

遥操作护理机器人系统的操作者姿态解算方法研究

左国玉^{1,2} 于双悦^{1,2} 龚道雄^{1,2}

摘要 设计了一种遥操作护理机器人系统,为实现从端同构式机器人的随动运动控制,对主端操作者人体姿态解算方法进行了研究.首先,构建由惯性传感单元构成的动作捕捉系统,对用作从端机器人动作指令的操作者人体姿态信息进行采集,采用四元数法对人体运动原始数据进行初步求解.其次,将四元数法得到的姿态数据解算成依据仿人结构设计的护理机器人各关节运动的目标姿态角,实现人体姿态到机器人动作的同构性映射.最后,为验证本文所提姿态解算方法的性能,设计了操作者控制护理机器人完成递送和拿取药瓶动作的实验.结果表明,本文姿态解算方法的解算性能与参考系统基本相同;在操作者动作姿态快速变化的时间段,系统仍可获得较高精度的目标姿态数据,其误差在动态条件下依旧能保持在 2% 以下;护理机器人可较好地实时复现操作者的人体动作.本文方法能满足机器人进行一般护理作业时对人体姿态数据处理的快速性和准确性要求.

关键词 遥操作护理机器人, 姿态解算, 同构映射, 人体运动跟踪

引用格式 左国玉, 于双悦, 龚道雄. 遥操作护理机器人系统的操作者姿态解算方法研究. 自动化学报, 2016, 42(12): 1839–1848

DOI 10.16383/j.aas.2016.c160137

Operator Attitude Algorithm for Telerobotic Nursing System

ZUO Guo-Yu^{1,2} YU Shuang-Yue^{1,2} GONG Dao-Xiong^{1,2}

Abstract This paper presents a telerobotic nursing system using inertial navigation information. In order to realize following control of the slave nursing robot, an attitude solution method is proposed for operator attitude in the master system. First, a motion capture system based on inertial units is built. To meet real-time demand, quaternion method with relatively low computation is performed in attitude solution for human data acquired from the master system, and then data fusion and compensation are conducted. Second, the attitude data obtained by quaternion method are further calculated as attitude of each joint of the slave robot with a humanoid structure, and thus an isomorphic motion mapping from human operator to slave robot is completed. Finally, experiments of taking and delivering bottle of the telerobotic system are described, and solution performance analysis on the attitude data from the master motion capture system are presented. The results show that there is a small measuring deviation with an absolute error less than 2% between the proposed method and the reference system. The attitude solving method can satisfy the requirements for fast and accurate attitude processing when the slave robot conducts a nursing task by following the nurse operator.

Key words Telerobotic nursing system, attitude algorithm, isomorphic mapping, human motion tracking

Citation Zuo Guo-Yu, Yu Shuang-Yue, Gong Dao-Xiong. Operator attitude algorithm for telerobotic nursing system. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 1839–1848

收稿日期 2016-02-03 录用日期 2016-08-15
Manuscript received February 3, 2016; accepted August 15, 2016

国家自然科学基金(61375086),北京工业大学智能机器人领域大科研推进计划(002000514316008),中国科学院沈阳自动化所机器人学国家重点实验室开放课题(2014338)资助

Supported by National Natural Science Foundation of China (61375086), Beijing University of Technology Big Scientific Promoting Plan on Intelligent Robot (002000514316008), and Foundation of the State Key Laboratory of Robotics in Shenyang Institute of Automation (SIA) of Chinese Academy of Sciences (2014338)

本文责任编辑 赵新刚

Recommended by Associate Editor ZHAO Xin-Gang

1. 北京工业大学电子信息与控制工程学院 北京 100124 2. 计算智能与智能系统北京市重点实验室 北京 100124

1. College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124 2. Beijing Key Laboratory of Computational Intelligence and Intelligent System, Beijing 100124

我国社会的人口老龄化问题日益严重,伴随而来的医疗、养老及救助等社会保障问题日益凸显.同时,由疾病和灾害等造成的残障病患也需要充沛的社会保障资源.对于这些有大量护理服务需求的群体,很多低复杂度护理工作若也雇用专人护理,则会占用大量而宝贵的人力资源,社会成本高而效率低下.因此研究开发遥操作护理机器人,以相对低的成本,实现如帮助病患或老人拿药送水甚至翻身等常规性护理工作,并远程集中实施护理作业,将是未来家庭护理工作的发展方向^[1-2].当前,由于机器人技术成熟度还比较低,全自主护理机器人在医疗康复领域的普及应用短期内还很难实现.采用机器人遥操作控制方法,依据护理人员的经验做出决策,对护理机器人进行遥操作控制,实现病患及老人的远程

护理,是现有智能机器人技术得到实际应用的现实而有效的途径^[3-4].

国内外有很多机构对用于医疗健康领域的遥操作机器人技术进行了大量的研究,其中部分研究成果已进入临床应用阶段.日本岐阜大学研制的手指康复机器人,能帮助患者自行完成手指康复训练,患者可利用穿戴在健侧的数据手套控制穿戴在患侧的康复机器人,实现双边式康复训练,同时该系统可实时监测患者的运动状态以获取训练数据^[5].瑞士苏黎世大学 ARMin 外骨骼上肢康复机器人系统,可根据患者需求选择合适模式进行康复训练并根据患者上肢尺寸进行自动调节^[6].达芬奇手术机器人^[7-8]和宙斯手术机器人^[9]可实现远距离高精度临床手术. Melkong 机器人可将病人平稳托起并送至卫生间^[10], DEKA 机器人可根据患者残肢肌电收缩信号控制假肢运动^[11].

在机器人遥操作护理作业过程中,护理员人体动作姿态的准确获取与解算是机器人遥操作主端系统的主要研究内容之一.根据姿态数据获取方法的作用范围与可移动属性,有非穿戴式和穿戴式两类. Vicon 系统是典型的非穿戴式方法,通过在工作空间内布置多个摄像头对被测对象采集数据,采用图像识别技术,利用光学标记点位置直接构建人体的物理姿态,而无需求解算法解算姿态^[12]; NDI Aurora 系统基于电磁定位识别方法,通过分布在周围的三轴线圈产生特定频率电磁场对被测对象身上的三轴磁传感器的磁感应,利用电磁感应信号之间的耦合关系确定被测对象的姿态^[13];用于虚拟现实的 Logitech 运动捕捉系统基于超声波声学定位方法,实现被测对象姿态的检测与获取^[14].在可移动式姿态获取方法方面,加州理工大学研制的手部外骨骼系统利用连杆上布置的应变计测量关节位置,它是一种可穿戴机械式捕获系统,无需复杂算法进行姿态解算^[15]; PrioVR 系统采用多种电子传感器组成测量装置,也多用于体感与虚拟现实领域^[16].

