DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905384

基于 Kinect 的自适应跑步机行走速度估计方法*

万晨晖[1],杨开明[2],汪 伟[2],钱宇阳[2],朱 煜[1,2]
(1. 电子科技大学机械与电气工程学院 成都 611731; 2. 清华大学机械工程系 北京 100084)

摘 要:自适应跑步机是康复医疗和人体工程学的研究热点,也是虚拟现实运动输入设备的重要组成部分。针对自适应跑步机上人体位置相对地面几乎无变化,很难通过简单的位置差分获得到人体运动速度的问题,提出了一种适应性广、无标记点、非接触式的行走速度估计方法。将 Kinect 采集到的人体关节点位置数据通过四元数标定、高斯滤波和三次样条插值处理后,用步长修正算法计算出行走时的步态时空参数。基于步态时空参数估计使用者在自适应跑步机上行走时的速度。在固定速度的跑步机上,通过将速度估计值与所设定的跑步机实际速度进行对比,验证了速度估计算法有效性,该速度估计算法可以适用于自适应跑步机的控制算法开发。

关键词: 虚拟现实;自适应跑步机;人体行走建模;速度估计;时空步态参数
中图分类号: TP274+.2 TH824 **文献标识码**: A **国家标准学科分类代码**: 510.40 460.40

Kinect-based adaptive treadmill walking speed estimation method

Wan Chenhui[1], Yang Kaiming[2], Wang Wei[2], Qian Yuyang[2], Zhu Yu[1,2]
(*1.School of Mechanical and Electrical Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China; 2.Department of Mechanical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China*)

Abstract: Adaptive treadmill is a research hotspot in rehabilitation medicine and ergonomics, and also an important part of virtual reality motion input devices. In this paper, aiming at the problem that the position of the human body on the adaptive treadmill is almost unchanged relative to ground and it is difficult to obtain the speed of the human body through simple position difference, a wide adaptive, unmarked and non-contact walking speed estimation method is proposed. Quaternion calibration, Gaussian filtering and cubic spline interpolation processing are performed on the position data of the human joint points collected with Kinect, the step length correction algorithm is used to calculate the spatiotemporal gait parameters during walking. The speed of the user walking on the adaptive treadmill is estimated based on the gait time and space parameters. The speed estimation value was compared with the actual treadmill speed set on a fixed speed treadmill, the result verifies the effectiveness of the speed estimation algorithm. The proposed speed estimation algorithm can be applied to the development of the control algorithms for adaptive treadmills.

Keywords: virtual reality; adaptive treadmill; human walking modeling; speed estimation; spatiotemporal gait parameter

0 引 言

伴随着第 5 代移动网络(5th generation mobile networks,5G)技术的发展,无线网络传输能力已经不再是限制虚拟现实(virtual reality,VR)技术发展的因素[1]。人体在虚拟现实游戏中视觉感知与肢体感知不匹配的问题逐渐成为影响虚拟现实游戏体验的重要限制因素[2]。由于现有的技术限制,很难在现实世界中提供一个游戏中那么大的环境供使用者行走,为了创造在理论上近乎无限大的环境供游戏者行走,德国学者 Souman 等[3]提出了一种自适应跑步机。日常生活中健身所使用的跑步机速度是由用户设定好的,在使用时需要用户手动调节速度并且需要人体自身适用跑步机的速度。而自适应跑步机可以通过采集人体的位置信息来适应使用者的速度变化,可以更好地用于虚拟现实游戏场景[3-4]。

收稿日期:2019-07-18 Received Date:2019-07-18
*基金项目:清华大学摩擦学国家重点实验室研究基金(SKLT2018C07)项目资助

虚拟现实场景与自适应跑步机相结合是虚拟现实和康复医疗中一个重要的研究点,韩国科学院 Yoon 等[5]于 2014 年通过动作捕捉系统采集人体的步态参数,从而设计相应的控制算法来实现跑步机的自适应控制。美国国立卫生研究院康复与临床中心 Kim 等[6]于 2013 年使用传感器采集人体的位置信息,并通过用视觉传感器采集的位置参数反馈至控制系统。国内程龙乐等[7]采用摄像机采集人体在跑步机行走时的视频图像来对跑步机进行自适应控制。东南大学提出了一套基于 Unity3D 与 Kinect 的康复训练机器人情景交互系统[8]并进行了在康复训练情景下的人体姿态估计[9]方面的研究。

通常自适应控制中控制算法是速度和位置的双环控制。但在自适应跑步机中由于人体在跑步机行走时相对于地面的位置并没有明显变化,甚至可以近似看作原地不动,通过人体位置相对地面的测量来获取速度信息的方式很难实现。其他测量人体速度如虚拟现实头盔[3]、超声波[5]等通过传感器采集待测物体的位置信息的方式存在局限性。

