

基于可达性决策的柔性针穿刺控制方法

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, 辽宁 沈阳 110016;

2. 中国科学院大学, 北京 100080; 3. 奥克兰大学 机械工程学院, 新西兰 奥克兰)

摘要: 穿刺术具有创口小、恢复快的优势, 是一种广泛使用的微创手术. 柔性针穿刺是对传统穿刺术的改进. 本文首先分析柔性针运动学模型, 使用无色卡尔曼滤波(unscented Kalman filter, UKF)对穿刺过程中柔性针针尖位置和姿态进行估计. 然后根据柔性针的运动学特点提出一种基于柔性针可达范围的控制方法, 分析控制系数对穿刺轨迹的影响, 并通过仿真和明胶穿刺实验验证该控制方法的效果. 在穿刺深度为 100 mm 的情况下, 本文提出的控制方法能够将穿刺误差保持在 0.5 mm 以下. 仿真实验也表明当模型参数与实际值的误差在一定范围内时, 该控制方法仍能够实现高精度的穿刺.

关键词: 非线性系统; 柔性针; 穿刺术; 无色卡尔曼滤波

中图分类号: TP273 **文献标识码:** A

A control method for puncture with flexible needle based on reachable decision

HUO Ben-yan^{1,2†}, ZHAO Xin-gang¹, HAN Jian-da¹, XU Wei-liang^{1,3}

(1. Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang Liaoning 110016, China;

2. Graduate School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080, China;

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

Abstract: Because of the tiny trauma and rapid recovery, punctures have been widely adopted in clinics. The flexible needle is an improvement of the traditional steel needle. We firstly build the kinematic model of a flexible needle and use unscented Kalman filter (UKF) to estimate the states of the flexible needle tip. Then, a control method based on the reachable region of flexible needle is developed according to the characteristic of the kinematic model of the flexible needle. We analyze the reachable parameter's effect on the puncture trail. Simulations and gelatin puncture tests show that this control method is precise and robust. The tip error will be confined to 0.5 mm when the insert distance is 100 mm. Simulation results also indicate that the control method can achieve high-precision puncture when the error between the model parameter and actual value is within a certain range.

Key words: nonlinear system; flexible needle; puncture; unscented Kalman filter

1 引言(Introduction)

穿刺术是一种微创手术, 具有创伤小、恢复快等优点, 广泛应用于组织采样、药剂注射、射频消融和近距离放疗等. 而传统穿刺针为刚性针, 无法对针尖位置进行有效的控制, 由于在穿刺时针尖受力不均匀和组织形变等导致针尖偏离预定目标, 导致穿刺失败; 为完成穿刺任务需要进行重复穿刺, 增加病人痛苦、延长手术时间. 针对传统穿刺针的缺点, Webster 等^[1]提出了柔性针的概念. 柔性针直径小, 针尖非对称斜角, 采用弹性较好的合金材料, 在穿刺时候受到组织施加的非对称作用力, 针尖发生偏转. 通过控制

针尖斜面朝向控制针尖偏转方向, 实现对针尖的位置控制. 在 Webster 提出该概念以后, 柔性针受到了广泛的关注.

目前对柔性针的研究主要集中在模型和穿刺路径规划上, 对穿刺控制进行的研究比较少.

为了精确控制柔性针到达目标位置, 需要分析柔性针与组织的关系, 建立柔性针动力学或者运动学模型. Webster 等^[1]在提出柔性针的概念同时, 根据柔性针运动形式建立柔性针运动学模型——自行车模型, 并给出该模型的递推关系. 但是该模型比较复杂, 且模型为递推模型, 无法应用于实际控制. 文中, 作者使

用几何方法对模型参数进行辨识. Wooram等^[2]将自行车模型简化为独轮车模型. Park等^[3]针对穿刺过程中随机性对独轮车模型进行改进, 构造随机非完整性独轮车模型, 并使用误差传播理论对模型参数进行辨识, 实验表明该方法能够把模型辨识误差从26.1%降低到6.55%. 赵燕江等^[4]在独轮车的基础上进一步提出带返程的独轮车模型. Reed等^[5-6]通过大量实验研究针尖的滞后角度问题, 提出了基于有限元的扭转模型. Wood等^[7-9]对独轮车模型进行改进, 研究占空比(duty-cycle)与穿刺半径的关系, 作者指出通过控制占空比能够控制穿刺半径. 除了运动学模型, 一些研究人员^[10-16]对柔性针动力学模型进行了研究. Misra S等^[10]使用显微镜观察穿刺过程针尖与组织的交互, 分析针的受力和能量, 在此基础上建立基于能量的动力学模型. 该模型计算针尖偏转距离的时候使用悬臂梁模型. Orcun等^[11]提出3种模型, 两种使用有限单元和非线性梁单元构建模型, 一种将柔性针视为多段由弹簧连接的刚性杆, 并通过实验对模型参数进行辨识. 作者通过实验对比指出分段弹簧模型计算效率最高, 并且精度最好. Ali等^[12]对柔性针穿刺过程进行分析, 把柔性针分为体外和体内两段, 将体外部分视为刚性杆, 体内部分使用悬臂梁进行建模, 并通过实验进行验证. 目前, 柔性针动力学模型较为复杂, 多停留在理论建模阶段, 而独轮车模型简单实用, 在柔性针穿刺规划和控制中应用较多.

