduction path length is 24.3 mm, which is 36.7%, and the average muscle force is 96.4 N, which is 16.2%. The results show that this method has short time-consuming trajectory planning, high reduction efficiency and high trajectory safety, which provides a new idea for accurate and safe fracture reduction treatment.

Key words: fracture reduction; parallel fracture surgery robot; reduction trajectory planning; collision detection; muscle force analysis

0 前言

创伤性骨折日趋成为影响人类生命和健康的突出问题。骨折的手术治疗主要包含复位和固定两个环节,复位是指医师在直视或非直视条件下通过手法或器械牵引的方式恢复骨折断端的解剖位置,固定是指医生采用石膏等外固定方式或髓内钉等内固定方式维持骨折断端的位置^[1]。现有的骨折手术治疗主要是医师通过大切口方式,在直视条件下恢复骨折断端的解剖位置,并利用髓内钉进行内固定完成手术。该类治疗方法具有复位精度高以及固定可靠等优点,但受制于医师经验和术中设备,存在创伤大、复杂术式难普及等不足,易发生二次感染等风险^[2]。

随着机器人技术和计算机信息技术与骨科医学的交叉融合中,并联骨折手术机器人被普遍认为是解决骨折治疗过程中现存问题的优势方案^[3]。目前临床广泛使用的商用并联骨折手术机器人有 Taylor^[4]、Orthofix^[5]、Ortho-SUV^[6]等,这类机器人包括动、静平台以及连接两个平台的六条 UPS 或 SPS 支链(U、P 和 S 分别代表虎克铰链、移动副和球铰链),其进行骨折手术的基本原理为:利用克氏针或螺纹半针分别将骨折断骨的远近端与并联机器人的动、静平台固结,通过调整动、静平台的相对位姿,达到骨折复位的目的。与并联骨折手术机器人配合使用的计算机辅助诊疗软件主要有美国 Smith&Nephew 公司的 SpatialFrame.com 软件、意大利 Orthofix 公司的 TH-HEX 软件和土耳其 ResponseOrtho 公司的 Smart Correction 软件。上述软件均采用在二维 X 光片上划线测量的方式获取断骨畸形参数以及断骨与机器人的相对位姿,并通过畸形参数直接归零来实现骨折断端的复位^[7]。尽管上述并联骨折手术机器人及其软件有效推进了骨折手术的微创化和信息化,但依然存在难以根本解决的两类问题。一是 X 光片属于二维平面图像,缺少

骨块旋转等参数信息,同时在测量环节高度依赖医师经验,使得骨折复位的精度普遍较低。二是缺少骨折复位轨迹规划环节,常出现复位路径过长、骨块间碰撞、软组织损伤等系列问题。

为解决上述问题,中国人民解放军总医院唐佩福等^[8]基于 CT 三维数据研发出一套具有断骨位姿调整、中间轨迹节点增删等功能的骨折复位轨迹规划软件。天津大学闫巍等^[9]基于 WebGL 技术开发出一套三维交互式轨迹规划软件,在三维窗口中利用鼠标交互控件可实现对骨折复位轨迹的设计。尽管上述软件利用 CT 三维数据有效避免了信息缺失和测量不精准等问题,但在骨折复位轨迹规划方面仅提供了交互的平台,具体的复位轨迹仍主要依靠医生实现,由于医生经验不同,生成的轨迹存在很大差异。此外,这些软件仍然尚未考虑骨折复位过程中断骨碰撞、软组织因牵拉造成的损伤等问题。

在上述交互式轨迹规划研究工作基础上,近年来,国内外学者在复位轨迹自动式规划方面开展了大量工作。凯泽斯劳滕应用科技大学 BUSCHBAUM 等^[10]根据复位的初始位姿和终态位姿计算出骨折的 3 个平移和 3 个旋转畸形参数,并基于临床经验采用 6 个畸形参数依次归零的方式进行复位。但该方法缺少对碰撞、肌肉力等因素的考虑,且上述分解的复位步骤会增加骨块额外的运动。香港大学陈永华等^[11]首先根据骨折断面的大小确定一个中间节点,其次沿直线平移远端骨至中间节点,并在平移过程中匀速地使旋转畸形参数归零;最后平移骨折远端至目标位姿。为了避免断骨间的碰撞,该方法往往会增加骨折远端额外的轴向牵引,导致软组织受损。注意到牵拉力与软组织的牵拉损伤直接相关,布伦瑞克工业大学 WESTPHAL 等^[12]在使旋转畸形参数直接归零的前提下,针对远端骨在横断面内的平移方向和远端骨沿其轴向牵引的距离,设计了惩罚函数,通过最小化惩罚函数,生成了轴向牵引力最小的复位轨迹。该方法在平移阶段通过最小化轴向牵引的方式减小对软组织的损伤,但在旋转阶段