针对此问题,本文提出了一种通过 Kinect V2 采集的关节点数据捕捉相应的步态事件的无标记点、计算机视觉方法,通过计算步态事件发生时人体下肢关节点的相对时空位置来计算行走时的步长,通过将步长校正后的步长结果与走出这一步的时间来获取相应的步态速度,从而得到人体的移动速度。在进行速度估计的同时,还可以得到其他有关的步态参数,以便今后研究使用。

1 基于 Kinect 的用户行走速度估计

人体行走时的姿态和行为特征称之为步态,因人体的身高、年龄、习惯等影响而不同。步态参数当中最能体现用户行走特征的参数通常包括下肢运动学参数和步态时空参数。

1.1 步态事件

通常情况下,脚跟着地(heel strike, HS)和脚尖离地(toe off, TO)是划分步态周期的重要时刻。步态研究中可以通过它们把行走周期分为站立相和摆动相等。人体行走的步态周期的关键帧示意图如图 1 所示。

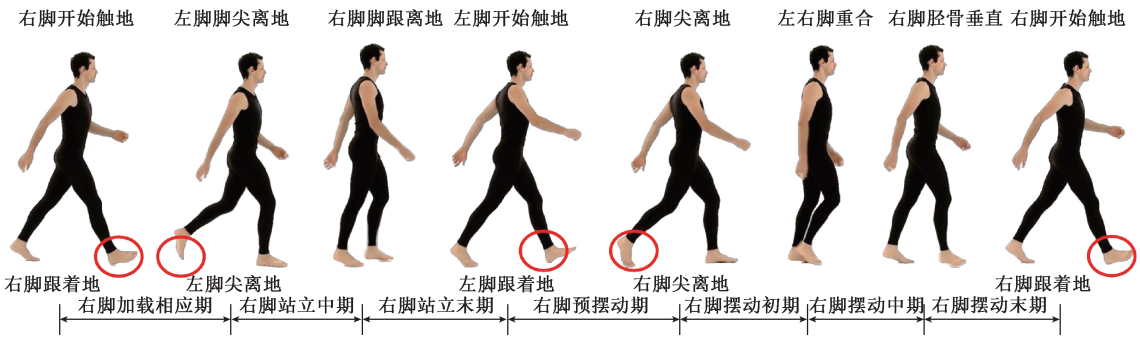

图 1 步态周期的关键帧示意图

Fig.1 Key fame schematic diagram of gait cycle

特拉华大学的研究[10]表明在脚跟着地的时刻是右脚跟在人体向前行走的方向上离腰部最远的位置。同样的,脚尖离地的时刻正好也是脚跟在人体向前行走的反方向的最远的位置。根据人体踝关节与脊椎相对位置划分步态事件。其中,波峰位置对应脚跟着地时刻(圆圈表示),波谷位置则对应脚尖离地时刻(方框表示),如图 2 所示。

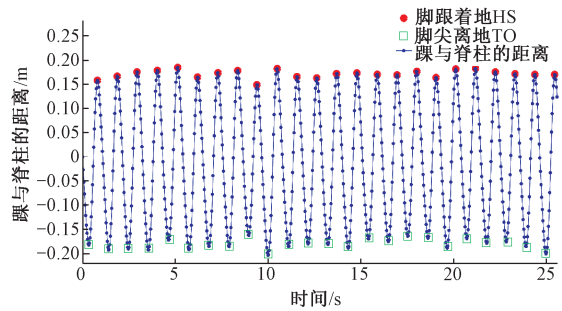

图 2 踝关节到脊椎的相对距离与步态事件对应

Fig.2 Relative distance from the ankle joint to the spine corresponding to the gait event

根据单脚的踝关节和脊柱基部在人体行走方向上的距离来捕捉脚跟着地(HS)和脚尖离地(TO)这两个步态事件,表达如下:

$$t_{\mathrm{HS}} = t_{(x_{\mathrm{Ankle}} - x_{\mathrm{SpineBase}})_{\max}} \tag{1}$$

$$t_{\mathrm{TO}} = t_{(x_{\mathrm{Ankle}} - x_{\mathrm{SpineBase}})_{\min}} \tag{2}$$

式中:t_{HS} 是某一步态周期中脚跟着地的时刻;t_{TO} 为该步态周期中脚尖离地的时刻。$t_{(x_{\mathrm{Ankle}} - x_{\mathrm{SpineBase}})_{\max}}$ 表示为在人体行走的方向(表示为 x 轴方向)上脚踝(ankle)和脊柱基部(spine base)的距离最大的时刻。$t_{(x_{\mathrm{Ankle}} - x_{\mathrm{SpineBase}})_{\min}}$ 为人体行