为使从端护理机器人快速准确地复现主端护理员的护理动作,本文针对课题开发的一种同构式遥操作机器人系统,研究了操作者动作姿态的获取与解算方法,并以护理员人体姿态作为动作指令输入,实现从端护理机器人对应关节的随动运动控制.这种方法能直接对人体进行接触测量,在光线、角度和障碍物等外部条件受限的情况下稳定可靠地获取姿态数据,可免于分布式视觉采集系统对空间环境以及识别算法有效性的严格要求,也不受机械式可穿戴式姿态采集系统结构复杂、移动不便以及采集数量有限且精度不高的局限.另一方面,本文姿态解算方法结合自主研发的仿人机械臂结构,将经过处理的人体姿态数据映射成机械臂各关节运动信息,从

而实现同构式从端护理机器人的随动运动控制.本文内容组织如下:第1节简要介绍遥操作护理机器人系统的构成;第2节介绍人体运动数据的获取与预处理;第3节描述了基于上述运动数据的机器人各关节日标位置的姿态解算算法;最后通过遥操作机器人递送和抓取药瓶的实验对本文方法的有效性进行了验证.

1 遥操作护理机器人系统的构成

遥操作护理机器人是一种人机协作机器人系统,主要由主端的人体运动捕捉系统和从端与人体同构的护理机器人两部分组成.系统的主端部分获取护理员的动作姿态信息后,将其作为实际动作指令传送给从端的同构式护理机器人,机器人根据指令信息同步跟随护理员执行相同的护理操作;护理机器人同时将现场工况以视觉的形式回送至远端的护理员,护理员根据获得的信息进一步调整机器人的动作姿态使机器人实时完成护理作业任务.护理机器人进行工作时,就如同护理员在被护人员家中进行现场工作一样.图1为遥操作护理机器人系统的工作原理.

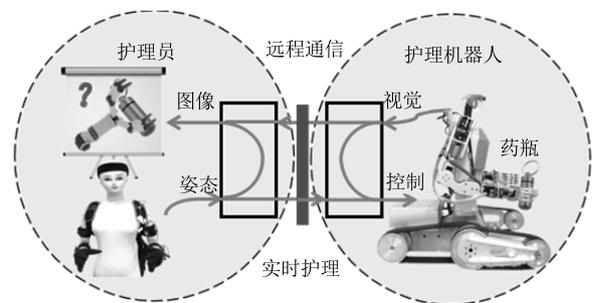


图1 “人在环内”的护理机器人遥操作控制
Fig. 1 Human-in-the-loop tele-control for the nursing robot

图2所示为本文课题研发的基于人体姿态控制的遥操作随动护理机器人系统.系统主端的人体动作捕捉系统采用模块化设计方法,由数据手套、背心、头带、腕带等穿戴部分构成,其上分别安装数量不等的独立数据采集模块(节点).各节点单元与主控单元一起,共同组成了完整的人体运动捕捉系统.这些节点单元通过CAN总线进行连接,并将各自采集的数据存放在主控单元中,经过处理后,再由主控单元通过无线网络发送至从端护理机器人并控制其操作.从端护理机器人由半身仿人机器人和可自主移动的地面移动平台构成,机器人的机械臂采用与人臂同构的仿生设计方法.机器人上半身共有25个自由度,其中头部的左右和上下2个自由度用于调整机器人的视觉范围;腰部1个自由度完成机器人

躯干部分的直立和前倾动作; 机体两侧的机械臂各有 6 个自由度, 手臂的仿生设计可以使机器人完成模拟人手臂的运动, 其中人体肩部球状关节在仿人机械臂设计上以串联的三自由度形式表示; 左右手指各 5 个自由度可完成模拟人手的抓取动作. 护理机器人的控制单元根据接收到的主端控制信号完成护理操作.

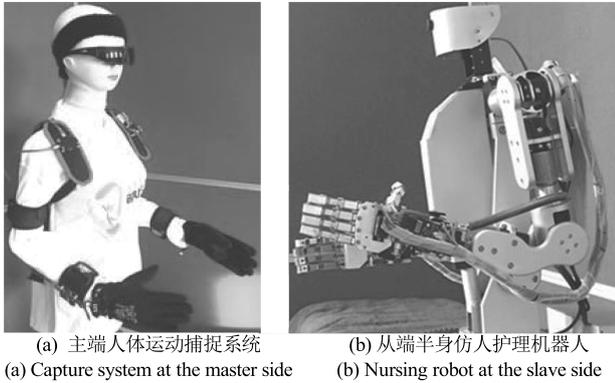


图 2 遥操作护理机器人系统

Fig. 2 Telerobotic nursing robot system

由于工作对象的特殊性, 在人机交互过程中, 护理机器人相对一般工业机器人, 其作业方式对机器人的类人动作特性要求很高^[17-18]. 从端的护理机器人采用了同构化设计, 从物理形态上能够采用主从两端系统对应关节直接映射的方法, 这样机器人各关节的运动可在主端通过姿态求解得到. 相较于主从端异构的机器人遥操作系统, 无需专门算法克服人与机器人的主从臂之间的运动学差异, 即可实现从臂依据指令随主臂沿着相同的轨迹进行运动. 因此, 整个系统的遥操作控制过程符合人的日常动作习惯, 使遥操作控制过程更加直观和方便, 能降低遥操作控制的难度和护理人员的工作负担, 较好地保证系统工作的低失误差. 而机器人的类人动作效果也能使被护人员心理上更容易接受机器人的护理服务. 进一步, 可以用一对多的方式使更多被护人共享主端的护理资源, 降低护理成本.

2 人体运动数据的预处理

2.1 原始数据的采集与处理

如上一节所述, 遥操作机器人护理系统的主端运动捕捉采集部分由多个独立惯性测量单元组成, 用于获取人体各关节的姿态信息. 每个测量单元由 9 轴惯性导航系统构成, 包含三轴陀螺仪、加速度计及磁力计. 利用加速度计和磁力计计算得到陀螺仪的误差, 通过补偿器与陀螺仪测量的数据进行融合, 从而求出实时准确的角速度值. 人体动作姿态数据

可以采用欧拉角法、方向余弦法及四元数法来表示^[19-21]. 相比于欧拉角法存在万向锁现象, 以及方向余弦法具有较大的运算量, 四元数法既可表达全姿态, 所需的计算量又相对较小, 因此选用四元数法可保证姿态解算的实时性^[22-23].

在数据解算和融合处理过程中, 要对原始数据进行滤波处理. 目前, 主要的滤波方法有扩展卡尔曼滤波法^[24]、梯度下降法^[25]和互补滤波法^[26-27]等. 其中, 卡尔曼滤波器设计较为复杂且运算量较大, 而且由于人体运动姿态较为复杂, 不同关节的运动特征也不尽相同, 这将进一步增加卡尔曼滤波器的设计复杂度; 梯度下降法虽然在姿态解算过程中只涉及加法和乘法运算, 但对于不同关节的运动特征, 使用该方法困难的地方在于整体姿态解算系统需要确立多个目标函数; 而互补滤波器结构设计简单, 而且对高频和低频的噪声输入信号进行融合处理具有更好的效果. 因此, 互补滤波法非常适合用于本系统所用到的加速度计、磁力计和陀螺仪器件在不同的高、低频运动特性下的数据融合. 本文采用基于四元数法结合互补滤波的方式对原始人体姿态数据进行初步的姿态解算.