并没有相应的措施避免对软组织的过分牵引。BUSCHBAUM 等^[13]和上海大学雷静桃等^[14]均采用先旋转后平移的复位策略,在平移阶段采用 A*算法进行复位轨迹自动规划;此外,前者在自动规划过程中添加了肌肉力约束,可有效避免对肌肉的过分牵拉。但此类方法未能实现复位旋转阶段的自动规划,且缺少对复位旋转阶段牵拉力变化的考虑。

复位轨迹规划应避免骨块的碰撞,常用的检测方法主要分为空间分割法和层次包围盒算法,其旨在快速定位可能发生碰撞的区域,并在可能发生碰撞的区域进行三角面的相交测试^[15]。由于轨迹自动规划过程中需进行上千次的碰撞检测,而上述方法在三角面相交测试过程中存在大量计算^[16],检测效率较低,难以满足轨迹规划的效率要求。

综上可知,轨迹自动式规划可有效避免因医师经验导致的轨迹差异,但现有方法缺乏对碰撞检测、复位路径长度以及复位旋转阶段的牵拉力变化的综合考虑,难以获得最优的复位轨迹。针对此问题,本文提出一种融合实时碰撞检测、肌肉力分析和最优轨迹搜索的骨折复位轨迹自动式规划方法。其中,碰撞检测以断骨骨块间的最短距离为干涉依据开展算法设置,肌肉牵拉力分析借助 OpenSim 仿真平台实现,在此基础上,提出一种改进 A*算法进行轨迹规划与优选,获得安全可靠、路径最短的优化轨迹。

1 轨迹自动式规划方法

1.1 初始位姿与目标位姿定义

骨折复位通常假设近端骨固定不动,使远端骨从初始位姿运动至目标位姿,与近端骨接合。因此复位轨迹规划首先需确定远端骨的初始与末端位姿,即定义远端骨初始与末端状态的位姿矩阵。

借助 CT 拍摄患者的骨折影像,基于移动立方体算法(Marching cubes, MC)^[17]对 CT 数据进行三维重建,获得骨折模型。初始状态下,远端骨的模型坐标系与世界坐标系重合,此时远端骨的初始位姿矩阵为单位矩阵 T_1 。

确定远端骨的目标位姿分为健侧骨信息完整和健侧骨信息缺失两种情况。健侧骨信息完整时,根据人体骨骼镜像对称的特征,即正常人体的双侧骨骼具有相同的物理参数^[18],通过健侧骨的镜像模型提取远端骨的复位目标位姿。定义远端骨的目标状态的位姿矩阵为 T_t 。以胫腓骨骨折为例,由健侧骨获取远端骨目标位姿的过程如图 1 所示。首先,对健侧骨模型进行反射变换,获得其镜像模型。其次,

固定近端骨模型,采用迭代最近点(Iterative closest point, ICP)精配准的方式实现镜像模型和近端骨模型的配准。最后固定镜像模型,对镜像模型和远端骨模型进行配准,此时远端骨的模型坐标系相对于世界坐标系的位姿即为远端骨复位的目标位姿 T_t 。健侧骨信息缺失时,根据远端骨与近端骨的骨折断面有相似的几何特征,提取远端骨和近端骨的骨折断面点云^[19],进行 ICP 配准,获得远端骨复位的目标位姿 T_t 。

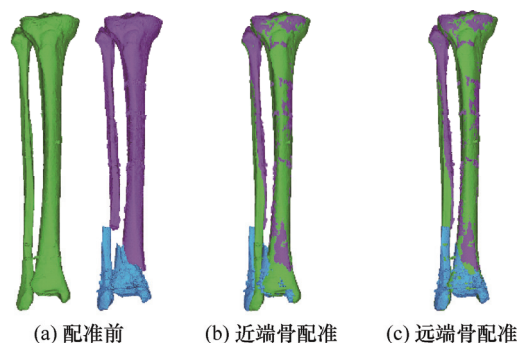


图 1 健侧骨定义目标位姿方法

1.2 断骨骨块碰撞检测

复位过程中骨块间的碰撞极易导致二次骨折,必须保证复位轨迹骨块无碰撞。远端骨和近端骨的三维模型表面由若干三角面片构成,若骨块发生碰撞,则必然存在两个及以上相交三角面片。搜索轨迹节点的过程中存在上千次的碰撞检测,基于三角形相交测试的碰撞检测方法难以保证轨迹规划方法的效率,为满足轨迹规划的效率要求,提出一种基于最近点查找的碰撞检测方法。

