

文章编号 1004-924X(2012)01-0131-09

心脏动脉旁路手术中手术辅助机器人的 模型跟随控制

梁 帆*, 孟晓风, 董登峰

(北京航空航天大学 精密仪器科学与光电工程学院, 北京 100191)

摘要: 为了使非体外循环心脏动脉旁路移植(CABG)手术中的手术辅助机器人能快速、准确地跟踪心脏表面手术点的运动, 消除心脏与手术工具的相对运动, 提出了心脏运动信号的自适应时变线性回归模型, 将对心脏信号的跟踪问题转化为对心脏运动信号模型的运动跟随问题。应用卡尔曼滤波器动态估计手术辅助机器人系统的运动状态, 并结合最优跟踪理论实现了基于心脏运动模型的随动跟踪控制。实验结果表明, 与以往的相动运动消除算法相比, 运用模型跟随控制算法的机器人系统能将相对运动消除能力提高 30%, 跟踪误差减小 0.25 mm。因此, 基于心脏运动自适应模型跟随算法能够进一步消除 CABG 心脏手术中的相对运动, 大大减小了动态跟踪误差。

关键词: 手术辅助机器人; 跟踪控制; 自适应心脏运动模型; 模型跟随控制; 卡尔曼滤波器

中图分类号: TP242.6 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20122001.0131

Model-following control of assisted robotics in CABG surgery

LIANG Fan*, MENG Xiao-feng, DONG Deng-feng

(School of Instrumentation Science & Opto-electronics Engineering, Beihang University,
Beijing 100191, China)

* Corresponding author, E-mail: bachelormd10@gmail.com

Abstract: In the Off Pump Coronary Artery Bypass Grafted (CABG) surgery, a robot is usually used to dynamically track the Point of Interest (POI) on the beating heart. To achieve better tracking performance and cancel the relative motion of the heart and the assisted robotics, an adaptive Auto-regressive (AR) linear model of heart motion was built to convert the complicated heart motion tracking problem to a dynamic model following problem. The Kalman filter was used to estimate the motion state of the assisted system and the linear quadratic optimal tracking theory was used to implement the model-following method. The results show that the model-following method which provides estimated future reference enables the robot to improve the relative motion cancellation ability by 30% and decrease the tracking error by 0.25 mm. The comparison tracking result on 3D test bed Phantom robot-

收稿日期: 2011-07-20; 修订日期: 2011-09-14.

基金项目: 中美联合培养博士生项目(No. 2008602077); 美国 NSF CISE IIS-0222743 项目

ics is reported, which proves that the model-following method enhances the ability of dynamic relative motion cancellation during the CABG surgery.

Key words: surgical assisted robotics; tracking control; adaptive heart motion model; model-following control; Kalman filter

1 引言

在传统的体外循环冠状动脉旁路移植手术中,心脏被迫停止跳动时,由心肺仪取代心脏完成对身体血液和氧气的供应循环,这种手术方式会给病人带来术后并发症^[1]。由于心脏信号的高带宽特点,心脏不停跳的手术很难在不借助外部工具的情况下手工完成^[2],机器人辅助手术仪器出现后,心脏不停跳的非体外循环旁路移植手术便成为了可能。手术辅助机器人系统通过跟踪心脏运动,即消除心脏表面手术点与手术工具之间的相对运动,给医生提供一个静止手术场景画面来进行远程医疗操作。

文中所要解决的跟踪控制问题可以描述为心脏表面点的运动值是参考输入,被控对象是手术辅助机器人,控制器的工作是控制机器人跟踪心脏运动,以消除相对于机器人的心脏表面点的运动。控制目标是尽量减小跟踪误差,使机器人与心脏相对静止。医生可以在此基础上,通过手柄叠加运动来完成远程遥控手术操作。本文只考虑消除相对运动的问题,叠加的运动以及远程控制作为以后研究的内容。根据对心脏数据分析与手术安全保障角度,得出控制系统的指标为系统带宽大于 26 Hz,跟踪误差的均方值在 0.1 mm 数量级。

为了实现辅助机器人生物器官相对运动的消除,学者们提出了多种控制算法。在早期的有关辅助机器人生物器官相对运动消除的文献中主要是关于呼吸运动的消除,如 Sharma^[3] 和 Schweikard^[4] 的研究表明生物器官运动的补偿是可以实现的。Riviere^[5] 关注从皮肤针管注射过程中的运动补偿,研究结果表明采用一个频率加权傅里叶线性组合 (Weighted-frequency Fourier Linear Combiner, WFLC) 和自适应控制器可以预测呼吸运动。Nakamura^[6] 用一个带有视觉系统的 4 自由度机器人测量并且跟踪心脏运动,整个过程中系统的核心是实时图像处理技术,跟踪误差由于摄像反馈系统的原因(误差在毫米数量

