

DOI: 10.13973/j.cnki.robot.2015.0385

基于多目标粒子群优化算法的斜尖柔性针穿刺路径规划

霍本岩^{1,2}, 赵新刚¹, 韩建达¹, 徐卫良^{1,3}

(1. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110016;
2. 中国科学院大学, 北京 100049; 3. 奥克兰大学机械工程学院, 新西兰 奥克兰 999030)

摘要: 针对斜尖柔性针在复杂环境下由入针点到达病灶位置的穿刺路径问题, 提出一种基于多目标粒子群优化算法 (MOPSO) 的路径规划方法. 对软组织内柔性针运动学模型进行分析, 构建控制量与柔性针穿刺路径的关系; 分析障碍物约束, 建立障碍物约束的数学描述; 然后, 根据穿刺术的要求将穿刺精度、穿刺危险性和穿刺路径长度作为柔性针穿刺优化目标, 将柔性针穿刺路径规划问题转化为多目标优化问题; 建立了相应的多目标优化问题的数学模型, 使用多目标粒子群优化算法对模型进行优化求解. 最后通过仿真实验证明了所提方法的有效性, 并仿真分析了穿刺路径的在线修正问题.

关键词: 穿刺术; 柔性针; 路径规划; 粒子群优化算法

中图分类号: TP242

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2015)-04-0385-10

Puncture Path Planning for Bevel-tip Flexible Needle Based on Multi-objective Particle Swarm Optimization Algorithm

HUO Benyan^{1,2}, ZHAO Xingang¹, HAN Jianda¹, XU Weiliang^{1,3}

(1. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

3. Department of Mechanical Engineering, the University of Auckland, Auckland 999030, New Zealand)

Abstract: A path planning algorithm based on multi-objective particle swarm optimization (MOPSO) is proposed to plan the puncture path of bevel-tip flexible needles from the start point to the target in a complex environment. The flexible needle kinematic model in soft tissues is analyzed, and the relationship between the puncture path and controlled variables is established. Then a mathematical description of obstacles is built based on the constraint conditions of obstacles. After that, the path planning problem is transformed into a multi-objective optimization problem whose optimization objectives include puncture error, puncture danger and puncture length according to the clinical requirements of puncture. Thus, a mathematical model of the multi-objective optimization problem is set up, and MOPSO algorithm is employed to solve the multi-objective optimization problem. Finally, simulations are performed to demonstrate the effectiveness of the proposed method, and the online modification of puncture paths is analyzed.

Keywords: puncture; flexible needle; path planning; particle swarm optimization algorithm

1 引言 (Introduction)

穿刺术是临床上广泛应用的手术, 能够完成活体采样、药物注射、组织消融和近距离放射治疗等任务. 目前, 临床上使用的穿刺针为刚性针, 在针尖偏离预定目标或者穿刺路径上存在血管、神经等不可穿刺组织时, 多采用医生手动调整针尾的方式强制修正针尖偏差或者绕过不可穿刺组织. 这种调整方法会对组织造成二次伤害, 增加病人的创伤和痛苦. 针对刚性穿刺针的缺点, Webster 等^[1]改进

了传统穿刺针, 提出非对称斜尖柔性针的概念. 柔性针针体由弹性较好的镍钛合金制成, 针尖具有非对称的斜角, 在软组织内部穿刺时针尖受到组织施加的非对称作用力, 使得柔性针沿受力方向发生偏转. 通过控制柔性针针尖斜面朝向控制针尖受力方向, 从而实现针尖偏转方向的控制. 与传统穿刺相比, 柔性针具有更大的灵活性和可控性, 但是相应地增加了柔性针穿刺路径规划和控制的难度. 本文针对柔性针穿刺路径规划问题进行研究.

为了研究柔性针穿刺路径规划问题, 有必要对

基金项目: 国家自然科学基金 (61273356).

通信作者: 霍本岩, huobenyan@sia.cn 收稿/录用/修回: 2015-04-13/2015-06-08/2015-06-09

柔性针模型进行分析. 目前, 柔性针模型主要分为两类: 动力学模型和运动学模型. 动力学模型建立针尖受力和针尖偏转间的关系, 研究内容包括两部分: 针尖受力分析和针尖偏转模型. 由于柔性针直径较小, 直接在针体上安装力传感器比较困难, 此问题的解决办法有两种: 一是直接对针尖受力进行建模分析^[2-3]; 二是将柔性针受力分为针尖受力和针尖摩擦力两部分, 对摩擦力进行建模^[4-5], 通过测量针尾受力获得针尖受力. 由于被穿刺组织的非均匀性, 只能建立针体受力的简化模型, 因此目前针尖受力的建模精度有待提高. 针尖偏转模型主要建立在悬臂梁模型^[6-7]、弹簧-梁-阻尼模型^[8]、分段悬臂梁模型^[9]等的基础上. 动力学模型大都基于静态分析, 不能有效地处理柔性针多次旋转的情况, 并且模型较为复杂, 多停留在理论分析阶段. 而运动学模型无需对柔性针进行受力分析, 直接根据软组织内柔性针穿刺轨迹的实验数据建立柔性针模型——自行车模型^[1], 并根据实验数据辨识模型参数. 赵燕江等^[10]在此基础上提出前轮模型和后轮模型, 然后对实验数据进行分析, 提出了更符合实验数据的带返程自行车模型. 之后, Park等^[11]将自行车模型进一步简化为独轮车模型, 使得模型参数减少为1个. Park等^[12]构造随机非完整性独轮车模型, 应用实验误差传播理论对模型参数进行辨识, 实验表明该方法有效地降低了参数辨识误差. Wood等^[13-14]对控制量和柔性针穿刺轨迹的关系进行研究, 指出通过控制占空比 (duty-cycle) 能够决定柔性针穿刺半径. 柔性针运动学模型直接利用实验数据建立, 隐藏了柔性针与软组织交互的复杂性, 使得运动学模型形式较为简单, 后续的路径规划研究大都基于柔性针运动学模型.

柔性针运动学存在非完整性约束, 传统的路径规划算法无法有效地规划穿刺路径. 柔性针路径规划研究首先在2维平面内展开. Alterovitz等^[15-16]使用有限元模型和随机马尔可夫过程将2维平面内的柔性穿刺路径规划问题转化为非线性优化问题, 通过求解极小解获得最优穿刺路径. 张永德等^[17]在规划平面穿刺路径的同时考虑了入针姿态角度的优化问题, 提出了采用多种路径形式的路径规划算法. Huo等^[18]使用动态规划方法解决2维多层组织内的路径规划和避障问题. 以上规划方法局限于2维平面, 对3维环境中的路径规划也进行了一定的研究. Xu等^[19]使用快速随机生长树 (RRT) 算法进行有障碍物环境下的3维路径规划. 在此基础上, Patil等^[20]使用启发式快速随机生长树, 并

用占空比控制穿刺半径的大小, 获得可行的穿刺路径. Wang等^[21]首先研究2维平面内无障碍的规划问题, 然后将3维有障碍规划问题转化为多个无障碍2维平面规划问题, 最终实现3维穿刺路径的规划. 2维平面选择对规划出的路径具有决定性影响, 但文章并没有给出有效的选择方法. 综上所述, 目前对斜尖柔性针穿刺路径规划的研究存在以下问题: 1) 如何将2维平面规划扩展到带障碍物的3维空间规划; 2) 如何在优化路径长度、穿刺精度的同时实现危险性的最小化.