穿刺的精度影响诊断的准确度和治疗的效果, 直接决定了穿刺术的成败. 目前对柔性针控制开展的研究较少. Kallem等^[17]建立柔性针的状态空间模型, 并从中提取部分系统设计了平面保持控制器. 作者使用backstepping反馈线性化将非线性系统线性化, 在此基础上设计状态观测器和控制器将柔性针保持在一个平面内. 针对模型参数不确定性, Motaharifar等^[18]在此基础上进行了改进, 对模型参数进行在线估计. 针对二维平面内的控制问题, Bernardes等^[19]根据柔性针的运动特点提出Arc-RRT路径规划算法, 使用占空比控制针尖追踪规划的路径. Hauser等^[20]设计了一个闭环控制器, 使得针尖沿螺旋线前进, 使用模型预测控制(model predictive control, MPC)选择旋转控制量, 使得预测螺旋线轨迹到目标位置的距离最小. 在组织形变的情况下, 相对于开环控制该闭环控制器能够减少88%的误差. Rucker等^[21]根据柔性针的运动特点设计了一个无模型滑模控制器, 分析该方法的误差上界, 通过仿真实验和离体组织实验验证了控制方法的精度. Abayazid等^[22]提出了使用布拉格光纤光栅传感器重建柔性针形状的方法, 并通过视觉捕获进行验证. 作者将重建的柔性针状态应用到柔性针控制, 在穿刺110 mm的情况下, 该方法能够实现1.3 mm的穿刺精度. 目前, 对柔性针控制的研究比较少, 已有的

研究还有很多问题需要解决.

本文作者将无色卡尔曼滤波(unscented Kalman filter, UKF)应用到柔性针状态估计, 然后基于可达范围概念设计一种控制器, 并进行仿真和实验验证. 本文安排如下: 第2部分介绍柔性针模型和UKF, 并分析模型参数对于估计和控制的影响. 第3部分介绍控制方法, 并进行仿真. 第4部分介绍实验平台, 并进行实验验证, 给出实验数据分析. 最后, 总结本文, 提出下一步的工作.

2 柔性针模型及状态估计(Model of flexible needle and states estimation)

模型是控制系统的基础, 本章首先介绍柔性针的模型, 然后介绍使用UKF对模型状态进行估计.

2006年, Webster等^[1]提出柔性针的概念, 并给出了柔性针的系统模型. Kallem等^[17]重新处理自行车模型, 将之写成了状态空间形式, 使得现有处理非线性问题的方法能够应用于该模型. 如图1所示, 定义世界坐标系 A 和体坐标系 B , 则针尖在坐标系 B 中的速度为

$$\begin{bmatrix} \nu \\ \omega \end{bmatrix} = u_1 V_1 + u_2 V_2, \quad (1)$$

其中: u_1 为柔性针穿刺速度, u_2 为柔性针旋转速度, 且

$$V_1 = \begin{bmatrix} e_3 \\ k e_1 \end{bmatrix}, V_2 = \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ e_3 \end{bmatrix},$$

e_i 为单位向量, k 为穿刺曲率.

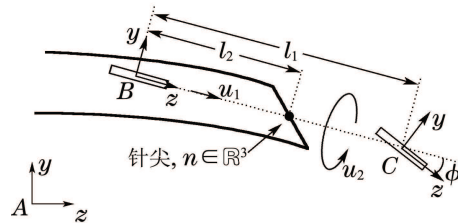


图1 柔性针运动学模型^[1]

Fig. 1 Kinematic model of flexible needle^[1]

定义针尖位姿为 $q = (x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)^T$, x, y, z 为针尖在世界坐标系 A 中的位置, α, β, γ 分别为绕坐标系 A 的 x, y, z 轴旋转角度. 则针尖在世界坐标系 A 中的速度

$$\nu^A = \dot{q}. \quad (2)$$

由雅克比矩阵可得

$$\begin{bmatrix} \nu \\ \omega \end{bmatrix} = J \nu^A, \quad (3)$$

其中:

$$J = \begin{bmatrix} R_{AB}^T & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & S \end{bmatrix}, S = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\cos \beta \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ \sin \beta & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

其中 R_{AB}^T 为坐标系 A, B 之间的旋转矩阵.

将式(1)–(2)代入式(3)可得

$$\dot{q} = J^{-1}u_1V_1 + J^{-1}u_2V_2 = \begin{bmatrix} \sin \beta & 0 \\ -\sin \alpha \cos \beta & 0 \\ \cos \alpha \cos \beta & 0 \\ k \cos \gamma \sec \beta & 0 \\ k \sin \gamma & 0 \\ -k \cos \gamma \tan \beta & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

其中 $\beta \neq k\pi + \pi/2$. 实际穿刺时, 穿刺半径较大, 一般在200 mm左右, 考虑临床人体穿刺, 穿刺深度一般在150 mm以下, 而当 $\beta = \pi/2$ 时, 穿刺深度至少为穿刺半径 r , 即200 mm左右, 故在临床上该条件成立, 仿真实验时通过合理设置目标点位置和穿刺深度, 亦能保证该条件成立.

由式(4)可知, 柔性针系统为非完整性系统, 具有强非线性, 且状态和输出强耦合, 无法使用现有线性化方法线性化处理, 本文中作者直接使用非线性方法对系统进行处理. 为了保持穿刺针的柔性, 柔性针针体较细, 在针尖上放置传感器测量针尖姿态难度较大, 而针尖位置可以采用图像定位的方式获得, 透明仿真材料实验中使用双目视觉定位针尖, 离体组织或者临床上可以使用C型臂、CT等获取针尖位置. 为了获取针尖姿态角度, 作者使用UKF^[23]对姿态角度进行估计. 流程为: 1) 初始化, 设定过程噪声和测量噪声, 设定针尖状态的初值和协方差矩阵; 2) 计算sigma点, 然后根据上一步状态和控制量预测当前状态; 3) 使用测量值修正预测状态, 计算协方差矩阵. 返回步骤2), 进行下一步估计.