基于四元数法的姿态解算如图 3 所示.

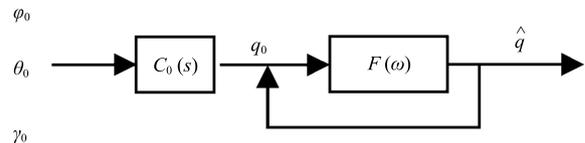


图 3 四元数姿态解算框图

Fig. 3 Block diagram of attitude calculation based on quaternion

图 3 中, $\varphi_0, \theta_0, \gamma_0$ 为惯导系统的初始姿态角; q_0 为初始四元数; $F(\omega)$ 为角速度矩阵; \hat{q} 为通过解算实时更新的四元数. 将 $\varphi_0, \theta_0, \gamma_0$ 代入 $C_0(s)$ 中得到四元数初值:

$$q_0 = \begin{pmatrix} q_0 & q_1 & q_2 & q_3 \end{pmatrix}^T = \begin{pmatrix} \cos \frac{\varphi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{\gamma}{2} + \sin \frac{\varphi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{\gamma}{2} \\ \cos \frac{\varphi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\gamma}{2} - \sin \frac{\varphi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\gamma}{2} \\ \cos \frac{\varphi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\gamma}{2} + \sin \frac{\varphi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\gamma}{2} \\ \sin \frac{\varphi}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{\gamma}{2} - \cos \frac{\varphi}{2} \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{\gamma}{2} \end{pmatrix} \quad (1)$$

系统每进行一次解算过程, 得到一组新的角速度矩阵 $F(\omega)$, 可完成一次四元数 \hat{q} 的更新.

$$\hat{q} = \begin{pmatrix} \dot{q}_0 & \dot{q}_1 & \dot{q}_2 & \dot{q}_3 \end{pmatrix}^T = \begin{pmatrix} 0 & -\frac{\omega_{gx}}{2} & -\frac{\omega_{gy}}{2} & -\frac{\omega_{gz}}{2} \\ \frac{\omega_{gx}}{2} & 0 & \frac{\omega_{gz}}{2} & \frac{\omega_{gy}}{2} \\ \frac{\omega_{gy}}{2} & -\frac{\omega_{gz}}{2} & 0 & \frac{\omega_{gx}}{2} \\ \frac{\omega_{gz}}{2} & \frac{\omega_{gy}}{2} & -\frac{\omega_{gx}}{2} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{pmatrix} \quad (2)$$

式中, $\omega_{gx}, \omega_{gy}, \omega_{gz}$ 是对于 x, y, z 三轴的角速度.

在实际应用中, 陀螺仪通过积分可在较短时间内获得准确姿态信息, 但由于器件自身特性, 受温度影响较大, 易产生漂移, 通过积分过程不断累积误差, 而且在低频区产生很大的噪声, 使采集的数据严重偏离真实值. 相对于陀螺仪、三轴加速度计和三轴磁力计不能直接获得角速度, 且有短期内精度差、动态性能慢的劣势, 但其测量误差不会随时间进行累积, 低频特性较好. 因此计算过程中, 通过多传感器融合和补偿求得准确的角速度值, 利用一阶龙格-库塔法取代式 (2) 实现四元数 \hat{q} 的更新.

$$\hat{q} = \begin{cases} q_0(t+T) = q_0(t) + \frac{T}{2}[-\omega_x q_1(t) - \omega_y q_2(t) - \omega_z q_3(t)] \\ q_1(t+T) = q_1(t) + \frac{T}{2}[\omega_x q_0(t) + \omega_z q_2(t) - \omega_y q_3(t)] \\ q_2(t+T) = q_2(t) + \frac{T}{2}[\omega_y q_0(t) - \omega_z q_1(t) + \omega_x q_3(t)] \\ q_3(t+T) = q_3(t) + \frac{T}{2}[\omega_z q_0(t) + \omega_y q_1(t) - \omega_x q_2(t)] \end{cases} \quad (3)$$

其中, $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ 表示角速度, T 为惯导系统的采样周期.

2.2 数据融合处理

根据前一节所述, 陀螺仪和加速度、磁力计具有不同的频率特性. 通过恰当构造互补滤波器, 将三轴陀螺仪测量的角速度值 ω_g 、三轴加速度计的加速度值 α_g 和三轴磁力计的磁强值 m_g 这三种数据进行融合补偿处理, 可以得到准确的角速度值 $\omega_x, \omega_y, \omega_z$. 数据融合与补偿过程如图 4 所示.

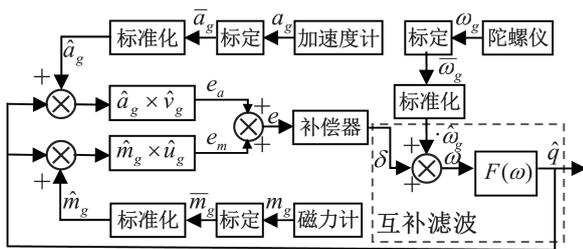


图 4 惯导四元数求解框图

Fig. 4 Quaternion calculation based on inertial sensors

图 4 中, a_g, m_g, ω_g 为加速度、磁强、陀螺仪测量值; $\bar{a}_g, \bar{m}_g, \bar{\omega}_g$ 为测量值标定值; $\hat{a}_g, \hat{m}_g, \hat{\omega}_g$ 为标准化后值; \hat{v}_g, \hat{u}_g 为通过互补滤波器的加速度、磁强最优估计值; e_a 为俯仰角 Pitch 和横滚角 Roll 的误差; e_m 为偏航角 Yaw 的误差; e 为通过加速度计和磁力计求得的总误差; δ 为补偿后的角速度值; $F(\omega)$ 为角速度矩阵; \hat{q} 为通过解算实时更新的四元数.

在计算过程中, 由于传感器直接测量值 a_g, m_g, ω_g 存在一定的随机误差和噪声, 而与航天器、平衡车等应用相比, 人体姿态数据所需采样频率低, 可通过设计 IIR Butterworth 数字滤波器对测量值进行预处理, 消除交变噪声. 对各传感器进行标定, 得到 $\bar{a}_g, \bar{m}_g, \bar{\omega}_g$, 进行标准化处理后, 得到用于后续计算的 $\hat{a}_g, \hat{m}_g, \hat{\omega}_g$.