本文针对带有障碍物的3维空间规划问题, 基于多目标粒子群优化算法, 提出了可同时实现路径长度、穿刺精度和危险度等多目标优化的柔性针路径规划方法.

2 柔性针模型 (Model of the flexible needle)

本文使用 Patil 等^[20]建立运动学模型的方法对斜尖柔性针进行建模. 对穿刺系统进行以下假设:

- 1) 被穿刺软组织均匀, 且穿刺过程中组织不发生形变.
- 2) 旋转针尾部时, 针尖斜尖朝向跟随针尾旋转, 且没有滞后.
- 3) 针体完全跟随针尖运动, 进入软组织后, 针体由组织固定, 不会在径向发生位置变化.

基于以上假设, 在软组织内穿刺时柔性针针尖沿曲率为 κ 的圆弧运动, 圆弧由针尖位姿和针尖斜面朝向决定, 如图1所示. 定义针尾推进速度为 v , 旋转角速度为 ω , 针尖在世界坐标系 Ψ_w 中的位置和姿态为 $q^w = [x \ y \ z \ \alpha \ \beta \ \gamma]^T$, α, β, γ 分别为绕坐标系的 x, y, z 轴的旋转角度. 则, 针尖在世界坐标系中的速度为

$$\mathbf{V}^w = \dot{q}^w \quad (1)$$

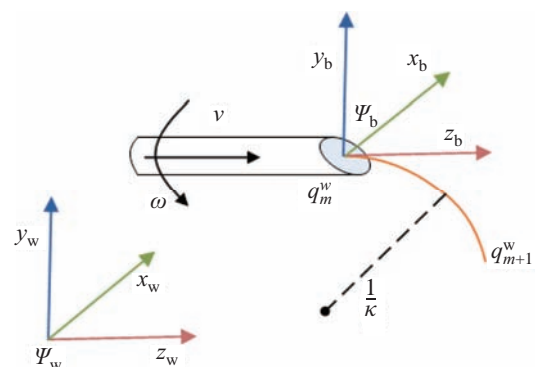


图1 柔性针运动学模型示意图

Fig.1 Kinematic model of flexible needle model

柔性针沿曲率为 κ 的圆弧运动, 针尖在本地坐标系 Ψ_b 中的速度 $\mathbf{V}^b = v\mathbf{V}_1 + \omega\mathbf{V}_2$, 其中 $\mathbf{V}_1 = [0 \ 0 \ 1 \ \kappa \ 0 \ 0]^T$, $\mathbf{V}_2 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1]^T$.

针尖在本地坐标系下的速度和世界坐标系下速度的变换关系为

$$\mathbf{V}^b = \mathbf{J}\mathbf{V}^w \quad (2)$$

其中, $\mathbf{J} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_{wb}^T & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{R}_\Omega \end{pmatrix}$, \mathbf{R}_{wb}^T 为柔性针体坐标系 Ψ_b 与世界坐标系 Ψ_w 的旋转矩阵, 将针尖在世界坐标系下的速度变换为体坐标下的速度;

$\mathbf{R}_\Omega = \begin{pmatrix} \cos\beta\cos\gamma & \sin\gamma & 0 \\ -\cos\beta\sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ \sin\beta & 0 & 1 \end{pmatrix}$ 为刚体定点运动的欧拉运动学方程的矩阵系数, 将针尖在世界坐标系中的角速度转化为在体坐标系下的角速度.

由式 (1)、(2) 可得柔性针运动学模型为

$$\dot{\mathbf{q}} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin\beta & 0 \\ -\cos\beta\sin\alpha & 0 \\ \cos\beta\cos\alpha & 0 \\ \kappa\cos\gamma\sec\beta & 0 \\ \kappa\sin\gamma & 0 \\ -\kappa\cos\gamma\tan\beta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ \omega \end{bmatrix} \quad (3)$$

由于引入了柔性针速度变换, 模型存在奇异点, 要求 $\beta \neq n\pi + \frac{\pi}{2}$, n 为整数.

由式 (3) 知, 柔性针模型为非完整性模型, 且输入和状态耦合, 为强非线性系统, 直接在该模型基础上进行柔性针规划和控制算法研究比较困难. Duindam 等 [22] 指出柔性针穿刺轨迹与穿刺速度和旋转角速度无关, 即将时间因素从控制量中分离出去, 而使用进针距离 l 和旋转角度 ϕ 作为控制量, 系统模型转化为 $\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})[l \ \phi]^T$. 文 [21] 使用一种 stop-and-turn 的进针策略, 该方法首先旋转针尖到期望角度, 然后停止, 进行穿刺操作, 使用这种策略将控制量 l 和 ϕ 分离开. 旋转时系统模型为 $\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})[0 \ \phi]^T = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ \phi]^T$, 由模型可知旋转操作只影响针尖的 γ 角度, 即旋转操作只改变针尖斜面朝向角度. 进针时, 柔性针模型为 $\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})[l \ 0]^T$, 此时针尖沿圆心位置固定、曲率为 κ 的圆弧运动. 以上分析进一步简化了柔性针模型, 本文基于该分析进行柔性针路径规划问题研究.

3 路径规划问题描述 (Problem statement of puncture path optimization)

规划柔性针穿刺路径需要预先获得被穿刺区域的环境信息, 在临床上通常按照以下流程获得: 首先使用医学成像设备对被穿刺组织进行成像; 然后对穿刺区域进行 3 维重建, 根据重建结果提取不可穿刺区域、确定病灶位置, 进而确定穿刺靶点和合理的入针点. 为了简化路径规划问题, 首先假设在穿刺过程中组织不发生形变, 即靶点和障碍物不发生位移和变形, 然后再考虑组织弹性形变引起的靶点和障碍物发生位移的问题. 柔性针穿刺路径规划的任务是在上述环境中寻找一条从入针点到靶点, 并与障碍物保持一定距离的最优或者次优路径, 即规划有 3 个目标: 路径规划终点与靶点的距离、路径长度和路径的危险度, 根据以上 3 个优化目标, 建立柔性针轨迹优化问题的目标函数如下:

$$\min y = \mathbf{f}(\Theta) = [f_{\text{tipErr}}(\Theta) \ f_L(\Theta) \ f_d(\Theta)] \quad (4)$$

其中, Θ 为决策量, $f_{\text{tipErr}}(\Theta)$ 为路径终点到靶点的距离, $f_L(\Theta)$ 为路径长度, $f_d(\Theta)$ 为路径因障碍物产生的危险度函数. 下面通过分析分别建立柔性针穿刺的优化目标和约束函数.