走的方向(表示为 x 轴方向)上脚踝和脊柱基部的距离最小的时刻。同样地,另一只脚也适用这一关系。

1.2　人体行走六杆模型

在人体工程学中,步长是行走时一步中一只脚的脚跟(或脚尖)到另一只脚的脚跟(或脚尖)的空间距离在行走方向上的投影。跨步长是行走的两步中上一步的一只脚的脚跟(或脚尖)到下一步同一只脚的脚跟(或脚尖)。通常这两个参数在地面上可以很轻易量取,而对于跑步机行走来说,由于跑步机本身运动速度的存在,使得用户会受到与地面行走截然不同的反作用力。根据逆运动学原理,用户的运动学参数也会与地面行走有所不同。因此,本文提出了一种新的步长计算方法。

将人体的下肢关节建模成一个纯刚体的六杆模型,以右脚跟着地时刻为例,所建模型如图 3 所示。

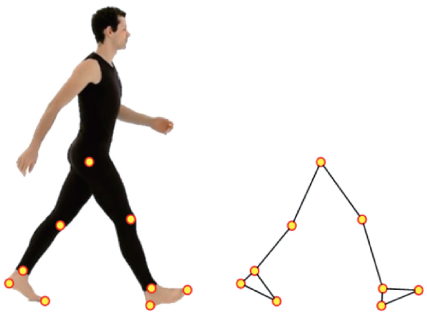

图 3　人体下肢六杆模型

Fig.3　Human lower limb six-bar model

在人体下肢的六杆模型中,膝关节 P_1 和 P_2 和踝关节 P_3 和 P_4 的空间位置可以通过 Kinect 测出,右脚的脚跟和左脚尖由于此时接触了跑步机表面,所以相应高度可以近似为人体静止在跑步机上脚跟或者脚尖距离地面的高度,即跑步机的高度。其中脚部的脚尖与地面接触点 P_7 和 P_8、脚跟 P_5 和 P_6、脚踝 P_3 和 P_4 的长度关系可以在实验前后通过测量获得。因此,根据这 6 个点的空间关系,可以求解图中脚部其他点的空间位置,如图 4 所示。

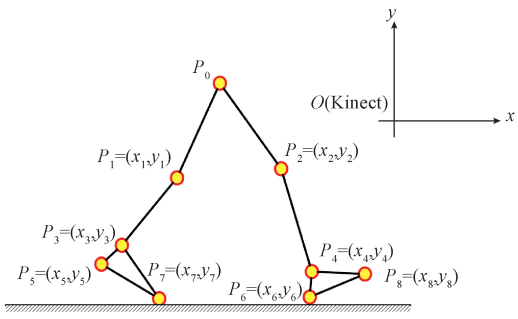

图 4　下肢六杆模型求解示意图

Fig.4　Solution process schematic diagram of the six-bar model of lower limb

所以,图 3 中左侧那只脚的脚跟,也就是行走过程中后脚的脚跟的位置 P_5 可以通过相应的踝关节点 P_3 和脚尖 P_7 的位置关系和脚部 $\Delta P_3P_5P_7$ 的内角 α_3、α_7 表示为:

$$x_5 = \frac{x_3\cot\alpha_7 + x_7\cot\alpha_3 + y_7 - y_3}{\cot\alpha_3 + \cot\alpha_7} \tag{3}$$

$$y_5 = \frac{y_3\cot\alpha_7 + y_7\cot\alpha_3 + x_3 - x_7}{\cot\alpha_3 + \cot\alpha_7} \tag{4}$$

式中:x_3、y_3 为人体行走时,后脚的脚踝关节的空间位置;x_5、y_5 为人体行走时,后脚脚后跟的空间位置;x_7、y_7 为人体行走时,后脚的脚尖与地面接触点的空间位置。

1.3　步长修正算法

正常情况下,人在跑步机上开始行走时没有两只脚的脚尖或者两只脚的脚跟是同时落在跑步机上的。在这里本文捕捉的是人体脚跟着地和脚尖离地的瞬间,所以应该需要把此时没有落在跑步机上的那只脚投影到跑步机平面,如图 5 所示。

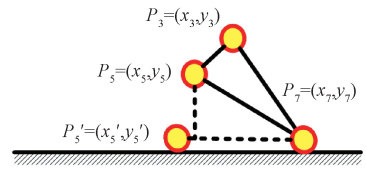

图 5　前脚跟着地时后脚跟投影示意图

Fig.5　Schematic diagram of the rear heel projection when the fore heel is striking the ground

脚跟投影在跑步机平面上的点 P_5' 在行走方向上到 P_6 的距离即为所求的步长[11],即:

$$L_{\text{step}}(i) = x_{\text{frontheel}}(t_{\text{HS}}(i)) - x'_{\text{rearheel}}(t_{\text{HS}}(i)) \tag{5}$$

