

分体式老年人/残疾人智能室内助动系统的设计与实现^①

任亚楠^{②*} 邹伟* 高舒* 叶爱学* 马岩** 原魁*

(*中国科学院自动化研究所 北京 100190)

(**国家康复辅具研究中心 北京 100176)

摘 要 针对老年人/残疾人长期卧床以及椅床移位护理强度大的问题,采用分体式设计实现了一种具有体位变换、轮椅助动和自主床椅对接功能的智能室内助动系统。对各姿态下轮椅的尺寸设计和受力情况进行了理论计算和分析,据此实现了体位变换控制;对于狭窄空间下轮椅与床体的自动对接,给出了一种基于视觉伺服的自主对接控制算法:首先通过检测特定标志物识别床体,确定轮椅相对于床体坐标系的位姿;然后依据视觉反馈和里程计航迹推演进行直线跟踪,控制轮椅到达床体中心。实验证明了上述系统及其控制算法的可行性和有效性。

关键词 残疾人助动系统,智能轮椅,体位变换,自动对接,视觉伺服

0 引言

老年人、残疾人用智能辅具的研制已引起国内外研究人员的普遍重视^[1-3]。目前迫切需要研制出具有较强功能的室内助动系统产品。目前市场上多数助动产品主要是针对普通卧床患者的助动系统,如助邦 A05 多功能助动系统^[4]采用能够加宽变窄的床面,借助于手动方式可以为病人提供四种体位;哈尔滨英睿医用电子器材公司的助动系统,具备完全坐立并用餐、完全坐立大小便和坐立或站立康复训练等功能。已有的助动系统具有一定普适性,但缺乏针对性,有的助动系统坐、卧、站体位之间的转换过程复杂,许多部件需要人工调整,可靠性、安全性欠佳。日本松下电器产业公司的 Robotic Bed^[5]和 Stephen Mascaro^[6]的 RHOMBUS 均依据各自的轮椅和床体特点实现了自动对接功能,前者采用全向轮和非视觉反馈技术,后者采用球形驱动轮和力传感器。由于全向轮的加工精度要求高,安装复杂,且只能在较为平整的地面上实现全向运动,故上述两种对接方式的应用范围受到限制,难以普及。本研究采用分体式方法设计并实现了一种由辅助床体和助动轮椅两部分组成的具有体位变换、轮椅助动和

自主床椅对接等功能的智能型室内助动系统,本文对其体位变换所涉及的尺寸设计和受力情况进行了分析,并基于视觉伺服技术给出了床椅自主对接控制算法。

1 系统结构

1.1 物理结构

为降低患者在床椅之间移位时的护理强度,该系统采用分体式设计,由助动轮椅和 U 型辅助床架两部分组成。前者为系统主体,用以实现患者所需的运动、体位变换等功能;后者用以同助动轮椅相配合,通过对接实现由轮椅到护理床的变换。

助动轮椅的机械结构如图 1 所示,其主体框架由底座、座椅、靠背和护腿板 4 部分组成,下面给出具体描述:

(1) 底座后端左右两侧安装驱动轮,由直流伺服电机驱动;尾端左右两侧为后倾保护轮;前端左右两侧为随动轮;中间后部上下分别放置系统控制盒和铅酸电池,电池前方的空闲区域用于放置便盆。

(2) 便盆上方所对应的的座椅中间区域为左右两扇便门,平时关闭,患者便溺时打开。

(3) 靠背两侧的左右两扶手前端分别安装有轮

① 863 计划(2008AA040209,2008AA040204)和国家自然科学基金(61075093)资助项目。

② 男,1987 年生,硕士;研究方向:机器人控制及视觉伺服;联系人,E-mail: yananren2137@126.com
(收稿日期:2011-11-15)

椅功能切换开关和轮椅控制器,前者用于电机不同驱动信号的物理切换,后者用于患者对轮椅进行电动控制;靠背后方中间位置安装有后视摄像头,在轮椅与床体进行自主对接时用于采集后方图像;靠背上方通过软结构支架连接有交互控制盒,盒上嵌有触摸显示屏和功能开关,用于患者同轮椅之间的人机交互;盒内安装有基于数字信息处理(DSP)和现场可编程门阵列(FPGA)技术的智能图像处理卡以及基于高级精简指令集微处理器(ARM)的上位机系统,前者用于轮椅与床体进行自主对接时对轮椅

