

微创介入手术导管自动介入方法的研究^①

付宜利^② 李 凯 王树国 高安柱

(哈尔滨工业大学机器人技术与系统国家重点实验室 哈尔滨 150001)

摘 要 为了实现可操作导管在血管内自动或半自动的介入操作,提出了一种基于连续机器人模型的运动控制方法。该方法首先采用刚性的连杆和关节建立导管远端的运动学模型,并运用 D-H 法对导管远端进行运动学分析,得到导管端部与关节变量的雅可比矩阵,并获得导管远端的运动控制规律;然后将利用广义势场法提取的血管模型中心线经由配准矩阵转化生成磁场空间中的导航路径;最后通过确保导管端点位于控制圆内的控制策略利用输送装置操作导管在血管模型主动脉弓中自动介入。实验结果表明,在主动脉弓这样管径的血管中,该方法能够实现自动操作导管三个自由度的运动,完成导管的自动介入操作。

关键词 微创介入手术,连续机器人,导管运动学,自动介入

0 引言

微创介入手术具有出血少、创伤小、并发症少、安全可靠和术后恢复快等优点,因而在国内外被广泛应用于心脑血管疾病的治疗^[1]。微创介入手术是在 X 射线图像的引导下,借助于导管和导丝通过血管管腔到达体内较远的病变部位,然后实施诊断或治疗的一种医疗技术,导管的介入操作(插管)是手术的关键步骤。传统的插管操作是医生在 X 射线图像引导下手工完成的,这种操作方式主要存在两方面的缺点:第一,插管过程中没有导管的位姿信息,操作主要依靠操作者的经验技能和对人体血管解剖结构的理解,而且操作是试探性的,不能满足快速准确的要求;第二,手术过程中操作者处在 X 射线辐射之下,长期操作对身体危害严重。为了改变使用传统血管插管技术的状况,许多满足插管需要的蛇形和连续机器人被设计出来,其中有以多段微型关节串联形式的蛇形机器人,例如 Carnegie Mellon 大学研制的 CardioARM 机器人手术系统^[2]等;还有以柔性连杆形式的连续机器人,例如 Harvard Medical School 等机构研发的同轴导管机器人系统^[3]和 Hansen Medical 公司开发的 Sensei 导管机器人系统^[4]等。上述各种导管机器人系统都采用特

殊设计的导管实现导管的插管操作,不能适用于目前的医用导管。因此,本项目将目前使用的医用导管作为研究对象,通过在导管中植入传感器进行自动介入操作的研究。为此,借鉴了研究象鼻和导管的学者采用的基于连续机器人的建模方法^[5,6],构建了导管的运动学模型,然后运用 Denavit-Hartenberg(D-H)法分析、综合后获得导管的运动控制规律,之后利用研发的输送装置,操作导管在血管模型中的自动介入。

1 运动学分析

1.1 钢丝驱动导管

首先,介绍本文研究的导管的结构和工作机制。我们采用一种具有专用手柄的 7Fr 单向弯曲钢丝驱动导管,其结构如图 1 所示。由图示可知,导管是由驱动钢丝经过手柄、鞘管段和弯曲段的内部连接而成,其中弯曲段包括实际可弯段和与之连接的用于安装传感器和电极的导管端部。驱动钢丝的一端固定在导管手柄的外套上,另一端固定在导管端点处,且与导管端部轴线的偏心距为 e , 鞘管段、弯曲段和导管内套空套在驱动钢丝上。当手柄内外套发生相对运动时,驱动钢丝将受力处于拉紧状态,此时钢丝

① 863 计划(2007AA04Z237)资助项目。

② 男,1966 年生,工学博士,教授,博士生导师;研究方向:医疗辅助机器人,医学图像处理;联系人,E-mail: meylfu@hit.edu.cn
(收稿日期:2011-03-08)

将贴紧导管偏心距的一侧,并对导管贴紧侧施加分布力作用(见图中的Ⅲ),由于鞘管段的抗弯刚度远大于弯曲段的抗弯刚度,所以在此分布力作用下,导管弯曲段将发生弯曲偏转。于是,导管可以实现弯曲、旋转和前进/后退三个自由度的运动,图 1 中的Ⅳ为导管实物图。

