

基于 Kinect 系统的步态参数提取方法

张笑宇, 陈凯, 杨颖

(杭州电子科技大学机械工程学院, 杭州 310018)

摘要: 基于步态参数的定义, 研究并提出了使用微软最新一代 Azure Kinect 无标记运动捕获系统(以下简称 Kinect 系统)采集并提取步态参数的方法, 同时在数据处理中分别采用自适应滤波、指数滤波、卡尔曼滤波及无滤波条件, 以提高步态参数计算结果的准确性与可靠性。为了评价本文计算方法的准确性与滤波效果, 将提取的步态参数结果与同步实验的 Qualisys 标记式运动捕获系统(瑞典 Qualisys 公司, 简称 Q 标记法)的结果进行统计学对比分析, 并据此对不同滤波方法进行评价。结果显示, 总体而言 Kinect 系统与 Q 标记法的结果一致性较高, 结果均落在 95% 一致性界限内, 并且在有滤波条件下的准确度要高于无滤波条件, 且卡尔曼滤波的效果最好; 在单个步态参数方面, 步速的结果在所有滤波条件下均有较大差异性, 无法应用; 对于其他参数, 本文方法表现了较高的准确性与一致性, 并且应用卡尔曼滤波后的一致性、可靠性都有所提高。应用本文方法并使用卡尔曼滤波进行平滑处理后, Kinect 系统可以较为准确地计算健康人的步态参数, 并在某些情况下代替标记法设备。

关键词: 步态; Kinect 系统; 数据滤波; 一致性分析; t 检验

中图分类号: TP391.9

文献标志码: A

Extraction Method of Gait Parameters Based on Kinect System

ZHANG Xiaoyu, CHEN Kai, YANG Ying

(School of Mechanical Engineering, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China)

Abstract: Based on the definition of gait parameters, this paper proposes and studies a method of collecting and extracting gait parameters using the Microsoft's Azure Kinect marker-free motion capture system (hereinafter referred to as Kinect system). At the same time, adaptive filtering, exponential filtering, Kalman filtering and no filtering conditions are used in data processing to improve the smoothness of gait data. In order to evaluate the accuracy of Kinect system and the effectiveness of filtering, the results of extracted gait parameter are statistically compared with those of the Qualisys marker-based motion capture system (Company of Sweden, hereinafter referred to as Q marker-based) in the synchronous experiment, and the different filtering methods are evaluated accordingly. The results show that, in general, the Kinect system has a high consistency with the Q marker-based, and the results under the three filtering conditions all fall within the 95% consistency limit. In terms of their gait parameters, the results of the gait speed are quite different under all filtering conditions, which cannot be applied. For other parameters, adaptive filtering and Kalman filtering show good consistency. Kinect system can accurately calculate the gait parameters of healthy people by applying the proposed method and smoothing it with

Kalman filtering, and it can replace the marker-based device in some cases.

Key words: gait; Kinect system; data filtering; consistency analysis; student's *t* test

引言

步态分析中常通过一些参数来描述步态正常与否,其中步态的运动学参数是重要指标之一。获取运动学参数的方法主要有观察法和量化法,由于观察法具有主观性,因此步态参数的量化分析慢慢成为步态研究的主流手段。步态参数的客观提取主要分为以下3种方式。

(1)标记法:在身体关节、骨骼关键部位粘贴反光标记物,利用空间布置多个感光摄像头捕获标记物,并通过标记物的运动轨迹,计算步态运动参数;

(2)可穿戴传感器法:将陀螺仪、加速度计等传感器布置在人体关键部位,通过传感器数据计算相关参数;

(3)无标记法:基于深度图像技术,自动识别人体骨骼特征点,捕捉点位三维数据进行计算。

标记法与可穿戴传感器法虽然具有较高的捕获精度,但受试者需更换紧身衣物,并在关节部位粘贴设备,因此每次采集需要较长时间的前期准备。而且,标记法设备需要较大空间布置多个摄像头,设备成本高,使用方法复杂。对比上述两种方法,无标记法准备工作简便、设备成本低并且对场地需求低,在简单的参数采集方面,可以考虑用其替代标记法设备。