后方图像进行实时并行处理,后者用于对系统的整体资源和控制策略进行协调和调度。

(4)轮椅底座同座椅之间,靠背、护腿板和座椅之间,以及两扇便门同座椅之间均连接有电动推杆,并通过传动装置实现相应的角度调节过程。

(5)护腿板前端和后倾保护轮上方安装有4个超声传感器,用于检测轮椅前后方障碍,以完成行驶过程中的防撞智能控制;护腿板左右两侧向下安装有两个防跌落超声传感器,用于检测地面的突然变化,以完成行驶过程中的防跌落紧急制动控制。



图1 系统机械结构图

1.2 控制结构

助动轮椅控制系统的总体框图如图2所示,包括上位机、人机交互单元、助动控制单元、自动对接控制单元和体位变换控制单元^[7]。上位机采用基于ARM9和Linux的嵌入式设计,在实现人机交互

过程的同时,同其它各单元通过CAN总线或HPI总线进行通信,用以协调、调度和管理助动轮椅的功能控制;其它各单元依据上位机的功能给定进行资源组合,完成相应的具体控制过程。

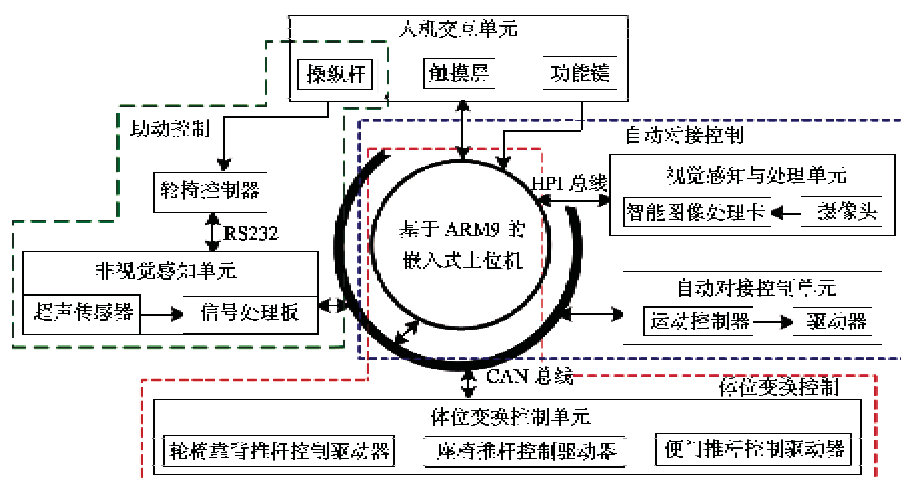


图2 系统控制结构图

基于系统上述物理和控制结构的上述助动系统的基本功能包括:

(1)体位变换功能:体位变换控制单元通过对

两个站躺转换电动推杆进行同步位置闭环控制实现座椅的姿态调节,通过对坐躺转换电动推杆进行位置闭环控制并借助于连杆机构实现轮椅靠背和护腿

板的联动姿态调节,在体位变换控制单元的控制下,借助于触摸屏命令输入可实现轮椅本体在站、坐、躺三种位姿之间进行切换(分别如图 1(a)、(b)和(c)所示),同时也可对轮椅靠背、座椅以及护腿板等环节进行局部角度连续调节。

(2)轮椅助动功能:轮椅控制器依据超声传感器信息和操纵杆信息、通过协调控制左右两个驱动电机实现轮椅本体的运动控制;运动过程中实时采集四路防碰撞和两路防跌落超声传感器信息,必要时进行相应的避障操作和防跌落操作。由于系统对反应速度要求较高而对精度要求较低,轮椅控制器采用简单的开环控制策略。

(3)床椅自主对接功能:系统利用后视摄像头和固化于视觉处理与感知单元内部的相关算法实现对于床体 T 形标志的检测和轮椅本体的自定位,以此作为输入,利用 ARM 内的视觉伺服控制算法和运动控制单元的闭环控制功能实现轮椅本体的床体 U 形区域自主驶入和对接功能。

由于轮椅助动功能类似于普通智能轮椅,其运动、避障和防跌落等控制过程较为简单,本文对此不再赘述,具体请参阅文献[8-10]。

2 体位变换控制机构

通过控制座椅与底座,靠背、护腿板与座椅,以及便门同座椅之间的电动推杆行程,借助于相关传动机构可实现轮椅的体位变换控制和便门开合控制。

2.1 坐卧切换控制机构

2.1.1 力学分析

如图 3(b)、图 3(c)所示,轮椅利用坐躺转换电动推杆和连接于靠背与护腿板之间的连杆实现靠背与护腿板姿态的联动调节:推杆外伸时,轮椅由躺姿转换为坐姿;推杆内缩时,由坐姿转换为躺姿,整个伸缩控制由靠背控制驱动器依据电动推杆内部编码器所反馈的位置信息实现。