级)对于跳动的的心脏手术相对较大。有两个彼此独立的相近研究工作分别由 Ginhoux^[7] 和 Rotella^[8] 主持,通过基于心脏未来信号的预测方法来消除心脏运动。前者的研究将心脏运动信号分解为呼吸运动和心跳运动,并且提出了采用针对呼吸运动,建立广义模型预测控制器和针对心脏跳动建立自适应干扰信号估计器组合来对心跳信号进行控制以消除机器人与心脏的相对运动。在两个研究中,均采用模型预测算法。Duindam 和 Sastry^[9] 提出一种方法,将 3-D 近似周期的心脏运动数据分解为两个分别与 ECG 信号和肺部呼吸信号关联的周期信号。未来的心脏表面运动是这两个独立部分估计值的组合。基于模型的控制渐近地消除手术仪器和心脏在表面手术点之间的相对运动。

综合上述方法发现两点:第一,需要一个心脏运动模型来提供更准确心脏未来运动估计值作为参考输入;第二,需要具有前馈机制的控制器,利用心脏运动的估计值,计算出当前的控制率,以达到动态准确跟踪的目的。因此,针对这两点提出了心脏运动的模型与模型跟随控制算法。

本文首先对三维的心脏运动进行了频谱分析,信号分析的结果提供了控制系统性能指标需求。第二部分分别给出机器人理论模型与实验模型,并且利用最优化方法得出实验模型参数。为了克服反馈测量提供机器人跟踪参考信号的滞后性,在第三部分中建立了心脏信号运动自适应模型用于对未来信号的估计。提出了卡尔曼滤波器对系统状态进行估计结合最优跟踪理论的心脏运动模型的跟随算法。最后将该算法在 PHANTOM 实验平台上对 3D 心脏运动进行跟踪验证了控制方法的有效性。

2 心脏运动信号分析

在近 60 s 的数据采集中,动物模型的平均心跳是每分钟 120 下左右,这点与频谱分析的结果是一致的。数据中,平均位置上的最大偏移量是

12.1 mm,均方差值是 5.1 mm. 图 1 显示了心脏运动 3 个轴数据的功率谱. 在图中可以看出两个很明显的运动模式,第一个在 0.33 Hz 处,对应着呼吸所引起的运动;第二个主导模式在 1.95 Hz 处,对应着心脏跳动也就是运动的主导模式. 在 4.0 Hz 的处出现的峰值是心脏运动的一次谐波. 运动数据中呼吸运动部分数据,经滤波器出来的均方值(Root Mean Square,RMS)是 2.86 mm. 其余部分的运动数据,即由于单纯心脏跳动数据的均方值为 4.18 mm. 手术运动点(Point of Interest,POI)的最高频率为 26 Hz,幅度均方值小于 0.273 mm. 以上的分析给出了机器人设计和控制算法的指标需求.

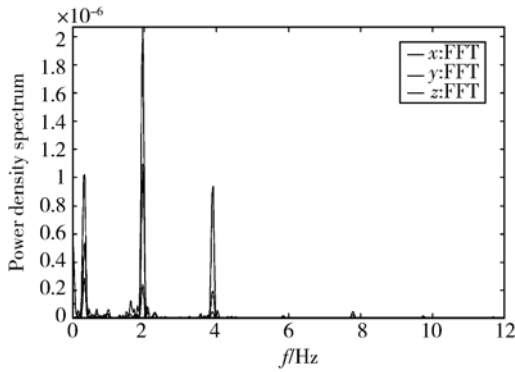


图 1 心脏 3D 运动数据功率谱
Fig. 1 Power spectrum of heart motion data

文中提出的跟踪控制算法的设计取决于心脏运动的特点. 在心脏运动中,中频到高频段信号的跟踪是系统最关注的部分. 频率在 1 Hz 以下的由于呼吸运动所产生的运动很容易通过反馈控制器跟踪. 中频到高频段的心脏运动需要引入前馈控制,并且由于心脏运动并不是完全周期信号的特点,文中提出基于自适应心脏运动模型的估计算法来预测心脏运动,前馈控制器将此预测到的心脏的未来运动作为参考输入,控制机器人跟随心脏中高频段信号的运动.

3 手术辅助机器人理论与实验模型

要解决手术辅助机器人与心脏表面点的相对运动消除问题,需要对被控对象有更多了解,本节提出的机器人平台的理论模型分析不仅可以使系统明确动态运动过程中各状态的物理含义,而且为实验模型的建立提供了理论参考.

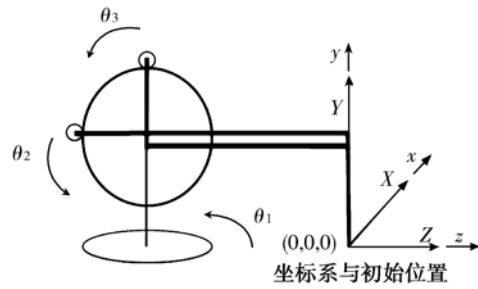


图 2 机器人基准与工作空间坐标系统与初始位置
Fig. 2 Base and work space coordinates and initial position

图 2 是 PHANTOM 实验平台的坐标系统和初始位置示意图. 其中 $x-y-z$ 代表基准空间坐标系, $X-Y-Z$ 代表工作空间坐标系,为了计算方便,选取工作空间的初始位置与基准坐标系的初始位置重合. 机器人系统的运动模型用质量-弹簧-阻尼系统来近似计算. 机器人实验平台端点可以在 3D 空间中自由运动,理论上可以得到 3 个彼此独立并且结构相近的物理模型. 在此选取 3D 机器人实验平台的笛卡尔坐标系下的 X 轴进行状态分析. 图 3 为展示了 PHANTOM 实验平台的 x 轴质量-阻尼-弹簧近似物理模型^[10].