通过互补滤波分别求出 \hat{a}_g, \hat{m}_g 的最优估计值 \hat{v}_g, \hat{u}_g . 系统的姿态可用如下的四元数矩阵表示:

$$C_b^n = \begin{pmatrix} 1 - 2(q_2^2 + q_3^2) & 2(q_1 q_2 - q_0 q_3) & 2(q_1 q_3 + q_0 q_2) \\ 2(q_1 q_2 + q_0 q_3) & 1 - 2(q_1^2 + q_3^2) & 2(q_2 q_3 - q_0 q_1) \\ 2(q_1 q_3 - q_0 q_2) & 2(q_2 q_3 + q_0 q_1) & 1 - 2(q_1^2 + q_2^2) \end{pmatrix} \quad (4)$$

以“东北地”作为导航坐标系, 由于重力加速度方向指向 z 轴, 可求出加速度测量值通过互补滤波器的最优估计值 \hat{v}_g .

$$\hat{v}_g = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} C_b^n = \begin{pmatrix} 2(q_1 q_3 - q_0 q_2) \\ 2(q_2 q_3 + q_0 q_1) \\ 1 - 2(q_1^2 + q_2^2) \end{pmatrix} \quad (5)$$

将磁强值转换到该坐标系得到 m_h . 由于地球磁场为南北向, 东西方向为 0, 可求出校准后的地磁场矢量表达式 m'_h , 进而求出磁力计通过互补滤波器的最优估计值 \hat{u}_g .

$$m_h = \begin{pmatrix} m_{hx} \\ m_{hy} \\ m_{hz} \end{pmatrix} = C_b^n \begin{pmatrix} \hat{m}_{gx} \\ \hat{m}_{gy} \\ \hat{m}_{gz} \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$m'_h = \begin{pmatrix} m'_{hx} \\ m'_{hy} \\ m'_{hz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{m_{hx}^2 + m_{hy}^2} \\ 0 \\ m_{hz} \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$\hat{u}_g = C_b^n \begin{pmatrix} \sqrt{m_{hx}^2 + m_{hy}^2} \\ 0 \\ m_{hz} \end{pmatrix} \quad (8)$$

将加速度测量值与加速度最优估计值叉乘, 得到的法向量与俯仰角 Pitch 和横滚角 Roll 的误差成

正比, 用 e_a 表示. 同理得到偏航角 Yaw 的误差 e_m . 两者叠加可得姿态的误差为 e .

$$e = e_a + e_m = \hat{a}_g \times \hat{v}_g + \hat{m}_g \times \hat{v}_g \quad (9)$$

式中, \hat{a}_g , \hat{m}_g 为标准化后的值, \hat{v}_g 为加速度计测量值通过互补滤波器的最优估计值.

根据陀螺仪与加速度计、磁罗盘之间的不同特性, 设计互补滤波器

$$\delta = K_p e + K_i \int e dt \quad (10)$$

$$\omega = \hat{\omega}_g + \delta \quad (11)$$

$$\hat{q} = F(\omega) \quad (12)$$

式中, δ 为误差 e 通过一个比例积分模块后生成的对陀螺漂移后的补偿量, K_p 为比例系数, K_i 为积分系数.

调节 K_p 和 K_i 这两个参数可以得到陀螺仪参数的修正量, 进行叠加得到补偿后的角速度值, 将经过补偿后的角速度值代入式 (3) 中, 完成一次四元数 \hat{q} 的更新. 如此这样, 就可实现对原始姿态数据的四元数表示.

3 操作者运动信息的目标姿态解算

由于以四元数表示的人体姿态并不能直接作为从端护理机器人各关节控制的给定输入, 因此需将初步解算后的人体运动信息进一步解算为机器人各关节的运动信息, 使从端机器人与护理员的肢体运动轨迹直接对应, 实现机器人的同构化遥操作控制. 这样, 整个机器人遥操作系统的人机同构映射的姿态解算方法如图 5 所示.

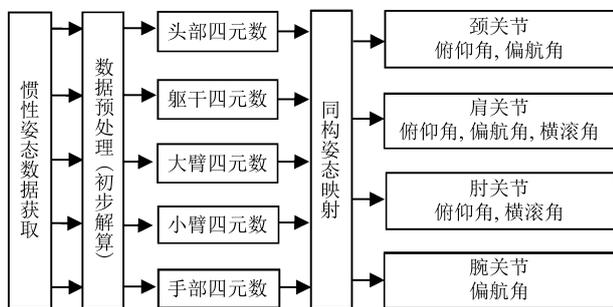


图 5 人机同构运动的姿态解算流程

Fig. 5 Motion mapping method from human operator to slave robot

上一节的预处理过程将原始人体姿态数据解算为不同的四元数组, 下面将详细描述由人体姿态四元数组到机器人各关节位置信息的姿态映射方法, 分别实现颈、肩、肘和腕等关节的各姿态角的求解.

不失一般性, 我们以机器人右大臂为例进行机器人与人体运动进行同构性映射的姿态解算. 图 6 为从端护理机器人上的 6 自由度仿人机械臂, 其中, 大臂肩关节含有 3 自由度 (俯仰、横滚、偏航)、肘关节含有 2 自由度 (俯仰、横滚) 和手腕关节含有 1 自由度 (偏航), 可以使机械臂的肩、肘、腕三个关节在空间内独立运动.

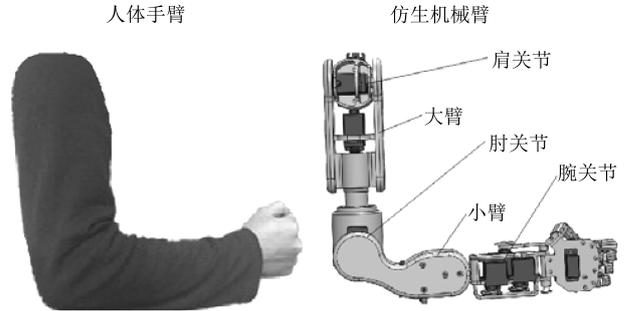


图 6 从端机器人的 6 自由度仿人机械臂
Fig. 6 6-DOF humanoid mechanical arm on the slave robot

为了基于四元数求解各自由度的运动, 先选取特定参考系. 对于从机器人机械臂, 选择以顺向指向机械臂末端方向为 x 轴, 根据右手定则, 得到相应的 y 轴和 z 轴. 对于人体, 以竖直向下为 x 轴, 右侧为 y 轴, 正对方向为 z 轴.

对于机器人大臂关节的运动姿态, 由于人体和机器人躯干相对静止, 只需利用大臂上测量的姿态信息和固定方向向量进行求解.

将大臂关节其中一个自由度的运动方向记为右大臂与机体坐标系的偏航角 φ_{rb} , 其求解过程如下:

记大臂单位四元数为 q_{rb} , 求取大臂四元数的逆 q_{rb}^{-1} .

$$q_{rb}^{-1} = \frac{q_{rb0} - iq_{rb1} - jq_{rb2} - kq_{rb3}}{q_{rb0}^2 + q_{rb1}^2 + q_{rb2}^2 + q_{rb3}^2} \quad (13)$$

其中, q_{rb0} , q_{rb1} , q_{rb2} , q_{rb3} 分别为 q_{rb} 的各分项.