式中:$L_{\text{step}}(i)$ 为在第 i 个步态周期中人体行走步长;$x_{\text{frontheel}}(t_{\text{HS}}(i))$ 为第 i 次脚跟着地时刻,前脚脚后跟在人体行走方向上的位置;$x'_{\text{rearheel}}(t_{\text{HS}}(i))$ 为第 i 次脚跟着地时刻,后脚脚后跟经过步长修正算法投影在人体行走方向上的位置。

类似地,跨步长又称步幅[11],可以通过一只脚的脚跟着地时的两脚踝的在行走方向上的投影距离加上另一只脚相邻的脚跟着地时两脚踝在行走方向上的投影距离加上两步中由于未落地的脚跟产生的偏移量。

$$L_{\text{stride}} = L_{\text{step}_L} + L_{\text{step}_R} \tag{6}$$

式中:L_{stride} 为某一个步态周期的跨步长;L_{step_L}、L_{step_R} 分别为该次跨步中,左脚在前的那一步和右脚在前的那一步的步长。

同样的,一个步态周期内的左右脚跟着地的时间间隔即为跨步时间。

$$T_{\text{stride}} = \left| t_{\text{HS}_L} - t_{\text{HS}_R} \right| \tag{7}$$

式中:T_{stride} 为跨步时间;t_{HS_L} 和 t_{HS_R} 分别为左右脚脚跟着地的时刻。

也可以参照上述步态参数计算方法,通过脚尖离地时刻(TO)的关节点时空信息来计算。

1.4 基于步态参数估计行走速度

与地面上的速度计算类似,用步长除以产生该步长时所经过的时间就可以得到在产生该步长时的行走速度。也就是从某一只脚的脚跟着地(HS)到另一只脚的脚跟着地。或者从某一只脚尖离地时刻(TO)到另一只脚尖离地。

$$T_{\text{step}}(i) = t_{\text{HS}}(i+1) - t_{\text{HS}}(i) \tag{8}$$

$$T_{\text{step}}(i) = t_{\text{TO}}(i+1) - t_{\text{TO}}(i) \tag{9}$$

式中:$T_{\text{step}}(i)$ 表示跨出第 i 步所用的时间;$t_{\text{HS}}(i)$ 为第 i 步时,某一只脚脚跟着地;$t_{\text{TO}}(i)$ 为第 i 步时某一只脚脚尖离地。

因为步长的计算可以用左右脚的脚跟着地或脚尖离地通过上述方法进行计算,共 4 次。也就是说,在一个步态周期内,可以用这种方式 4 次获得速度。同样的用步幅来计算,可以求得一次速度。

$$v_{\text{gait}} = L_{\text{step}}/T_{\text{step}} = L_{\text{stride}}/T_{\text{stride}} \tag{10}$$

式中:v_{gait} 表示本文所述方法所计算出的步态速度;L_{step} 和 L_{stride} 分别为步长和步幅;T_{step} 和 T_{stride} 分别为一步时间和跨步时间。

1.5 其他步态参数

类似地,在获得这些步态参数的同时,还可以通过此方法获得其他有关的步态参数[11-18],如前面所提到的站立时间和摆动时间、单脚支撑时间和双足支撑时间。单双足支撑阶段和站立摆动相划分如图 6 所示。

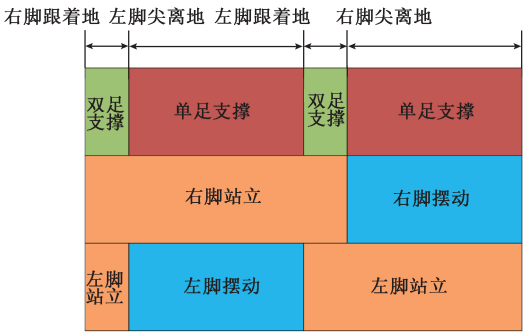

图 6 步态阶段划分

Fig.6 Gait phase division

从某只脚的脚跟着地开始到该只脚尖离地为该只脚的站立相阶段,从该只脚的脚尖离地到该只脚的脚跟再次着地为该只脚的摆动相阶段[12-13]:

$$T_{\text{stance}}(i) = t_{\text{TO}}(i) - t_{\text{HS}}(i) \tag{11}$$

$$T_{\text{swing}}(i) = t_{\text{HS}}(i+1) - t_{\text{TO}}(i) \tag{12}$$

式中:$T_{\text{stance}}(i)$ 为站立相所占时间;$T_{\text{swing}}(i)$ 为摆动相所占时间;$t_{\text{TO}}(i)$ 为第 i 次脚尖离地的时刻;$t_{\text{HS}}(i)$ 是第 i 次脚跟着地的时刻。