3.1 路径偏差和路径长度目标函数定义

由第 2 节分析可知, 穿刺距离 l 和旋转角度 ϕ 能够作为柔性针模型控制量, 则一条穿刺路径 $P_{\text{tip}}(v, \omega, t)$ 能够由控制序列 $\Theta_N = [(\phi_1, l_1), (\phi_2, l_2), \dots, (\phi_N, l_N)]$ 完全确定, 其中 N 为控制序列长度, 即穿刺路径可以用 $P_{\text{tip}}(\Theta_N)$ 描述. 定义靶点位置为 \mathbf{P}_d , 则针尖到靶点的距离为

$$f_{\text{tipErr}}(\Theta) = |P_{\text{tip}}(\Theta_N) - \mathbf{P}_d| \quad (5)$$

由控制序列容易计算穿刺路径长度为

$$f_L(\Theta) = \int v(t)dt = \sum_{i=1}^N l_i \quad (6)$$

以上获得柔性针穿刺终点位置和路径长度两个优化目标函数. 下面分析控制序列 Θ 与路径 $P_{\text{tip}}(\Theta_N)$ 的关系, 首先在 2 维平面进行分析, 然后将分析结果推广到 3 维空间.

2 维平面内柔性针的旋转角度只能为 180° , 否则, 柔性针轨迹将无法保持在一个平面内, 即 $\phi_1 = \phi_2 = \dots = \phi_N = \pi$. 因此, 控制序列可以简化为 $\Theta_N = [l_1 \ l_2 \ \dots \ l_N]$. 控制序列将柔性针模型离散化, 同时将穿刺路径离散为 N 段圆弧, 为了计算穿刺路径有必要对控制量 l_i 与圆弧的关系进行分析.

如图2所示, 穿刺路径中的任意一段圆弧能够使用 $(P_i, P_i c, O_i, l_i)$ 唯一表示, 其中 P_i 为圆弧起始点坐标, $P_i c$ 为点 P_i 处圆弧切向量, O_i 为圆弧对应的圆心位置, l_i 为圆弧对应的进针长度. 由几何关系可得圆弧末端位置 P_{i+1} 和末端切向量 $P_{i+1} c$ 与控制量 l_i 的关系为

$$\begin{aligned} \theta_i &= \kappa l_i \\ P_{i+1} &= P_i \cos \theta_i + (1 - \cos \theta_i) O_i + \frac{1}{\kappa} P_i c \sin \theta_i \quad (7) \\ P_{i+1} c &= (1 - \cos \theta_i) O_i + P_{i+1} \cos \theta_i - P_i \end{aligned}$$

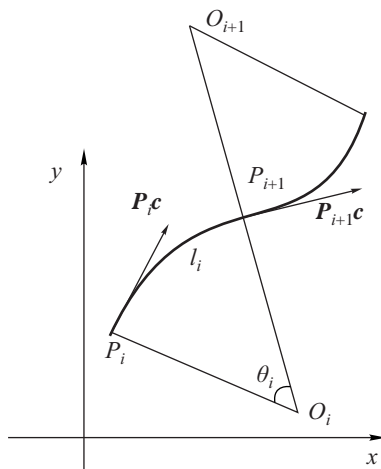


图2 柔性针穿刺轨迹与控制量的关系

Fig.2 Relationship between the insertion path of the flexible needle and the controlled variables

由之前的分析可知, 旋转操作只影响路径圆弧对应的圆心位置, 不改变针尖坐标. 在2维平面内旋转时, 旋转前后圆心位置关于点 P_{i+1} 对称, 由此获得旋转后圆心 O_{i+1} 位置为

$$O_{i+1} = 2P_{i+1} - O_i \quad (8)$$

由式(7)、(8)建立2维平面内柔性针路径与控制量的关系, 通过迭代计算即可获得完整路径和穿刺路径终点位置. 同样, 3维空间中的圆弧也能够使用 $(P_i, P_i c, O_i, l_i)$ 唯一描述, 进针操作能够由2维分析结果直接推广到3维空间, 如式(7)所示. 但是3维空间中柔性针旋转角度不再为固定的 180° , 因而旋转时圆弧对应圆心位置无法使用式(8)计算.

由空间坐标变换知识可知, 空间向量 P 绕任意单位向量 A 旋转角度 α 得到新向量 P' , 则:

$$P' = P \cos \alpha + A \times P \sin \alpha + A(A * P)(1 - \cos \alpha) \quad (9)$$

引入从圆弧端点 P_{i+1} 指向圆心 O_i 的向量为 $P_{oc1} = [x_i \ y_i \ z_i]^T$, 旋转操作之后圆弧端点 P_{i+1} 指

向圆心 O_{i+1} 的向量为 $P_{oc2} = [x_{i+1} \ y_{i+1} \ z_{i+1}]^T$. 将柔性针旋转操作转化为向量绕圆弧切向量旋转的问题, 化简得到旋转后圆心 O_{i+1} 位置为

$$\begin{aligned} P_{oc1} &= O_i - P_{i+1} \\ x_{i+1} &= z_i(p_2 \sin \phi_{i+1} - p_1 p_3 (\cos \phi_{i+1} - 1)) - \\ &\quad y_i(p_3 \sin \phi_{i+1} + p_1 p_2 (\cos \phi_{i+1} - 1)) + \\ &\quad x_i(\cos \phi_{i+1} - p_1^2 (\cos \phi_{i+1} - 1)) \\ y_{i+1} &= -z_i(p_1 \sin \phi_{i+1} + p_2 p_3 (\cos \phi_{i+1} - 1)) + \\ &\quad y_i(\cos \phi_{i+1} - p_2^2 (\cos \phi_{i+1} - 1)) + \\ &\quad x_i(p_3 \sin \phi_{i+1} - p_1 p_2 (\cos \phi_{i+1} - 1)) \\ z_{i+1} &= z_i(\cos \phi_{i+1} - p_3^2 (\cos \phi_{i+1} - 1)) + \\ &\quad y_i(p_1 \sin \phi_{i+1} - p_2 p_3 (\cos \phi_{i+1} - 1)) - \\ &\quad x_i(p_2 \sin \phi_{i+1} + p_1 p_3 (\cos \phi_{i+1} - 1)) \\ O_{i+1} &= P_{oc2} + P_{i+1} \end{aligned} \quad (10)$$

其中, ϕ_{i+1} 为旋转角度, $P_{i+1} c = [p_1 \ p_2 \ p_3]^T$.

通过以上分析建立了柔性针控制量和穿刺路径的计算关系, 通过迭代计算获得穿刺路径每段圆弧的端点坐标值, 实现路径与靶点偏差的计算和路径长度计算.

3.2 危险度目标函数定义

被穿刺区域内存在神经、血管和骨骼等不可穿刺区域, 进行穿刺路径规划时, 必须避开这些不可穿刺区域, 并保留一定的安全距离 D . 本文对单个障碍物对路径产生的危险度函数做如下定义:

$$f_o(d) = \begin{cases} +\infty & \text{if } d < D \\ \frac{KD}{d} & \text{if } d \geq D \end{cases}$$

其中, d 为路径到障碍物的最小距离, K 为安全系数.