计算右大臂关于机体 x 轴的方向向量 q_{rbX} :

$$q_{rbX} = q_{temp} \times q_{rb}^{-1} = \begin{pmatrix} -q_{rb0}^{-1}q_{temp0} - q_{rb1}^{-1}q_{temp1} - q_{rb2}^{-1}q_{temp2} - q_{rb3}^{-1}q_{temp3} \\ q_{rb0}^{-1}q_{temp1} + q_{rb1}^{-1}q_{temp0} - q_{rb2}^{-1}q_{temp3} + q_{rb3}^{-1}q_{temp2} \\ q_{rb0}^{-1}q_{temp2} + q_{rb1}^{-1}q_{temp3} + q_{rb2}^{-1}q_{temp0} - q_{rb3}^{-1}q_{temp1} \\ q_{rb0}^{-1}q_{temp3} - q_{rb1}^{-1}q_{temp2} + q_{rb2}^{-1}q_{temp1} + q_{rb3}^{-1}q_{temp0} \end{pmatrix} \quad (14)$$

其中, q_{temp} 为中间计算量:

$$q_{temp} = q_{rb} \times m_x = (-q_{rb1} \quad q_{rb0} \quad q_{rb3} \quad -q_{rb2})^T \quad (15)$$

式中, $m_x = (0 \ 1 \ 0 \ 0)$ 为 x 轴单位四元数. 于是可求取右大臂关节的偏航角 φ_{rb} :

$$\varphi_{rb} = \arccos(d_1) \times 57.29 \quad (16)$$

其中, d_1 为点乘得到的中间量:

$$d_1 = q_{rbX} \cdot m_y = q_{rb0}^{-1} q_{temp2} + q_{rb1}^{-1} q_{temp3} + q_{rb2}^{-1} q_{temp0} - q_{rb3}^{-1} q_{temp1} \quad (17)$$

式中, $m_y = (0 \ 0 \ 1 \ 0)$ 为 y 轴单位四元数.

通过上述计算过程, 即可求取式 (16) 所示的大臂关节偏航角的目标值 φ_{rb} .

将右大臂关节中另一个自由度的运动方向记为大臂与机体坐标系的俯仰角 θ_{rb} , 按如下过程求取 θ_{rb} :

由右大臂 x 轴的方向向量 q_{rbX} 叉乘 y 轴单位向量 $m_y = (0 \ 0 \ 1 \ 0)$, 取结果后三个数即得法向量 n_{bx-by} :

$$n_{bx-by} = \begin{pmatrix} q_{rbX3} \\ 0 \\ -q_{rbX1} \end{pmatrix} \quad (18)$$

将法向量 n_{bx-by} 与 z 轴单位向量 $m_z = (0 \ 0 \ 0 \ 1)$ 中的方向元素进行点乘, 得到大臂俯仰角关节的目标值 θ_{rb} :

$$\theta_{rb} = \arccos\left(\frac{d_2}{|n_{bx-by}|}\right) \times 57.29 \quad (19)$$

其中, $|n_{bx-by}|$ 为式 (18) 所求法向量的模, d_2 为计算过程的中间量:

$$d_2 = n_{bx-by} \cdot m_z = -q_{rbX1} \quad (20)$$

对于肘关节运动姿态的解算, 由于肘关节连接大臂和小臂, 且两者随手臂运动而同时发生变化, 故需分别获取大、小臂上的两个测量单元测量值.

记右小臂的单位四元数为 q_{rs} . 根据式 (13) 求出 q_{rs} 的逆 q_{rs}^{-1} , 根据式 (14) 和式 (15) 求出小臂关于机体 x 轴的方向向量 q_{rsX} , 再将 q_{rsX} 与大臂 q_{rbX} 点乘, 可解出肘关节的俯仰角 θ_{rs} :

$$\theta_{rs} = \arccos(q_{rbX} \cdot q_{rsX}) \times 57.29 \quad (21)$$

肘关节的横滚角 α_{rs} 由大小臂关于机体 X 轴方向向量叉乘得到的法向量 n_{bx-sx} , 点乘右小臂沿 y 轴方向的单位向量 q_{rsy} 而得到, 计算过程如下:

$$n_{bx-sx} = q_{rbX} \times q_{rsX} \quad (22)$$

$$q_{rsy} = q_{rs} \times m_y \times q_{rs}^{-1} \quad (23)$$

$$\alpha_{rs} = \arccos\left(\frac{n_{bx-sx} \cdot q_{rsy}}{|n_{bx-sx}|}\right) \times 57.29 \quad (24)$$

同理, 采用上述姿态求解算法, 还可分别实现右肘部偏航角、右腕部横滚角、颈部关节两个自由度、腰关节一个自由度以及对称左臂 6 自由度的运动姿态解算. 这样, 我们基于惯性测量单元的遥操作护理机器人系统, 就可完成从主端护理员到从端护理机器人 15 个自由度的目标姿态求解, 从而实现护理员远程控制机器人进行护理工作.

图 7 为遥操作护理机器人系统操作者的动作姿态经解算后形成从端机器人随动运动的仿真效果, 可以看到机器人肢体的动作范围完全符合人体运动生理特性.

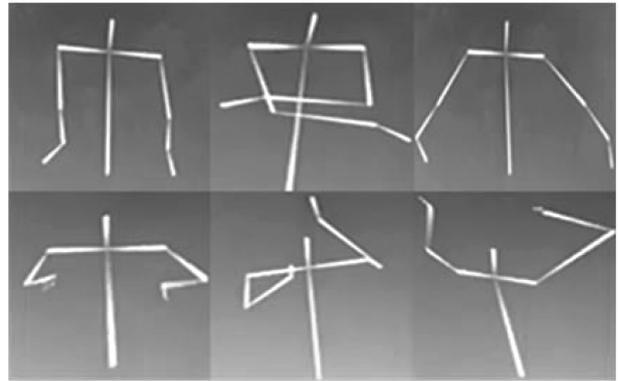


图 7 主端控制下的从端机器人随动运动仿真
Fig. 7 Motion simulation on slave robot under master control

4 实验验证

4.1 实验设计

为验证所研制的同构式遥操作机器人系统姿态解算方法的有效性以及护理机器人的实时跟随运动特性, 设计了如图 8 所示的护理员遥操作护理机器人递送和抓取药瓶实验. 实验环境设定为机器人系统的主从端处于同一房间内, 主、从两端通过无线方式发送和接收信息.



图 8 遥操作护理机器人系统的药瓶抓取和递送实验
Fig. 8 Experiment on delivering and taking medicine bottle of telerobotic nursing system

机器人系统工作时, 主端通过姿态解算方法将护理员的人体动作姿态映射成护理机器人各关节的目标运动位置, 发送到从端护理机器人, 机器人根据接收到的目标位置控制机器人身体各关节进行运动. 同时, 机器人工作场景的视频信息回传给护理员, 用以调整机器人手臂姿态, 从而完成从端护理机器人的递送和抓取药瓶任务.

4.2 姿态解算精度测试

遥操作护理机器人系统的主端动作捕捉部分, 测量节点分别由集成了三轴陀螺仪和三轴加速度计的 MPU6050 与三轴磁力计 HMC5883 构成. 在采集到各节点数据后, 使用前文所述方法求解机器人机械臂的目标姿态. 为验证该法解算性能, 实验采用 Honeywell 三轴姿态惯性参考系统 3DM-GX3-25 (AHRS) 的输出角度作为参考角度, 该参考系统的解算精度为对于静态条件误差小于 0.5° , 动态条件误差小于 2° . 实验过程中, 将本文设计的姿态测量单元与上述参考系统一同固定在同一穿戴设备上, 并将基准初始状态调至一致.