通过仿真验证UKF估计状态的效果. 设定过程噪声和测量噪声协方差分别为0.1和1, 则位置和姿态的估计误差如图2所示.

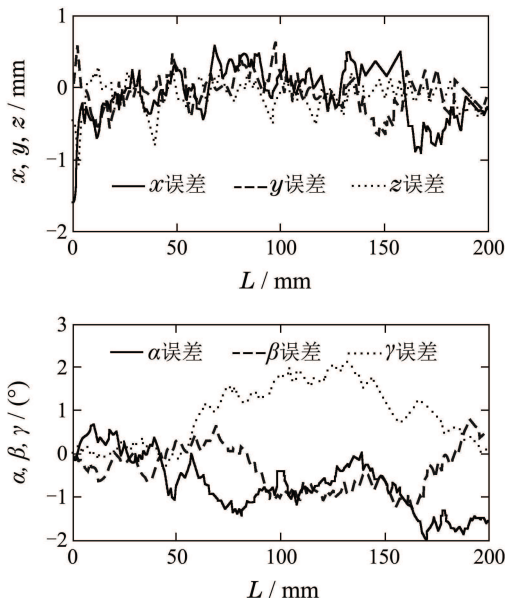


图 2 UKF估计位置误差和姿态角度误差

Fig. 2 UKF estimation error of needle tip's position & posture

由图2可知, UKF不能完全地消除噪声的影响, 但可以获得对针尖姿态的近似估计. 在不需要精确的位置和姿态下, UKF算法可以满足要求.

3 柔性针可达性和控制方法(Reachability and control method of flexible needle)

由于柔性针模型的强耦合和强非线性, 现有的控制方法无法很好地驱动针尖到目标位置. 本文基于柔性针的运动学特性, 首先对柔性针可达区域进行分析, 然后在此基础上设计柔性针控制方法.

3.1 可达性分析(Analysis on the reachability)

由于柔性针的运动特点, 工作空间内的点不一定可达. 设定穿刺半径为 r , 则根据Wood等^[7-9]的研究工作, 通过duty-cycle控制, 可以使曲率在 $0 \sim k$ 之间变化. 而本文采用的Rotate-Stop-Insert 驱动方式可等效于duty-cycle 控制, 即通过控制旋转角度和穿刺距离实现穿刺曲率的控制. 故, 能够用曲率可变的特性分析柔性针可达范围. 则容易得到穿刺长度为 $0 \sim L$ 时, 二维平面内针尖的可达范围如图3所示. 进行三维穿刺时, 针尖可以旋转到任意角度, 则在穿刺长度为 $0 \sim L$ 时, 针尖可达范围为图3中扇形绕 z 轴旋转获得的范围. 通过适当的控制, 针尖可以达到上述区域内的任意一点. 为了简单有效的判断目标位置是否在可达区域以内, 本文对可达区域进行压缩, 如图3所示, 只考虑区域A, 而舍弃曲面部分, 三维穿刺下同样去掉前面的曲面部分.

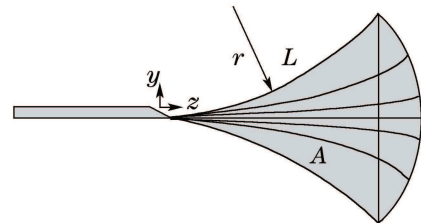


图 3 二维穿刺针尖可达范围

Fig. 3 Reachable region of needle tip in 2D

使用第2部分的方法, 可以获得针尖的位置和姿态角度, 据此建立世界坐标系A到针尖坐标系B的坐标变化矩阵 R_{AB} , 已知目标点在坐标系A中的位置 p_t^A , 能够获得目标点在针尖坐标系B中的位置 $p_t^B = R_{AB}^{-1} \times p_t^A$. 如图4所示, 设定可达范围的探测长度为 L_V , 为了确保目标点在可达区域以内, 当 $z_{p_t^B} < L_V$ 时, 令 $L_V = z_{p_t^B}$, $z_{p_t^B}$ 为 p_t^B 的 z 值. 由此形成的圆面为探测圆周, 圆周半径为探测半径 r_V , 由几何关系可得

$$r_V = r - \sqrt{r^2 - L_V^2}. \quad (5)$$

如图4所示, 当目标点可达时, 点 p_t^B 位于探测圆周以内, 即

$$r_V^2 \geq x_{p_t^B}^2 + y_{p_t^B}^2, \quad (6)$$

否则, 目标点不可达.

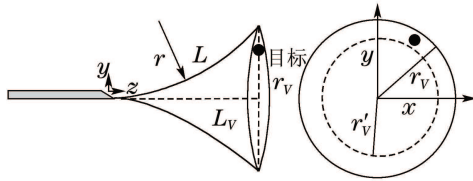


图4 目标位置的可达性
Fig. 4 Reachability of target

由于噪声的干扰, 针尖状态的估计会存在一定的偏差, 如果按照上述方法判断目标点是否可达, 可能会判断错误. 故, 本文为了确保判断的准确性, 将可达范围进一步缩小, 令 $r'_v = \varepsilon \times r_v, \varepsilon \in (0, 1)$, 为可达性控制系数. 系数 ε 的大小将影响穿刺轨迹的形状.

3.2 控制方法(Control method)

进行穿刺时, 针尖会偏向与斜面朝向相反的方向, 本文基于此使用一种直观的控制方法, 即通过旋转控制驱动针尖斜面背向目标位置, 使得穿刺时针尖朝向目标位置运动, 如式(7)所示.

$$u = \begin{cases} u_1 = \lambda, \\ u_2 = \begin{cases} 0, & p_t^B \in A, \\ \theta, & p_t^B \notin A, \end{cases} \end{cases} \quad (7)$$

其中: λ 为穿刺步长, θ 为旋转角度, 由 p_t^B 计算得来, A 为可达区域.

