

柔性内镜介入机器人模糊 PID 控制研究

李言民, 姜付杰, 苗欣, 金浩, 顾绍鹏

(中车青岛四方机车车辆股份有限公司 高速列车国家工程研究中心, 山东 青岛 216000)

摘要: 柔性内镜以其损伤小、检查直观等优势在消化道疾病的诊断与治疗上得到广泛的应用, 但其操作困难, 因此研发有内镜机器人辅助医生进行内镜操作; 在镜下介入手术操作过程中, 人体生理活动增加了内镜远程操作的难度; 针对生理活动对目标靶点位置的影响, 分析内镜弯曲段结构, 建立了柔性内镜机器人的运动学模型, 并引入模糊 PID 控制策略来适应人体解剖结构、内镜参数等不确定因素影响, 使内镜自动跟踪病灶靶点, 避免人重复小范围的跟踪动作, 提高控制精度; 仿真表明, 相对于传统 PID 控制算法, 模糊 PID 控制算法可加快系统响应, 降低系统稳态误差。

关键词: 柔性内镜介入机器人, 运动学模型, 模糊 PID 控制

Fuzzy PID Control of Flexible Endoscope Intervention Robot

Li Yanmin, Jiang Fujie, Miao Xin, Jin Hao, Gu Shaopeng

(CRRC Qingdao Sifang Co., LTD., National Engineering Research Center for High-speed EMU, Qingdao 216000, China)

Abstract: Flexible endoscope has been widely used in diagnosis and treatment of digestive tract disease due to minimal damage and Visual inspection. However, it is difficult to master such flexible endoscopes. So flexible endoscope intervention robot was developed to assist endoscopists with endoscope operation. During the operation of endoscope intervention surgery, human physiological activity increases the difficulty of endoscope manipulation. Aimed the influence of human physiological activity onto position of lesion target, the kinematic model of flexible endoscope intervention robot is developed based the analysis of bending section structure, the fuzzy PID control strategy is introduced to adapt the influence of uncertain factorssuch as indeterminate human anatomical structure and endoscope parameters. The endoscope is controlled to follow the lesion target automatically, avoiding the repetitive and small-scale operation and increasing operation accuracy. Simulation results indicate that, compared with traditional PID control algorithm, the fuzzy PID control algorithm could accelerate the system response and decrease the system static error.

Keywords: flexible endoscope intervention robot; Kinematic model; fuzzy PID control

0 引言

据世界卫生组织统计, 目前全世界约有 70% 的人患有不同程度的消化道疾病, 随着微创手术的普及, 柔性内镜以其损伤小、痛苦少、并发症少、恢复快、检查直观等优点在消化道疾病的诊断与治疗中得到广泛的应用。典型内镜下手术有治疗消化道早期癌症的内镜下粘膜切除术(EMR)、内镜粘膜下剥离术(ESD)、治疗贲门失弛缓症的经内镜下贲门括约肌切断术(POEM)、治疗胰胆管疾病的经内镜逆行胰胆管造影术(ERCP)以及经自然腔道微创介入手术(natural orifice transluminal endoscopic surgery, NOTES)。

柔性消化内镜需要通过人体自然腔道进行介入操作, 相对于其他手术环境更为复杂, 稍有不慎可能损伤组织甚至穿孔, 如图 1 所示; 镜体操作部结构的设计一定程度上增加了操作难度, 医生需要单手控制大小拨轮以及按钮等实现对内镜的操作, 长时间重复高强度的操作引起医生的不适^[1];