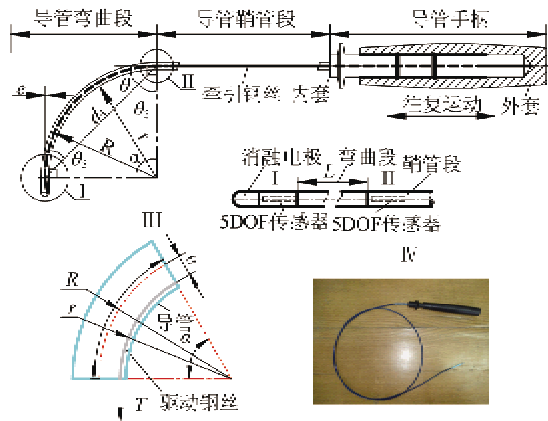


图 1 钢丝驱动导管

为了获得导管的位姿信息,在导管弯曲段的前后端分别集成了一个 5DOF 的电磁传感器,以便于控制导管操作。

1.2 导管模型及运动学分析

由于导管远端是可变形的,而它本身又没有刚性的连杆和关节,只能像动物的触角那样沿其轴向连续弯曲,可被看作连续机器人^[7]。因此近端的输送与导管的位形没有一一映射的关系,而且目前还不能够通过安装的传感器完全描述导管的位形。基于此,我们采用刚性的棱柱副和旋转关节以及恰当的关节变量来描述导管的运动学模型。

考虑模型的有效性和计算方便,我们作两个基本假设。第一,导管在弯曲过程中不发生扭转,为平面弯曲,即弯曲过程中,导管弯曲段的挠率为零;第二,导管弯曲段的弯曲形状为圆弧,即弯曲过程中,导管弯曲段的曲率为圆弧半径的倒数。基于以上假设,导管模型如图 2 所示,其中,图右下角为导管实际弯曲位形图。

图 2 中,棱柱副 d_1 表示导管前进/后退位移的移动自由度;使用一个旋转关节表示导管的旋转自由度;使用两个旋转关节和棱柱副 d_4 三个关节来描述导管远端的弯曲自由度。 P_0 表示根据 D-H 法建立的基座标原点在传感器空间的位置矢量。根据 D-H 法规则建立导管各个关节的坐标系,各关节的关节变量如表 1 所示。

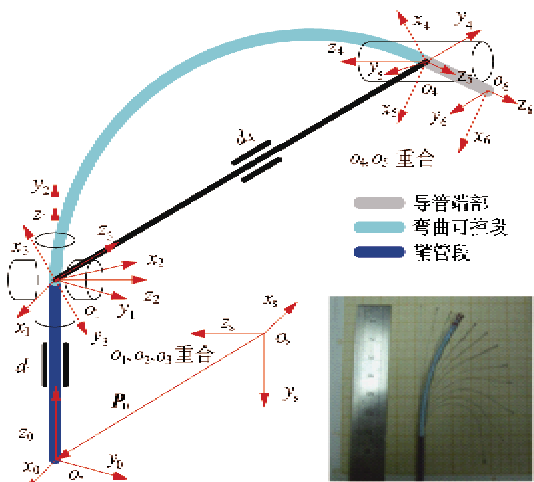


图 2 导管运动学模型

表 1 D-H 参数表

关节	$\theta_i (^{\circ})$	$d_i (\text{mm})$	$a_i (\text{mm})$	$\alpha_i (^{\circ})$
1	0	d_1	0	0
2	θ_2	0	0	$\pi/2$
3	$\theta_3 + \pi/2$	0	0	$\pi/2$
4	0	d_4	0	$\pi/2$
5	$\theta_5 + \pi$	0	0	$\pi/2$
6	0	d_6	0	0