一只脚的脚尖离地到下一时刻同一只脚的脚跟着地是一个单脚支撑时期。

$$T_{\text{single}_L}(i) = t_{\text{HS}_L}(i) - t_{\text{TO}_L}(i) \tag{13}$$

$$T_{\text{single}_R}(i) = t_{\text{HS}_R}(i) - t_{\text{TO}_R}(i) \tag{14}$$

式中:$T_{\text{single}_L}(i)$ 和 $T_{\text{single}_R}(i)$ 分别为左脚和右脚的第 i 个步态周期的单足支撑时间;$t_{\text{HS}_L}(i)$ 和 $t_{\text{HS}_R}(i)$ 分别为第 i 个步态周期的左右脚的脚跟着地时刻;$t_{\text{TO}_L}(i)$ 和 $t_{\text{TO}_R}(i)$ 分别为第 i 个步态周期的左右脚尖离地时刻。

一只脚跟着地到下一时刻另一只脚的脚尖离地是一个双脚支撑时期。

$$T_{\text{double}_L}(i) = t_{\text{TO}_L}(i) - t_{\text{HS}_R}(i) \tag{15}$$

$$T_{\text{double}_R}(i) = t_{\text{TO}_R}(i) - t_{\text{HS}_L}(i) \tag{16}$$

式中:$T_{\text{double}_L}(i)$ 为以第 i 个步态周期内以左脚脚尖离地为终点的双足支撑时间;T_{double_R} 为右脚脚尖离地为终点的双足支撑时间。

脚部摆动速度是在人体行走的摆动相阶段踝关节沿着人体前进方向的峰值速度[11,14]:

$$v_{\text{footswing}} = \Delta x_{\text{ankle}}/\Delta t_{\text{ankle}} \tag{17}$$

式中:$v_{\text{footswing}}$ 为脚部摆动速度;Δx_{ankle} 为当前的数据与上一帧数据的踝关节位置在人体行走方向(x 轴方向)的位置差分;Δt_{ankle} 为两帧数据的时间差。

步频[15-16]是衡量人体行走快慢的指标参数,是单位时间内走完的步态周期数。

$$Cadence = 60/T_{\text{step}} \tag{18}$$

式中:$Cadence$ 为步频;T_{step} 为行走一步的时间。

2 实验平台

测量人体步态参数的方式有很多,较为常用的是用动作捕捉系统来进行采集。但动作捕捉系统有着造价高昂、不易安装等缺陷。近年来,通过计算机视觉算法来估计人体的关节点信息已经成为一个研究热点。较为成熟商用产品如微软的 Kinect[17]、华硕的 Xtion[10]等,并且在 2019 年葡萄牙波尔图大学[11]已经对 Kinect 与作为黄金标准的 VICON 动作捕捉系统在帕金森病人步态分析上的相关性进行了实验验证。与有标记点的 VICON 动作捕捉系统相比,这种用无标记点的方法来获得人体的骨骼关节数据有着易安装、造价低廉、可以广泛家用等优势。

2.1 实验平台组成

在实验平台方面,本文采用自主研发的自适应/设定速度跑步机,它是全向运动平台的一部分,可以便捷地将跑步机设置为指定速度或者自适应的控制方式。

在自适应模式下,通过 Kinect 相机采集人体的关节点数据,并把计算出的人体中心点作为人体位置通过以

太网传到 ARM 中,通过自适应控制算法计算出相应的电机转速及转动方向。ARM 把控制电机转动的报文通过 CAN 总线发送至驱动器,来驱动电机转动实现自适应控制。同时,ARM 和 PC 机通过 RS232 串口相连,在 PC 端的上位机控制程序中进行串口和驱动器的初始化、电机的使能和启停操作,以及实验过程中的程序实时显示和记录。在设定速度模式时,Kinect 相机就只作为关节点的采集传感器使用。行走的速度由控制程序设定。相应的关系如图 7 所示。

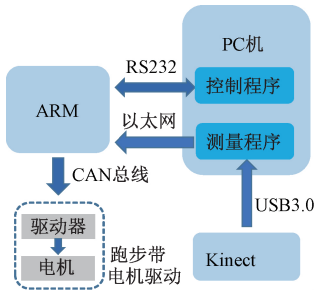

图 7　实验平台软硬件关系

Fig.7　The software and hardware relation diagram of the experiment platform

自适应跑步机的长为 2.4 m,宽为 0.6 m,在正对用户前进方向并且距离自适应跑步机的中心位置 2 m 处放置一台 Microsoft™发布的 Kinect V2.0 体感相机。Kinect 相机通过一个三脚架固定,距离地面 1 m,俯仰角为 0°,正对使用者,如图 8 所示。

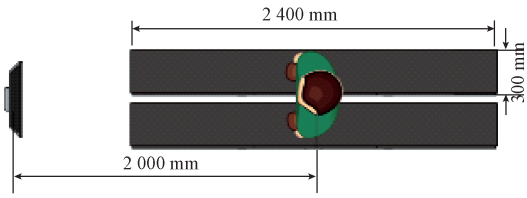

图 8　实验平台示意图

Fig.8　Schematic diagram of the experiment platform

Kinect 把所采集的数据通过 USB3.0 数据线传输到上位机。并在上位机上进行数据的记录与处理。其配置为:处理器 intel Core i7-7700HQ CPU@2.80 Hz,显卡 NVIDIA GeForce GTX1050Ti,内存 8 GB,操作系统 64 位 Windows10 系统。