如图 3(c)所示,由轮椅躺姿状态可以测得连杆最小长度及电动推杆缩回之后的最短长度;在图 3(b)中坐姿状态下,靠背与护腿板的角 α 与 β 决定连杆长度和电动推杆外伸的最大长度。考虑到用户体验的舒适度,靠背与护腿板达到一个合适角度之后用户舒适度最佳,从而确定连杆长度及电动推杆行程。

为保证电动推杆推力能够可靠完成坐卧体位变换,下面对变换过程中轮椅的受力情况进行分析和

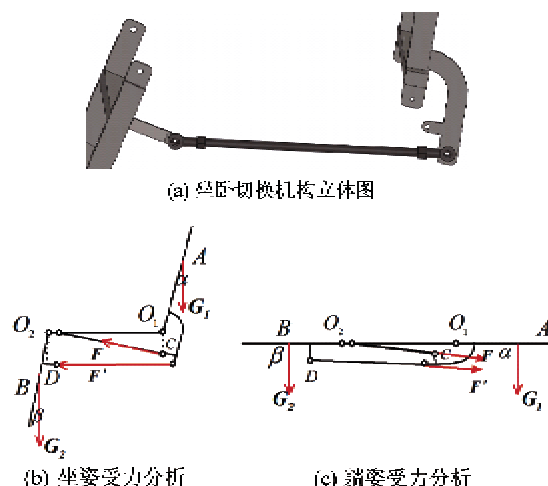


图 3 坐躺变换部分分析图

验证。当轮椅处于躺姿时电动推杆所需自锁力和推力最大,因此对躺姿到坐姿变换进行受力分析如下。

躺姿状态下的结构简化图如图 3(c)所示,其中 C 点为电动推杆的作用力施加点, D 为连杆对护腿板的力施加点, F 为电动推杆作用力, F' 为电动推杆作用力沿连杆方向的分量, G_1 、 G_2 分别为靠背和护腿板所受到的重力, α 和 β 分别为靠背和护腿板的倾斜角度, O_1A 为靠背, O_2B 为护腿板。通过连杆作用,靠背以 O_1 点为轴、护腿板以 O_2 点为轴旋转。

对于 O_1 轴,有合力矩 $M_1 = F \times O_1C + G_1 \times O_1A$, 对于 O_2 轴,有合力矩 $M_2 = F' \times O_2D + G_2 \times O_2B$, 即

$$\begin{cases} |M_1| = |F| \cdot |O_1C| \cdot \sin\theta \\ -|G_1| \cdot |O_1A| \cdot \sin\alpha > 0 \\ |M_2| = |F'| \cdot |O_2D| \cdot \sin\varphi \\ +|G_2| \cdot |O_2B| \cdot \sin\beta > 0 \end{cases}$$

其中, θ 、 α 、 φ 、 β 为向量间夹角。假设成年人平均体重为 75kg,躺在轮椅上之后分散于脚踏板、座椅、靠背的体重比为 1:2:2,则 $|G_1| = 30\text{kg}$, $|G_2| = 15\text{kg}$ 。

$|M_2|$ 恒大于 0,仅分析 $|M_1|$ 。容易测得 $|O_1A|$ 、 $|O_1C|$ 、 α 、 θ ,可得

$$|F| > \frac{|G_1| \cdot |O_1A| \cdot \sin\alpha}{|O_1C| \cdot \sin\theta} \quad (1)$$

电动推杆最大推力需满足式(1)所示的约束,选取合适电动推杆,最大推力及行程满足要求即可。

2.1.2 实验验证

本研究对坐卧切换控制机构的设计方案进行了实验验证,图 4 显示了轮椅系统由坐姿转换为躺姿的过程,由坐姿到躺姿的转换速度可调,整个转换过程平稳、安全,证实了设计方案有效。



图4 坐卧切换演示图

2.2 卧站切换控制机构

2.2.1 力学分析

轮椅卧站体位变换由对称安装于座椅下方左右两侧的两个电动推杆共同完成,如图5所示。在推杆作用下,座椅、靠背和护腿板作为整体沿图5中 O 轴旋转;推杆外伸时,轮椅由躺姿变为站姿;推杆缩回时,轮椅由站姿变为坐姿。两电动推杆由座椅推杆控制驱动器依据电动推杆内部编码器的位置反馈信息进行同步位置环控制。