机器人辅助介入为解决上述问题提供了一条途径。中国科学院沈阳自动化研究所李言民等人基于传统胃镜开发了主从式胃镜辅助介入机器人, 用于镜体的主从介入, 开展了动物实验研究^[2]; 法国斯特拉斯堡大学 Allemann 等人设计了内镜操作部操作器, 并通过手柄控制镜体进行介入操作^[3]; 日本产业医科大学的 Kume 等人研制了一款用于输送肠镜的机器人 EOR (endoscopic operation robot)^[4], 通过两手柄进行主从操作, 实现末端弯曲、镜体旋转与进退自由度; 荷兰屯特大学研制的柔性内镜机器人^[1,5], 分为镜体输送单元与镜体操作部单元, 通过自制模型评估机器人的性能。新加坡南洋理工大学开发的 MASTER 机器人^[6]用于 EMR 与 NOTES 等手术的主从操作。目前在消化内镜辅助介入操作机器人方面, 大部分机构关注于机器人本体功能的研发, 关注于手术操作过程中生理活动补充的研究较少。受人体生理活动的影响, 病灶靶点的活动对柔性内镜的操作产生重要的影响, 而在内镜介入手术中, 需要时刻保持病灶在视野中央, 受生理活动的影响, 靶点时有可能运动出操作视野外, 而频繁操作胃镜跟踪病灶又会分散医生工作注意力, 使其无法专注于手术, 难以实现安全手术介入操作。美国约翰霍普金斯大学研发的“STAR” (Smart Tissue Autonomous Robot) 手术机器人^[7], 在医生的监督与辅

收稿日期:2018-11-25; 修回日期:2018-12-14。

作者简介:李言民(1987-),男,山东肥城人,博士,工程师,主要从事机器人控制与网络方向的研究。

助操作下, 实现肠道的自动缝合, 术中医生只负责手术规划与在线调整, 重复性的缝合操作由机器人自主完成, 将医生从繁重的劳动中解放出来, 并提高了手术效率。

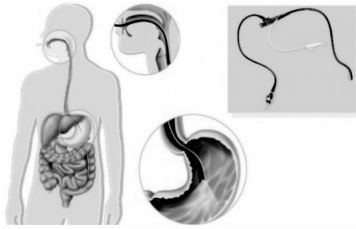


图 1 常用消化内镜介入检查术

法国斯特拉斯堡大学的 Ott 等人尝试采用预测控制进行补偿, 采用经典的重复与预测控制, 未考虑系统模型的不稳定性与变化^[8]。内镜镜体高度柔性, 辅助机器人的运动量不一定全部传递到末端, 手术过程中, 需要实时调整控制器参数, 以确保操作的快速、准确以及安全。本文针对内镜机器人操作存在的问题, 分析内镜结构, 建立内镜运动学模型, 提出了基于模糊 PID 控制器的算法适应不确定的环境, 以改善系统的跟踪性能。

1 内镜介入操作机器人系统以及运动学模型

1.1 内镜介入操作机器人系统的组成

一般内镜介入机器人系统采用主从控制。主端由主手和控制台构成, 具备四个自由度, 分别与镜体的进退、旋转、上下弯曲、左右弯曲这 4 种运动相对应。从端由机器人与机器人控制柜构成, 响应人手操作完成对镜体的进退、旋转以及弯曲操作。

为实现内镜对人体生理活动的自动补偿, 提取上下弯曲与左右弯曲两个自由度, 由机器人根据目标靶点在视野的位置, 自动调节两弯曲自由度。镜体进退与旋转自由度由人根据手术进行手动调节。

1.2 内镜弯曲段运动模型

消化内镜弯曲段的弯曲是通过旋转镜体操作部拨轮实现的, 其基本结构如图 2 所示。拨轮旋转带动末端固定在拨轮上的钢丝动作, 钢丝贯穿整条内镜镜体。弯曲段内部是由一段段类似蛇骨的环形零件铆接而成, 相邻蛇骨零件之间可上下或左右方向活动^[9]。当旋转拨轮拉动钢丝时, 弯曲段内一侧钢丝长度变短, 另一侧钢丝长度边长, 产生弯曲, 在蛇骨内侧设有导引环用作钢丝活动通道。其中钢丝 1, 3 随大拨轮旋转动作, 控制上下弯曲; 钢丝 2, 4 随小拨轮旋转动作, 控制左右弯曲。在蛇骨外侧, 附有金属编制网对蛇骨起到支撑作用; 最外侧布有橡皮管, 在起到密封作用的同时也可提供支撑。

根据检查对象的区别, 消化内镜主要分为肠镜与胃镜, 两者结构以及组成一致, 仅在镜体长度、镜身直径以及弯曲角度范围等具体参数上略有差别。本文以临床胃镜为例进行建模分析, 胃镜弯曲段的弯曲角度范围为左右方向 $-100 \sim 100^\circ$, 上下方向 $-90 \sim 210^\circ$, 由于两方向弯曲角度范围差距较大, 蛇骨分布并不是均匀的; 两上下弯曲关节与