存在多个障碍物时, 将所有障碍物产生的危险度累加, 最终的危险度函数如式(11)所示, 其中 m 为障碍物个数.

$$f_d(\Theta) = \sum_{j=1}^m f_{oj}(d) \quad (11)$$

下面分别分析2维和3维环境中障碍物与路径的距离计算方法. 为了简化计算, 在2维平面内使用圆形包裹障碍物, 如图3所示, 包裹后障碍物圆心为 O_j^b , 半径为 r . 定义: d 为障碍物到圆弧的最短距离, L 为障碍物圆心到路径圆弧对应圆心的距离, 则 $L = |O_j^b - O_i|$. 令 $s_1 = P_{ob1} * P_i c$, $s_2 = P_{ob2} * P_{i+1} c$, 其中 P_{ob1} , P_{ob2} 分别为点 P_i , P_{i+1} 到障碍物圆心 O_j^b 的向量. 通过分析 s_1, s_2 的符号, 判断最短距离 d 出现在何处. 由几何关系可知:

- 1) $s_1 > 0, s_2 > 0$ 时, $d = |\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_{i+1}| - r$;
- 2) $s_1 < 0, s_2 < 0$ 时, $d = |\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_i| - r$;
- 3) $s_1 < 0, s_2 > 0$ 时,
 $d = \min(|\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_{i+1}|, |\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_i|) - r$;
- 4) $s_1 > 0, s_2 < 0$ 时, 与 \mathbf{O}_j^b 距离最近的点出现在圆弧上. 由三角形三边关系可知, \mathbf{O}_j^b 与 \mathbf{O}_i 的连线与圆弧的交点到 \mathbf{O}_j^b 的距离最小. 当 \mathbf{O}_j^b 与 \mathbf{O}_i 在圆弧的同侧时, $d = \frac{1}{\kappa} - L - r$, 异侧时, $d = L - \frac{1}{\kappa} - r$, 即 $d = \left| L - \frac{1}{\kappa} \right| - r$.

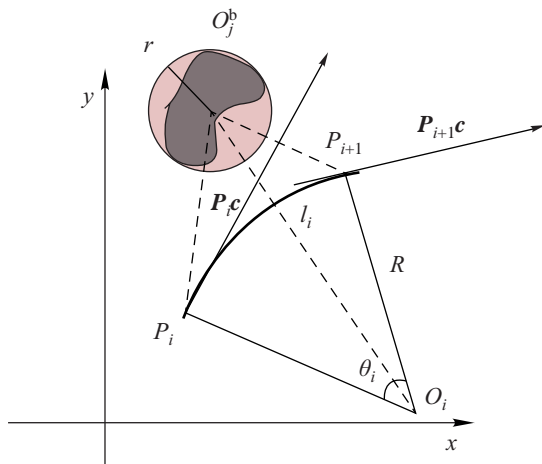


图 3 2 维平面内障碍物示意图
 Fig.3 The obstacle in 2D plane

由以上分析可知, 2 维平面内障碍物到路径圆弧的最小距离为

$$d = \begin{cases} \left| L - \frac{1}{\kappa} \right| - r & \text{if } s_1 > 0, s_2 < 0 \\ \min(|\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_{i+1}|, |\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_i|) - r & \text{otherwise} \end{cases} \quad (12)$$

上述分析对于 3 维空间中障碍物与路径圆弧的距离关系仍然适合, 但是由于 \mathbf{O}_j^b 与 \mathbf{O}_i 的连线不一定经过圆弧, 当 $s_1 > 0, s_2 < 0$ 时, 障碍物到路径最短距离的计算方法需要修改, 通过分析知, 计算方法如下:

$$d = \sqrt{L^2 + \frac{1}{\kappa^2} - \frac{2}{\kappa} L \cos \varphi} - r$$

其中, $\varphi = \arcsin \left| \frac{\mathbf{O}_0 * (\mathbf{P}_i \mathbf{c} \times \mathbf{P}_{i+1} \mathbf{c})}{|\mathbf{O}_0| |(\mathbf{P}_i \mathbf{c} \times \mathbf{P}_{i+1} \mathbf{c})|} \right|$, 为 \mathbf{O}_j^b 到 \mathbf{O}_i 的向量 \mathbf{O}_0 与路径所在平面的夹角. 即 3 维空间内障碍物到路径圆弧的最小距离为

$$d = \begin{cases} \sqrt{L^2 + \frac{1}{\kappa^2} - \frac{2}{\kappa} L \cos \varphi} - r & \text{if } s_1 > 0, s_2 < 0 \\ \min(|\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_{i+1}|, |\mathbf{O}_j^b - \mathbf{P}_i|) - r & \text{otherwise} \end{cases} \quad (13)$$

由式 (5) ~ (13) 得到柔性针最优穿刺轨迹的多目标优化数学模型, 基于该模型采用多目标优化算法进行求解.

4 基于 MOPSO 的柔性针穿刺路径优化 (Puncture path optimization of the flexible needle based on MOPSO)

4.1 MOPSO 优化模型求解

柔性针最优穿刺轨迹优化的数据模型具有强非线性, 使用常规路径规划算法求解比较困难, 本文使用多目标粒子群算法进行求解. 解决多目标优化的粒子群算法比较多 [23], 例如复合加权多目标粒子群优化算法、动态加权多目标粒子群算法 [24]、基于 Pareto 方法的多目标粒子群优化算法 [25] 等等. 但是以上方法不具有普适性, 只能针对性地解决一部分问题. 作者首先对柔性针路径规划的多目标优化问题进行分析, 然后选择合适的优化算法.

柔性针路径规划问题有 3 个优化目标: 路径偏差 $f_{\text{upErr}}(\Theta)$ 、路径长度 $f_L(\Theta)$ 和路径危险度 $f_d(\Theta)$. 最后一个优化目标保证穿刺路径与障碍物保持一定的安全距离, 当距离小于安全距离时, $f_d(\Theta) = +\infty$, 路径无效. 显而易见, 该优化目标与前两个优化目标无依赖关系, 而路径偏差和长度则是相互矛盾的. 令入针点和靶点之间的距离为 D_{id} , 由柔性针运动学特性可知, 当 $\min f_L(\Theta) = 0$ 时必然有 $f_{\text{upErr}}(\Theta) = D_{\text{id}}$; 而 $\min f_{\text{upErr}}(\Theta) = 0$ 时存在多个不连续的 $f_L(\Theta) > D_{\text{id}}$ 使之成立, 即对于 $f_{\text{upErr}}(\Theta)$ 来说, 存在多个局部极小的 $f_L(\Theta)$. 为了跳出局部极小值, 首先适当放松对 $f_{\text{upErr}}(\Theta)$ 的要求, 重点优化路径长度 $f_L(\Theta)$, 在 $f_L(\Theta)$ 优化到一定程度时, 加强对路径偏差 $f_{\text{upErr}}(\Theta)$ 的优化, 提高穿刺路径精度. 分析现存的多目标粒子群优化算法, 作者采用动态加权多目标粒子群算法进行柔性针多目标路径优化, 即使用动态加权在不同阶段重点优化不同的优化目标. 动态加权目标函数如下:

$$\min y = K_t f_{\text{upErr}}(\Theta) + K_L f_L(\Theta) + f_d(\Theta) \quad (14)$$

其中, $K_t = g_1(f_L(\Theta))$, $K_L = g_2(f_L(\Theta))$, 为与路径长度相关的动态加权系数.