微软的Kinect运动捕获系统是无标记采集中较为常见的设备,Kinect系统可以无标记地捕捉人体骨骼关节特征点。其理论依据是将人体的骨骼特征简化为32个关节点(图1),通过内置摄像头拍摄的人体运动视频序列,其以Kinect摄像头所在位置为原点构建空间直角坐标系,捕捉人体点位的三维坐标参数(单位为mm),并按照每秒30帧的频率进行存储。

Kinect系统由于其操作简单、便携性强的优势,受到许多研究者的关注,其中较广泛的研究主要集中在Kinect-V2系统的精准度。Clark等^[1]使用上一代Kinect-V2系统与成熟标记法设备3DMA进行对比,两者在步长、步速、步宽和脚部摆动幅度等参数方面的结果具有较高一致性;他们在另一项研究^[2]中计算了躯干侧倾角,并与同样的标记法设备对比,结果显示其计算结果准确度达到98%以上;万晨晖等^[3]使用Kinect-V2系统测得的骨骼点位三维数据对在跑步机运动的人进行步速及其他步态参数的计算,结果显示,步速与跑步机设定值吻合度较高,误差较小,但并未验证其他步态参数的误差;张勤等^[4]通过Kinect-V2系统获得的骨骼数据研究了幼儿学步期自然步态的提取问题,通过步态时空参数和下肢逆运动学关节角,总结出了幼儿学步期的步态特征变化规律;段增武等^[5]通过Kinect-V2系统进行人体三维质心动态测量,并与运动捕捉设备进行对比以探究精度,结果表明Kinect系统可以作为平衡能力评价设备。

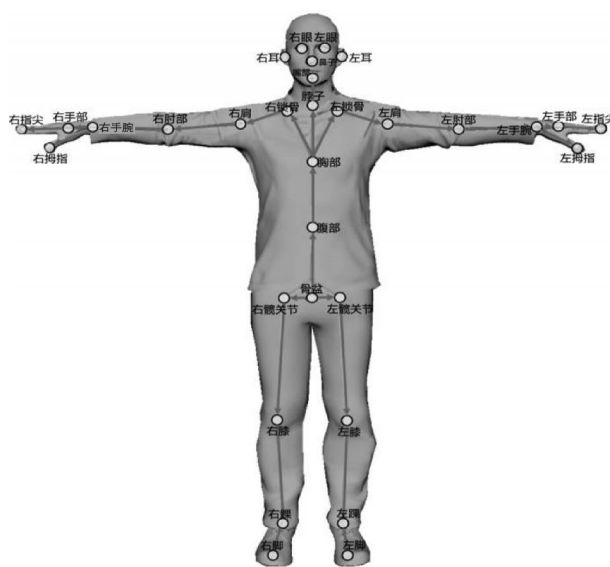


图1 Kinect系统关节点位图
Fig.1 Node bitmap of Kinect system

为了进一步提高精准度,常用方法是使用多个摄像头多角度拍摄并整合三维数据^[6],主要解决单个摄像头在有障碍物空间中采集数据时出现不稳定的情况,此方法对于无遮挡环境的效果与单摄像头相比差别很小;第二种是使用平滑滤波器处理骨骼追踪数据^[7-8],这种方法对空间要求不高,更适用于单Kinect系统的无遮挡环境。滤波方式主要包括中值滤波、Holt指数平滑滤波、高斯滤波、卡尔曼滤波^[9]和粒子滤波^[10]等。

有研究者对不同滤波方法进行了对比,以探究较为理想的滤波方法。Yang等^[11]比较了限宽滤波、中位值滤波、算数平均值滤波和均方根滤波4种滤波方式对基于骨骼特征的人机同步系统的滤波效果,结果表明,算数平均值滤波和均方根滤波效果最好;Li等^[12]比较高斯滤波和卡尔曼滤波对于计算骨架长度和身体高度等参数的效果,结果显示,这两种滤波方法的准确度均达到90%以上,但高斯滤波有较大延迟。另外,研究者开发了Kinect系统在更多领域的应用。例如利用Kinect系统进行病人的康复训练^[13-14],相比传统方法效果更加明显;利用Kinect系统拍摄的人体行为进行三维重建^[15]和人体建模^[16]。