定义远端骨和近端骨模型间最短距离 l 为远端骨三角面顶点与近端骨三角面顶点间的最短距离。设碰撞阈值为 l_{thres} ,若 $l > l_{thres}$,断骨骨块必然不发生碰撞。阈值的大小直接决定能否准确反映骨块碰撞条件,骨块间最小距离点的查找决定碰撞检测算法能否满足轨迹规划效率的需求,因此阈值确定与最小距离点查找是碰撞检测的两个主要内容。

由 MC 算法可知,构成模型的三角面片通过截取 CT 图像的单个体元获得,体元的大小由 CT 扫描精度确定。假设 CT 扫描精度为 $a \times b \times c$,则三角面最大边长 $s_{max} = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$,且三角面的三条边无法同时取得最大值 s_{max} 。假设最短距离 l 由三角面 1 和 2 间距离最近的一对顶点计算得到,则三角面 1 和 2 空间相交时, l 的取值范围为 $[0, l']$,因此当 $l > l'$ 时,三角面 1 和 2 不相交,远端骨和近端骨不发生

碰撞, l' 即为所求阈值 l_{thres} 。由于三角面 1 和 2 大小形状不一, l' 难以直接计算。假设存在两个边长均为 s_{max} 的等边三角面 3 和 4, 距离最近的一对顶点间距离为 l_{34} ; 如图 2 所示, 以三角面 4 的三个顶点为球心, s_{max} 为半径生成球体, 各球体的并集为 A 。当 $l_{34} = s_{max}$ 时, 三角面 3 的一个顶点始终位于空间 A 的边界, 而另外两个顶点只能位于空间 A 之外或 A 的边界, 即三角面 3 和 4 不相交。因此, 当 $l \geq s_{max}$ 时, 三角面 1 和 2 不相交, 可令 $l_{thres} = s_{max}$ 。

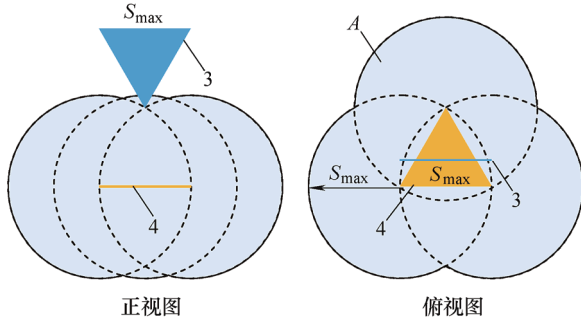


图 2 碰撞检测阈值定义

在不改变模型拓扑结构的基础上, 为进一步降低 l_{thres} , 取每个三角面三条边的中点构建三角面, 对三角网格进行细化, 如图 3 所示。细化后的三角面最大边长为 $\frac{s_{max}}{2}$, 则阈值 $l_{thres} = \frac{s_{max}}{2}$ 。CT 扫描精度普遍为 $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 0.625 \text{ mm}$, 可得碰撞发生的阈值为 0.77 mm 。

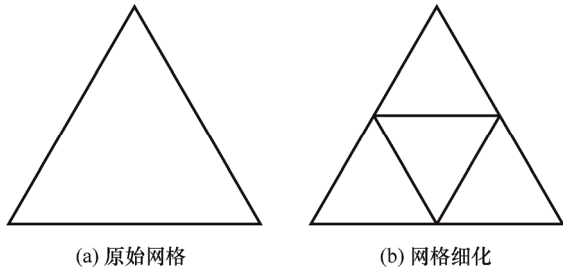


图 3 线性网格细化

远端骨与近端骨最小距离的确定涉及大量模型特征点的运算, 耗时较长。为确保碰撞检测的实时性, 针对远端骨模型顶点(总数为 m)寻找近端骨模型中最近点(总数为 n)的过程, 采用八叉树^[20]结构加速查找算法, 此时时间复杂度为 $O(m \lg_8^n)$ 。由于可能发生碰撞的区域, 因此可仅对骨折断面处的点云进行碰撞检测。本文基于 VTK 的切割工具 `vtkClipPolyData`, 截取出远端骨和近端骨的骨折断端, 摒弃了无效的计算, 如图 4 所示。