基于动态加权多目标粒子群的柔性针路径优化算法流程如下:

Step1 初始化粒子群 Q , 粒子群规模为 n_Q , 最大迭代次数为 I_{max} . 在取值范围内随机初始化每个粒子的位置 Q_i 和飞行速度 V_i .

Step2 计算每个粒子的适应值. 根据式 (5) ~

(13) 计算每个粒子的 3 个优化目标值 $f_{\text{tipErr}}(\Theta)$ 、 $f_L(\Theta)$ 和 $f_d(\Theta)$. 根据上次迭代最优粒子的 $f_L(\Theta)$ 计算加权系数, 然后根据式 (14) 分别计算每个粒子的适应值.

Step3 遍历粒子群, 记录每个粒子达到最优适应值时的粒子位置 Q_i^b 和全局最优粒子的粒子位置 Q_g^b .

Step4 更新粒子速度和粒子位置: $V_i^k = \omega_k V_i^{k-1} + c_1 r_1 (Q_i^b - Q_i^{k-1}) + c_2 r_2 (Q_g^b - Q_i^{k-1})$, $Q_i^k = Q_i^{k-1} + V_i^k$, 其中 k 为迭代次数, ω_k 为惯性权重系数, c_1, c_2 为学习因子, r_1, r_2 为随机值.

Step5 检查是否达到停止迭代条件. 如果是, 停止算法, 返回优化结果; 否则, 返回 Step2.

通过上述步骤完成柔性针路径优化, 得到优化的穿刺路径.

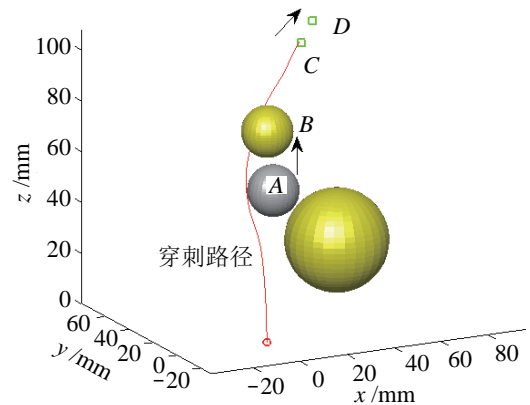
4.2 穿刺路径在线修正

以上分析了在静态穿刺环境中柔性针路径规划问题. 使用多目标粒子群优化算法能够得到从入针点到靶点的穿刺路径和控制序列. 驱动柔性针到达靶点有两种方法, 一是设计控制器控制柔性针跟踪预规划的路径, 二是直接使用优化得到的控制序列进行开环控制. 由于穿刺路径由控制序列完全决定, 在理想情况下穿刺路径与规划路径完全重合. 但是, 被穿刺组织具有弹性和非均匀性, 无论使用哪种驱动方法, 柔性针都可能偏离预规划路径, 此时需要考虑柔性针无法精确到达目标位置的解决办法.

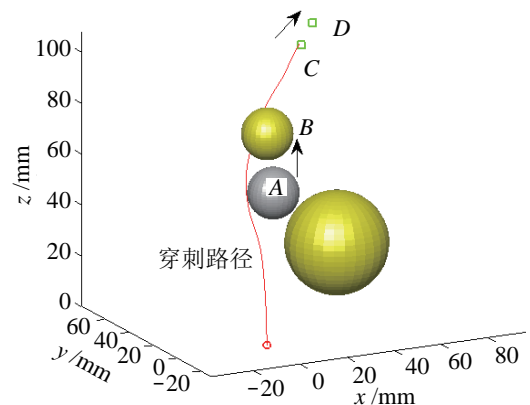
实际穿刺时, 产生偏差的原因有两种: 组织弹性形变和组织非均匀特性. 弹性形变导致穿刺环境的靶点和障碍物位置发生偏移, 预规划路径无法精确到达偏移后的靶点, 并有可能通过障碍物, 如图 4(a) 所示穿刺时, 由于组织弹性形变, 靶点从 C 偏移到了 D , 障碍物从 A 偏移到 B , 并与预规划路径重叠; 组织非均匀特性使得柔性针控制产生误差, 柔性针偏离预规划路径, 如图 4(b) 所示, 直接使用优化得到的控制序列进行控制, 控制过程中微小的偏差导致路径完全偏离预规划路径, 并且偏差出现越早对路径影响越明显.

靶点偏移引起的穿刺精度降低只能通过路径重规划解决, 而控制偏差引起精度降低的解决方法为通过反馈控制修正偏差或者重新规划穿刺路径. 柔性针的穿刺控制受到运动学特性约束, 在柔性针偏离预规划路径时, 不一定存在将柔性针修正回预规划路径的解. 所以, 作者对这两种情况都采用重新规划的方法解决. 柔性针穿刺流程图如图 5 所示.

首先进行预规划, 根据预规划路径优化结果进行穿刺控制; 然后检测针尖穿刺位置, 临床上使用超声、CT 等医学成像设备对穿刺过程进行监控, 判断是否到达目标位置; 如果到达靶点, 则停止穿刺, 否则检查是否需要重新规划路径, 并开始下一轮控制. 重规划算法与预规划算法相同.



(a) 靶点和障碍物发生偏移



(b) 路径跟踪控制偏差

图 4 穿刺偏差的原因

Fig.4 Reasons of puncture error

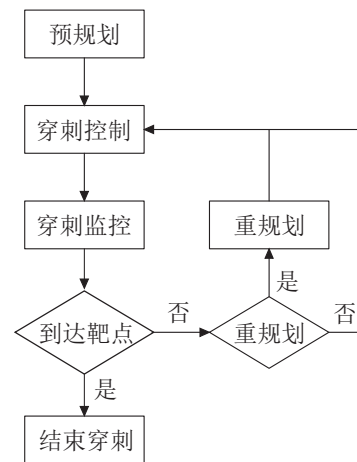


图 5 穿刺流程图

Fig.5 Schematic of the puncture

5 仿真实验 (Simulations)

本文通过仿真实验验证基于多目标粒子群优化的柔性针路径规划算法, 首先设定仿真初始条件和算法参数; 然后对多个场景不同目标点进行路径优化, 分析优化结果; 最后对穿刺过程中产生偏差的情况进行路径重规划, 分别针对组织弹性形变导致的障碍物和靶点偏移、组织非均匀性和模型参数偏差导致的重规划进行分析。