图 1 中,关节变量 θ_2 表示导管的旋转角度,其变化范围为 $-\pi/2 \sim \pi/2$ 。 θ_3 、 θ_5 分别表示导管弯曲段前后端的弦切角,所以 $\theta = \theta_3$ 。 θ_3 、 θ_5 互为余角,所以 $\theta_5 = \pi/2 - \theta_3$,其中, $0 \leq \theta_3 \leq \pi/2$ 。 d_6 表示导管端部的长度,对于固定导管,其为常数。弦长 $d_4 = L \cdot \cos(\theta_3) / (\pi/2 - \theta_3)$,这可由导管弯曲段的几何关系推知,其中, L 表示导管实际弯曲段的长度,也是常数。由此得出导管端点坐标系相对于基坐标系的齐次变换矩阵:

$$T_0^6 = T_0^1 \cdot T_1^2 \cdot T_2^3 \cdot T_3^4 \cdot T_4^5 \cdot T_5^6 \quad (1)$$

其中, $T_{i-1}^i (i = 1, \dots, 6)$ 表示关节 i 对关节 $i-1$ 的齐次变换矩阵。因此导管远端端点 $E(x, y, z)$ 相对于基座标系的坐标如式(2)所示;导管端部的方向矢量 $a(a_x, a_y, a_z)$ 相对于基座标系的坐标如式(3)所示。

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) \cdot [d_4 \cdot \cos(\theta_3) + d_6 \cdot \sin(2\theta_3)] \\ \sin(\theta_2) \cdot [d_4 \cdot \cos(\theta_3) + d_6 \cdot \sin(2\theta_3)] \\ d_1 + d_4 \cdot \sin(\theta_3) - d_6 \cdot \cos(2\theta_3) \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) \cdot \sin(2\theta_3) \\ \sin(\theta_2) \cdot \sin(2\theta_3) \\ -\cos(2\theta_3) \end{bmatrix} \quad (3)$$

由于规定导管行进的路径为血管模型的中心线,所以可以求得导管端点的位置矢量 $E(x, y, z)$ 和导管端部局部坐标系 z_5 轴的方向矢量 $a(a_x, a_y, a_z)$ 。由此获得导管的运动学逆解为

$$\begin{cases} \theta_2 = \arctan\left(\frac{y}{x}\right), \theta_2 = \theta_2 + \pi \\ \theta_3 = \arctan\left(\frac{a_x \cdot \cos(\theta_2) + a_y \cdot \sin(\theta_2)}{1 - a_z}\right) \\ d_1 = z - d_4 \cdot \sin(\theta_3) + d_6 \cdot \cos(2\theta_3) \end{cases} \quad (4)$$

根据以上所述,本文将导管端点位置和导管端部 z_5 轴方向作为控制位姿 $X = [x, y, z, \theta_x, \theta_z]^T$ 实现导管的运动控制。其中 (x, y, z) 表示导管端点的位置坐标; $\theta_x = \arctan\left(\frac{\sqrt{1-a_z^2}}{a_x}\right)$, $\theta_z = \arctan\left(\frac{\sqrt{1-a_z^2}}{a_z}\right)$ 分别表示 z_5 轴与 x_0, z_0 轴的夹角。再联立公式(2)、(3),求导如式

$$dX = J \cdot dq \quad (5)$$

所示,其中, $q = [d_1, \theta_2, \theta_3]^T$, 雅可比矩阵 J 如式

$$J = \begin{bmatrix} 0 & -s\theta_2 \cdot \left(\frac{L \cdot c^2\theta_3}{\pi/2 - \theta_3} + d_6 \cdot s2\theta_3\right) & J_{13} \\ 0 & c\theta_2 \cdot \left(\frac{L \cdot c^2\theta_3}{\pi/2 - \theta_3} + d_6 \cdot s2\theta_3\right) & J_{23} \\ 1 & 0 & J_{33} \\ 0 & \frac{-s\theta_2 \cdot s2\theta_3}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} & \frac{2 \cdot c\theta_2 \cdot c2\theta_3}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \\ 0 & 0 & \frac{2 \cdot s2\theta_3}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2}} \end{bmatrix} \quad (6)$$