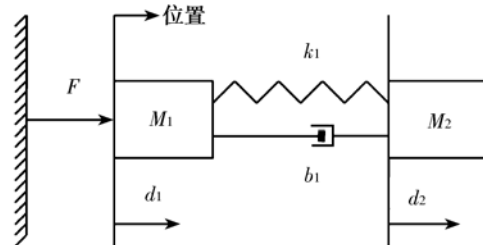


图 3 实验平台 x 轴物理模型
Fig. 3 Test bed physical model in x axis

选择状态变量:

$$\mathbf{X} = (x_1, x_2, x_3, x_4)^T$$

$$\dot{x}_1 = d_1, \dot{x}_2 = d_2, \dot{x}_3 = d_1, \dot{x}_4 = d_2. \quad (1)$$

其中 d_1 是 M_1 的位移, d_2 是 M_2 的位移,模型的态空间表达为

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{m_1} & \frac{b_1}{m_1} & \frac{k_1}{m_1} & \frac{b_1}{m_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_1}{m_2} & \frac{b_1}{m_2} & -\frac{k_1}{m_2} & -\frac{b_1}{m_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \mathbf{f} + \mathbf{w}, \quad (2)$$

$$y = [1 \ 0 \ 0 \ 0] \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + v, \quad (3)$$

其中 b_1 为扭转黏性摩擦参数, k_1 为弹性系数, f 为施加在 M_1 的外部作用力, w 为过程噪声向量, v 为测量噪声向量。

机器人平台的实验传递函数模型在工作区域的初始位置沿 3 个轴方向确定出来。通过以上理论模型分析, 可以推导出模型的传递函数有如下形式

$$\frac{1}{s^2} \times \frac{m_2 s^2 + b_1 s + k_1}{m_1 m_2 s^2 + (m_1 + m_2) b_1 s + (m_1 + m_2) k_1}, \quad (4)$$

当有了输入输出数据的离散傅里叶变换后, 便可以利用非线性最优化方法来确定实验传递函数的参数。

$$\min \sum_{j=1}^N \left[\mathbf{W}_p \text{DFT}_p(i) - \frac{x_1(j\omega_i)^2 + x_2(j\omega_i) + x_3}{x_4(j\omega_i)^4 + x_5(j\omega_i)^3 + x_6(j\omega_i)^2} \right]^2, \quad (5)$$

式(5)中 \mathbf{W}_p 是位置权重矩阵, DFT_p 是位置是输入输出数据离散傅里叶变换的比值, 应用系统辨识理论建模的实验方法可参见文献[11-13], $x_1 \sim x_6$ 为传递函数的参数。

4 手术辅助机器人的控制算法

控制算法是整个手术辅助机器人跟踪运动的核心。心脏表面手术操作点的运动幅度高达 7~10 mm, 主导的运动频率是 2 Hz, 最高运动频率达 26 Hz, 辅助机器人要准确地跟踪快速运动的心脏运动信号是非常困难的。传统的控制方法依赖于反馈通路对心信号的直接测量作为下一步参考, 从本质上时间是滞后的。这会极大地影响跟踪精度。而本文中基于心脏自适应信号模型可估计出未来的心脏运动值作为控制算法参考值, 从时间上是超前预测的。对心脏运动信号的分析可知心脏表面某点存在两种运动模式, 分别是 1 Hz 以下的呼吸主导的运动及 2 Hz 以上的心脏跳动主导运动。呼吸运动的跟踪可以通过反馈控制器来完成, 而心跳运动则要通过前馈控制器来超前消除, 前馈控制器需要根据心脏运动值的超前信息来相应地做出补偿, 因此, 首先提出心脏运动自适应模型来提供超前的参考输入; 接着将自适应模型带入最优跟踪控制器形成了模型跟随算法, 再从跟随算法中分解出机器人输出控制率的前馈部分和反馈部分以分别满足对心脏运动两个主导模式的跟踪控制。图 4 所示为控制算法的整体框图。