上述研究均是基于Kinect-V2设备,而Azure Kinect是2020年发布的新一代设备,在性能和精度上有所提升,但发布以来只有少数研究者对其进行研究和应用。Tölgyessy等^[17]比较了Azure Kinect和前两代设备Kinect-V1、V2三种设备的骨骼特征点数据精度,结果证明新一代设备在精准度和可靠性上都有较大提高;Albert等^[18]比较了Azure Kinect与上一代设备Kinect-V2用于步态参数提取时的效果,结果证明Azure Kinect系统在计算步态空间参数上的准确性与可靠性明显高于Kinect-V2。

本文使用单个新一代Azure Kinect系统在无遮挡环境下采集人体行走时的三维坐标数据,研究并提出了通过三维数据计算步态运动学参数的方法,并分别在无滤波、自适应滤波、指数滤波和卡尔曼滤波4种不同条件下计算相关参数,并对照Q标记法设备所采集的参数,综合分析Azure Kinect系统的性能。

1 研究方法

1.1 基于Kinect系统三维坐标的步态参数计算方法

根据步态参数定义提出了通过三维坐标数据提取人体行走步态参数的具体计算方法,所计算的参数如表1所示。

表1 参数汇总

Table 1 Parameter summary

参数	定义
左右步态周期/s	一侧脚跟着地的时刻到同侧脚跟再次着地的时刻
左右步长/m	行走时左右足跟先后着地时两点间的纵向直线距离
跨步长/s	单脚一个步态周期走过的距离
步速/(m·s ⁻¹)	单位时间内行走的距离
步频/(步·min ⁻¹)	每分钟迈步次数

步态参数的定义以人体自然行走时的姿态为基础(图2)。步态周期是计算步态参数中最为重要的参数量,其余各参数计算均基于步态周期的结果进行。本文设计了步态周期的计算方法。



图2 步态周期示意图

Fig.2 Schematic diagram of gait cycle

首先,计算踝关节节点位的平均速度和竖直方向速度,其计算公式分别为

$$\begin{cases} X_n = \sqrt{(x_{n-2} - x_{n+2})^2 + (y_{n-2} - y_{n+2})^2 + (z_{n-2} - z_{n+2})^2} \\ V_n = \frac{X_n * 30}{4} \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{cases} \bar{X}_n = y_{n+2} - y_{n-2} \\ \bar{V}_n = \frac{\bar{X}_n * 30}{4} \end{cases} \quad (2)$$

式中: X_n 为踝关节第 n 帧的平均位移; V_n 为踝关节第 n 帧的平均速度; x_n, y_n, z_n 分别为踝关节第 n 帧时在 x, y, z 轴上的坐标值; \bar{X}_n 为踝关节第 n 帧时竖直方向平均位移; \bar{V}_n 为踝关节第 n 帧时竖直方向平均速度;竖直方向平均速度大于零表明此刻踝关节向上运动,反之向下。因为Kinect的采集频率为每秒30帧,速度单位是m/s,因此式(1,2)中需乘以30除以4进行单位调整。

其次,得到踝关节速度(图3)后,根据步态周期的定义,一个步态周期的起始点为脚跟刚刚着地的点,此时速度较小且竖直方向上速度向下(图4中小于零的值),同时竖直位置应位于地面附近。以此得出步态周期候选帧,候选帧里包含真正的步态周期起始帧和干扰帧。