实验设定主端系统的数据采样频率为 200 Hz, 在每 16 个采样数据中取出 1 个作为有效实验数据, 这样主端系统实际数据采集的时间周期为 0.08 秒. 对采集到的原始人体姿态数据经过解算, 可以获得仿人机械臂各关节姿态的解算角度 (机器人目标位置角度).

图 9~13 分别为同一 9.12 秒时间范围的各关节姿态角的数据变化曲线. 由曲线图可知, 经本文方法解算得到的各关节姿态角, 虽然因系统本身器件响应速度等原因而相对于 AHRS 参考系统存在一定的滞后, 但与参考角度的时间曲线基本一致, 仍能很好地反映人体动作姿态变化. 特别是角度变化速率较小时, 解算角度与参考角度几乎完全重合.

以上结果表明, 基于惯性测量单元的数据采集和处理方法, 可以快速完成人体姿态数据采集和各关节角度的姿态解算, 主端系统可以较好地采集操

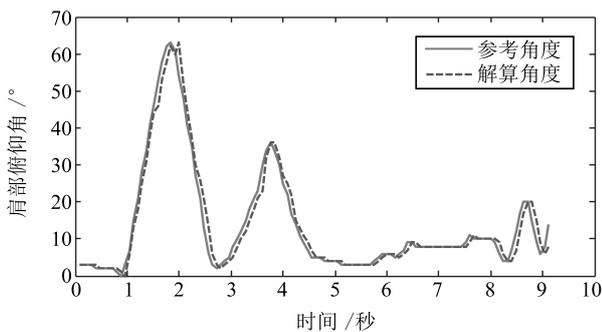


图 9 肩部俯仰角变化曲线
Fig.9 Curve of shoulder pitch angle

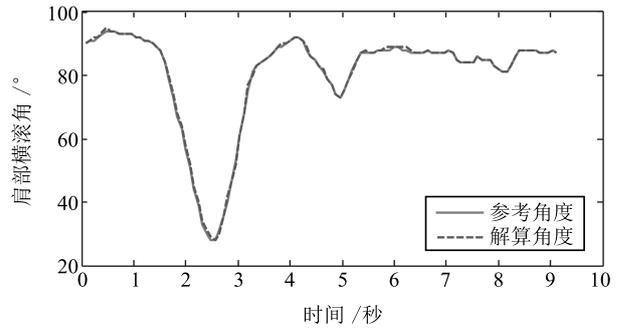


图 10 肩部横滚角变化曲线
Fig.10 Curve of shoulder roll angle

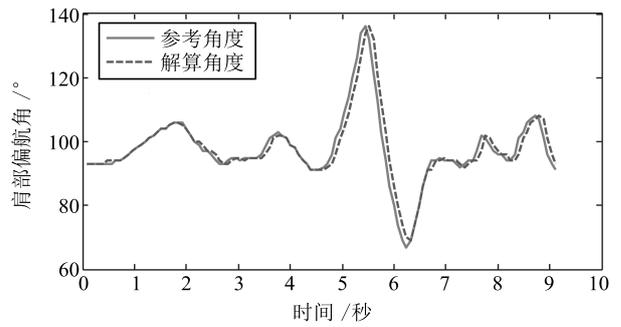


图 11 肩部偏航角变化曲线
Fig.11 Curve of shoulder yaw angle

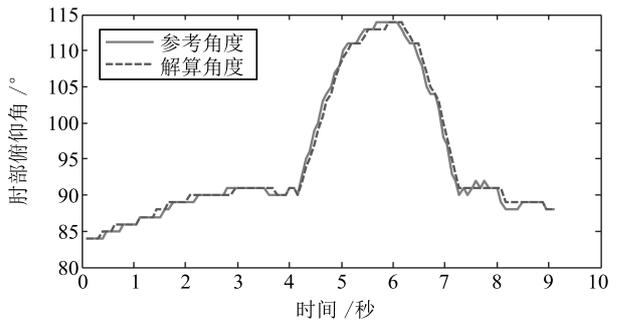


图 12 肘部俯仰角变化曲线
Fig.12 Curve of elbow pitch angle

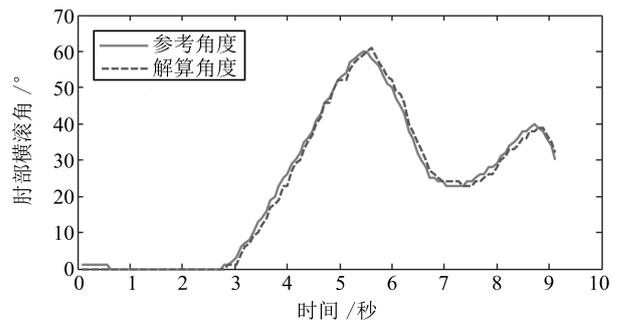


图 13 肘部横滚角变化曲线
Fig.13 Curve of elbow roll angle

作者人体各关节的运动信息,能完全满足遥操作机器人护理系统执行护理动作的时间要求。

由于在执行递送药瓶动作过程中,不同关节的动作幅度不同.为比较不同关节的测量精度,实验对误差进行规整化处理,用相对误差来评价各关节的姿态解算精度,以进一步准确评估系统姿态解算精度.实验选择姿态快速变化的时间段内的数据进行处理.各关节角度数据的处理过程如下:

观察本系统解算数据和参考系统数据,它们之间平均有相邻 1 个时间单位的时延.将图中的解算角度数据进行平移 1 个时间单位,以消除本系统与 AHRS 系统响应时间不同而带来的固有干扰.

对于上述 5 个关节角度,分别取其角度变化较快的一个时间段内的数据,求取该时段内全部的每两个相邻时间点参考数据的差值,对全部差值求平均,得到该段内数值变化的平均值,记为角度变化均值;将每个时间点解算角度与参考角度的差值记为比较误差均值;将比较误差均值与角度变化均值的比值记为相对误差,它表示在各关节姿态快速改变时,解算角度与 AHRS 参考角度的相对偏差,其大小能更好地反映本文解算方法的解算精度.根据参考数据和系统解算数据进行计算,表 1 为上述 3 个参数的计算结果.

表 1 对应机械臂各关节的解算姿态数据精度

Table 1 Average errors of five calculated joint angles

关节角	角度变化均值 (°)	比较误差均值 (°)	相对误差
肩部俯仰角	4.653	0.594	0.127
肩部横滚角	4.02	0.451	0.112
肩部偏航角	4.942	0.722	0.146
肘部俯仰角	2.145	0.547	0.255
肘部横滚角	3.581	0.695	0.194

肩部 3 个关节角的相对误差约为 0.112~0.146,相对较小;肘部两关节角的相对误差为 0.194~0.255,相对较大.出现这样的差异,一是在机械臂各关节角度解算中,肩部各关节的解算仅采用大臂姿态测量单元数据,结合人体躯干的固定坐标系进行解算,快速运动时传感器自身特性影响较为单一;二是肘部各关节的姿态解算不仅需要使用小臂姿态数据,还需结合大臂姿态数据进行联合求解,两个测量单元的传感器数据误差相互叠加,导致肘关节数据的整体误差相较于肩关节误差略有变大.