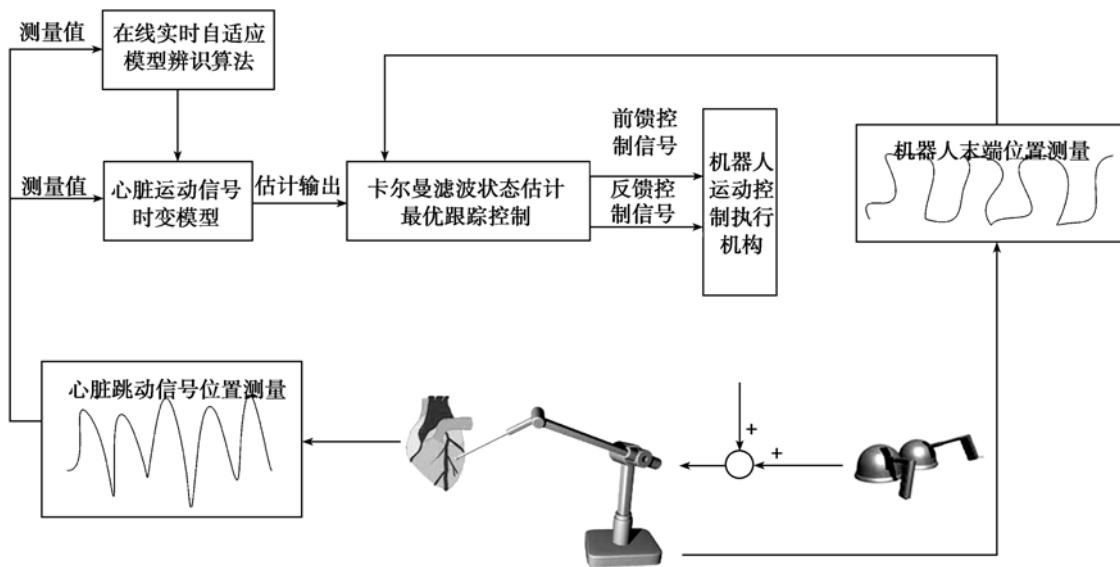


图 4 基于心脏跳动模型的模型跟随控制算法原理框图
Fig. 4 Model following control architecture based on heart motion model

4.1 参考信号自适应预测模型

心脏表面手术操作点的位置数据可以用一个 3 维的向量来表示。向量的采样值可以用一个自回归(AR)模型来表示^[14]。模型如下所示

$$r_k = \sum_{i=1}^M A_i r_{k-i} + v, \quad (6)$$

式中 M 表示模型的阶数。每个当前的观测值是以以往观测值的加权线性组合,并且受到了噪声的影响。噪声默认为白噪声。因此对当前测量值的估计是通过对权重系数的估计实现的。这里假定心脏运动的信号统计特性是平稳的。但是在实际的手术过程中,心脏运动信号的统计特性是改变的,即非平稳的。如果这种改变是缓慢的可以用自适应估计来适应这种改变。在本文中,采用自适应滤波器的方法^[15]克服心脏运动信号统计特性的非平稳性;如果这种改变非常迅速,估计器很难在时间上适应,要加入一些必要的检测和处理措施,这些可作为以后研究的内容。文中的自适应估计器的原理如图 5 所示。

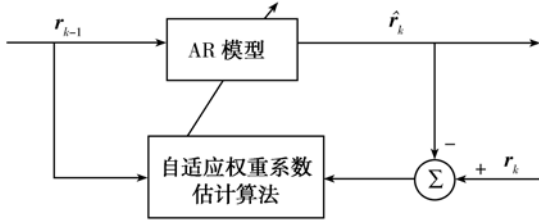


图 5 心脏信号自适应估计模型原理图

Fig. 5 Adaptive heart motion model

自适应 AR 模型的状态空间表达可以为

$$\begin{cases} z[k+1] = \mathbf{A}z[k] + w \\ \tilde{\mathbf{y}} = \mathbf{C}z[k] + v \end{cases}, \quad (7)$$

其中系统矩阵 \mathbf{A} 是一个带有权重信息的时变阵,每次随着测量值的更新按照最小二乘法更新。

4.2 基于卡尔曼滤波估计的模型跟随算法

基于上述机器人平台的传递函数模型,就可以应用卡尔曼滤波器对系统的状态进行估计^[16]。对估计出的状态进行状态反馈,便可以利用最优跟踪控制的方法组成闭环,完成控制回路。自适应心脏运动模型作为基础,跟踪控制问题便可以简化为模型跟随问题。模型跟随算法的整体结构如图 6 所示。

模型跟随的解决方法是将跟随的模型状态增加到控制系统的状态中,组成一个新的系统状

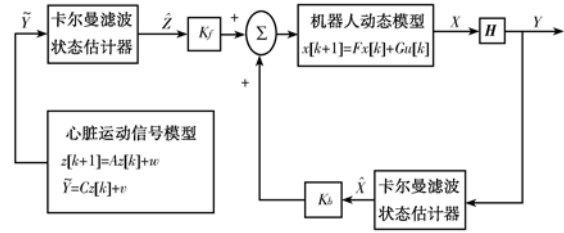


图 6 模型跟随算法原理框图

Fig. 6 Block diagram of model-following control algorithm

态的空间模型,利用汉密尔顿-雅阁比的最优控制解法对整个系统求解^[17],得到对机器人的控制率。以下为推导过程:

心脏运动信号模型为

$$z[k+1] = \mathbf{A}z[k] + w, \quad (8)$$

$$\tilde{\mathbf{y}} = \mathbf{C}z[k] + v, \quad (9)$$

机器人动态模型为:

$$\mathbf{x}[k+1] = \mathbf{F}\mathbf{x}[k] + \mathbf{G}u[k], \quad (10)$$

$$\mathbf{y}[k] = \mathbf{H}\mathbf{x}[k], \quad (11)$$

其中 $\mathbf{F}, \mathbf{G}, \mathbf{H}$ 分别是系统矩阵,输入矩阵和输出矩阵。 $\mathbf{x}[k]$ 是系统的状态向量。 $u[k]$ 表达系统的输入控制率。新系统的状态方程表达如图 6 所示。

$$\bar{\mathbf{X}}[k+1] = \hat{\mathbf{F}}\bar{\mathbf{X}}[k] + \hat{\mathbf{G}}u[k], \quad (12)$$