为了使针尖朝目标点前进的距离最大, 本文采用 rotate-stop-insert 的驱动方式, 即首先旋转柔性针到预定角度, 然后进行进针动作.

进行穿刺时, 首先使用 UKF 估计当前针尖状态, 然后将目标位置变换到针尖坐标系内并判断目标点是否在探测圆周以内, 如果在, 则不作旋转控制, 进行穿刺动作; 如果不在, 则需要计算旋转量, 并旋转柔性针使得针尖斜面背向目标位置, 然后进行穿刺动作. 控制流程如图5所示.

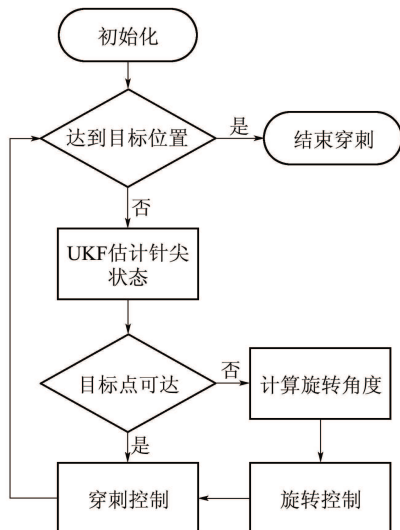


图5 穿刺控制流程图

Fig. 5 Flow chart of needle puncture control

当目标点位于探测范围边缘时, 控制器将计算需要旋转的角度. 由图4可知, 将针尖斜面旋转至背向目标位置需要旋转的角度为

$$\theta = \begin{cases} \pi - \arctan\left(\frac{x_{p_t^B}}{y_{p_t^B}}\right), & x_{p_t^B} > 0, y_{p_t^B} > 0, \\ -\pi - \arctan\left(\frac{x_{p_t^B}}{y_{p_t^B}}\right), & x_{p_t^B} < 0, y_{p_t^B} > 0, \\ -\arctan\left(\frac{x_{p_t^B}}{y_{p_t^B}}\right), & y_{p_t^B} < 0, \end{cases} \quad (8)$$

其中: $x_{p_t^B}, y_{p_t^B}$ 为目标点在针尖坐标系中 x, y 值; λ 为穿刺步长, λ 较大时, 穿刺步数少, 能够快速地完成穿刺任务, 但是精度差; λ 较小时, 穿刺步数多, 需要大量的旋转控制, 但是精度高. 经过分析 λ 对穿刺步数和穿刺精度的影响, 作者使用可变 λ 进行穿刺控制, 这样既可较少控制动作又能提高穿刺精度. 如式(9)所示, 根据针尖到目标位置的距离分段设定 λ 值, 其中 d_{tt} 为针尖到目标位置的距离.

$$\lambda = \begin{cases} \lambda_1, & d_1 < d_{tt}, \\ \lambda_2, & d_2 < d_{tt} \leq d_1, \\ \lambda_3, & d_{tt} \leq d_2. \end{cases} \quad (9)$$

可达性控制系数 ε 影响穿刺轨迹. 当 ε 较大时, 探测圆周较大, 目标点 p_t^B 停留在可达区域内的时间较长, 这样旋转控制较少, 穿刺轨迹较为平滑; 当 ε 较小时, 目标点 p_t^B 经常处于探测圆周以外, 需要较多的控制动作, 而穿刺轨迹更加平直.

如图6-7所示, 根据需求选择适当的系数 ε 值, 当要求有较少的旋转次数时, 选择较大的 ε 值; 而当要求穿刺路径较短时, 选择较小的 ε 值.

4 仿真和实验(Simulations and experiments)

本章介绍柔性针控制相关的仿真实验、穿刺平台和明胶穿刺实验. 首先进行仿真实验对多次仿真结果进行统计分析, 并对模型参数存在偏差时控制系统的穿刺精度进行验证. 然后介绍本文使用的穿刺平台, 最后设计明胶穿刺实验并进行数据分析.

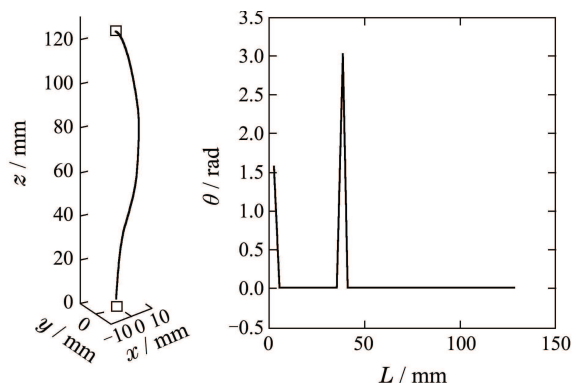


图6 系数 $\varepsilon = 0.9$ 穿刺轨迹和角速度系数

Fig. 6 Puncture trail and angular velocity when $\varepsilon = 0.9$

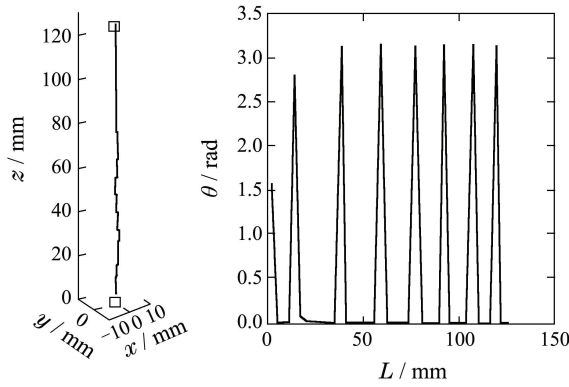


图 7 系数 $\varepsilon = 0.1$ 穿刺轨迹和角速度

Fig. 7 Puncture trail and angular velocity when $\varepsilon = 0.1$

4.1 仿真实验和分析(Simulations and analysis)