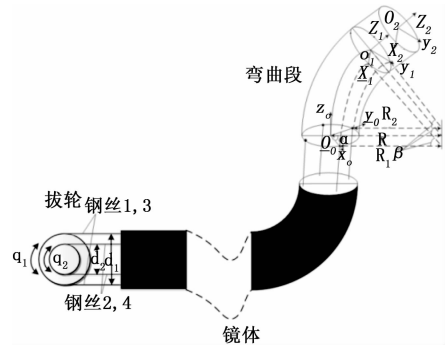


图 2 消化内镜末端弯曲机理

一左右弯曲关节交替排布。

根据消化内镜弯曲段关节的特点, 采用 D-H 参数法对弯曲段进行运动学建模, 在弯曲段近端基座圆心处建立基坐标系 $\{0\}$, 其余各关节依次建立关节坐标系 $\{j\}$, 坐标系 $\{j\}$ 的关节轴方向为 z_j 轴, 沿 z_{j-1} 与 z_j 间的公垂线建立 x_j 轴, 关节参数如表 1 所示, 其中 N 为关节数量, 弯曲段齐次变换矩阵为 ${}^0N T = {}^01 T \cdot {}^12 T \cdots {}^{N-1}N T (N > 10)$ 。

表 1 D-H 参数列表

j	θ_j	d_j	a_{j-1}	$\alpha_{j-1}/(^{\circ})$	关节方向
1	θ_1	0	l_p	0	上下弯曲
2	θ_2	0	l_1	-90	左右弯曲
3	θ_3	0	l_1	90	上下弯曲
4	θ_4	0	l_1	-90	左右弯曲
...					
$3 * i - 1$	θ_{3i-1}	0	l_1	90	上下弯曲
$3 * i$	θ_{3i}	0	l_2	0	上下弯曲
$3 * i + 1$	θ_{3i+1}	0	l_1	-90	左右弯曲
...					
$N + 1$	0	0	l_c	0	平移

对内镜弯曲自由度而言, 其输入为大小拨轮旋转两自由度, 而输出是几十个自由度, 计算很复杂。为此, 考虑到弯曲过程中蛇骨受外侧金属编网与橡皮管的作用, 弯曲段可假设为圆弧进行处理^[8], 并认为弯曲部与钢丝在其轴向方向是不可伸展的。内镜末端模型如图 2 所示, 以弯曲部起始点所在平面建立坐标系 $\{O_0\}$, 以内镜中心点作为原点, 对驱动钢丝按逆时针进行编号, 以中心点到 1 号钢丝连线的方向为 x_0 轴, 中心点到 2 号钢丝连线的方向为 y_0 轴, 垂直平面的方向为 z_0 轴; 以弯曲部结束段所在平面建立坐标系 $\{O_1\}$, 以内镜末端所在平面建立坐标系 $\{O_2\}$; 找出坐标系 $\{O_2\}$ 相对于坐标系 $\{O_0\}$ 的旋转变换与平移变化关系, Π 为内镜中心轴线所在平面, α 为 x_1 轴与平面 Π 的夹角, β 为平面 Π 内弯曲部弯曲的角度。其中弯曲段的长度为 L_b , 末端直线段长度为 L_c 。

在初始状态下, 弯曲部是直的, 坐标系 $\{O_0\}$ 与 $\{O_2\}$ 所在平面是平行的, 坐标系 $\{O_0\}$ 绕平面 Π 的法向量 n 旋转角度 β , 并平移获得 $\{O_2\}$, 其齐次变换矩阵为:

$${}^0_2\mathbf{T} = \begin{bmatrix} s^2\alpha + q\beta c^2\alpha & -s\alpha c\alpha(1-q\beta) & c\alpha s\beta & L_a c\alpha s\beta + \frac{L_b}{\beta}(1-q\beta)c\alpha \\ -s\alpha c\alpha(1-q\beta) & c^2\alpha + q\beta s^2\alpha & s\alpha s\beta & L_a s\alpha s\beta + \frac{L_b}{\beta}(1-q\beta)s\alpha \\ -c\alpha s\beta & -s\alpha s\beta & c\beta & L_a c\alpha + \frac{L_b}{\beta}s\beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中, sx 和 cx 分别表示 $\sin(x)$ 和 $\cos(x)$ 。