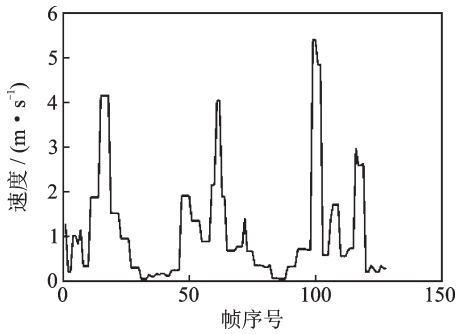


图3 踝关节速度

Fig.3 Ankle speed of ankle joint

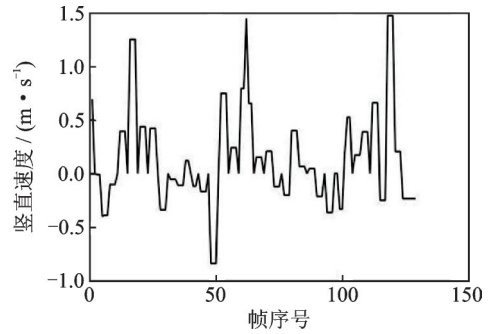


图4 踝关节竖直方向速度

Fig.4 Vertical speed of ankle joint

最后,通过以下两条限制可以将候选帧中的干扰帧排除,以获得正确的步态周期起始点所在帧。其一,通过对人体行走的计时以及观察,发现每两个步态周期之间最小间隔不少于0.9 s,对应点位为两个步态周期的起始帧之间应多于27帧;其二,两个步态周期之间应包含膝关节屈曲角的一个极小值(图5),对应了向前迈步抬脚高度最高的时刻。其中,膝关节屈曲角计算公式为

$$\begin{cases} b_n = (z_1^n - z_2^n)^2 + (y_1^n - y_2^n)^2 + (x_1^n - x_2^n)^2 \\ c_n = (x_2^n - x_3^n)^2 + (y_2^n - y_3^n)^2 + (z_2^n - z_3^n)^2 \\ a_n = (x_1^n - x_3^n)^2 + (y_1^n - y_3^n)^2 + (z_1^n - z_3^n)^2 \\ \text{ang}_n = \arccos\left(\frac{(b + c - a)}{(2 * \sqrt{b} * \sqrt{c})}\right) \end{cases} \quad (3)$$

式中: z_i^n, y_i^n, x_i^n 表示第 i 个关节第 n 帧时的计算角度中间变量,其中 $i=1$ 为髋关节, $i=2$ 为膝关节, $i=3$ 为踝关节; ang_n 表示第 n 帧时的膝关节角度。

步态周期起始点判断逻辑实现过程如图6所示,程序运行环境为MATLAB2015b。其余步态参数计算均基于步态周期进行。步长定义为行走时左右足跟或足尖先后

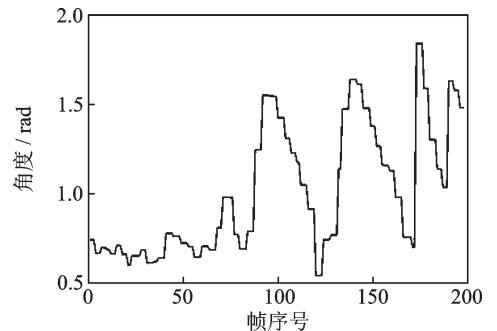


图5 膝关节屈曲角曲线

Fig.5 Knee flexion angle curve

着地时两脚间的纵向直线距离(图7),取左右脚两相邻步态周期在行走方向上的位移。左脚迈一步称为左步长,右脚迈一步称为右步长,计算公式为

$$\begin{cases} \text{len}L_N = Z_N^L - Z_N^R \\ \text{len}R_N = Z_{N+1}^R - Z_N^L \end{cases} \quad (4)$$

式中: $\text{len}L_N$ 为第 N 个步态周期左步长; $\text{len}R_N$ 为第 N 个步态周期右步长; Z_N^L 为左脚第 N 个步态周期起始帧所对应的 Z 轴(行走方向)数据; Z_N^R 为右脚第 N 个步态周期起始帧所对应的 Z 轴数据。

跨步长定义为单脚一个步态周期跨过的距离(图7),计算时取单脚两相邻步态周期起始点间在行走方向上的位移,并取平均得到平均跨长,计算公式为

$$\text{stride} = Z_N - Z_{N-1} \quad (5)$$

式中: stride 为跨步长; Z_N 为第 N 个步态周期起始点所对应的 Z 轴数据。因为跨步长为单脚概念,因此不区分左右脚。

步频定义为每分钟的步数,每个左右步长均算作一步,计算公式为

$$\text{Fre} = \frac{\text{gait}_L + \text{gait}_R - 1}{T} * 60 \quad (6)$$

式中: Fre 为步频; gait_L 、 gait_R 分别为左、右脚步态周期起始点数量; T 表示行走所用时间,单位为s。

1.2 实验人群

20位健康成年人,年龄20~50岁,15位男性,5位女性,已签署知情同意书。反光标粘贴于臀部两侧、骨盆前侧、膝关节两侧、踝关节两侧、脚背部3点与脚跟共32个,如图8所示。每个人行走时,