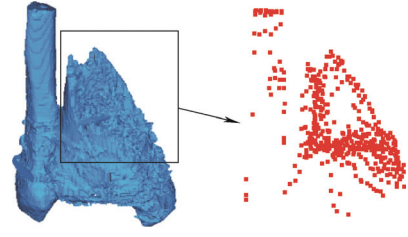


图 4 骨折断端截取

1.3 肌肉牵拉力分析

为避免复位过程中肌肉等软组织的牵拉损伤, 利用 OpenSim 软件的标准骨模型^[21]建立个性化的骨折肌肉模型, 在复位过程中实时仿真获得肌肉力大小。OpenSim 软件内标准骨模型由刚体、关节、肌肉组成, 其中, 刚体对应标准的完整骨模型, 关节具有六自由度, 肌肉为复位过程中所有受到影响的肌肉组织。骨模型的构建涉及刚体几何体定义、质量与质心确定、关节位置选择、肌肉附着点判断与肌肉参数设置等。利用 OpenSim 软件分析肌肉牵拉力的方法如下。首先, 根据标准骨模型与复位完成后个性化的骨折肌肉模型解剖标志点间的拓扑关系, 计算缩放系数 s

$$s = \sum_{i=1}^{i=k} \frac{L_i}{L'_i} / k \quad (1)$$

式中, L_i 和 L'_i 分别表示复位完成后个性化骨模型与标准骨模型中某一对解剖标志点(如内、外踝尖)间的距离, k 表示所选择的解剖标志点的组数。利用缩放系数对标准骨模型的构建参数进行缩放, 获得个性化完整骨模型。

其次, 将个性化完整骨模型替换为断骨模型。采用对应点粗配准和 ICP 精配准的方法, 读取断骨模型与完整骨模型之间的转换矩阵 ${}^{ct}T_{sim}$, 实现对完整骨模型的替换, 如图 5 所示。注意到断骨模型替换改变肌肉附着点与骨模型的固联关系, 若肌肉附着点靠近远端骨, 则规定该附着点与远端骨固联; 反之, 则规定该附着点与近端骨固联。

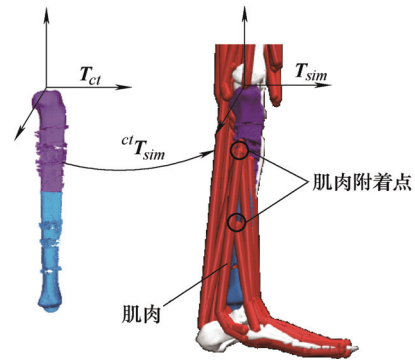


图 5 断骨模型替换过程

最后, 在远、近端骨模型之间添加 6 自由度关

节,模拟远端骨相对于近端骨的运动。六自由度关节的参数可表示为 $(d_x, d_y, d_z, \alpha, \beta, \gamma)$, 关节参数与远端骨位姿 T_i 具有如下关系

$$\begin{cases} R_i = R(y, \beta) \cdot R(x, \alpha) \cdot R(z, \gamma) \\ d_x = O_{xi}, d_y = O_{yi}, d_z = O_{zi} \end{cases} \quad (2)$$

式中, R_i 为远端骨在第 i 个轨迹节点的姿态矩阵, O_{xi} 、 O_{yi} 、 O_{zi} 为远端骨坐标系原点 O_i 的三个分量, $x = [1 \ 0 \ 0]^T$, $y = [0 \ 1 \ 0]^T$, $z = [0 \ 0 \ 1]^T$ 。OpenSim 骨模型以关节参数为输入、肌肉牵拉力的大小为输出, 因此, 已知轨迹节点姿态矩阵 $T_i (i=1, 2, \dots, t)$, 可获得复位过程中外腓肠肌、内腓肠肌、腓骨长肌、比目鱼肌、胫骨后肌的牵拉力大小, 如图 6 所示。

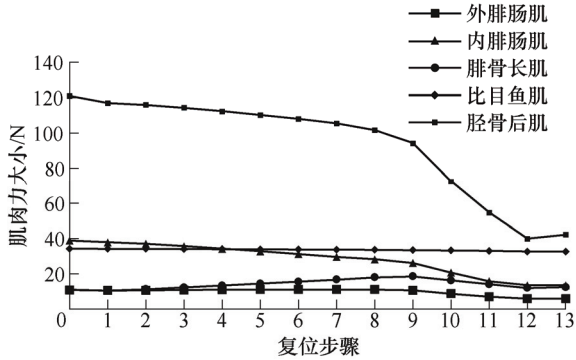


图6 复位过程中肌肉力的大小

1.4 轨迹节点优选

轨迹节点优选从与远端骨模型相邻且不发生碰撞的节点中选择轨迹的下一节点, 采用如图 7 所示 A* 算法^[22]为优选基础算法。A* 算法是一种启发式搜索算法, 可在有限空间内计算估价函数, 取其最小值对应的点为下一节点。在 A* 算法原有执行流程的基础上, 重新设计轨迹节点和估价函数实现复位轨迹节点优选。