2.2　Kinect 人体关节点采集系统

Kinect 是一种体感相机,通过计算收发的红外信号的相位差来得出每帧分辨率为 512×424 的 16 bit 深度图像。Kinect 相机通过自带的算法把人体先分割为 31 个部分,然后通过使用随机森林算法以约 30 f/s 的速度得出人体的 25 个关节点的空间位置和方向信息[19],通过调用 Kinect 的 Body 数据帧来获得关节点据相机镜头的三维空间距离。本文主要涉及到的是直接与下肢运动有关的左髋关节、右髋关节、左膝关节、右膝关节、左踝关节、右踝关节这 6 个关节点。

3　实验及结果分析

3.1　数据预处理

为了避免使用欧拉角标定时出现的万向节死锁的情况,本文采用四元数来对采集的数据进行旋转标定。通过在沿着跑步机的前进方向先后采集两点 $p_1=(x_1,y_1,z_1)$ 和 $p_2=(x_2,y_2,z_2)$,由此可得标定前的向量 $\boldsymbol{v}_1=(x_2-x_1,y_2-y_1,z_2-z_1)$,而标定后的向量应该在 x 轴的长度为 $\boldsymbol{v}_1$ 的模长,y 轴和 z 轴长度为 0,所以为 $v_2=(\|\boldsymbol{v}_1\|_2,0,0)$,可以得到旋转四元数 $\boldsymbol{q}$ 为:

$$\boldsymbol{q}=\cos\frac{\theta}{2}+\sin\frac{\theta}{2}\cdot\vec{\boldsymbol{n}}=\cos\frac{\theta}{2}+\sin\frac{\theta}{2}(\cos\alpha\cdot\boldsymbol{i}+\cos\beta\cdot\boldsymbol{j}+\cos\gamma\cdot\boldsymbol{k}) \tag{19}$$

式中:$\boldsymbol{i}$、$\boldsymbol{j}$、$\boldsymbol{k}$ 为法向量;α、β、γ 为对应的欧拉角。四元数 $\boldsymbol{q}$ 由 1 个实部和 3 个虚部组成。其中,表示 $\boldsymbol{q}$ 的 $\boldsymbol{\theta}$ 为向量 $\boldsymbol{v}_1$ 和 $\boldsymbol{v}_2$ 的夹角,表示虚部的向量 $\boldsymbol{n}$ 为垂直于 $\boldsymbol{v}_1$ 和 $\boldsymbol{v}_2$ 的法向量,即 $\boldsymbol{n}=\dfrac{\boldsymbol{v}_1\times\boldsymbol{v}_2}{\|\boldsymbol{v}_1\times\boldsymbol{v}_2\|}$。

对于所拍摄的空间内的任一向量 $\boldsymbol{v}=(v_x,v_y,v_z)$,可以通过这个四元数 $\boldsymbol{q}$ 进行标定,所得的标定后结果为:

$$\boldsymbol{v}_{\text{rotated}}=\boldsymbol{q}\cdot(0,v_x,v_y,v_z)\cdot\boldsymbol{q}^{-1} \tag{20}$$

式中:$\boldsymbol{v}_{\text{rotated}}$ 为标定后的向量;$\boldsymbol{q}$ 为旋转四元数;· 为四元数乘法。

由此可以将采集到的数据通过以上标定程序校正安装产生的偏差,并且,由于进行了四元数标定,相机的安装位置并不一定要严格要求在完全正对相机的位置,可以允许有一定的角度。

把标定后的数据通过高斯滤波过滤掉高频噪声,并通过三次样条插值来对缺失的数据进行填补。

3.2　实验结果

为了验证本文所提算法对速度估计的精度提升效果,本文分别在 0.8、1.0、1.2 m/s 的速度下在定速跑步机上进行验证,将进行步长修正前后的速度估计值与实际设定的速度相对比,结果如图 9 所示。

由于增加了脚跟投影距离,会使得修正后的结果普遍比修正前略大。对比修正前后的曲线可以看出,修正后的速度估计值会更接近预先设定的跑步机实际速度。所提方法估计出的速度与实际设定的速度差别较小,对比的统计结果如表 1 所示。