其中

$$\bar{\mathbf{X}} = \begin{bmatrix} \mathbf{x} \\ \mathbf{z} \end{bmatrix}, \quad (13)$$

$$\hat{\mathbf{F}} = \begin{bmatrix} \mathbf{F} & 0 \\ 0 & \mathbf{A} \end{bmatrix}, \quad (14)$$

$$\hat{\mathbf{G}} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (15)$$

最优控制目标方程

$$J = \sum_{k=k_0}^{k_0+T} ((\mathbf{X}[k] - \tilde{\mathbf{x}}[k])^T \mathbf{Q}(\mathbf{x}[k] - \tilde{\mathbf{x}}[k]) + u^T[k] \mathbf{R}u[k]), \quad (16)$$

其中 \mathbf{Q} 为非负定对称矩阵, \mathbf{R} 正定对称矩阵。 $\tilde{\mathbf{x}}$ 是系统理想状态与系统理想输出 $\tilde{\mathbf{y}}$ 的关系可由 \mathbf{L} 联系

$$\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{L}\tilde{\mathbf{y}}, \quad (17)$$

$$\mathbf{L} = \mathbf{H}^T (\mathbf{H}\mathbf{H}^T)^{-1}, \quad (18)$$

$$\mathbf{Q} = (\mathbf{I} - \mathbf{L}\mathbf{H})^T \mathbf{Q}_1 (\mathbf{I} - \mathbf{L}\mathbf{H}) + \mathbf{H}^T \mathbf{Q}_2 \mathbf{H}, \quad (19)$$

\mathbf{Q}_1 和 \mathbf{Q}_2 是非负定矩阵。

由此可以得到目标方程更加简便的表达

$$J = \sum_{k=k_0}^{k_0+T} (\bar{\mathbf{x}}^T[k] \hat{\mathbf{Q}} \bar{\mathbf{x}}[k] + \mathbf{u}^T[k] \mathbf{R} \mathbf{u}[k]), \quad (20)$$

其中

$$\hat{\mathbf{Q}} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q} & -\mathbf{Q} \mathbf{L} \mathbf{C}^T \\ -\mathbf{C} \mathbf{L}^T \mathbf{Q} & \mathbf{C} \mathbf{L}^T \mathbf{Q} \mathbf{L} \mathbf{C}^T \end{bmatrix}, \quad (21)$$

控制率

$$\mathbf{u}[k] = -(\mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G} + \mathbf{R})^{-1} \mathbf{G} (\mathbf{S}[k+1] \hat{\mathbf{F}} \bar{\mathbf{x}}[k] + \mathbf{M}[k+1]), \quad (22)$$

其中 \mathbf{S} 和 \mathbf{M} 作为中间矩阵递推公式给出

$$\mathbf{S}[k] = \hat{\mathbf{F}} (\mathbf{S}[k+1] - \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G}^T (\mathbf{G} \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G} + \mathbf{R})^{-1} \mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \hat{\mathbf{F}}) + \mathbf{Q}, \quad (23)$$

$$\mathbf{M}[k] = (\hat{\mathbf{F}} + \mathbf{K}^T[k] \mathbf{G}^T) \mathbf{M}[k+1] - \mathbf{Q} \mathbf{L} \bar{\mathbf{y}}, \quad (24)$$

\mathbf{K} 是时变反馈矩阵, 表示为

$$\mathbf{K}[k] = -(\mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G} + \mathbf{R})^{-1} \mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \hat{\mathbf{F}}, \quad (25)$$

从结果可以看出控制输出由反馈与前馈两部分组成, 其分别表示为

$$\mathbf{u}_b[k] = -(\mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G} + \mathbf{R})^{-1} \mathbf{G} \mathbf{S}[k+1] \hat{\mathbf{F}} \bar{\mathbf{x}}[k], \quad (26)$$

$$\mathbf{u}_f[k] = -(\mathbf{G}^T \mathbf{S}[k+1] \mathbf{G} + \mathbf{R})^{-1} \mathbf{G} \mathbf{M}[k+1], \quad (27)$$

即:

$$\mathbf{u}[k] = \mathbf{u}_f[k] + \mathbf{u}_b[k], \quad (28)$$

每个控制周期中, 心脏运动自适应模型提供超前一步的心脏运动估计值并将其传递给控制器作为参考值, 控制器按照上述公式计算出的前馈与反馈输出率跟踪参考值。这样的控制周期重复进行, 以达到消除相对运动的目的。