所示,式中的元素如式

$$\begin{cases} J_{13} = c\theta_2 \cdot \left(\frac{L \cdot c^2\theta_3}{(\pi/2 - \theta_3)^2} - \frac{L \cdot s2\theta_3}{\pi/2 - \theta_3} + 2 \cdot d_6 \cdot c2\theta_3\right) \\ J_{23} = s\theta_2 \cdot \left(\frac{L \cdot c^2\theta_3}{(\pi/2 - \theta_3)^2} - \frac{L \cdot s2\theta_3}{\pi/2 - \theta_3} + 2 \cdot d_6 \cdot c2\theta_3\right) \\ J_{33} = \frac{L \cdot s2\theta_3}{2 \cdot (\pi/2 - \theta_3)^2} + \frac{L \cdot c2\theta_3}{\pi/2 - \theta_3} + 2 \cdot d_6 \cdot s2\theta_3 \end{cases} \quad (7)$$

所示,其中, $s\theta = \sin(\theta)$, $c\theta = \cos(\theta)$, $c^2\theta = \cos^2(\theta)$ 。当 $\theta_3 = \pi/2$, 导管处于奇异位置,此时导管的位形空间仅为一条直线。雅可比矩阵退化为下式:

$$J = \begin{bmatrix} 0, 0, 0; 0, 0, 0; 1, 0, 0; 0, 0, \frac{-2c\theta_2}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}}; 0, 0, 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

综合考虑导管的位形奇异性和计算过程中的数值奇异性,本文采用阻尼最小二乘法^[8]来求解导管的关节变量,如下式所示:

$$\delta q^T = (J^T \cdot J + \lambda^2 \cdot I)^{-1} \cdot J^T \cdot \Delta X^T \quad (9)$$

其中, $\delta q^T = [\delta d_1, \delta \theta_2, \delta \theta_3]^T$, J^T 为 J 的转置矩阵, $\Delta X = [\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta \theta_x, \Delta \theta_z]$ 为血管中心线与导管控制位姿之间的差值。本文采用基于矩阵 QR 分解的奇异值分解(SVD)算法计算式(9)。 λ 表示阻尼常数,当雅可比矩阵 J 的谱条件数 $\kappa_r \leq 10$ 时,取 $\lambda = 0$; 当 $\kappa_r > 10$ 时,取 λ 的值为 J 的最大奇异值。

导管弯曲角 α 与关节角 θ_3 之间的关系如下式:

$$\alpha = (\theta_3 + \pi) - \left(\theta_3 + \frac{\pi}{2}\right) = 2 \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \theta_3\right) \quad (10)$$

导管弯曲角 α 与驱动钢丝长度变化 Δl 之间的关系如下式所示:

$$\Delta l = \mu \cdot \alpha \quad (11)$$

其中, $\mu = R - r$, 其数值可由实验测定。式中, R (见图1)为导管轴线的曲率半径, r (见图1)为驱动钢丝处于拉紧状态时,弯曲段钢丝的曲率半径。至此,我们得到了导管控制位姿 X 与导管实际控制量之间的关系,如下所示:

$$X \xrightarrow{D-H} (\theta_2, \theta_3, d_1) \leftarrow (\theta_2, \alpha, d_1) \leftarrow (\theta_2, \Delta l, d_1) \quad (12)$$

2 导航路径

本文利用广义势场法获得血管模型及其骨架(中心线)的数据,然后通过坐标变换得到基坐标空间的导航路径点集如下式所示:

$$Q_k^0 = (T_i^0)^{-1} \cdot (T_m^0)^{-1} \cdot Q_k \quad (13)$$

其中, T_m^0, T_i^0 分别表示图像空间到传感器空间和传感器空间到参考基坐标空间的齐次变换矩阵。 Q_k 、 Q_k^0 分别表示图像空间和参考基坐标空间内的血管模型管腔中心线数据点集中具有对应关系的任意点, k 为图像空间采集的数据点的个数。

由于获得的导航路径点集实际为空间一系列的离散点,没有顺序。当把相邻点用直线连接起来时,可以获得整个血管模型管腔的中心线,但这与一次介入操作过程中单一的路径要求不符。因此规定导

航路径按照以下 2 个步骤生成:

(1) 根据手术实际情况,手动选择起始点和目标点位置。

(2) 根据已获得的起始点和目标点位置,按照最短路径搜索的方法生成导航路径点集。

最短路径搜索:以起始点为源点,在中心线上建立源距离场。距离赋值方式为:起始点的距离值设置为 1,与其距离最近点的距离赋值 1,逐次递增且不覆盖已赋值的点。检测到目标点,赋值结束。再以目标点为起点,在源距离场中,沿源距离值减小最快的方向搜索,直到搜索到目标点。

基于上述最短路径搜索得到唯一的导航路径点集,然后利用具有二阶连续的 Cardinal 三次样条曲线^[9]对导航路径进行插值拟合,获得导航路径的空间曲线 $Q(u)$,如下式所示:

$$Q(u) = [u^3, u^2, u, 1] \cdot M_c \cdot Q_0^T \quad (14)$$

其中, $Q_0 = [Q_{i-1}^0, Q_i^0, Q_{i+1}^0, Q_{i+2}^0]$ 表示上文中得到的导航路径中参考基坐标空间中的数据点。 M_c 称为 Cardinal 矩阵,其表达形式见文献[9]。 u 是空间曲线的参变量。由上述方法生成的一条如图 3、图 4 所示的导航路径。图 3 表示图像空间中的导航路径,而图 4 表示磁传感器空间中的导航路径。

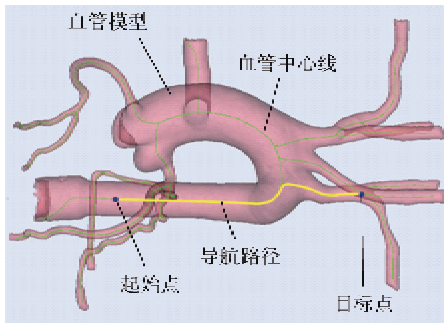


图 3 图像空间导航路径

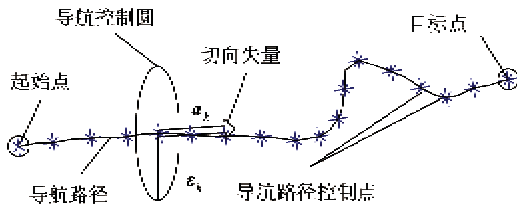


图 4 传感器空间导航路径

为了后续控制策略的制定,在导航路径每隔一定距离(根据路径曲率和挠率选择)选取一个点作为控制点,获得控制点处到血管壁的最小距离 ε_k ,且以 ε_k 为半径的圆作为这点的控制圆。定义此圆

所在平面的法矢量为导航路径在控制点的切向矢量。而导航路径的切线方向的单位矢量即为我们在运动学分析中的 z_s 轴的方向矢量 a 。由于本文采用三次 Cardinal 样条曲线对导航路径进行插值拟合,所以第 k 个控制点的切向矢量为

$$a_{k0} = (1 - t) \cdot (Q_{k+1}^0 - Q_{k-1}^0) / 2, 1 \leq k \leq m \quad (15)$$

其中, Q_k^0 为导航路径上 k 点的位置矢量, m 为导航路径控制点的个数, t 为张量参数,本文取 $t = 0$ 。然后将初始切向矢量 a_k 正则化后得到控制使用的单位切向矢量 a_k 。

3 控制策略与实验

3.1 控制策略

在导管运动学分析和导航路径规划的基础上,综合考虑微创介入手术的整体性,构建了导管自动介入的概念框架,如图 5 所示。首先对患者进行 MR(核磁共振)扫描,获得血管模型数据,然后生成导航路径并且获得控制圆信息。继而利用自动介入算法由操作者通过用户图形界面指定起、终点操作导管进行插管。磁传感器和力传感器分别用来显示自动介入过程中导管的位姿信息和输送装置的输送力大小。操作者可以利用 3D 引导图像进行实时信息交互,实施干预。