本节介绍噪声干扰下柔性针控制仿真实验. 本文的仿真实验中, 柔性针仿真模型的穿刺半径设定为 $r = 165 \text{ mm}$, 穿刺步长 $\lambda = 1 \text{ mm}$, 设定起始点为 $(0, 0, 0) \text{ mm}$, 目标点为 $p_t^A = (10, 0, 100) \text{ mm}$. 系统测量噪声和过程噪声服从高斯分布, 协方差分别为 1 和 0.1 的白噪声. 可达性控制系数 $\varepsilon = 0.8$. 控制系统的精度受到穿刺半径、穿刺步长和可达范围控制系数影响, 笔者没有给出穿刺精度的理论分析. 这里设计仿真实验分析在上述条件下控制系统的穿刺精度. 由于受测量噪声的干扰, 每次仿真的结果并不完全相同, 本文进行了多次仿真, 对仿真结果进行统计分析. 仿真 1000 次的精度分布如图 8 所示.

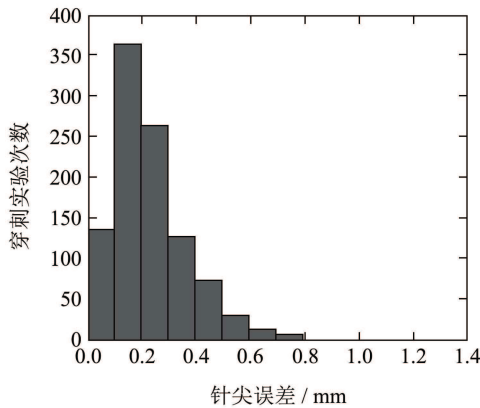


图 8 重复进行 1000 次仿真实验的柔性针穿刺偏差

Fig. 8 Puncture errors of 1000 times simulations

从图 8 可以看到由于测量噪声的影响, 穿刺精度不恒定, 误差在 0.5 mm 以下的占了接近 90%. 由于测量噪声均值设定为 1 mm, 所以在获取针尖位置时, 有可能与实际偏差较大; 而 UKF 滤波不能完全消除噪声的影响. 当偏差出现在穿刺前期时, 可以通过后期控制消除偏差; 而当偏差出现在穿刺后期时, 由于柔性针的运动学特性约束导致针尖无法精确到达目标位置. 即使在这种条件下, 柔性针穿刺 100 mm, 针尖偏差最大仅为 1 mm, 平均偏差 0.2346 mm, 能够满足临床上

对穿刺精度的要求.

柔性针模型的穿刺半径通过几何辨识的方法^[1]离线获得, 而进行穿刺时, 由于环境和组织特性改变, 实际穿刺半径可能会发生变化, 导致模型参数与实际有偏差. 为了分析模型参数存在偏差时系统的穿刺效果, 作者设计了仿真实验测试存在偏差时柔性针穿刺精度变化情况. 控制系统使用的模型参数恒定为 $r = 165 \text{ mm}$, 而仿真系统模型参数为 r_e , 令

$$rErrorPercent = \frac{r_e}{r} \times 100,$$

分别取

$$rErrorPercent = 40, 50, \dots, 190,$$

每次进行 100 次仿真试验, 取仿真结果的均值作为穿刺偏差, 仿真结果如图 9 所示.

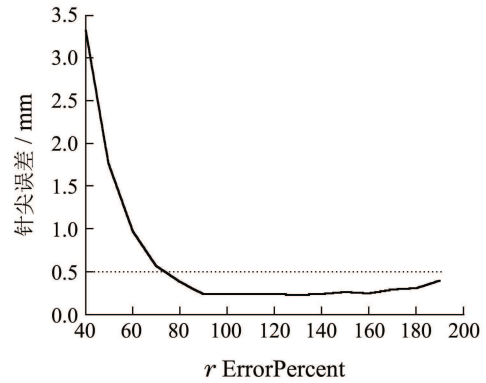


图 9 穿刺半径存在偏差时柔性针穿刺偏差

Fig. 9 Puncture errors when the r_e deviates from r

由图 9 可以看出, 仿真系统模型参数 r_e 在 80% r 和 190% r 之间变化时, 穿刺偏差的均值能够保持在 0.5 mm 以下. 其原因主要有两点: 一是 UKF 算法中测量值对状态估计进行了修正, 降低了模型参数对估计结果的影响; 二是控制策略中使用了可达范围控制系数, 该系数放宽了对模型参数精度的要求, 可达性控制系数越小, 模型参数对控制的影响越小. 由此本文得出以下结论: 控制中使用的穿刺半径与系统穿刺半径有较小的偏差时, 该控制方法仍然能够实现高精度的穿刺, 即控制系统对于模型参数的变化具有一定鲁棒性.

4.2 试验平台(Test platform)

如图 10 所示, 穿刺平台包括 3 部分: 执行机构、视觉定位和上位机. 执行机构有进给和旋转两个自由度, 进给控制采用日本 MISUMI 公司的 RS102B 直线电机, 旋转控制采用日本 FAULHABER 公司的 1331T024S 直流电机. 视觉定位使用两台 IAMGINGSOURCE 公司的工业摄像机; 上位机使用惠普工作站 Z800, 实现针尖的识别和重建、控制策略的计算以及执行控制命令. 柔性针采用镍钛合金, 末端切角 30°, 直径 0.8 mm. 实验所用的仿真组织为 90% 的明胶和 10% 的卡拉胶.