为保证算法执行效率并同时调整骨折平移和旋转畸形参数, A* 算法的轨迹节点应具有尽可能少的平移与旋转分量, 但所具备的分量需足以用来计算远端骨位姿 T_i 。定义具有 3 个平移和 1 个旋转分量 (畸形参数) 的轨迹节点 $N_i (O_{xi}, O_{yi}, O_{zi}, \theta_i)$, 相邻节点 N_i 和 N_{i+1} 存在如下关系

$$\begin{cases} O_{x(i+1)} = O_{xi} + \delta \\ O_{y(i+1)} = O_{yi} + \delta \\ O_{z(i+1)} = O_{zi} + \delta \\ \theta_{i+1} = \theta_i + \delta \end{cases}, \delta = -1, 0, 1 \quad (3)$$

式中, 角度 θ_i 表示节点 N_i 处远端骨绕轴线 n 逆时针旋转的角度。由于轴线 n 是远端骨的旋转轴, 远端

骨从初始位姿旋转至目标位姿轴线 n 保持不变, 因此轴线 n 可由下式进行计算

$$R_i n = n \quad (4)$$

式中, R_i 为 T_i 的姿态矩阵。节点 N_i 处旋转角 θ_i 的计算如下

$$\begin{cases} \theta_i = \arccos\left(\frac{\text{tr}(R_i) - 1}{2}\right) \\ \theta_i = \theta_i \cdot i / t \end{cases} \quad (5)$$

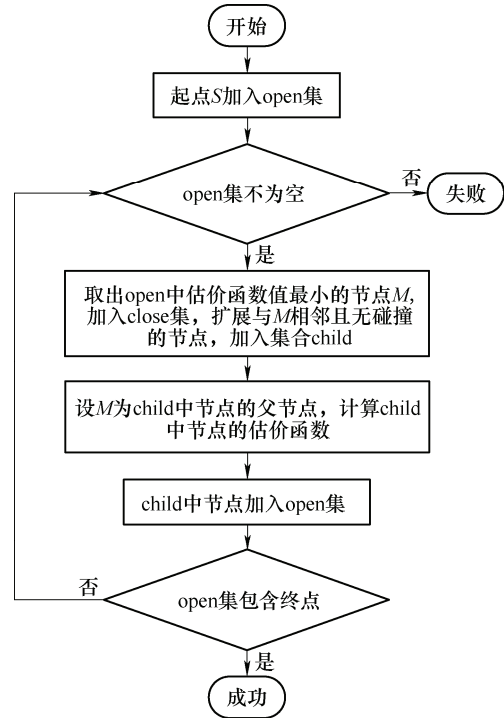


图7 A*算法执行流程图

由罗德里格斯公式得

$$R_i = \cos \theta_i I + (1 - \cos \theta_i) n n^T + \sin \theta_i n^\wedge \quad (6)$$

式中, n^\wedge 表示矢量 n 的反对称矩阵, I 为单位矩阵。

因此, 若已知轨迹节点 N_i 的各个分量, 可得远端骨在当前节点处的位姿

$$T_i = \begin{bmatrix} R_i & O_i \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

轨迹节点优选过程需要实时检测骨块是否碰撞、确保肌肉牵拉力最小, 同时要求轨迹路径最短, 则定义 A* 算法的估价函数为

$$f(N_i) = g(N_i) + h(N_i) + r(N_i) + m(N_i) \quad (8)$$

式中, $g(N_i)$ 为远端骨从初始节点 N_1 运动到节点 N_i 的代价; $h(N_i)$ 表示远端骨从节点 N_i 运动至目标节点 N_t 的代价; $r(N_i) = c_1 |\theta_i - \theta_t|$ 为姿态惩罚函数, 表示远端骨从当前节点 N_i 旋转至目标节点 N_t 所需的