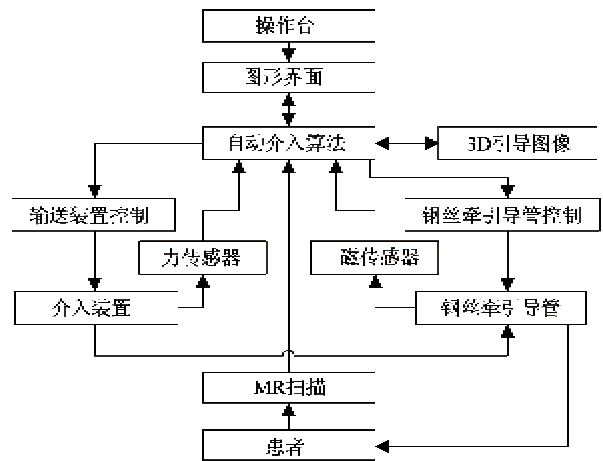


图 5 导管自动介入概念框架

自动介入算法如图 6 所示。由图示可知,输入起始点、目标点,然后根据最短路径搜索生成导航路径,通过确保导管端点处于控制圆内控制导管运动。其中 b_k 表示导管端点到导航路径垂直线段的距离, ε_k 表示修正的控制圆半径,修正的控制圆是考虑到

当导管端点位置不满足手术要求时,可以在两控制点之间插入控制点。此时的控制圆半径根据插入点距两初始控制点的距离线性取值。通过增加一个控制变量 k 来保证插入两个控制圆之间的控制点个数不超过 2^3 。

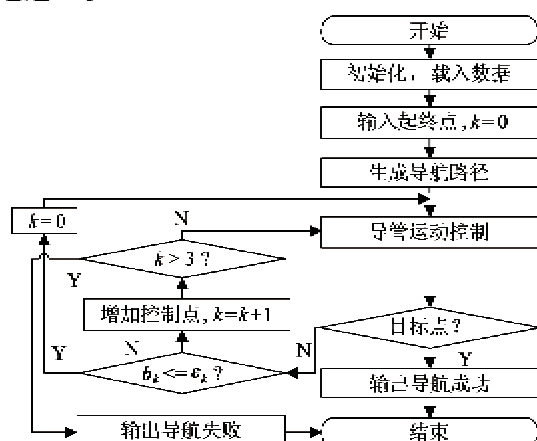


图6 自动介入算法框图

根据导管运动学规律,得导管运动控制框图如图7所示。

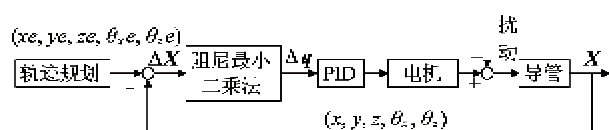


图7 导管运动控制框图

3.2 实验

通过搭建实验平台(如图8)来验证理论分析,整个系统由导管、输送装置、引导图像组成。选用固高公司 GE-800-PV-PCI 运动控制卡实现对步进电机进行控制;血管模型为胸部血管硅胶模型;采用 Aurora 电磁传感器获取导管的位姿信息;用 MS-VC + 2005 编制控制程序。

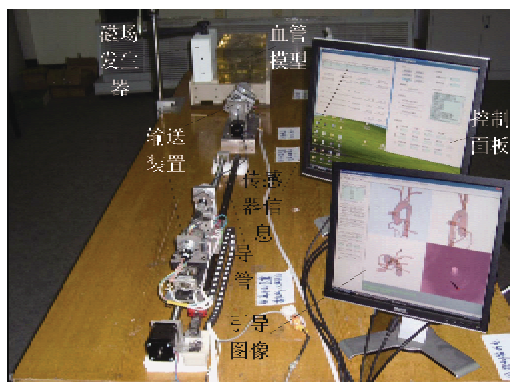


图8 实验平台

本文采用的 Aurora 电磁传感器的位姿信息由 $[x, y, z, q_0, q_1, q_2, q_3]$ 7 个参数表示。其中, $[x, y, z]$ 表示传感器三维空间的位置坐标, $[q_0, q_1, q_2, q_3]$ 是一个单位四元数,用于表示传感器的方位。

实验1:本文在建模过程中假设驱动钢丝的行程与导管弯曲角度之间呈线性关系。实验测量时,将导管后端固定,以悬臂梁形式放置于磁场发生器空间内。驱动钢丝的位移由步进电机控制,导管的弯曲角度由 Aurora 传感器测得。由图9看出,牵引钢丝的行程与弯曲角之间的关系近似为线性。可以采用最小二乘法对实验数据进行拟合,作为导管操作的依据。