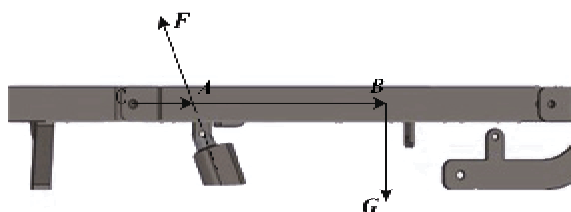


图5 站立控制分析图

如图5所示,轮椅系统在躺姿状态时,可以确定电动推杆缩回的最短尺寸;电动推杆外伸时,轮椅逐渐变为站姿。考虑到用户舒适度,确定合适的站立角度,即可确定电动推杆的最大行程。

为了保证电动推杆推力能够可靠完成卧站变换,下面对变换过程中轮椅的受力情况进行分析和验证。由躺姿变成站姿的瞬间,电动推杆需要的推力最大。对其受力情况进行分析如下:电动推杆施加作用力 F 于 A 点,人体躺在轮椅上的重力作用于 B 点,二力合力矩使轮椅平面以 O 点为轴心逆时针旋转。合力矩 $M = F \times OA + G \times OB$,即 $|M| = 2 \cdot |F| \cdot |OA| \cdot \sin\theta - |G| \cdot |OB| \cdot \sin\varphi$,其中 θ , φ 为向量间夹角。由 $|M| > 0$ 可得

$$|F| > \frac{|G| \cdot |OB| \cdot \sin\varphi}{2 \cdot |OA| \cdot \sin\theta} \quad (2)$$

电动推杆最大推力需满足式(2)所示的约束,选取合适电动推杆满足最大推力和行程要求即可。

2.2.2 实验验证

本文对卧站切换控制机构的设计方案进行了实验验证。图6显示了轮椅系统由躺姿转换为站姿的过程,转换速度可调,整个过程平稳、安全,且站立的倾斜度可以调节,增强了用户体验舒适度。实验证实了设计方案的有效性。



图6 卧站切换演示图

2.3 便门开合控制机构

座椅中部区域对称安装有两扇便门,用于乘坐者进行便溺。便门由一个电动推杆借助于如图7(a)所示的机械结构进行同步开合控制。为便于进行分析,将图7(a)关闭和打开状态分别简化为图7(b)和图7(c): E 点为推杆施力点, CD 为可绕 O 轴摆动的摆杆,其两端通过两连杆 AD 和 CB 分别连接于左右两扇便门。推杆外伸时, CD 顺时针旋转带动左侧便门沿 O_1 轴顺时针旋转,右侧便门沿 O_2 轴逆时针旋转,便门打开;推杆内缩时, CD 顺时针旋转,左侧便门沿 O_1 轴逆时针旋转,右侧便门沿 O_2 轴顺时针旋转,便门关闭。

在图7(b)所示便门关闭状态下, O_1 、 O_2 、 O 三点固定,位置已知。摆杆 CD 固定于中心 O 点, CD 长度为 $2R$,与竖直方向夹角为 θ ;连杆 AD 和 CB 长度为 L_1 , AB 两点间距离为 L_2 , O 点到 AB 距离为 d ,则分析可得,各尺寸满足如下约束:

$$\frac{L_2^2}{4} + RL_2 \sin\theta + R^2 - 2Rd \cos\theta + d^2 = L_1^2 \quad (3)$$

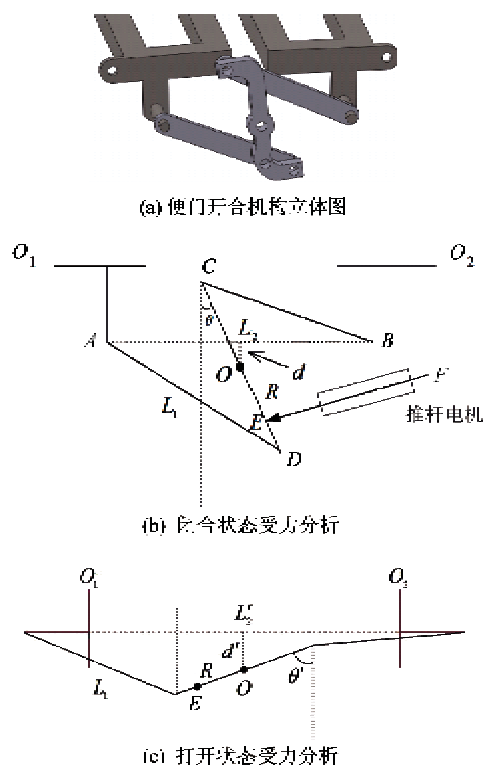


图 7 坐便控制部分分析图

同样由图 7(c) 所示便门开合状态, 可得如下约束:

$$\frac{L_2^2}{4} - RL_2' \sin \theta' + R^2 - 2Rd' \cos \theta' + d'^2 = L_1^2 \quad (4)$$