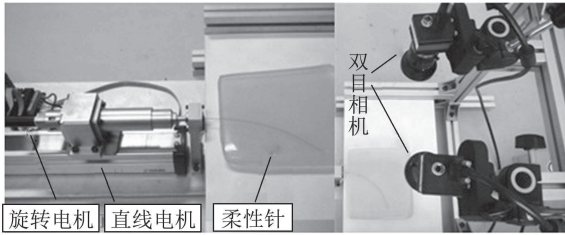


图10 柔性针穿刺实验平台,包括旋转电机、直线电机和双目定位相机

Fig. 10 Test platform including rotate motor, linear motor and binocular camera

工业摄像机分辨率为 740×480 ,且视野范围为 $297 \text{ mm} \times 210 \text{ mm}$,每毫米内有2.5个像素点.柔性针直径为 0.8 mm ,有效像素点仅为2个.针尖识别较为困难,作者针对柔性针成像特点设计了针尖定位算法,实验证明该算法具有较高的识别精度,如图11所示.为了提高计算效率,作者以上次针尖位置为中心生成一个 30×30 像素的正方形,即 $12 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$ 的工作窗口,在此窗口内进行针尖搜索,该方法将定位时间压缩在 2 ms 以内.摄像机工作频率为 30 Hz ,而针尖捕获频率为 10 Hz .为了保持针尖在工作窗口内,两次捕获之间针尖最大位移为 6 mm ,即穿刺速度最大为 60 mm/s .

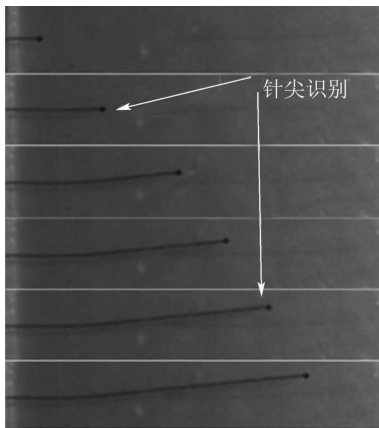


图11 针尖识别示意图

Fig. 11 Recognition of needle tip

本文使用两台摄像机实现针尖的三维位置追踪.作者使用张正友标定法进行摄像机标定,获取相机内外参数,建立相机坐标系 C .定位时,先获取针尖在两台摄像机中的像素坐标,然后使用相机内外参数重建针尖三维位置,具体标定及重建过程参见文献[24].穿刺初始化阶段,首先获取针尖的初始位置,据此建立世界坐标系 A ,然后设定目标位置在世界坐标系中的位置,如图12所示.坐标系 A 的 z 轴和 C 的 y 轴平行, A 的 x 、 y 轴分别于 C 的 z 、 x 反向,这样坐标系 A 和 C 的变换很清晰,即 $x_A = -z_C$, $y_A = -x_C$, $z_A = y_C$.针尖在坐标系 A 中的初始位置和姿态都设定为零,但实际上会有微小的偏差,本文将这偏差当作噪声干扰,

使用UKF滤波减弱偏差的影响.穿刺过程中,摄像机追踪针尖在相机坐标系 C 中的位置,然后将针尖坐标变换到世界坐标系中,并将之应用到控制系统中,实现针尖的闭环控制.

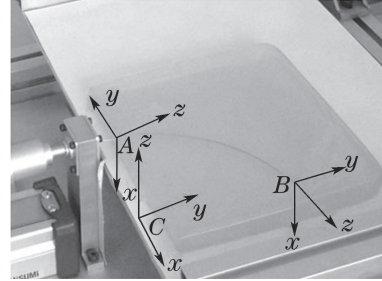


图12 相机坐标 C 、世界坐标 A 和针尖坐标 B 示意图

Fig. 12 Camera coordinate C , world coordinate A and needle tip coordinate B

4.3 明胶穿刺实验(Gelatin puncture tests)

4.3.1 目标点穿刺实验(Target-hitting tests)

本文在明胶内进行穿刺控制实验.首先进行平面穿刺,提取穿刺轨迹,使用几何法^[1]估计穿刺半径为 $r = 165 \text{ mm}$,则模型参数 $k = 1/r = 0.0061$,穿刺实验中使用该参数,为了保证仿真和明胶实验的一致性,本文在之前的仿真实验中也采用该参数.以针尖初始位置建立世界坐标系 A ,分别设定目标位置在坐标系 A 中的位置,表格1所示.实验中,穿刺步长为分段设定,如式(9),可达性控制系数 $\epsilon = 0.8$.终止穿刺条件为针尖与目标位置的偏差 $\text{Error} < 0.5 \text{ mm}$,或者针尖越过目标位置,即 $z_{\text{tip}} < z_{\text{target}}$.为了减小已存在穿刺轨迹对穿刺的影响,每次穿刺都会选择一块干净的区域进行穿刺.穿刺结果如图13所示.

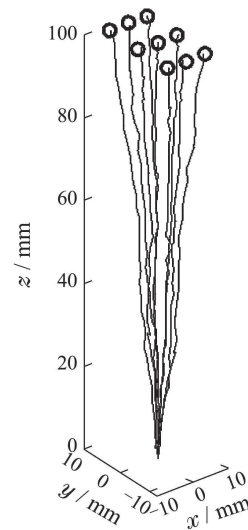


图13 柔性针在明胶中的穿刺轨迹

Fig. 13 Trails of flexible needle punctured in gelatin

穿刺误差见表1.进行了9次穿刺,针尖都能很好地到达目标位置,平均误差为 0.2638 mm .实验数据表明本文提出的控制算法具有很好地控制效果和稳定性.