5.1 仿真初始条件及参数设置

由柔性针模型分析可知, 穿刺系统具有一个通过离线辨识获得的模型参数 κ , 即不加旋转控制时穿刺轨迹的曲率, 该参数由柔性针材料、直径、针尖斜面、组织特性决定, 仿真实验中取该值为 $\kappa = 0.02 \text{ mm}^{-1}$. 设定入针点为 $[0 \ 0 \ 0]$, 靶点 P_d 由具体仿真实验确定, 穿刺环境中的障碍物同样由具体仿真实验确定. 多目标粒子群算法种群规模 $n_Q = 50$, 最大迭代次数 $I_{\max} = 1000$, 惯性权重系数 $\omega_k \in [0.5, 1.5]$, 学习因子 $c_1 = 1, c_2 = 2$, 迭代停止条件为到达最大迭代次数或者路径终点到靶点距离小于 0.1 mm , 当算法结束时, 路径偏差仍然大于 0.1 mm , 判断算法失败. 基于以上设定对柔性针穿刺路径进行优化。

5.2 路径规划仿真实验

为验证基于多目标粒子群优化算法的柔性针路径规划算法, 本文设计了 2 个穿刺场景, 场景 1 为分散的 3 个球形障碍物, 模拟实际穿刺时分散的不可穿刺区域; 场景 2 为多个球形障碍物拼接而成的 2 个柱状障碍物, 从入针点到靶点的穿刺路径必须经过 2 个障碍物, 模拟穿刺中遇到的骨骼、血管等柱状不可穿刺区域. 场景中障碍物的包裹方式如下: 对于球状不可穿刺区域, 使用单个球进行包裹, 如图 6(a) 所示; 对于骨骼、血管等细长障碍物, 使用多个球进行包裹, 多个球之间进行重叠从而实现细长障碍物的紧密、完全的包裹, 如图 6(b) 所示. 每个场景选定深度为 100 mm 、均匀分布的 9 个靶点. 一次仿真结果如图 6 所示, 其中圆形框为入针点, 矩形框为靶点, 黄色圆球为障碍物. 由图可知, 每个场景的 9 条规划路径均精确到达靶点位置. 分别对每个场景的所有靶点进行穿刺路径规划, 每个靶点进行 10 次规划, 统计针尖穿刺偏差和路径长度. 统计结果如图 7 所示, 图 7(a) 对规划路径的偏差进行统计, 横轴代表不同位置的靶点, 纵轴为每个靶点 10 次仿真结果的路径偏差均值和偏差范围. 由图可知, 对于不同靶点, 路径偏差的

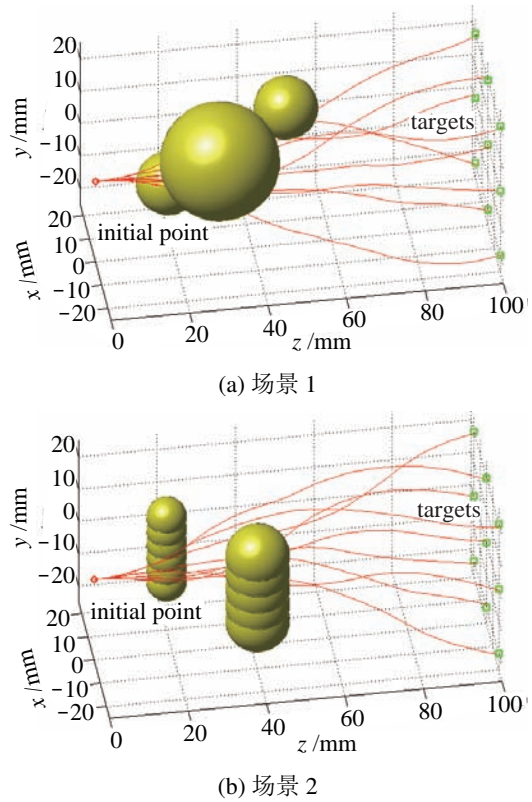
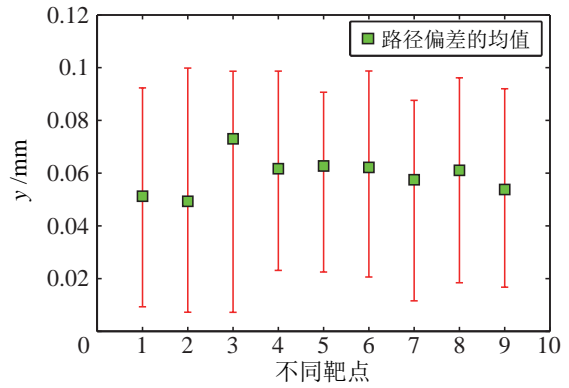
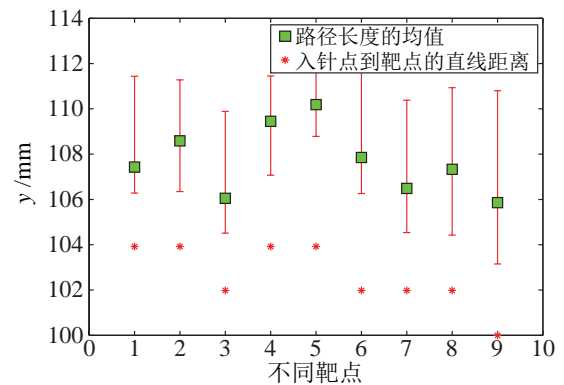


图 6 不同场景中路径规划算法仿真结果
Fig.6 Simulations of the path planning algorithm in different scenes



(a) 不同靶点多次规划路径偏差的均值

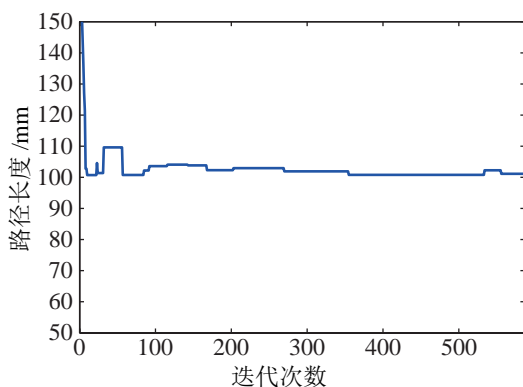


(b) 不同靶点多次规划路径长度的均值

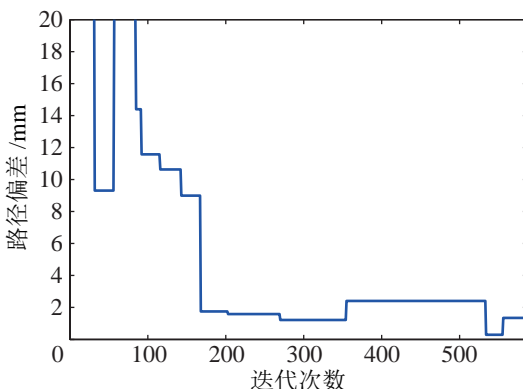
图 7 多次仿真实验结果统计

Fig.7 Result statistics of simulation trials

均值并不相同,但是都在 $0.05\text{ mm} \sim 0.08\text{ mm}$ 以内;每个靶点的路径偏差范围几乎都是 $0 \sim 0.1\text{ mm}$,并且偏差都小于 0.1 mm .通过分析可知:1)规划算法的结果不确定,这是由粒子群算法的随机性决定;2)9个不同的靶点,每个靶点10次仿真实验,共90次规划,都能将路径偏差控制在 0.1 mm 以下,这说明了本算法的可靠性.图7(b)对路径长度进行统计,其中星号代表靶点和入针点之间的直线距离,方块代表路径长度的均值,由图可知,规划路径的长度和直线距离较为接近,即路径长度接近最优值,这进一步验证了本算法的有效性.图8展示一次仿真实验中路径长度和路径偏差随迭代次数的收敛过程,由图可知路径长度和路径偏差收敛.在算法初期路径长度迅速收敛,然后随着迭代次数的增加,路径长度得到了进一步的优化;而路径偏差收敛较慢.这与算法的设定符合,即首先对路径长度进行优化,在路径长度优化到一定程度时,加强对路径偏差的优化.