L_2, L_2', d 和 d' 取决于便门尺寸和摆盘固定位置, 为保证便门有效开合, 需据此确定 L_1 和 R 。设图 7(b) 中电动推杆固定于座椅一侧的 F 点且可绕 F 点旋转, 在便门关闭和打开时推杆长度为 Y_1 和 Y_2 (均在推杆最大行程范围内), 在保证力矩大小足够时选取 E 点为施力点, 确定 E 点后容易得到 θ 和 θ' 。

由式(3)、(4)两个约束, 可以求得摆盘半径 R 为

$$R = \frac{\left(\frac{L_2^2}{4} - \frac{L_2'^2}{4}\right) + (d'^2 - d^2)}{L_2 \sin \theta - 2d \cos \theta + L_2' \sin \theta' + 2d' \cos \theta'}$$

将 R 代入(3)或(4)式可以求得连杆长度 L_1 。

3 自主对接控制

助动轮椅与床体的自主对接控制过程可分为床体识别、轮椅位姿计算和控制轮椅运行三个阶段, 由基于 ARM9 的嵌入式上位机、视觉感知与处理单元和自动对接控制单元完成, 其中, 视觉感知与处理单元完成床体图像采集、床体识别和轮椅位姿计算, 基于 ARM9 的嵌入式上位机依据获取的轮椅位姿计算控制参数, 而自动对接控制单元则依据计算所得的控制参数完成驱动电机的闭环控制。整个控制流程如图 8 所示。

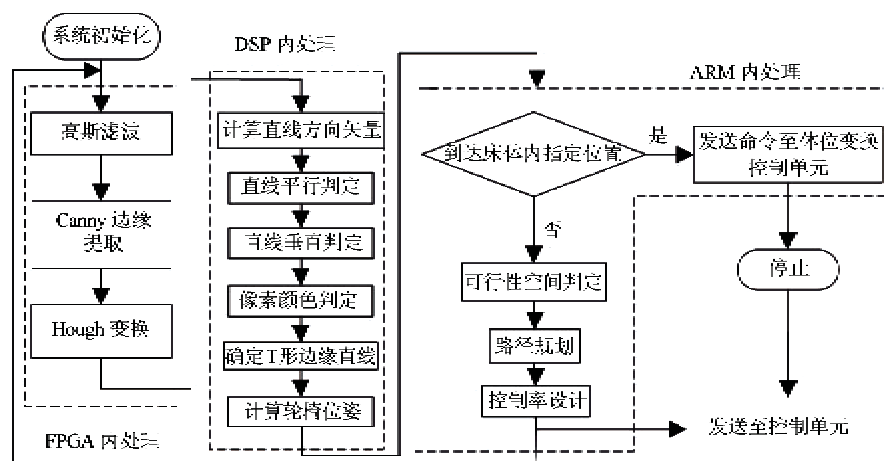


图 8 对接过程流程图

3.1 床体识别

由于存在床垫, 难以直接对床体进行识别, 因此在床体下方接近于地面的位置安装了一个绿色 T 形标志, 通过对 T 形的边缘进行检测, 识别床体的位置。对 T 形标志的识别过程如下:

(1) 利用棋盘格标定物对摄像头进行标定, 获得图像平面与机器人平面的单应性矩阵 H , H 是从

图像平面到机器人平面的可逆变换。

(2) 在视觉感知与处理单元的 FPGA 中, 对摄像头传来的图像, 首先使用高斯滤波器对图像数据进行初步处理, 减少图像中的噪声, 之后使用 canny 边缘提取算法^[11] 获取图像中的边缘信息, 利用概率 Hough 变换^[12,13] 提取边缘图像中的直线段, 合并方向一致且端点距离较近的线段。