代价, c_1 为姿态惩罚系数, c_1 的取值应使 $r(N_i)$ 与 $g(N_i)$ 、 $h(N_i)$ 有相同的数量级; $m(N_i)=c_2(F_i-F_1)$ 为肌肉力惩罚函数, F_i 表示当前状态下各肌肉力的代数和, c_2 为肌肉力惩罚系数, c_2 的取值应使 $m(N_i)$ 与 $g(N_i)$ 、 $h(N_i)$ 有相同的数量级。

利用改进 A* 算法生成轨迹节点序列 $N_i(i=1,2,\dots,t)$, 并由式(6)和式(7)生成远端骨的位姿序列 $T_i(i=1,2,\dots,t)$, 此序列即为最优骨折复位轨迹。

2 实验与讨论

2.1 实验设置

为验证所提出轨迹自动式规划方法(方法 1)的有效性, 开展仿真实验并设置对照组比较轨迹规划的效果。选取横形骨折、斜行骨折和螺旋骨折三类病例, 对每个病例随机指定 3 种骨折初始位姿, 共有 3 类 9 组实验。对照组为天津医院(天津市, 中国)的临床医师根据交互式轨迹规划方法(方法 2)开展的 9 组实验。实验所涉及的 CT 数据由天津医院提供。轨迹规划方法由规划时间、路径长度以及肌肉力大小进行评价。其中, 规划时间是指生成轨迹节点 $N_i(i=2,\dots,t-1)$ 时所需要的时间。路径长度是指某一解剖标志点(内踝尖)在复位过程中移动的距离。肌肉力定义如下

$$\bar{F} = \sum_{i=1}^t F_{N_i} / t \quad (9)$$

式中, F_{N_i} 表示轨迹节点 N_i 处, 各条肌肉(不包含复位过程中肌肉力为定值的肌肉)牵拉力的代数和。

2.2 实验步骤

步骤 1: 利用 ITK(Insight Segmentation and Registration Toolkit)和 VTK(The Visualization Toolkit)工具包, 对每组实验的 CT 数据进行分割和三维重建, 获得远端骨、近端骨和健侧骨模型。

步骤 2: 利用 OpenSim 软件建立三类骨折的骨模型。

步骤 3: 根据第 2.1 节定义每组病例的初始与目标位姿。

步骤 4: 针对每组骨折病例, 分别采用方法 1 和方法 2 进行复位轨迹规划。

步骤 5: 生成复位轨迹文件 1.mot 和 2.mot, 并将其导入 OpenSim 软件中, 进行肌肉力仿真。

2.3 实验结果与讨论

为了便于对两种方法生成的复位轨迹进行评

价, 在每组实验的两条复位轨迹中, 选择轨迹节点数量较少的一条轨迹, 在其相邻轨迹节点间对 O_{xi} 、 O_{yi} 、 O_{zi} 、 θ_i 进行线性插值, 使得两条轨迹具有相同数量的轨迹节点。

图 8 列举了第 4 组实验肌肉力大小 F_{N_i} 随轨迹节点的变化情况。方法 1 和 2 的初始与末端位姿均相同, 因此在起始和终止节点处二者具有相同的肌肉力。在节点 1~23 之间, 方法 1 和方法 2 的平均肌肉力大小 \bar{F} 分别为 73 N 和 115 N, 方法 1 的肌肉力明显小于方法 2。

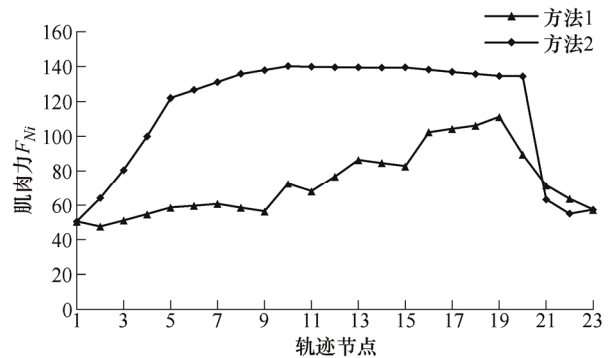


图 8 肌肉力大小随轨迹节点的变化

表 1 对比了方法 1 和方法 2 的轨迹规划时间、复位路径长度以及肌肉力大小。9 组数据中, 方法 1 的最长、最短和平均规划时间分别为 5 s、2 s 和 3.2 s, 方法 2 的最长、最短和平均规划时间分别为 410 s、180 s 和 283.7 s, 比较可知方法 1 相较于方法 2 的轨迹规划时间减小了两个数量级。方法 1 和方法 2 的平均路径长度分别为 24.3 mm 和 38.4 mm, 方法 1 的复位路径长度减小了 36.7%。两种方法的最小肌肉力偏差(方法 1 \bar{F} -方法 2 \bar{F})为 1 N, 表明方法 1 的肌肉力总小于方法 2。方法 1 和方法 2 的平均肌肉力大小分别为 96.4 N 和 115 N, 方法 1 肌肉力相较于方法 2 减小了 16.2%(图 9)。