根据上述 5 个关节角度在其各自角度变化较快时间段的数据,计算在动态条件下的绝对误差 η :

$$\eta = \frac{\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 \left| \frac{1}{n_{ij}} \left(\sum_{j=1}^{n_{ij}} x_{ij} - \sum_{j=1}^{n_{ij}} y_{ij} \right) \right|}{\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 \left(\frac{1}{n_{ij}} \sum_{j=1}^{n_{ij}} |x_{ij} - x_{i1}| \right)} \quad (25)$$

其中, i 为关节序号, n_{ij} 为对应关节在各自角度变化较快时间段的采样点数, x_{ij} 为对应关节在第 j 个采样点的参考角度, y_{ij} 为对应关节在第 j 个采样点的解算角度.式中的分子表示系统在较快运动条件下的总平均误差,分母表示在该条件下的总平均参考角度,两者的比值即为系统动态条件下的相对误差 η .将数据代入可以得到 $\eta = 1.73\%$.

以上实验过程表明,在机器人系统进行设定任务时,采用本文方法解算得到的各关节角度与参考系统测得角度相比,其相对误差很小.在人体姿态快速改变时,虽然解算角度变化与参考角度变化存在一定误差,但总体趋势能保持一致,系统的误差在动态条件下依旧能保持 2% 以下.

4.3 机器人随动运动测试

本项实验内容为护理机器人的随动运动性能测试.护理机器人各关节输出轴末端都装有测量关节角度的 12 位高精度增量式磁编码器 AS5045.在护理员控制护理机器人抓取药瓶的动作过程中,实验分别取得护理机器人实时接收的肩部三个关节姿态和相同时刻通过磁编码器实际测量得到的机器人对应关节位置.护理员控制护理机器人抓取药瓶的作用时 9.6 秒,采样方法同第 4.2 节.

图 14~16 为截取的 9.6 秒主从端两种姿态数据的变化曲线.其中,目标角度为护理机器人肩部各关节实时给定目标角度,当前角度为从端护理机器人各关节的实际测量值.由图可见,实际测得的当前角度与目标角度相比出现一定的滞后.因为人体动作姿态需要进行获取和处理,从端机器人从主端接收目标角度值,机器人执行机构运动到目标位置,这

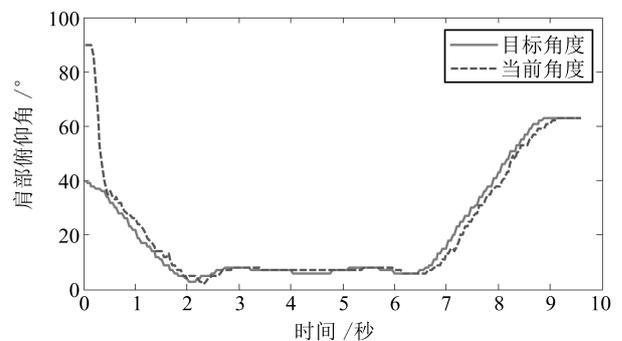


图 14 肩部俯仰角变化曲线

Fig. 14 Curve of shoulder pitch angle

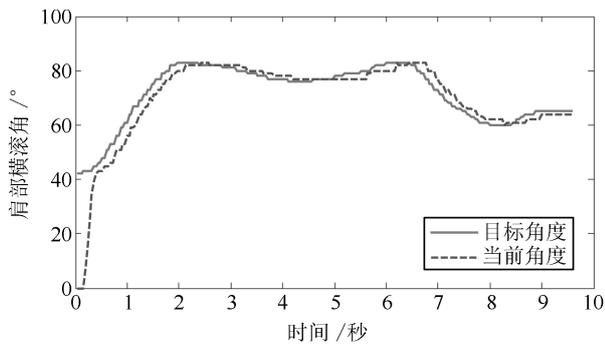


图 15 肩部横滚角变化曲线

Fig. 15 Curve of shoulder roll angle

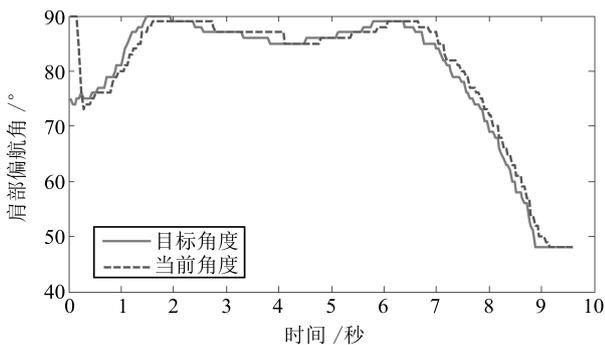


图 16 肩部偏航角变化曲线

Fig. 16 Curve of shoulder yaw angle

些过程是造成遥操作机器人系统时延的主要因素。机器人系统主从端处于同一房间并采用无线方式收发信息时, 系统延时小于 200 ms。

通过以上分析可知, 采用本文提出的姿态解算方法, 从端护理机器人各关节能实时快速地跟随人体进行动作。从曲线图中也能看到, 在拿药瓶动作实验中, 系统刚上电时, 机器人肢体各部分的初始位置与操作者初始位置相差很多, 但其能迅速回到操作者肢体的起始位置, 与人体姿态保持一致。

5 结论

为实现护理机器人快速准确地跟随护理员进行护理作业, 本文研究了一种同构式遥操作护理机器人系统的操作者人体姿态解算方法, 实现了主端人体动作姿态到从端机器人姿态的同构性映射。实验分别设计了护理员遥操作控制护理机器人递送和抓取药瓶作业任务。实验结果表明, 本文方法满足护理机器人执行护理动作时所需处理数据的快速性和准确性要求, 护理机器人能实时准确地复现护理员的动作姿态。但是也可看到, 实验中护理机器人复现的动作与人体动作姿态仍然存在一定的时间滞后, 因此解决护理机器人遥操作的时延问题, 特别是远距