(3) 根据单应性矩阵 H , 将直线段端点坐标由图像坐标系变换到机器人坐标系。根据 T 形标志特点, 如图 9(a), l_1, l_2 互相平行, l_3, l_4 互相平行, 两对平行线互相垂直, 相互间距离已知, 且平行线之间像素颜色为绿色。已知直线端点及上述约束条件, 容易提取出 T 形标志的轮廓直线 l_1, l_2, l_3, l_4 , 图 9 所示为识别过程。

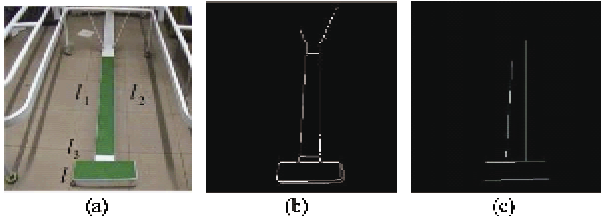


图 9 T 形标志识别过程

图 9(a) 为彩色摄像头获取的图像, (b) 为 canny 边缘提取算法处理后的边缘直线, (c) 为提取出来的 T 形标志直线。

3.2 轮椅位姿计算

以图 9(a) 中 l_1, l_2 和 l_3, l_4 的中线为基准, 建立世界坐标系。世界坐标系 $x_w - y_w$ 平面与轮椅坐标系的 $x_r - y_r$ 平面重合。有如下关系成立:

$$\begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\omega & -\sin\omega & x_0 \\ \sin\omega & \cos\omega & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_r \\ y_r \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

其中 $C_r = (x_r \ y_r \ 1)^T$ 表示轮椅坐标系中的齐次坐标, $C_w = (x_w \ y_w \ 1)^T$ 表示世界坐标系中的齐次坐标, $(x_0 \ y_0 \ \omega)$ 表示轮椅在世界坐标系中的位姿。T 形标志的 4 条轮廓直线在轮椅坐标系和世界坐标系中的方程分别为 l_i 和 l'_i , $i = 1, 2, 3, 4$, 其中 l_i 可以由床体识别算法得到, 在世界坐标系固定的情况下为先验知识。计算 l_i 到 l'_i 的夹角 ω_i , 使用均值滤波得到 $\omega = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 \omega_i$, 由式(5)可得

$$\begin{cases} x_0 = x_w - x_r \cos\omega + y_r \sin\omega \\ y_0 = y_w - x_r \sin\omega - y_r \cos\omega \end{cases} \quad (6)$$

将 4 条直线段的端点坐标代入式(6), 利用最小二乘法可得 $(x_0 \ y_0)$, $(x_0 \ y_0 \ \omega)$ 即为轮椅在世界坐标系中的位姿。

3.3 控制算法设计

用户控制轮椅到达床前某一随机位置之后, 通过触摸屏选择自动对接, 自动对接算法将控制轮椅自动运动到 U 形床体中间。算法虚拟一个沿着床

体中线匀速运动的机器人, 初始位置与轮椅相同, 作为轮椅系统运动的参考目标, 轮椅系统跟踪目标机器人的运动轨迹^[14, 15]。

给定轮椅在某时刻的位姿 $q = (x \ y \ \theta)^T$ 以及虚拟参考位姿 $q_r = (x_r \ y_r \ \theta_r)^T$, 根据坐标转换可得描述轮椅位姿的误差方程^[16]

$$q_e = \begin{pmatrix} x_e \\ y_e \\ \theta_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_r - x \\ y_r - y \\ \theta_r - \theta \end{pmatrix} \quad (7)$$

由式(7)可得轮椅位姿的微分方程

$$\dot{q}_e = \begin{bmatrix} \dot{x}_e \\ \dot{y}_e \\ \dot{\theta}_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \omega_e y_e - v_e + v_r \cos\theta_e \\ -\omega_e x_e + v_r \sin\theta_e \\ \omega_r - \omega_e \end{bmatrix} \quad (8)$$

智能轮椅的轨迹跟踪就是寻找控制输入 $p = [v_e \ \omega_e]$ 使对任意的初始误差, 系统在该控制输入下 $q_e = (x_e \ y_e \ \theta_e)^T$ 有界, 且 $\lim_{t \rightarrow \infty} \|(x_e \ y_e \ \theta_e)^T\| = 0$ 。