5 实验和结果

5.1 实验平台

4 节中讨论的控制算法通过实验平台 PHANTOM Premium 1.5A 实现。这个实验平台广泛用于医疗手术辅助机器人。PHANTOM 具有低转动惯量, 低摩擦和高带宽的机械运动能力, 可以满足心脏信号跟踪。根据 3 建立了 PHANTOM 平台的实验传递函数。应用哥伦布摩擦力模型来表示每个电机轴的摩擦力, 在实际的控制中加以补偿。PHANTOM 的动态方程可以表示为如下形式:

$$\mathbf{M}(\theta) \ddot{\theta} + \mathbf{C}(\dot{\theta}, \theta) \dot{\theta} + \mathbf{N}(\theta) = \boldsymbol{\tau}, \quad (29)$$

其中 θ 为三个电机轴的转动角度向量, \mathbf{M} 为系统

的转动惯量系数矩阵, \mathbf{C} 为 Coriolis 矩阵, \mathbf{N} 为重力、摩擦力等其他受力。在经过重力与摩擦力补偿后, 实际运算后的 \mathbf{C} 矩阵非常小, 系统的非线性特性弱化到可以用线性模型代替。在实验设置中, 控制算法运行在 2.6 GHz Intel Pentium 4 PC 上 MATLAB xPC Target v2.8 实时内核中。计算机控制系统的采样频率为 0.5 ms。在本实验中, 预先采集的心脏信号用于模拟实际的非体外循环 CABG 手术中心脏在每采样时刻的跳动位置的数值。

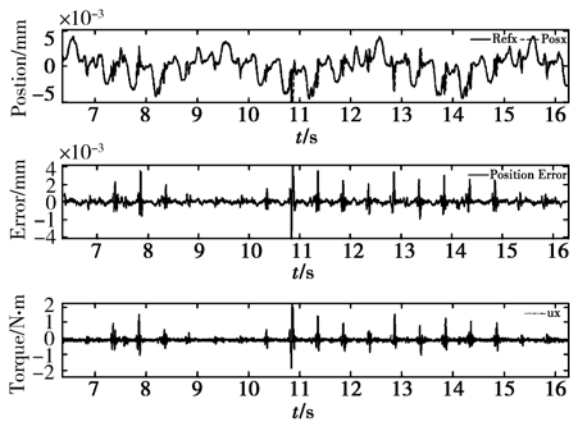
5.2 实验结果及讨论

实验结果由 60 s 数据得出。为了减少 RMS 的跟踪误差, 最优跟踪控制与卡尔曼滤波估计中对参数矩阵参数进行了调整。实验得到的 RMS 跟踪误差与 RMS 控制量输出如表 1 所示。

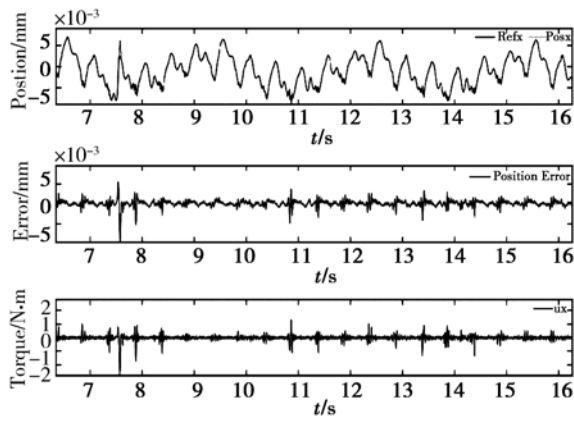
表 1 机器人跟踪试验结果
Tab. 1 Results of robot tracking

控制算法	RMS 位置误差 /mm		RMS 控制量 /Nmm	
	仿真	实验	仿真	实验
PD 控制器	0.748	0.887	110	117
PP 控制器	0.632	0.759	308	275
模型跟随算法	0.489	0.502	28	67

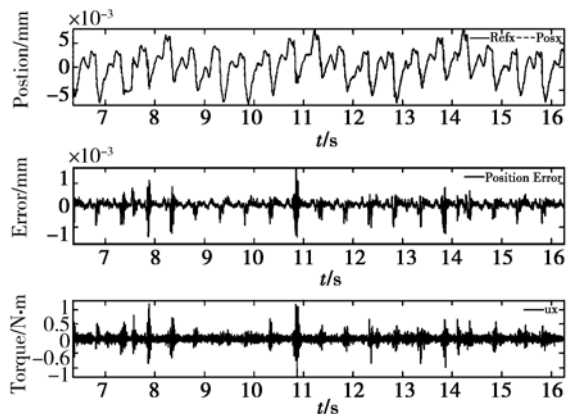
试验中实现了三种控制算法: 第一为 PD 控制, 第二为 PP 控制, 第三为心脏运动模型跟随算法 (Model Following, MF)。通过对算法结果的比较可以看出, 首先是带有前馈回路的控制器优于仅有反馈的控制器, 其次心脏信号的自适应模型提高了机器人的跟踪性能, 或者说算法对于心跳信号突然变化的估计与跟踪能力增强, 这主要归功于心脏信号自适应模型对未来一步参考信号估计值精度的提高, 使系统对高带宽即快速变化的信号有了更快且更准确的跟踪能力。最后, 从控制量的角度来看, 达到更高的跟踪精度就要付出更多的能量, 以提供机器人对高带宽信号的跟踪。图 7 (a), (b), (c), (d) 分别给出了机器人端点工作空间坐标系中 X, Y, Z 三轴以及综合位置, 跟踪误差与控制量输出。为了对比不同控制算法在心脏信号高频变化的跟随能力, 图 8 展示了短时间内机器人跟踪的细节。通过观察图中的数据可以清楚地看到, 在心脏信号快速上升与下降的时刻, 模型跟随算法的跟踪能力明显强于 PD 与 PP 算法。