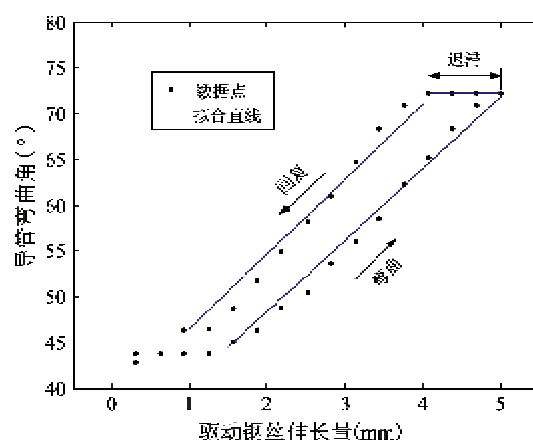


图9 实验数据

实验2:血管模型主动脉弓中的导管自动介入实验。指定导航路径上的两点作为起、终点,生成导航路径;然后运用导管运动学分析所得结论编制控制程序(见图7),通过输送装置3个自由度的联合运动操作导管进行自动介入。通过磁传感器获得导管端部每一步的位置,判断导管端点是否在控制圆内,然后如同自动介入算法框图(图6)所示的控制策略那样输出导航成功与否。图10为多次成功实

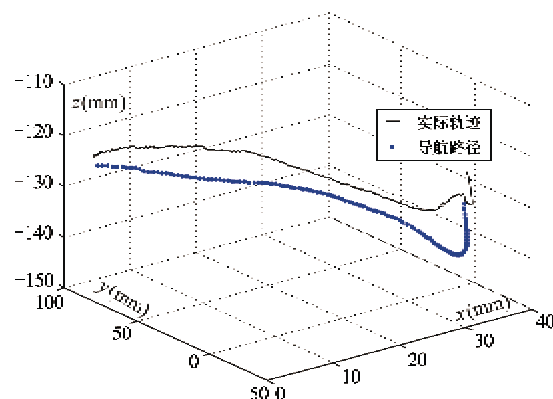


图10 导航路径与实际轨迹

验的结果之一,显示了规划的导航路径与实际导管端点运行轨迹的对比。

导管端点到导航路径垂线的距离 b_k 与相对应控制圆半径 ε_k 的对比数据如表 2 所示,表中记录了 10 个控制点的数据。定义比例因子 $\gamma_k = b_k/\varepsilon_k$ 来判断导管端部是否处在控制圆内,以及衡量导管插管操作的效果。在整个介入过程中应确保 $\gamma_k \leq 1$, γ_k 值越小,说明插管操作效果越好。由表中可看出,开始时 γ_k 的值接近零,但随着导航路径的曲率或挠率变大时, γ_k 的值开始接近 1,导航效果变差。但整个过程 $\gamma_k \leq 1$,表明此次自动介入成功。由此说明该方法可以在管径较大的血管内实现自动介入操作,并且导管端点到目标点的平均距离为 6.4mm。

表 2 控制点实验数据

k	b_k (mm)	ε_k (mm)	γ_k
1	3.53	9.33	0.38
2	5.28	9.64	0.55
3	9.62	9.95	0.96
4	9.58	10.26	0.93
5	9.16	10.875	0.84
6	9.06	11.49	0.78
7	8.54	11.88	0.72
8	8.512	12.195	0.698
9	8.36	8.61	0.97
10	4.46	4.665	0.96

实验 3:介入过程中的输送装置输送力测量实验。图 11 显示自动介入过程中的输送力 $F \leq 1.2\text{N}$ 。测量输送力可以作为辅助控制策略,设定一个阈值 Γ 。当输送力达到此值时,我们认为导管处于不受控制状态。这是由于导管本体与环境(血管内壁)发生相互作用,产生了几何的和物理的约束,从而使导管的运动受到限制。