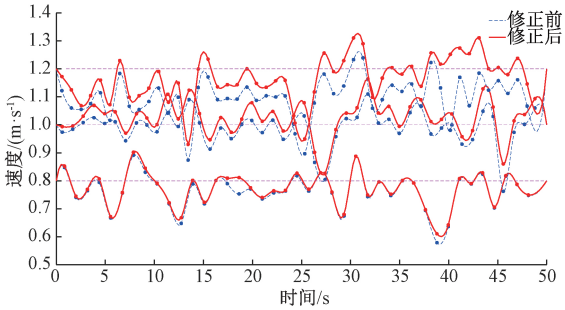

图 9 修正前后速度估计对比

Fig.9 Comparison of the speed estimations before and after correction

表 1 修正前后速度估计对比表

Table 1 Comparison of the speed estimations before and after correction ($m \cdot s^{-1}$)

实际设定值	修正前估计值	均方根误差	修正后估计值	均方根误差
0.800	0.764±0.064	0.073	0.771±0.062	0.068
1.000	0.969±0.063	0.063	1.025±0.063	0.067
1.200	1.101±0.072	0.122	1.166±0.081	0.087

由表 1 的结果可以看出,修正后的估计值比修正前的估计值要更接近实际设定值,并且所提修正后的速度估计算法误差较小。说明本文所提方法比未经步长修正的速度估计算法具有更高的准确度。

根据本文所述方法,在某次自适应模式实验中得到的步态参数如表 2 所示。

表 2 步态参数的结果

Table 2 The gait parameter results

步态参数	平均值±标准差
步态速度/($m \cdot s^{-1}$)	1.101±0.073
步频/min	63.955±2.175
双脚支持时间/s	0.038±0.017
单脚支持时间/s	0.872±0.018
跨步长/m	1.035±0.043
跨步长/m	1.035±0.043
跨步时间/s	0.939±0.032
步长时间/s	0.484±0.022
摇摆时间/s	0.441±0.017
站立时间/s	0.499±0.025
脚部摆动速度/($m \cdot s^{-1}$)	0.961±0.051

通过本文所提方法在进行速度估计的同时算出使用者的步态参数,可以用于后续的步态分析等研究。另外,可以通过关节点的位置关系得出人体髋膝踝关节在人体矢状面投影的角度[18],如图 10 所示。

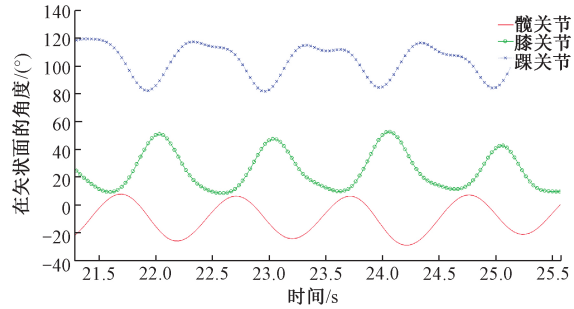

图 10 人体髋、膝、踝关节在矢状面投影的角度

Fig.10 The projection angle diagram of the human hip, knee and ankle joints on the sagittal plane

由图 10 可以看出,人体的髋膝踝关节的角度在随着时间呈近似周期性的变化。每一步的关节角度会有略微的不同。但不难看出,同一步中髋、膝、踝关节的角度趋势之间的存在一定的关联性。

3.3 讨 论

由于本文所作的对比是将速度估计值与真实设定值进行对比,所以理论上应该是速度估计结果在真实值上下小幅波动。本文所述实验中的实验结果与理论值的误差很有可能是来自于 1.2 节所述的模型建立中实验前后对人体脚部的脚尖与地面接触点、脚跟、脚踝的长度测量误差;以及跑步机实际的速度会由于人体行走时脚的起落、皮带老化等因素而不可能完全按照所设定的速度值进行工作,会在设定值附近有微小的波动;还有就是相机畸变等因素造成的误差。

4 结 论

随着虚拟现实技术的发展,使用者对舒适性和沉浸感的需求会日益增大。而自适应跑步机能很好地解决这类由视觉感知和肢体感知不匹配所带来的影响沉浸感的问题。

针对自适应跑步机上人体位置相对地面几乎无变化,很难通过简单的位置差分得到人体运动速度的问题,提出了一种基于 Kinect 的一种无标记点、非接触式的行走速度估计方法。本文研究有利于以后的位置速度双环自适应控制算法的开发和其他有关研究。通过如 Kinect 这类无标记的计算机视觉设备获得人体在跑步机上行走的步态速度,还具备不影响使用体验、便于安装、适应性广等特点。

另外,通过本文所述方法获得的步态参数可以用于后期可能涉及的人体行走稳定性和异常检测之类的步态分析研究。

参考文献

[1] GUNA J, GERŠAK G, HUMAR I, et al. Influence of video content type on users′ virtual reality sickness perception and physiological response [J]. Future Generation Computer Systems, 2019, 91(2): 263-276.

[2] VIGNAIS N, KULPA R, BRAULT S, et al. Which technology to investigate visual perception in sport: Video vs. virtual reality [J]. Human movement science, 2015, 39(2): 12-26.