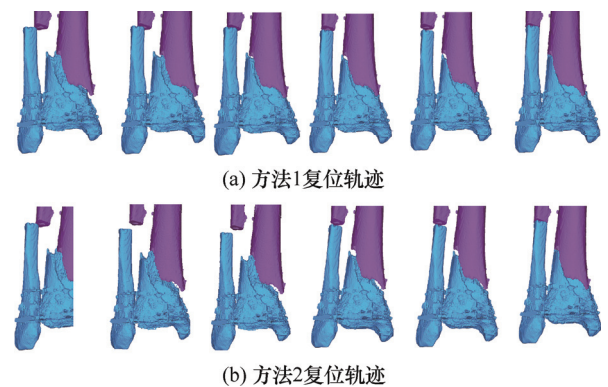


图 9 复位轨迹对比图

由实验可知, 临床医师采用交互式轨迹规划方

法无法感知肌肉力的大小,同时轨迹规划过程中需增加骨块的额外运动避免骨块碰撞,最终导致复位肌肉力较大、复位路径较长。实验结果表明,所提出的自动轨迹规划方法相对于交互式轨迹规划方法具有更小的肌肉的牵引力、更短的复位路径和更高的规划效率。

表 1 不同轨迹规划方法的对比结果

数据	方法	肌肉力 大小/N	轨迹规划 时间/s	复位路径 长度/mm
横 形 骨 折	1	149±33	3	30
	2	169±42	180	45
	1	128±8	5	34
	2	150±21	240	47
	1	176±54	4	42
	2	189±68	210	78
螺 旋 骨 折	1	73±20	2	15
	2	115±34	310	26
	1	143±45	3	18
	2	162±44	350	33
	1	97±40	5	26
	2	140±52	410	30
斜 形 骨 折	1	24±6	3	22
	2	29±5	263	23
	1	36±1	2	17
	2	37±1	305	34
	1	42±5	2	15
	2	44±5	285	30

3 结论

针对现有骨折复位轨迹规划方法缺乏对碰撞检测、复位路径长度以及复位旋转阶段的牵拉力变化的综合考虑,本文提出一种融合碰撞检测、肌肉力分析和最短路径搜索的轨迹自动式规划方法。

(1) 定义了远端骨的初始位姿,以健侧骨镜像模型为参照,基于 ICP 配准算法获取了远端骨的目标位姿。以远端骨与近端骨的最小距离判断骨块是否碰撞,提出了确定碰撞阈值的方法,基于八叉树最临近搜索方法提高最小距离点的查找效率,实现了快速有效的碰撞检测。

(2) 基于 OpenSim 软件,借助标准骨模型的缩放与替换建立个性化断骨模型,实现复位过程肌肉力的实时分析。设计了 A*算法的轨迹节点与估价函数,以骨块无碰撞、肌肉牵拉力最小与路径最短为目标,完成了轨迹节点优选。