(a) 路径长度收敛过程



(b) 路径偏差的收敛过程

图8 路径规划算法的收敛过程

Fig.8 Convergence process of the path planning algorithm

5.3 在线路径规划仿真实验

由于实际被穿刺组织不是理想的均匀、非弹性材料,穿刺轨迹可能会与预先规划的路径产生偏

差,而当偏差较大时有必要重新规划穿刺路径.需要重新规划路径有以下3种情况:1)穿刺时组织发生弹性形变,引起障碍物偏移,预规划路径与障碍物过于接近或者重叠,导致预规划路径失效;2)组织弹性形变,引起靶点偏移,预规划路径精度变坏;3)被穿刺组织非均匀特性导致系统模型参数与实际值有偏差,穿刺路径无法跟踪预规划路径.实际穿刺时,以上3种情况可能同时发生,为了更好地对每种情况进行分析,本文对这3种情况分别进行仿真分析.

1) 障碍物偏移

如图9所示,入针点位置为 $(0,0,0)$,靶点位置为 $(0,0,100)\text{ mm}$.当柔性针穿刺到点 C 时,障碍物从 $A(0,5,40)\text{ mm}$ 偏移到了 $B(0,0,50)\text{ mm}$,偏移后障碍物遮挡预规划路径,导致预规划路径失效.在点 C 处,根据柔性针当前位置姿态和偏移后的障碍物位置重新进行路径规划,重新规划之后的路径如图所示.原路径长度为 102.03 mm ,路径偏差 0.05 mm ,重规划之后整个路径长度为 102.59 mm ,路径偏差 0.07 mm ,由于重规划的影响,穿刺路径变长.仿真实验中发现,当障碍物偏移后距柔性针针尖距离较近会导致重规划路径无法绕过障碍物,即无法找到合理的穿刺路径.这是由于穿刺路径受到柔性针运动学约束,遇到这种情况只能退出柔性针重新进行穿刺.预防出现该问题的办法是:在障碍物发生较小偏移的时候就开始进行路径重规划,并增大危险度函数的系数,使穿刺路径远离障碍物.

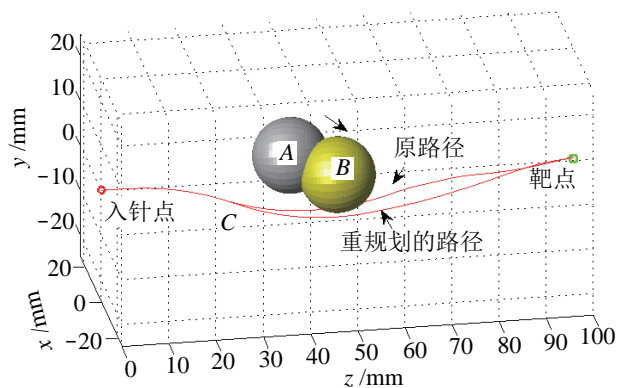


图9 障碍物偏移引起的重规划

Fig.9 Re-planning due to the obstacle moving

2) 靶点偏移

如图10所示,入针点为 $(0,0,0)$,障碍物位置为 $(0,5,40)\text{ mm}$,靶点 A 位置为 $(0,0,100)\text{ mm}$,柔性针穿刺到点 C 时,靶点从 A 偏移到了 $B(0,10,120)\text{ mm}$.靶点偏移后,原路径失效,在点 C 处根据当前柔性针

针尖的位置姿态和新的靶点 *B* 重新进行规划, 规划的路径如图中所示. 原路径长度为 102.03 mm, 路径偏差 0.05 mm; 重规划后路径长度为 125.27 mm, 路径偏差为 0.10 mm. 由于靶点向远处偏移, 穿刺路径长度变大. 靶点偏移对路径的影响较为单一, 不会出现重规划无法找到合理路径的情况, 除非靶点偏移距离较大; 而实际穿刺时, 由于生物组织的特性, 靶点会沿着穿刺受力方向发生小偏移, 不会出现较大的偏移.

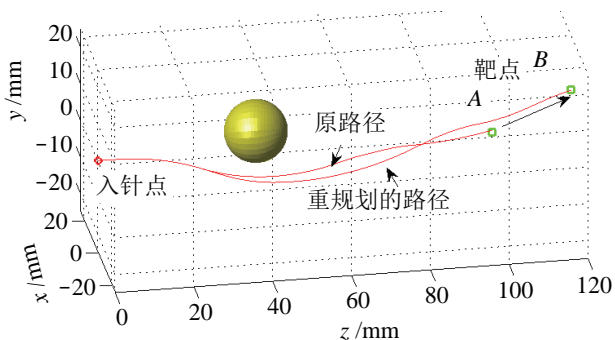


图 10 靶点偏移引起的重规划

Fig.10 Re-planning due to the target moving

3) 模型参数偏差

对柔性针进行规划和控制都需要使用柔性针运动学模型, 而运动学模型参数是通过离线辨识获取的. 该模型参数难免与实际组织特性不同, 并且生物组织具有非均匀特性, 即在不同位置时组织的特性不同. 由于模型参数的偏差, 实际控制时柔性针会偏离预规划的路径, 在偏离较小的时候使用控制器进行修正, 当偏移较大时则需要重新规划路径.

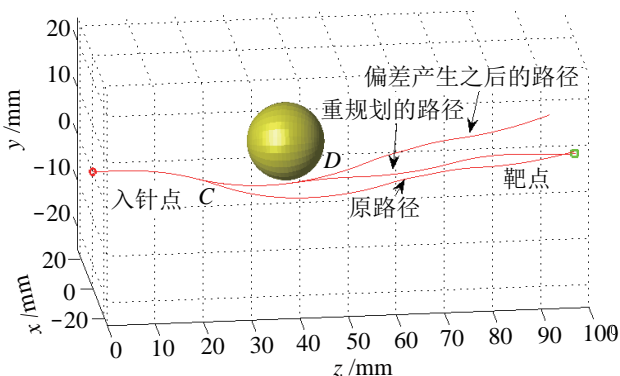


图 11 模型参数偏差引起的重规划

Fig.11 Re-planning due to the model parameter error

如图 11 所示, 在 *C* 点处由于模型偏差引起路径偏离预规划路径, 在点 *D* 处根据柔性针针尖当前的位置和姿态进行重新规划, 规划之后的路径如图所示. 原路径长度为 102.03 mm, 路径偏差 0.05 mm; 重规划之后的路径长度为 101.39 mm, 路

径偏差 0.08 mm. 虽然路径长度变短了, 但是路径的危险度值由原来的 0.68 变大到了 2.07, 由图也可以看到重新规划之后的路径更接近障碍物.