假设轮椅控制系统输入量线速度和角速度的最大限度分别是 $v_{\max}$ 和 $\omega_{\max}$, 则系统的输入受限条件

为 $\begin{cases} |v_e| \leq v_{\max} \\ |\omega_e| \leq \omega_{\max} \end{cases}$, 取 Lyapunov 函数为 $V = k_1(x_e^2 + y_e^2 + a)^{1/2} + (1 - \cos\theta_e)$, $k_1, a > 0$, 对上式求导得

$$\begin{aligned} \dot{V} &= \frac{k_1(x_e \dot{x}_e + y_e \dot{y}_e)}{(x_e^2 + y_e^2 + a)^{1/2}} + \sin\theta_e \dot{\theta}_e \\ &= \frac{k_1[x_e(\omega_e y_e - v_e + v_r \cos\theta_e) + y_e(-\omega_e x_e + v_r \sin\theta_e)]}{(x_e^2 + y_e^2 + a)^{1/2}} \\ &\quad + \sin\theta_e(\omega_r - \omega_e) \\ &= \frac{k_1[x_e(-v_e + v_r \cos\theta_e) + y_e v_r \sin\theta_e]}{(x_e^2 + y_e^2 + a)^{1/2}} + \sin\theta_e(\omega_r - \omega_e) \end{aligned} \quad (9)$$

设计如下控制律:

$$\begin{pmatrix} v_e \\ \omega_e \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_r \cos\theta_e + \frac{k_2 x_e}{|x_e| + b} \\ \omega_r + \frac{y_e}{\sqrt{x_e^2 + y_e^2 + a}} k_1 v_r + k_3 \sin\theta_e \end{pmatrix} \quad (10)$$

其中 $k_2 < (v_{\max} - v_{r\max})$, $k_1 v_{r\max} + k_3 < (\omega_{\max} - \omega_{r\max})$, $k_1, k_2, k_3, a, b > 0$, 将式(10)代入式(9)可得

$$\dot{V} = \frac{-k_1 k_2}{(x_e^2 + y_e^2 + a)^{1/2}(|x_e| + b)} x_e^2 - k_3 \sin^2\theta_e \leq 0$$

可知系统渐进收敛于稳定平衡点 $q_e = [0 \ 0 \ 0]^T$ 。

3.4 自动对接实验验证

本文对轮椅系统的自动对接功能进行了实验验证。

轮椅到达床体前某一位置之后,用户选择自动对接,系统首先获取全局位姿,之后控制轮椅进行自动对接,过程中利用视觉反馈对全局位姿进行修正。在全局坐标系下,假设轮椅初始位姿为 $(x \ y \ \theta)^T$, 设定参考机器人初始位姿为 $(0 \ y \ 90^\circ)^T$, 沿 y 轴匀速直线运动,参考速度为 $(v_r \ \omega_r)$, 轮椅跟踪参考机器人进行运动。分别取 k_1, k_2, k_3 为 1.8rad/m 、 0.4m/s 、 0.08rad/s , a, b 皆为 1m , 控制算法控制轮椅的跟踪曲线如图 10 所示。

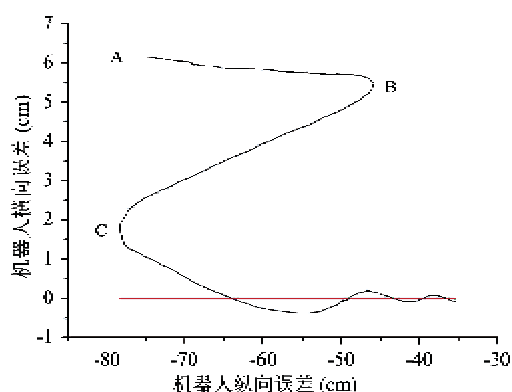


图 10 轮椅自动对接控制曲线

如图 10, 轮椅由初始位置 A 开始跟踪运动, 到达 B 点时, x_e 仍比较大, 算法控制轮椅向前运动一段距离, 同时纠正误差 x_e , 到达 C 点, 然后再进行跟踪运动, 误差 x_e 明显减小, 小于对接成功要求的误差限。经过反复实验, 证明了算法可以有效控制轮椅与床体完成对接。图 11 为轮椅与床体自主对接过程中的几幅代表性截图。



图 11 自主对接过程

4 结论

本文面向老年人/残疾人设计并实现了一种分体式智能型室内助动系统, 该系统由 U 型辅助床体和助动轮椅两部分组成, 具有体位变换、轮椅助动和床椅自主对接等功能。文中对轮椅的尺寸设计要求及体位变换过程中的受力情况进行了分析; 基于视觉伺服技术实现了轮椅与床体之间的自动对接控制。经过大量实验验证: 该系统在坐姿模式下可由用户操纵自由行进; 坐姿、站姿和躺姿三种姿态可以自由、平稳、安全地进行切换; 在环境光线良好的情况下, 视觉识别算法可以有效识别床体, 准确计算出坐标, 自动对接算法控制机器人平稳、准确地与床体对接。