设拨轮的直径分别为 d_1 与 d_2 , 拨轮旋转的角度 $q = [q_1 \ q_2]$, 初始条件下 $q_0 = [q_{10} \ q_{20}]$, 弯曲段是直的; 旋转拨轮 p_i 一定角度 $\Delta q_j = q_j - q_{j0}$ ($j=1, 2$), 对钢丝施加力, 改变钢丝在内镜内的长度分布; 设弯曲部中心轴的长度为 L , L_i 为第 i ($i=1, 2, 3, 4$) 根钢丝在弯曲部内的长度, 设 R 为内镜中心轴线对应的弯曲曲率半径, R_i 为第 i 根钢丝在弯曲角度为 β 时的弯曲曲率半径; 内镜的牵引钢丝在其四周均匀布置, 因此第 3 根钢丝和第 4 根钢丝的长度变化量分别与第 1 根钢丝和第 2 根钢丝的长度变化量大小相等, 方向相反。坐标系 $\{O_0\}$ 的 $x_0o_0y_0$ 所在平面截面如图 3 所示, D 为内镜的直径, 驱动线长度的变化量 Δl_i ($i=1, 2, 3, 4$) 与变量 α, β 及内镜操作部拨轮角度变化的关系如下:

$$\begin{cases} \Delta l_1 = (R - R_1)\beta = \Delta r_1\beta = D\beta\cos\alpha/2 = \Delta q_1 d_1/2 \\ \Delta l_2 = (R - R_2)\beta = \Delta r_1\beta = D\beta\sin\alpha/2 = \Delta q_2 d_2/2 \\ \Delta l_3 = -\Delta l_1 = -\Delta q_1 d_1/2 \\ \Delta l_4 = -\Delta l_2 = -\Delta q_2 d_2/2 \end{cases} \quad (2)$$

由式 (2) 可求得:

$$\alpha = \begin{cases} 0, & \text{if } \Delta q_1 = \Delta q_2 = 0 \\ a \tan 2(\Delta q_2 d_2, \Delta q_1 d_1), & \text{其它} \end{cases} \quad (3)$$

$$\beta = \frac{\Delta q_1 d_1}{D \cos\alpha} \quad (4)$$

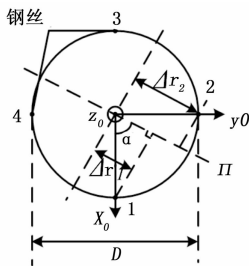


图 3 弯曲段近端 $\{0\}$ 坐标系截面图

2 内镜介入机器人模糊 PID 控制

2.1 内镜机器人执行器

内镜机器人采用电机作为执行器, 选用电机的参数与性能影响着机器人动态与静态精度。考虑到直流无刷电机具有动态响应好、效率高、寿命长、易于维护等优点, 采用直流无刷电机作为机器人执行器, 其简化模型如图 4 所示。

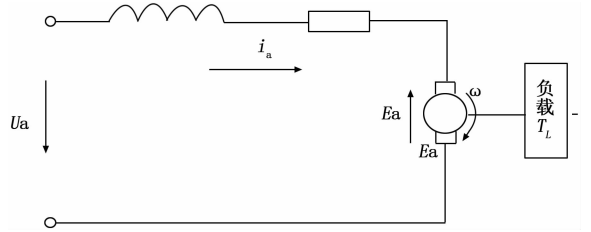


图 4 直流电机简化模型

其中, U_a 为电机电枢电压, I_a 为电枢电流, R_a 与 L_a 分别为电枢电路的电阻与电感, E_a 为电机绕组反电动势, ω 为电机转速, 其动态响应方程可由式 (5) 描述:

$$\begin{cases} U_a(s) = (R + Ls)I(s) + E(s) \\ E(s) = K_e \Omega(s) \\ T(s) = K_m I(s) \\ T(s) - T_L(s) = (J_a s + k_f) \Omega(s) \end{cases} \quad (5)$$

式中, K_e 与 K_m 分别为电机的反电势系数与转矩系数, T 为电机驱动力矩, T_L 为负载力矩, J_a 为电机和负载折合到电机轴上的转动惯量, k_f 为电机和负载折合到电机轴上的粘性摩擦系数。根据该方程可得电机的传递函数如图 5 所示。