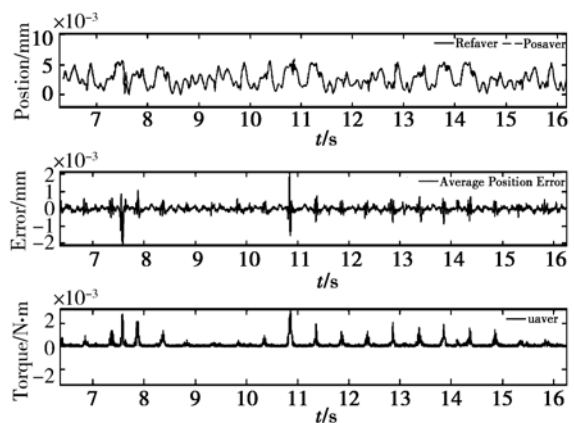
(a) X轴实际位置输出与参考值对比,跟踪 RMS 误差及输出量的 RMS 值
 (a) Reference and tracking output in X axis with its RMS error and RMS control effort



(b) Y轴实际位置输出与参考值对比,跟踪 RMS 误差及输出量的 RMS 值
 (b) Reference and tracking output in Y axis with its RMS error and RMS control effort



(c) Z轴实际位置输出与参考值对比,跟踪 RMS 误差及输出量的 RMS 值
 (c) Reference and tracking output in Z axis with its RMS error and RMS control effort



(d) 空间综合位置输出与参考值对比,综合跟踪 RMS 误差及综合输出量的 RMS 值
 (d) Reference and average tracking output of 3 axes with its RMS error and RMS control effort

图 7 跟踪结果图

Fig. 7 Tracking results

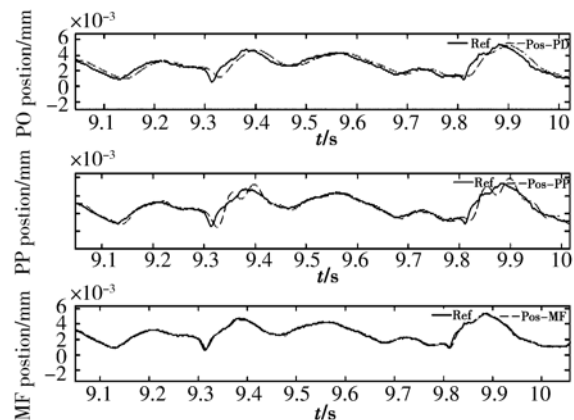


图 8 短时间尺度内各种算法跟踪能力比较实验

Fig. 8 Tacking ability experiments of different algorithms within short time scale

6 结 论

根据心脏运动信号的特点,提出了基于自适应心脏运动模型为基础的模型跟随算法,将心脏信号的跟踪问题转化为对心脏信号模型的跟踪问题。在自适应心脏运动模型中,该模型利用以往的测量值估计出心脏下一步的运动值作为最优跟踪算法的参考输入,并给出了心脏运动的超前信息。算法分别对心脏运动信号的中高频与低频分量分离出前馈控制率与反馈控制率,其中前馈控制克服了测量在反馈环节产生的滞后性,这点是

解决心脏运动跟踪问题的关键。

对于心脏信号辅助机器人控制问题中,自适应心脏运动模型算法具有超前预测的特性。将信号跟踪问题归结为模型跟随问题,是算法前馈控制部分的必要基础,通过提高模型预测的精度实现提高跟踪控制的精度,为高带宽高精度的信号

跟踪提供了可能。模型跟随控制将心脏信号运动模型与控制器结合到最优跟踪控制的体系中使心脏相对运动消除问题得到很好的解决。试验结果表明本文提出的带有基于心脏运动自适应模型跟随算法比以往的相对运动消除算法的跟踪误差减小 0.25 mm,跟踪性能提高 30%。

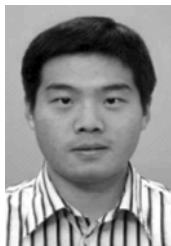
参考文献:

- [1] NEWMAN M F, KIRCHNER J L, PHILLIPS-BUTE B, *et al.*. Longitudinal assessment of neuro-cognitive function after coronary-artery bypass surgery[J]. *New England J. Med.*, 2001, 344(6): 395-402.
- [2] FALK V. Control and tracking-A human factor analysis relevant for beating heart surgery[J]. *Ann. Thoracic Surg.*, 2002, 74:642-628.
- [3] SHARMA K, NEWMAN W S, WEINHOUS M, *et al.*. Experimental evaluation of a robotic image-directed radiation therapy system [C]. *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, San Francisco, CA, USA, 2000:2913-2918.
- [4] SCHWEIKARD A, GLOSSER G, BODDULURI M, *et al.*. Robotic motion compensation for respiratory movement during radiosurgery [J]. *Computer Aided Surgery*, 2000, 5(4):263-277.
- [5] RIVIER C, THAKRAL A, IORDACHITA I I, *et al.*. Predicting respiratory motion for active canceling during percutaneous needle insertion[C]. *Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Istanbul, Turkey, 2001:3477-3480.
- [6] NAKAMURA Y, KISHI K, KAWAKAMI H. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery [C]. *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Seoul, Korea, May 2001:2014-2019.
- [7] GINHOUX R, GANGLOFF J A, DEMATHELIN M F, *et al.*. Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2005, 21(1):67-79.
- [8] ROTELLA J. *Predictive tracking of quasi-periodic signals for active relative motion cancellation in robotic assisted coronary artery bypass graft surgery*[D]. S. Thesis, Case Western Reserve University, Cleveland, OH, USA, 2004.
- [9] DUINDAM V, SASTRY S. Motion estimation and control for robotic assisted beating-heart surgery [C]. *in Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Diego, CA, USA*, 2007:871-876.
- [10] MURAT C, DAVID F, FRANK T. A critical study of the mechanical and electrical properties of the PHANTOM haptic interface and improvements [J]. *high-Performance Control*, 2002, 11(6):555-568.
- [11] FRANKLIN G E, DAVID J, MICHAEL L. *Workman Digital Control of Dynamic systems*[M]. New York: Addison-Wesley Publishing Company, 1998.
- [12] 李亚萍, 张广军, 李庆波. 空间双光路红外 CO₂ 气体传感器及其测量模型[J]. *光学精密工程*, 2009, 17(1):14-19.
- LI Y P, ZHANG G J, LI Q B. Infrared CO₂ gas sensor based on space double beams and its measurement mode[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(1): 14-19 (in Chinese)
- [13] 王帅, 陈涛, 李洪文, 等. 光电跟踪伺服系统的频率特性测试与模型辨识[J]. *光学精密工程*, 2009, 17(1):78-84.
- WANG SH, CHEN T, LI H W, *et al.*. Frequency characteristics and model identification for OE tracking servo-system[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(1): 78-84. (in Chinese)
- [14] WEI W, *Time Series Analysis*[M]. New York: Univariate and Multivariate Methods. Addison-Wesley Publishing Company, 1990.
- [15] HAYKIN S. *Adaptive Filter Theory* [M], 4th ed. New Jersey: Prentice Hall, 2001.
- [16] 赵其杰, 屠大维, 高健, 等. 基于 Kalman 滤波的视觉预测目标跟踪及其应用[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(5):937-942.

ZHAO Q J, TU D W, GAO J, *et al.*. Kalman filter based vision predicting and object tracking method and its application [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5): 937-942. (in Chinese)

[17] ANDERSON B D, MOORE J B. *Optimal Control Linear Quadratic Methods* [M]. NJ: Prentice-Hall, 1990.

作者简介:



梁 帆(1981—),男,天津人,博士研究生,主要从事手术辅助机器人控制算法研究,心脏手术辅助机器人运动补偿,系统建模与动态控制方面的研究。E-mail: bachelormd10@gmail.com



董登峰(1981—),男,河南人,博士研究生,主要从事大气压力、温度综合控制及复杂系统设计等方面的研究。E-mail: ddf_2007@163.com



孟晓风(1955—),男,重庆人,教授,博士生导师,1982年于重庆大学电气工程系获学士学位,1987年于重庆大学自动化系控制理论及应用专业获硕士学位,1995年于北京航空航天大学自动控制系飞行器控制、制导与仿真专业获工学博士学位。主要从事动态系统分析与复杂系统建模,自动测试系统,大气参数综合计量检定等方面的研究。E-mail: mengxf@buaa.edu.cn

(本栏目编辑:曹 金)

●下期预告

基于可重构技术的上面级航天器综合电子系统设计

孙兆伟,邢 雷,徐国栋,叶 东

(哈尔滨工业大学 卫星技术研究所,黑龙江 哈尔滨 150080)

为实现航天电子系统的高功能密度,降低航天器成本、缩短研制周期,将小卫星和小运载上面级进行有机融合构成一类上面级航天器,并给出了适用于上面级航天器的可重构综合电子系统方案。该电子系统以 Microblaze 软核处理器为核心处理单元,采用基于 CAN 总线的分布式网络结构提高系统的可扩展性,并利用可重构技术实现电子系统核心处理单元的分时复用,以满足运载段和在轨段对电子系统的不同需求。同时实现姿态轨道控制算法硬件化,减轻处理单元的负担,提升系统的计算和处理能力。设计并建立了半物理实验系统,对全过程全模式进行了仿真验证,结果表明:运载段控制周期达到 10 ms,姿态轨道算法硬件化后运行时间约 7.5 ms;相机工作期间姿态指向精度达 0.035° ,稳定度达 $0.00068^\circ/\text{s}$ 。所设计的可重构综合电子系统满足上面级航天器的全模式飞行任务,满足运载段强实时性、在轨段高可靠性以及控制的高精度等要求。