(3) 开展了 3 类 9 组对比实验,结果表明轨迹自动式规划方法相较于交互式轨迹规划方法,具有更小的肌肉牵引力、更短的复位路径以及更高的规划效率。

参 考 文 献

- [1] 杨康骅,戴闽. 胫骨平台骨折内固定术后功能康复[J]. 中国矫形外科杂志, 2012, 20(2): 147-148.
YANG Kanghua, DAI Min. Functional rehabilitation after internal fixation of tibial plateau fractures[J]. Chinese Journal of Orthopaedics, 2012, 20(2): 147-148.
- [2] 张育顺. 闭合与切开复位髓内钉固定术治疗股骨干骨折效果的临床比较[J]. 双足与保健, 2018, 27(15): 139-140.
ZHANG Yushun. Clinical comparison between closed and open reduction and intramedullary nail fixation in the treatment of femoral shaft fractures[J]. Biped and Health Care, 2018, 27(15): 139-140.
- [3] BANERJ E S, CHERIAN J J, ELMALLAH R K, et al. Roboticassisted knee arthroplasty[J]. Expert Review of Medical Devices, 2015, 12(6): 727-735.
- [4] POTINI V C, REILLY M C, GEHRMANN R M. Staged treatment of a chronic patellar sleeve fracture using the Taylor spatial frame[J]. The Knee, 2015, 22(6): 672-676.
- [5] LAVINI F, BRIVIO L R, PIZZOLI A, et al. Treatment of non-union of the humerus using the Ortho-fix external fixator[J]. Injury-international Journal of the Care of the Injured, 2001, 32(4): 35-40.
- [6] TAKATA M, VILENSKY V A, TSUCHIYA H. Foot deformity correction with hexapod external fixator: The Ortho-SUV frame[J]. The Journal of Foot & Ankle Surgery, 2013, 52(3): 324-330.
- [7] 汪松. 五种骨外固定器的结构稳定性评估和骨折精确闭合复位效果评价[D]. 天津: 天津医科大学, 2016.
WANG Song. Evaluation of structural stability of five external fixators and evaluation of the effect of accurate closed reduction of fractures[D]. Tianjin: Tianjin Medical University, 2016.
- [8] TANG P, HU L, DU H, et al. Novel 3D hexapod computer-assisted orthopaedic surgery system for closed diaphyseal fracture reduction[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2012, 8(1): 17-24.
- [9] 闫巍. 面向并联外固定器械的交互式轨迹规划方法及其软件实现[D]. 天津: 天津大学, 2019.
YAN Wei. Interactive trajectory planning method for parallel external fixator and its software development[D]. Tianjin: Tianjin University, 2019.

- [10] BUSCHBAUM J, FREMD R, POHLEMANN T, et al. Computer-assisted fracture reduction: A new approach for repositioning femoral fractures and planning reduction paths[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery*, 2015, 10(2): 149-159.
- [11] YE R, CHEN Y. Path planning for robot assisted femur shaft fracture reduction: A preliminary investigation[C]. 2009 IEEE International Conference on Virtual Environments, Human-Computer Interfaces and Measurements Systems, Hong Kong, China, 2009: 113-117.
- [12] WESTPHAL R, WINKELBACH S. Automated robot assisted fracture reduction[M]. Berlin: Springer, 2009.
- [13] BUSCHBAUM J, FREMD R, POHLEMANN T, et al. Introduction of a computer-based method for automated planning of reduction paths under consideration of simulated muscular forces[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery*, 2017, 12(3): 1-13.
- [14] 雷静桃, 王洋, 程利亚, 等. 基于复位路径包络误差和改进人工势力场法的复位机器人安全策略[J]. *机械工程学报*, 2020, 56(1): 9-19.
LEI Jingtao, WANG Yang, CHENG Liya, et al. Safety strategy of reset robot based on reset path envelope error and improved artificial force field method[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2020, 56(1): 9-19.
- [15] 史玲玲. 面向机器人辅助腹腔镜虚拟手术的碰撞检测算法研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2013.
SHI Lingling. Research on collision detection algorithm in robot-assisted laparoscopic virtual surgery[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2013.
- [16] 关立文, 戴玉喜, 王立平. 空间三角面片对相交判断算法[J]. *清华大学学报*, 2017, 57(9): 970-974.
GUAN Liwen, DAI Yuxi, WANG Liping. Intersection test algorithm for spacial triangular facets[J]. *Journal of Tsinghua University*, 2017, 57(9): 970-974.
- [17] LOPES A, BRODLIE K. Improving the robustness and accuracy of the marching cubes algorithm for isosurfacing[J]. *Visualization and Computer Graphics*, IEEE Transactions on, 2003, 9(1): 16-29.
- [18] HU L, ZHANG J, LI C, et al. A femur fracture reduction method based on anatomy of the contralateral side[J]. *Computers in Biology & Medicine*, 2013, 43(7): 840-846.
- [19] PAULANO G, FELIX, JIMENEZ D, et al. Identification of fracture zones and its application in automatic bone fracture reduction[J]. *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, 2017, 141: 93-104.
- [20] JACKINS C L, TANIMOTO S L. Oct-trees and their use in representing three-dimensional objects[J]. *Computer Graphics & Image Processing*, 1980, 14(3): 249-270.
- [21] THELEN, DARRAYL G. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003, 125(1): 70-77.
- [22] HART P E, NILSSON N J, RAPHAEL B. A formal basis for the heuristic determination of minimum cost paths[J]. *IEEE Transactions on Systems Science & Cybernetics*, 1972, 4(2): 28-29.
-
- 作者简介: 李锦龙, 男, 1996 年出生。主要研究方向为智能机器人。
E-mail: lijnlong_1@tju.edu.cn
孙涛(通信作者), 男, 1983 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为机构学与智能机器人。
E-mail: stao@tju.edu.cn