[3] SOUMAN J L, GIORDANO P R, FRISSEN I, et al. Making virtual walking real: Perceptual evaluation of a new treadmill control algorithm [J]. ACM Transactions on Applied Perception (TAP), 2010, 7(2): 11.

[4] MINETTI A E, BOLDRINI L, BRUSAMOLIN L, et al. A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans [J]. Journal of Applied Physiology, 2003, 95(2): 838-843.

[5] YOON J, MANURUNG A, KIM G S. Impedance control of a small treadmill with sonar sensors for automatic speed adaptation [J]. International Journal of Control, Automation and Systems, 2014, 12(6): 1323-1335.

[6] KIM J, GRAVUNDER A, STANLEY C J, et al. Low-cost implementation of a self-paced treadmill by using a commercial depth sensor[C]. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2013: 874-877.

[7] 程龙乐, 许金林, 李晢茹, 等. 基于图像处理的跑步机速度自适应技术研究[J]. 计算机技术与发展, 2016, 26(10): 92-94.
CHENG L L,XU J L,LI X R, et al. Research on speed-adaptive technology of treadmill based on image processing [J]. Computer Technology and Development, 2016, 26(10): 92-94.

[8] 秦超龙, 宋爱国, 吴常铖, 等. 基于 Unity 3D 与 Kinect 的康复训练机器人情景交互系统[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(3): 530-536.
QIN CH L, SONG AI G, WU CH CH, et al. Scenario interaction system of rehabilitation training robot based on Unity 3D and Kinect [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(3): 530-536.

[9] 唐心宇,宋爱国. 人体姿态估计及在康复训练情景交互中的应用[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(11): 195-203.
TANG X Y, SONG AI G. Human pose estimation and its implementation in scenario interaction system of rehabilitation training [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(11): 195-203.

[10] ZENI JR J A, RICHARDS J G, HIGGINSON J S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data [J]. Gait & Posture, 2008, 27(4): 710-714.

[11] ELTOUKHY M, KUENZE C, OH J, et al. Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson′s disease [J]. Medical engineering & physics, 2017, 44(6): 1-7.

[12] DOLATABADI E, TAATI B, MIHAILIDIS A. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters [J]. Medical engineering & physics, 2016, 38(9): 952-958.

[13] LATORRE J, LLORENS R, COLOMER C, et al. Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals [J]. Journal of biomechanics, 2018, 72(4): 268-273.

[14] ELTOUKHY M, OH J, KUENZE C, et al. Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment [J]. Gait & Posture, 2017, 51(1): 77-83.

[15] DUBOIS A, BRESCIANI J P. Validation of an ambient system for the measurement of gait parameters [J]. Journal of biomechanics, 2018, 69(3): 175-180.

[16] 徐光华,王振宇,麻晓龙,等.基于 Kinect 体感技术的三维步态信息采集与分析方法:CN 107174255A [P]. 2017-09-19.
XU G H, WANG ZH Y, MA X L, et al. Three-dimensional gait information collection and analysis method based on Kinect somatosensory technology: CN 107174255A [P]. 2017-09-19.

[17] LATORRE J, LLORENS R, COLOMER C, et al.

Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals [J]. Journal of biomechanics, 2018, 72(4): 268-273.

[18] OH J, KUENZE C, JACOPETTI M, et al. Validity of the Microsoft Kinect in assessing spatiotemporal and lower extremity kinematics during stair ascent and descent in healthy young individuals [J]. Medical engineering & physics, 2018, 60(10): 70-76.

[19] SHOTTON J, SHARP T, KIPMAN A, et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images [J]. Communications of the ACM, 2013, 56(1): 116-124.

作者简介

万晨晖,2014 年于南昌航空大学获得学士学位,现为电子科技大学硕士研究生,主要研究方向为机电测控技术和计算机视觉。

E-mail:wanchenhui@ std.uestc.edu.cn

Wan Chenhui received his B. Sc. degree from Nanchang Aeronautical University in 2014. Now, he is a M. Sc. candidate in University of Electronic Science and Technology of China. His main research interests include electromechanical measurement and control technology and computer vision.

杨开明(通信作者),分别在 1992 年和 1998 年于郑州大学获得学士学位和硕士学位,2005 年于清华大学获得博士学位,现为清华大学机械工程系机械电子研究所 IC 装备研究室副研究员,主要研究方向为超精密工件台运动控制技术研究。

E-mail:yangkm@ tsinghua.edu.cn

Yang Kaiming (Corresponding author) received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Zhengzhou University in 1992 and 1998, respectively, received his Ph. D. degree from Tsinghua University in 2005. Now, he is an associate research fellow in IC Equipment Research Office, Institute of Mechanical Electronics, Department of Mechanical Engineering, Tsinghua University. His main research interests include the motion control technology of ultra-precision workpiece table.