Qualisys标记式运动捕获系统与Kinect系统同时进行步态采集以保证原始数据的一致性(图9)。标记法设备直接给出检测报告,Kinect系统取3次有效数据的平均值作为结果。

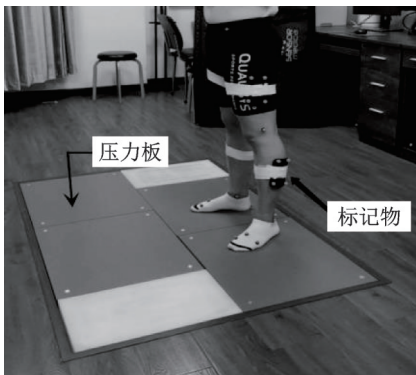


图8 标记物粘贴点

Fig.8 Marker sticking points

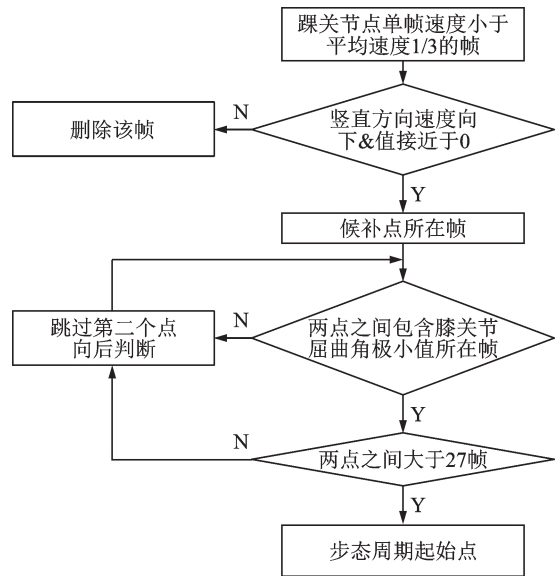


图6 步态周期起始点判断程序

Fig.6 Judgment procedure of start point of gait cycle

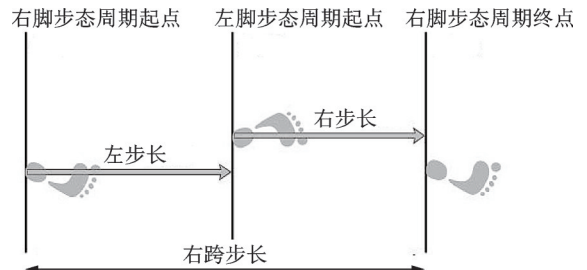


图7 步长和跨步长示意图

Fig.7 Sketch map of step length and stride length

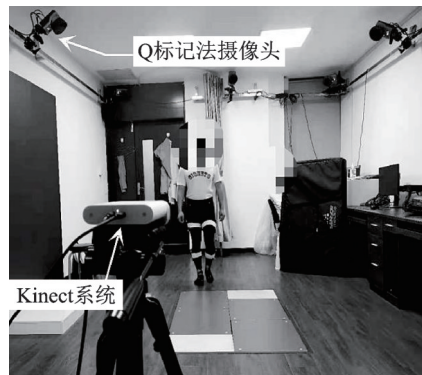


图9 实验图

Fig.9 Experimental diagram

1.3 数据采集方法

Kinect系统布置于起点正前方,且行走区域中无障碍物,需要保证Kinect系统拍摄范围内只有受试者可以被检测到。图10为Kinect系统采集时图像。受试者首先粘贴反光标记物,并从起始位置等待提示,接到提示后向前进行直线行走,此时Kinect系统与Q标记法设备同时进行步态采集。受试者行走时会被告知尽量以标准步态行走,即迈步时以脚跟首先触地,并且行走中尽量避免向外甩脚或抖腿。被测行走过程中需踩中压力板(图9);行走中需保证Kinect系统拍摄到2个以上步态周期,但受试者不会被告知以上两个要求。

1.4 统计分析方法

在Kinect系统所采集到的数据中,截取距离Kinect系统1.4~4.8 m之间的数据进行计算,因为过近或过远会使得Kinect系统采集到的坐标数据发生偏移而导致结果失真。

使用SPSS、Medcalc、Excel软件进行统计学分析,通过Bland-Altman图像、组内相关系数(Intraclass correlation coefficient, ICC)和配对 t 检验来对比Kinect系统与Q标记法的相关性和一致性,并对4种滤波条件下的上述参数结果进行对比。