离网络传输环境下的时延解决方法, 将是我们下一步将要研究的主要内容之一。

References

- 1 Wang Tian-Miao, Tao Yong, Chen Yang. Research status and development trends of the service robotic technology. *Scientia Sinica Informationis*, 2012, **42**(9): 1049–1066 (王田苗, 陶永, 陈阳. 服务机器人技术研究现状与发展趋势. 中国科学: 信息科学, 2012, **42**(9): 1049–1066)
- 2 Tan Min, Wang Shuo. Research progress on robotics. *Acta Automatica Sinica*, 2013, **39**(7): 963–972 (谭民, 王硕. 机器人技术研究进展. 自动化学报, 2013, **39**(7): 963–972)
- 3 Joubair A, Zhao L F, Bigras P, Bonev I. Absolute accuracy analysis and improvement of a hybrid 6-DOF medical robot. *Industrial Robot: An International Journal*, 2015, **42**(1): 44–53
- 4 Chen T L, Kemp C C. A direct physical interface for navigation and positioning of a robotic nursing assistant. *Advanced Robotics*, 2011, **25**(5): 605–627
- 5 Kawasaki H, Kimura H, Ito S, Nishimoto Y, Hayashi H, Sakaeda H. Hand rehabilitation support system based on self-motion control, with a clinical case report. In: Proceedings of the 2006 World Automation Congress. Budapest, Hungary: IEEE, 2006. 1–6
- 6 Mihelj M, Nef T, Riener R. ARMin-toward a six DoF upper limb rehabilitation robot. In: Proceedings of the 1st IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Pisa, Italy: IEEE, 2006. 1154–1159
- 7 Li J M, Wang S X, Wang X F, He C. Optimization of a novel mechanism for a minimally invasive surgery robot. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, **6**(1): 83–90
- 8 Miyamoto H, Leechavengvongs S, Atik T, Facca S, Liverneaux P. Nerve transfer to the deltoid muscle using the nerve to the long head of the triceps with the da vinci robot: six cases. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, 2014, **30**(6): 375–380
- 9 Ma G W, Pytel M, Trejos A L, Hornblower V, Smallwood J, Patel R, Fenster A, Malthaner R A. Robot-assisted thoracoscopic brachytherapy for lung cancer: comparison of the ZEUS robot, VATS, and manual seed implantation. *Computer Aided Surgery*, 2007, **12**(5): 270–277
- 10 Mukai T, Hirano S, Nakashima H, Sakaida Y, Guo S J. Realization and safety measures of patient transfer by nursing-care assistant robot RIBA with tactile sensors. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 2011, **23**(3): 360–369
- 11 Wester B A, Para M P, Sivakumar A, Kutzer M D, Katyal K D, Ravitz A D, Beaty J D, McLoughlin M P, Johannes M S. Experimental validation of imposed safety regions for neural controlled human patient self-feeding using the modular prosthetic limb. In: Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Tokyo, Japan: IEEE, 2013. 877–884
- 12 Windolf M, Götzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems—exemplified on the Vicon-460 system. *Journal of Biomechanics*, 2008, **41**(12): 2776–2780

- 13 Seeberger R, Kane G, Hoffmann J, Eggers G. Accuracy assessment for navigated maxillo-facial surgery using an electromagnetic tracking device. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2012, **40**(2): 156–161
- 14 Hess W. Head-tracking techniques for virtual acoustics applications. In: Proceedings of the 2012 Audio Engineering Society Convention 133. Erlangen, Germany: Fraunhofer Institute for Integrated Circuits IIS, 2012. (8782): 1–15
- 15 Rudas I J, Gáti J, Szakál A, Némethy K. From exoskeleton to the Antal Bejczy center for intelligent robotics. In: Proceedings of the 2015 IEEE Intelligent Systems and Informatics. Subotica, Serbia: IEEE, 2015. 11
- 16 Simeone A L. Substitutional reality: towards a research agenda. In: Proceedings of the 1st IEEE Workshop on Everyday Virtual Reality. Arles, France: IEEE, 2015. 19–22
- 17 Zhang F, DiSanto W, Ren J, Dou Z, Yang Q, Huang H. A novel CPS system for evaluating a neural-machine interface for artificial legs. In: Proceedings of the 2011 IEEE/ACM International Conference on Cyber-Physical Systems. Chicago, IL, USA: IEEE, 2011. 67–76
- 18 Ogawa M, Honda K, Sato Y, Kudoh S, Oishi T, Ikeuchi K. Motion generation of the humanoid robot for teleoperation by task model. In: Proceedings of the 24th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. Kobe, Japan: IEEE, 2015. 71–76
- 19 Dai J S. Euler-Rodrigues formula variations, quaternion conjugation and intrinsic connections. *Mechanism and Machine Theory*, 2015, **92**: 144–152
- 20 Xinjilefu X, Feng S Y, Huang W W, Atkeson C G. Decoupled state estimation for humanoids using full-body dynamics. In: Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Hong Kong, China: IEEE, 2014. 195–201
- 21 Zhang Z Q, Meng X L, Wu J K. Quaternion-based Kalman filter with vector selection for accurate orientation tracking. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2012, **61**(10): 2817–2824
- 22 Fresk E, Nikolakopoulos G. Full quaternion based attitude control for a quadrotor. In: Proceedings of the 2013 European Control Conference. Zurich, Switzerland: IEEE, 2013. 3864–3869
- 23 Carminati M, Ferrari G, Grassetti R, Sampietro M. Real-time data fusion and MEMS sensors fault detection in an aircraft emergency attitude unit based on Kalman filtering. *IEEE Sensors Journal*, 2012, **12**(10): 2984–2992
- 24 Ge Quan-Bo, Li Wen-Bin, Sun Ruo-Yu, Xu Zi. Centralized fusion algorithms based on EKF for multisensor non-linear systems. *Acta Automatica Sinica*, 2013, **39**(6): 816–825
- (葛泉波, 李文斌, 孙若愚, 徐姿. 基于 EKF 的集中式融合估计研究. 自动化学报, 2013, **39**(6): 816–825)
- 25 Peng Xiao-Dong, Zhang Tie-Min, Li Ji-Yu, Chen Yu. Attitude estimation algorithm of agricultural small-UAV based on sensors fusion and calibration. *Acta Automatica Sinica*, 2015, **41**(4): 854–860
(彭孝东, 张铁民, 李继宇, 陈渝. 基于传感器校正与融合的农用小型无人机姿态估计算法. 自动化学报, 2015, **41**(4): 854–860)
- 26 Zhao H, Wang Z Y. Motion measurement using inertial sensors, ultrasonic sensors, and magnetometers with extended Kalman filter for data fusion. *IEEE Sensors Journal*, 2012, **12**(5): 943–953
- 27 Valenti R G, Dryanovski I, Xiao J Z. Keeping a good attitude: a quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors*, 2015, **15**(8): 19302–19330



左国玉 博士, 北京工业大学电子信息与控制工程学院副教授. 主要研究方向为遥操作机器人和仿生机器人.
E-mail: zuoquoyu@bjut.edu.cn
(**ZUO Guo-Yu** Ph.D., associate professor at the College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology. His research interest covers telerobotics and bionic robotics.)



于双悦 北京工业大学电子信息与控制工程学院硕士研究生. 主要研究方向为机器人控制.
E-mail: ysy@emails.bjut.edu.cn
(**YU Shuang-Yue** Master student at the College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology. His main research interest is robot control.)



龚道雄 博士, 北京工业大学电子信息与控制工程学院副教授. 主要研究方向为计算智能与机器人. 本文通信作者.
E-mail: gongdx@bjut.edu.cn
(**GONG Dao-Xiong** Ph.D., associate professor at the College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology. His research interest covers computational intelligence and robotics. Corresponding author of this paper.)