表 1 穿刺误差

Table 1 Errors between needle tip and target

试验	目标 / mm	穿刺误差 / mm
1	(-5, -10, 100)	0.2684
2	(-5, 0, 100)	0.2616
3	(-5, 10, 100)	0.2238
4	(0, -10, 100)	0.4127
5	(0, 0, 100)	0.1239
6	(0, 10, 100)	0.4378
7	(5, -10, 100)	0.3337
8	(5, 0, 100)	0.2191
9	(5, 10, 100)	0.0928

4.3.2 系数 ϵ 对穿刺轨迹的影响 (Effect of parameter ϵ on puncture trails)

可达性控制系数 ϵ 对控制动作和穿刺轨迹有显著的影响。作者设计实验对比不同系数 ϵ 下的控制动作和穿刺轨迹。设定目标位置为 (0, 0, 120)，可达性控制系数从 0.1 到 0.9，每个实验进行一次穿刺，记录控制量、穿刺路径和穿刺偏差。其他实验条件与之前保持一致，实验结果如图 12 所示。三维轨迹图如图 14(a) 所示， ϵ 从 0.1 到 0.9 变化时，穿刺轨迹逐渐接近初始位置和目标位置之间的直线连线。由控制策略知，在进行目标位置为 (0, 0, 120) 的穿刺任务时，轨迹会被尽量保持在世界坐标系的 Y-O-Z 平面内，由本实验的数据也可以证实这一点。为了展示 ϵ 对轨迹的影响，作者画出 Y-O-Z 平面内的穿刺轨迹图，如图 14(b) 所示，由图 14 可以清晰地看到随着 ϵ 由 0.1 到 0.9 变化时轨迹的变化。

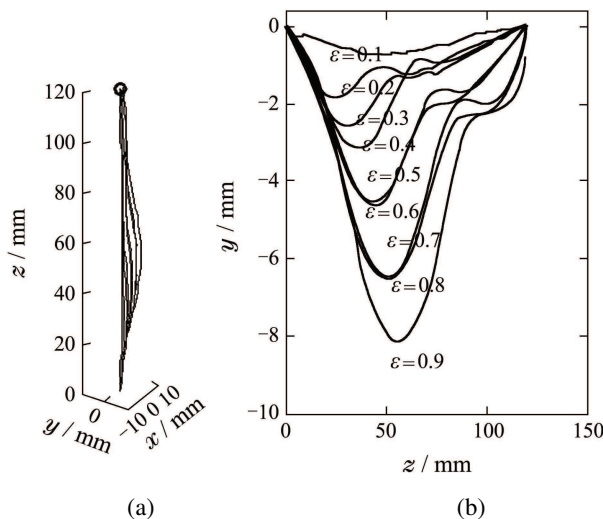


图 14 可达范围控制系数 ϵ 取 0.1 到 0.9 时，明胶穿刺轨迹图
Fig. 14 Trails of Flexible needle punctured in gelatin when ϵ changes from 0.1 to 0.9

可达性控制系数 ϵ 也会影响完成穿刺任务所需要的旋转动作，如表 2 所示， ϵ 由 0.1 到 0.9 变化时，控制动作中旋转操作所占的百分比由 50% 降低到 14%，即所

需要的旋转次数大大减少。而穿刺路径的长度仅由 120.16 mm 变化到 121.89 mm，即系数 ϵ 对穿刺轨迹长度影响很小。但是 ϵ 较大时，旋转控制较少，会影响穿刺的精度，本实验中， $\epsilon = 0.9$ 时穿刺偏差为 0.93 mm， $\epsilon = 0.7$ 和 0.8 时偏差分别 0.38 mm 和 0.39 mm，而当 $\epsilon < 0.7$ 时，穿刺偏差均在 0.2 mm 以下。本文可以均衡考虑穿刺精度需求和旋转动作限制选择可达性控制系数 ϵ ，在进行穿刺实验时选择系数 $\epsilon = 0.8$ 。需要注意的是，由于本实验中每次只进行了一次穿刺，由于噪声干扰等因素影响，实验结果可能不具有普遍性。比如理论上系数 $\epsilon = 0.7$ 时的旋转动作所占百分比比 $\epsilon = 0.8$ 要大，但实验数据相反。据此，作者依然选择 0.8 作为可达性控制系数。

表 2 ϵ 取 0.1 到 0.9 时，旋转动作所占百分比 M

Table 2 Percentage of rotate actions when ϵ changes from 0.1 to 0.9

ϵ	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
M	50.0	42.7	38.2	31.7	32.3
ϵ	0.6	0.7	0.8	0.9	
M	30.0	23.2	25.0	14.0	

5 结论 (Conclusions)

针对柔性针非完整性动力学模型，本文提出一种基于可达性的控制方法，该方法对模型参数要求不严格，当组织特性发生变化时，仍然能实现精确的穿刺控制。

进行穿刺控制时，需要知道柔性针的当前位置和姿态。而为了保证针的柔性，穿刺针直径较小，无法使用图像或者安装传感器的方式获得针尖姿态，本文使用 UKF 估计进行针尖位置和状态的估计，并通过仿真实验验证了该方法的有效性。针对组织特性和环境改变造成模型参数变化的问题，作者分析了模型参数存在偏差对状态估计和控制的影响，指出在本文提出的控制方法下，模型参数偏差对控制的影响很小，通过 MATLAB 仿真和明胶穿刺实验进行验证，多次实验的穿刺误差均在 0.5 mm 以下。

本文没有考虑工作空间内存在障碍物情况下避障和路径规划问题，而这是穿刺术必然遇到的问题，作者将该问题作为未来的研究内容。下一步将在可达性的基础上进行避障和规划研究，并将探讨基于 C 型臂的针尖三维位置定位可行性及方法，为组织离体实验做准备。