参考文献

- [1] Seo K H, Oh C, Choi T Y, et al. Bedtype robotic system for the bedridden. In: Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, California, USA, 2005. 1170-1175
- [2] Zou Y B, Xie C X, Li Q Y. The development of a web-based community healthcare system. In: Proceedings of WCICA 2004-Fifth World Congress on Intelligent Control and Automation, Hangzhou, China, 2004. 5554-5556
- [3] Tan L, Lu S Y, Zhang W, et al. A robotic nursing bed and its control system. *Journal of Shandong Jianzhu University*, 2010, 1(6)
- [4] 助邦 A05 护理床. <http://www.youboy.com/s5690542.html>, 2009
- [5] Panasonic. Robotic Bed. Panasonic ideas for life. http://ex-blog.panasonic.co.jp/exhibition/en/2009/09/hcr09_250.html, 2009
- [6] Stephen M, Joseph S, Haruhiko H A. A reconfigurable holonomic omnidirectional mobile bed with unified seating (RHOMBUS) for bedridden patients. In: Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, USA, 1997. 1277-1282
- [7] Xu Z D, Ye A X, Ren Y N, et al. A U-shape bed localization method on embedded vision system. In: Proceedings of the 8th World Congress on Intelligent Control and Automation, Taipei, China, 2011. 202-207
- [8] Lu T, Yuan K, Zou W, et al. Study on navigation strategy of intelligent wheelchair in narrow spaces. In: Proceedings of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation, Dalian, China, 2006. 9252-9256
- [9] 鲁涛. 智能轮椅控制及人机接口技术研究:[博士学位

- 论文]. 北京:中国科学院自动化研究所,2007
- [10] Hall D L, Llinas J. 多传感器数据融合手册. 北京:电子工业出版社. 2008
- [11] Canny J. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1986, PAMI-8(6): 679-698
- [12] Hough P V C. Method and means for recognizing complex patterns. U.S. Patent: 3069654, 1962.
- [13] Xu L, Oja E. Randomized Hough transform (RHT): basic mechanisms, algorithms, and computational complexities. *CVGIP Image Understanding*, 1993, 57(2): 131-154
- [14] Zhu Z P. Research on control methods and control system for intelligent wheelchair: [Ph. D dissertation]. Beijing: Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, 2010.
- [15] Ye A X, Zou W, Xu Z D, et al. Docking control of intelligent wheelchair based on vision. In: Proceedings of the 8th World Congress on Intelligent Control and Automation, Taipei, China, 2011. 214-219
- [16] Kanayama Y, Kimura Y, et al. A stable tracking control method for an autonomous mobile robot. In: Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, Cincinnati, USA, 1990. 384-389

Design and implementation of a split intelligent indoor auxiliary system for the aged and handicapped

Ren Yanan^{*}, Zou Wei^{*}, Gao Shu^{*}, Ye Aixue^{*}, Ma Yan^{**}, Yuan Kui^{*}

(^{*} Institute of Automation of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190)

(^{**} National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176)

Abstract

A separable intelligent indoor movement-aided system composed of an intelligent wheelchair and a U-shaped bed was designed and implemented for the aged and handicapped. The system has the functions of posture alteration, wheelchair aiding, and autonomous bed-chair docking. The intelligent wheelchair can alter its posture among sitting, lying and standing smoothly and safely, while it can be docked into the U-shaped bed automatically and reconfigured to a flat stationary bed. The method for design of some key mechanical sizes was derived, and their influences on the wheelchair's force-bearing under different postures was analyzed, which were used to guide the implementation of the wheelchair's posture-alteration control. For the docking between the wheelchair and the U-shaped bed, an autonomous docking control strategy was presented based on visual servo. First, the U-shaped bed was identified and its relative pose to the wheelchair was localized according to some Euclid features of specific symbol. Then, the line trajectory tracking was performed to make the wheelchair dock into the bed precisely by using vision feedback and dead reckoning simultaneously. The prototype of the movement-aided system was given, and the experiments validated the feasibility and effectiveness of the designing method and the control algorithm.

Key words: auxiliary system for the handicapped, intelligent wheelchair, posture alteration, autonomous docking, visual servo