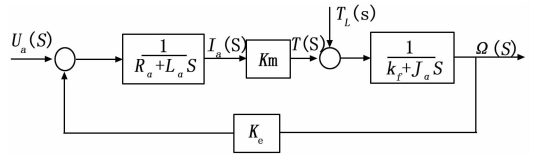


图 5 直流电机传递函数

2.2 模糊 PID 控制器设计

由于消化内镜本身的柔性特点, 内镜近端拨轮的操作与末端响应并不是严格一一对应的关系, 且受人体解剖结构的影响, 内镜在人体内的形态并不是固定的, 同时受人体生理活动的影响, 并考虑到运动学模型的近似性, 在内镜介入过程中, 系统的参数会发生变化, 从而降低模型的精确性, 导致内镜末端的动作存在明显的不确定性。因此在内镜介入操作过程中需实时调整控制参数, 以期适应内镜镜体和环境的不确定性与参数的变化。如果驱动器采用传统的 PID 控制、前馈补偿 PID 控制等方法, 在不确定环境以及参数因素的影响下, 系统的控制精度会降低。而模糊控制具备较强的鲁棒性, 其不依赖于被控对象的精确模型, 可削弱外界干扰以及模型参数变化对控制效果的影响, 适应于内镜介入机器人的操作。模糊 PID 控制根据偏差与偏差的变化率实时调整 PID 控制器参数, 适应不同外界环境, 可提高控制系统的性能。

自适应模糊 PID 控制器以传统 PID 控制器为基础, 采用模糊推理的思想, 以关节变量的偏差 e 和偏差变化率 e_c 作为二维模糊控制器的输入变量, 以 PID 控制器中 K_p, K_i, K_d 的变化值作为输出, 利用模糊控制律在线整定 PID 各个参数。通过整定参数后的 PID 控制输出控制驱动器, 实现对位置的实时跟踪。

2.2.1 确定输入输出变量

以偏差 e 与偏差变化率 e_c 作为模糊控制器输入, PID 控制器的 K_p, K_i, K_d 的变化量作为输出。 K_p, K_i, K_d 的调整公式为:

$$\begin{cases} K_p = K_{p0} + \{e, e_c\} K_p = K_{p0} + \Delta K_p \\ K_i = K_{i0} + \{e, e_c\} K_i = K_{i0} + \Delta K_i \\ K_d = K_{d0} + \{e, e_c\} K_d = K_{d0} + \Delta K_d \end{cases} \quad (6)$$

式中, K_{p0}, K_{i0}, K_{d0} 为 PID 初始参数, 输入变量 E, EC 与输出变量 $\Delta K_p, \Delta K_i, \Delta K_d$ 的模糊子集均取为 $\{NB NM NS ZO PS PM PB\}$, 子集中各元素分别代表负大、负中、负小、零、正小、正中、正大, 变量论域统一设定为 $\{-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3\}$, 三角形函数在论域范围内均匀分布, 其灵敏度较高, 以其作为系统的隶属度函数。

2.2.2 确立模糊控制规则

模糊控制器设计的关键在于模糊规则的确定, 参照工程方面的经验, 以下三项作为参数 K_p, K_i, K_d 在不同 e 与 e_c 下的自调整原则^[10]:

1) 当误差 $|e|$ 较大时, 为保证系统足够快的跟踪响应性能, 取较大的 K_p ; 同时如积分作用明显可能出现过大超调, 因此选用较小 K_i 值进行限制。

2) 当误差 $|e|$ 为中等大小时, 需考虑减小系统超调, 并考虑系统的快速响应速度, 需选取大小适中的 K_p, K_i 和 K_d 。

3) 当误差 $|e|$ 比较小时, 为减小系统的稳态误差, 取较大为保证系统具有较好的稳态性能, 应取较大的 K_p 与 K_i ; 同时需考虑系统的鲁棒性, 并避免振荡, K_d 的选值大小与 $|e_c|$ 的值呈反向关系。