参考文献 (References):

[1] ROBERT W, COWAN N, CHIRIKJIAN G, et al. *Nonholonomic Modeling of Needle Steering* [M]. Heidelberg, Berlin: Springer, 2006: 35 - 44.
[2] PARK W, KIM J S, ZHOU Y, et al. Diffusion-based motion planning for a nonholonomic flexible needle model [C] // *Proceedings of the*

- 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain: IEEE, 2005: 4600 – 4605.
- [3] PARK W, REED K B, OKAMURA A M, et al. Estimation of model parameters for steerable needles [C] // *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Baltimore, MD, USA: IEEE, 2010: 3703 – 3708.
- [4] 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 Yanjiang, ZHANG Yongde, SHAO Junpeng. Kinematic modeling and experimental study of flexible needle [J]. *Robot*, 2010, 32(5): 666 – 673.)
- [5] REED K B, OKAMURA A M, COWAN N J. Modeling and control of needles with torsional friction [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, 56(12): 2905 – 2916.
- [6] REED K B, OKAMURA A M, COWAN N J. Controlling a robotically steered needle in the presence of torsional friction [C] // *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Florida: IEEE, 2011: 3476 – 3481.
- [7] WOOD N A, SHAHROUR K, OST M C, et al. Needle steering system using duty-cycled rotation for percutaneous kidney access [C] // *Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Pittsburgh, PA: IEEE, 2010: 5432 – 5435.
- [8] LEHOCKY C A, RIVIERE C N. Needle insertion with duty-cycled rotation into multiple media [C] // *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. San Diego, USA: IEEE, 2012: 916 – 919.
- [9] WOOD N A, LEHOCKY C A, RIVIERE C N. Algorithm for three-dimensional control of needle steering via duty-cycled rotation [C] // *IEEE International Conference on Mechatronics (ICM)*. Beijing, China: IEEE, 2013: 237 – 241.
- [10] MISRA S, REED K B, SCHAFER B W, et al. Observations and models for needle-tissue interactions [C] // *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Kobe, Japan: IEEE, 2009: 2687 – 2692.
- [11] GOKSEL O, DEHGHAN E, SALCUDEAN S E. Modeling and simulation of flexible needles [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31(9): 1069 – 1078.
- [12] ASADIAN A, KERMANI M R, PATEL R V. An analytical model for deflection of flexible needles during needle insertion [C] // *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2011: 2551 – 2556.
- [13] 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, ICRA 2011*. Shanghai, China: IEEE, 2011: 1896 – 1901.
- [14] DONG W, HAN H M, DU Z J. The tip interface mechanics modeling of a bevel-tip flexible needle insertion [C] // *2012 International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*. Chengdu, China: IEEE, 2012: 581 – 586.
- [15] ROESTHUIS R J, ABAYAZID M, MISRA S. Mechanics-based model for predicting in-plane needle deflection with multiple bends [C] // *The 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012*. Minnesota, USA: IEEE, 2012: 69 – 74.
- [16] 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.
- [17] KALLEM V, COWAN N J. Image guidance of flexible tip-steerable needles [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, 25(1): 191 – 196.
- [18] MOTAHARIFAR M, TALEBI H A, AFSHAR A, et al. Adaptive observer-based controller design for a class of nonlinear systems with application to image guided control of steerable needles [C] // *American Control Conference (ACC)*. Montreal, QC: IEEE, 2012: 4849 – 4854.
- [19] BERNARDES M C, ADORNO B V, POIGNET P, et al. Robot-assisted automatic insertion of steerable needles with closed-loop imaging feedback and intraoperative trajectory replanning [J]. *Mechatronics*, 2013, 23(6): 549 – 738.
- [20] HAUSER K, ALTEROVITZ R, CHENTANEZ N. Feedback control for steering needles through 3d deformable tissue using helical paths [J]. *Robotics Science and Systems: Online Proceedings*, 2009, 37(1): 1 – 5.
- [21] RUCKER D C, DAS J, GILBERT H B, et al. Sliding mode control of steerable needles [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2013, 29(5): 1289 – 1299.
- [22] ABAYAZID M, KEMP M, MISRA S. 3d flexible needle steering in soft-tissue phantoms using fiber bragg grating sensors [C] // *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Karlsruhe, Germany: IEEE, 2013: 5843 – 5849.
- [23] WAN E A, VAN DER MERWE R. The unscented Kalman filter for nonlinear estimation [C] // *Adaptive Systems for Signal Processing, Communications, and Control Symposium 2000*. Lake Louise, Alta: IEEE, 2000: 153 – 158.
- [24] ZHANG Z Y. A flexible new technique for camera calibration [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2000, 22(11): 1330 – 1334.

作者简介:

霍本岩 (1989–), 男, 博士研究生, 研究领域为柔性穿刺控制, E-mail: huobenyan@sia.cn;

赵新刚 (1978–), 男, 博士, 副研究员, 研究领域为医疗器械、肌电信号分解与聚类、智能康复系统等, E-mail: zhaoxingang@sia.cn;

韩建达 (1968–), 男, 博士, 研究员, 博士生导师, 研究领域为面向机电系统的鲁棒控制方法、自主控制方法、自主规划方法、智能发育/智能控制方法和微驱动、传感体化(MEMS)等, E-mail: jdhan@sia.cn;

徐卫良 (1961–), 男, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究机器人在食品加工处理、外科医疗及康复工程中的应用, 曾从事工业机器人、智能机器人、服务机器人等领域, 特别在机器人的机构、传感、控制与系统集成等方面的研究, E-mail: p.xu@auckland.ac.nz.