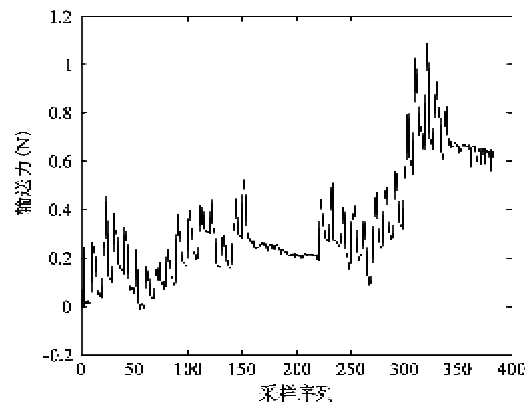


图 11 力反馈实验

4 结 论

本文首先建立了导管的运动学模型,在正运动学分析之后求得运动学逆解,并且通过求导获得导管运动控制的雅可比矩阵,之后将导管端点的位置和导管端部的方向角作为控制变量来制定导管的运动控制规则;然后基于最短路径搜索的方法获得由图像空间转化的导航路径点集,之后用 Cardinal 三次样条曲线插值拟合获得导航路径的空间曲线,得到控制所需的位置和方向角;最后采用控制圆的思想制定运动控制策略。实验结果表明,在主动脉弓这样管径的血管中,该方法能够实现自动操作导管三个自由度的运动,满足导管自动介入的要求。

由于本文所建立的模型仅研究导管的运动学规律,没有考虑导管本体与血管壁的接触力对导管运动的影响,再加上输送装置传动精度及导管性能等因素的影响,本文提出的方法目前仅在血管管径较大的环境中可以自动介入,有一定的局限性,有待未来改进。

参考文献

[1] Dogangil G, Davies B L, Rodriguez F. A review of medical robots for minimally invasive soft tissue surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2010, 224(5): 653-679

[2] Ota T, Degani A, Schwartzman D, et al. A highly articulated robotic surgical system for minimally invasive surgery. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2009, 87(4): 1253-1256

[3] Dupont P, Lock J, Itkowitz B, et al. Design and control of concentric tube robots. *IEEE Trans Robot*, 2010, 26(2): 209-225

[4] Hansen Medical. Sensei[®] X robotic catheter system. <http://www.hansenmedical.com/sensei>; Hansen Medical, Inc, 2010

[5] Michael W, Hannan, Walker I D. Kinematics and the implementation of an elephant's trunk manipulator and other continuum style robots. *Journal of Robotic Systems*, 2003, 20(2): 45-63

[6] Ganji Y, JannabiSharifi F. Robot-assisted catheter manipulation for intracardiac navigation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2009, 4(4): 307-315

[7] Robinson G, Davies J B C. Continuum robots - a state

- of the art. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, Detroit, USA, 1999, 4: 2849-2854
- [8] Samuel R B. Introduction to inverse kinematics with Jacobian transpose, pseudoinverse and damped least squares methods. <http://math.ucsd.edu/~sbuss/ResearchWeb/ikmethods/iksurvey.pdf>. Google, 2009
- [9] Hearn D, Baker M P 著. 蔡士杰, 宋继强, 蔡敏译. 计算机图形学. 第 3 版. 北京: 电子工业出版社, 2005. 351-353

Study of an automatic catheterization method for minimally invasive surgery

Fu Yili, Li Kai, Wang Shuguo, Gao Anzhu

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001)

Abstract

In order to implement automatic or semi-automatic catheterization in minimally invasive cardiac interventions by manipulating a steerable catheter, a control strategy based on a continuum robot model is proposed. Firstly, the strategy constructs the kinematics model of the catheter's distal end with rigid links and joints, and performs the kinematic analysis of the catheter's distal end using the D-H method to obtain the Jacobian matrix for the variables of the catheter's ends and joints, and then the kinematics control law of the catheter's distal end; After that, the generalized potential field method is utilized to extract the skeleton of 3D vasculature reconstructed, and then the navigation path in magnetic space is generated through the registration matrix; Finally, through applying an approach to ensure the distal end of catheter to lie in the control circle, the automatic catheterization is accomplished in an aortic arch using a conveyor device. The experimental results indicate that the presented method could fulfill automatic control of a catheter's 3DOF movement and complete the automatic catheterization in an aortic arch.

Key words: minimally invasive surgery, continuum robot, kinematics of catheter, automatic catheterization