综上, 建立 $\Delta K_p, \Delta K_i, \Delta K_d$ 的模糊控制规则。

2.3 基于模糊 PID 控制的内镜介入机器人系统

内镜介入操作手术中, 医生通过图像标记病灶的位置, 机器人识别病灶特征后, 以病灶处于视野中心为控制目标, 计算内镜机器人目标位置, 根据目标位置与当前位置的偏差, 使用逆运动学与逆雅可比矩阵, 将位置偏差换算为关节量偏差, 通过模拟 PID 控制器在线调整 PID 控制器的 K_p, K_i, K_d 参数, 计算出各关节变量的控制指令, 命令机器人操作内镜到达目标位置, 图 6 为系统的控制原理框图。

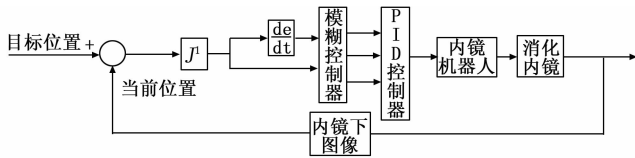


图 6 机器人系统模糊 PID 控制原理框图

3 系统仿真实验结果

通过仿真实验来验证所提出模糊 PID 控制器的有效性。在机器人控制内镜弯曲段跟踪镜下病灶靶点时, 大小拨轮的旋转操作是独立进行的, 两自由度相对独立。因此, 以一个关节量作为对象, 对其动作进行仿真验证。以大拨轮旋转镜体实现上下弯曲自由度的仿真中, 初始 PID 控制参

数为 $K_{p0}=60, K_{i0}=10, K_{d0}=1$, 内镜弯曲段的位置跟踪曲线如图 7 与图 8 所示。图 7 中给出了阶跃响应特性。图 8 中, 给定指令为阶梯信号。

通过图 7 与图 8 的仿真结果可以看出, 当输入指令为阶跃信号时, 模糊 PID 控制算法在快速性与稳态误差方面均优于传统的 PID 算法。只有超调略大于传统 PID 算法。还需要对算法进一步改进优化, 以改善其性能。所提出的模糊 PID 控制算法相对于传统 PID 算法更具优势, 加快系统的响应时间, 并可减小稳态误差。该算法的性能还有待通过实际的内镜机器人操作实验来评估验证。

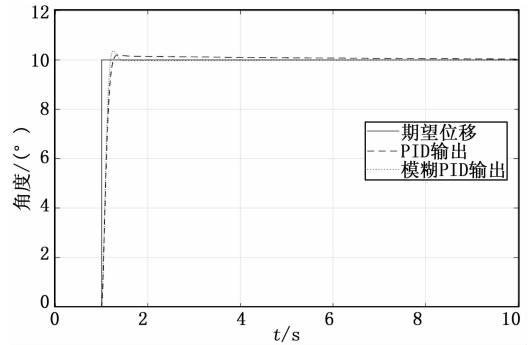


图 7 系统阶跃响应

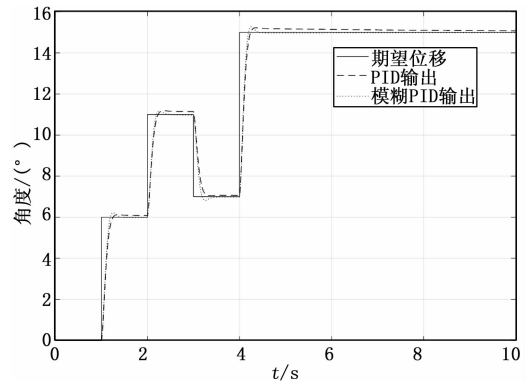


图 8 阶梯输入信号系统响应

4 结束语

针对消化内镜机器人介入操作过程中克服生理活动对干扰镜下手术的问题, 提出了模糊 PID 控制算法。首先对机器人系统的运动学模型进行分析; 其次面向机器人控制提出了模糊 PID 控制算法, 并通过仿真进行验证分析。仿真结果表明, 模糊 PID 控制算法提升了系统的响应速度, 改善了系统的稳态误差。因此, 所提出的模糊 PID 控制算法在控制消化内镜机器人介入操作过程中能改善系统的性能。

参考文献:

[1] Ruiter J, Rozeboom E, Van Der Voort M, et al. Design and evaluation of robotic steering of a flexible endoscope [A]. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics [C]. 2012: 761 - 767.