一致性检验:绘制Bland-Altman图评价两设备的一致性,Bland-Altman图的上下两条虚线叫作95%一致性界限,如果两设备结果在95%一致性界限内,可以认为两设备的一致性较高。

计算ICC并进行配对 t 检验评估Kinect系统与Q标记法的一致性与差异性。ICC结果中 p 值越接近1,则一致性越好,配对 t 检验结果中 p 值大于0.05,则代表无显著性差异,反之为有显著性差异。

1.5 数据预处理方法

使用3种不同的滤波方法对数据进行预处理,分析不同方法对参数计算结果的影响,并选择较好的滤波方法。滤波方法汇总如表2所示。

表2 滤波方法汇总

Table 2 Summary of filtering methods

滤波方法	原理
指数滤波	本时刻实际观察值与前一时刻指数平滑值的加权平均,并通过权数来改变观察值对预测值的影响
线性自适应滤波	通过输入值与理论预测值的误差调整输出值达到滤波的目的
卡尔曼滤波 ^[19]	通过前一个时刻的状态与当前时刻的状态推测当前时刻的预测值

2 实验结果

本文统计了20名志愿者每人进行一次有效采集的步态参数,共20组结果用于分析。

2.1 滤波方法选择

图11、12对比了所有参数在不同滤波条件下标准偏差平均值和标准误差平均值,可以看出,无滤波条件的误差和偏差均超出有滤波条件下的50%;卡尔曼滤波误差和偏差居中;指数滤波和自适应滤波的误差和偏差最低。

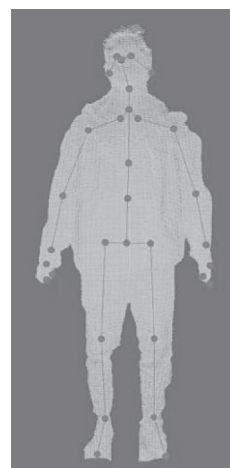


图10 Kinect系统采集图
Fig.10 Kinect system acquisition map

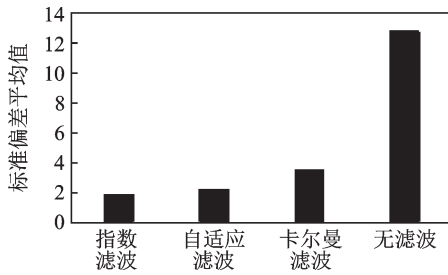


图 11 不同滤波方法下的 Kinect 系统与 Q 标记法标准偏差对比

Fig.11 Comparison of standard deviation between Kinect system based on different filtering methods and Q marker-based system

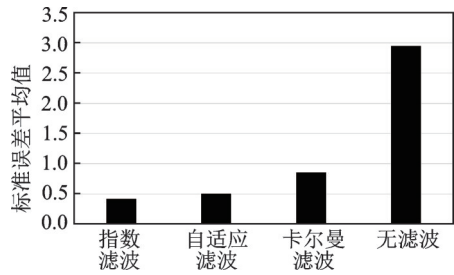


图 12 不同滤波方法下的 Kinect 系统与 Q 标记法标准误差对比

Fig.12 Comparison of standard error between Kinect system based on different filtering methods and Q marker-based system

图 13~16 为 4 种滤波条件下的 Bland-Altman 图,图中上下两条虚线为 95% 一致性界限的上下限,中间实线为两系统差值的平均值线。分析图 13~16 可以看出,使用指数滤波的结果没有超出 95% 一致性界限的点,差值的平均值为 1.247 2,差值的最大值为 4.643 9,差值的最小值为 -2.149 5;自适应滤波的结果中有 4.762%(1/21)的点落在了 95% 一致性界限外,其中差值的平均值为 3.460 5,差值的最大值为 7.506 7,差值的最小值为 -0.585 8;卡尔曼滤波所得结果中有 4.762%(1/21)的结果超出了 95% 一致性界限,其中差值的平均值为 0.660 8,差值的最大值为 7.151 0,差值的最小值为 -5.829 3;无滤波的结果中有 4.762%(1/21)的结果超出了 95% 一致性界限,其中差值的平均值为 0.187 1,差值的最大值为 24.025 7,差值的最小值为 -23.561 5。