以上分别对 3 种需要重新规划的情况进行了仿真实验和分析, 通过仿真实验证实了本文提出的重规划算法的有效性. 在分析过程中指出受到柔性针运动学约束, 某些特殊情况下规划算法无法得到合理的路径, 并给出了防止穿刺过程到达该特殊情况的方法.

6 结论 (Conclusion)

本文针对复杂环境下斜尖柔性针穿刺路径规划问题进行研究, 提出了一种基于多目标粒子群优化算法的 3 维空间斜尖柔性针穿刺路径规划方法. 作者首先分析柔性针运动学模型, 将模型输入分离, 简化了模型; 使用几何方法建立模型输入和路径空间位置和姿态的关系. 然后, 把穿刺路径长度、路径偏差和障碍物对路径的危险度值作为优化目标, 从而将 3 维空间路径规划问题转化为多目标优化问题. 根据优化目标函数的特性引入多目标粒子群算法, 并使用动态加权算法将多目标粒子群算法进一步简化, 提高了计算效率; 针对穿刺过程中遇到的由于组织形变引起的障碍物和目标发生偏移、模型参数偏差引起的控制偏差导致预规划路径失效的问题, 提出了在线重规划的方法. 最后, 使用仿真实验验证算法的有效性和稳定性, 并设计了在线重规划的仿真实验, 验证了重规划算法的有效性.

本文只针对斜尖柔性针路径规划问题进行研究, 并通过仿真实验验证算法的有效性, 仿真数据表明算法具有较高的精度. 但是, 实际穿刺时模型参数的偏差和生物组织的非均匀性及生物组织特性随着环境和时间的变化而变化的问题均会导致预规划路径的失效, 并且生物组织内柔性针针尖位置、障碍物位置和靶点位置的反馈也是一个需要解决的问题. 这些问题都增加了斜尖柔性针规划和控制的难度, 本文将这些问题作为未来的研究内容.

参考文献 (References)

[1] Webster R J III, Cowan N J, Chirikjian G, et al. Nonholonomic modeling of needle steering[M]//Experimental Robotics IX. Berlin, Germany: Springer, 2006: 35-44.
 [2] Misra S, Reed K B, Schafer B W, et al. Mechanics of flexible needles robotically steered through soft tissue[J]. International Journal of Robotics Research, 2010, 29(13): 1640-1660.
 [3] Dong W, Han H M, Du Z J. The tip interface mechanics modeling of a bevel-tip flexible needle insertion[C]//IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 581-586.

- [4] Roesthuis R J, van Veen Y R J, Jahya A, et al. Mechanics of needle-tissue interaction[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 2557-2563.
- [5] Asadian A, Patel R V, Kermani M R. A distributed model for needle-tissue friction in percutaneous interventions[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 1896-1901.
- [6] Asadian A, Kermani M R, Patel R V. An analytical model for deflection of flexible needles during needle insertion[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 2551-2556.
- [7] Abayazid M, Roesthuis R J, Reilink R, et al. Integrating deflection models and image feedback for real-time flexible needle steering[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(2): 542-553.
- [8] Yan K G, Podder T, Yu Y, et al. Flexible needle-tissue interaction modeling with depth-varying mean parameter: Preliminary study[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009, 56(2): 255-262.
- [9] Haddadi A, Hashtrudi-Zaad K. Development of a dynamic model for bevel-tip flexible needle insertion into soft tissues[C]//33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 7478-7482.
- [10] 赵燕江, 张永德, 邵俊鹏. 柔性针的运动学建模及实验研究[J]. 机器人, 2010, 32(5): 666-673.
Zhao Y J, Zhang Y D, Shao J P. Kinematic modeling and experimental study of flexible needle[J]. Robot, 2010, 32(5): 666-673.
- [11] Park W, Kim J S, Zhou Y, et al. Diffusion-based motion planning for a nonholonomic flexible needle model[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 4600-4605.
- [12] Park W, Reed K B, Okamura A M, et al. Estimation of model parameters for steerable needles[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 3703-3708.
- [13] Wood N A, Shahrour K, Ost M C, et al. Needle steering system using duty-cycled rotation for percutaneous kidney access[C]//32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 5432-5435.
- [14] Lehocky C A, Riviere C N. Needle insertion with duty-cycled rotation into multiple media[C]//34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 916-919.
- [15] Alterovitz R, Goldberg K, Okamura A. Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissue with obstacles[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 1640-1645.
- [16] Alterovitz R, Lim A, Goldberg K, et al. Steering flexible needles under Markov motion uncertainty[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2005: 1570-1575.
- [17] 张永德, 赵燕江, 陈浩. 斜尖柔性针在软组织中的二维路径规划[J]. 机器人, 2011, 33(6): 750-757.
Zhang Y D, Zhao Y J, Chen H. 2D path planning of bevel tip flexible needle in soft tissue[J]. Robot, 2011, 33(6): 750-757.
- [18] Huo B Y, Zhao X G, Han J D, et al. Motion planning for flexible needle in multilayer tissue environment with obstacles[C]//IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. Piscataway, USA: IEEE, 2012: 3292-3297.
- [19] Xu J J, Duindam V, Alterovitz R, et al. Motion planning for steerable needles in 3D environments with obstacles using rapidly-exploring random trees and backchaining[C]//IEEE International Conference on Automation Science and Engineering. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 41-46.
- [20] Patil S, Alterovitz R. Interactive motion planning for steerable needles in 3D environments with obstacles[C]//3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Piscataway, USA: IEEE, 2010: 893-899.
- [21] Wang J J, Li X P, Zheng J J, et al. Dynamic path planning for inserting a steerable needle into a soft tissue[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2014, 19(2): 549-558.
- [22] Duindam V, Alterovitz R, Sastry S, et al. Screw-based motion planning for bevel-tip flexible needles in 3D environments with obstacles[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 2483-2488.
- [23] Parsopoulos K E, Vrahatis M N. Recent approaches to global optimization problems through particle swarm optimization[J]. Natural Computing, 2002, 1(2/3): 235-306.
- [24] Jiao B, Lian Z G, Gu X S. A dynamic inertia weight particle swarm optimization algorithm[J]. Chaos, Solitons & Fractals, 2008, 37(3): 698-705.
- [25] Shi Z, Chen Q W, Hu W L. Convergence analysis of a class of multi-objective quantum-behaved particle swarm optimization algorithms and its application[J]. Information and Control, 2013, 42(4): 407-415.

作者简介:

- 霍本岩 (1989-), 男, 博士生. 研究领域: 手术机器人.
- 赵新刚 (1978-), 男, 博士, 研究员. 研究领域: 机器人自主控制, 医疗机器人系统, 肌电信号, 智能康复系统.
- 韩建达 (1968-), 男, 博士, 研究员, 博士生导师. 研究领域: 移动机器人自主控制, 地面移动机器人系统, 飞行机器人系统, 医疗机器人系统等.