从图 11~16 结果可以看出,Kinect 系统与 Q 标记法设备的一致性较高,在无滤波的条件下大部分的点都落在了 95% 一致性界限内,但其针对单一参数的标准偏差与标准误差较大,高出使用滤波条件的 50% 以上,因此认为使用滤波可以有效提高所计算参数的准确性;分析另外 3 种滤波方法的结果可以看出,指数滤波与自适应滤波的结果在一致性界限内分布较为分散,且贴近上下限的点占 30% 以上,而卡尔曼滤波与无滤波的结果均分布在平均值附近,可以认为卡尔曼滤波的稳定性与准确性强于其他两种滤波。综上所述,可以认为卡尔曼滤波效果最好。

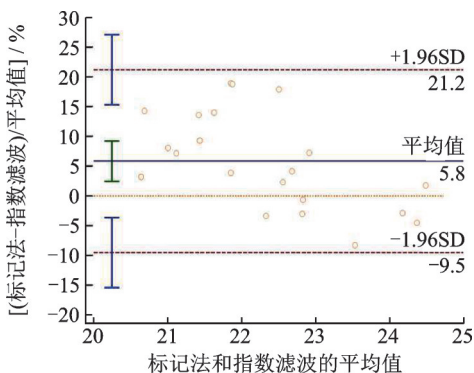


图 13 经指数滤波的 Kinect 系统与 Q 标记法的结果对比

Fig.13 Comparison of Kinect system with exponential filtering and Q marker-based system

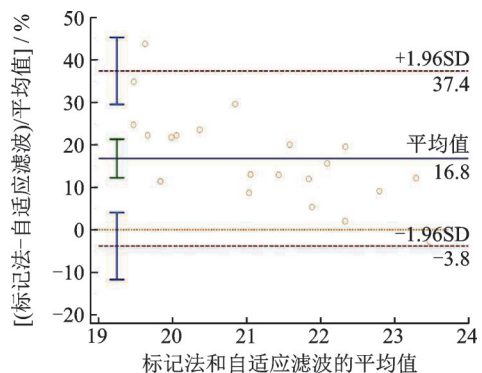


图 14 经自适应滤波的 Kinect 系统与 Q 标记法结果对比

Fig.14 Comparison of Kinect system with adaptive filtering and Q marker-based system

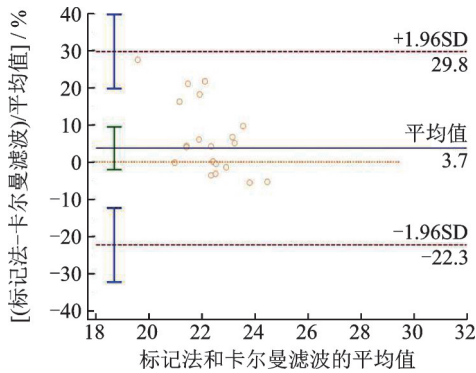


图 15 经卡尔曼滤波的 Kinect 系统与 Q 标记法结果对比

Fig.15 Comparison of Kinect system with Kalman filtering and Q marker-based system

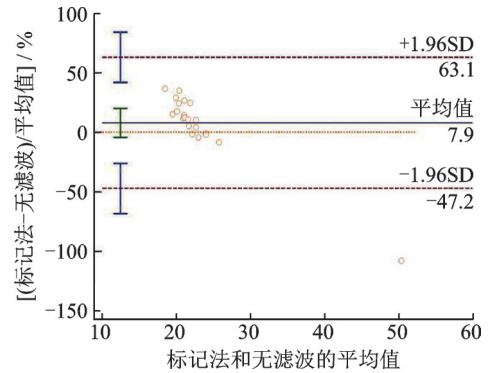


图 16 无滤波的 Kinect 系统与 Q 标记法结果对比

Fig.16 Comparison of Kinect system with unfiltered and Q marker-based system

表 3 展现了单个参数(步频、步速、平均跨步长、右步长和左步长)在 4 种不同滤波条件下的配对 t 检验结果中的 p 值。比较表 3 的结果可发现,对于单一参数,使用不同的滤波方法所得结果对比 Q 标记法结果有不同表现:其中 4 种滤波方法在步速的计算上均表现出与 Q 标记法有显著性差异($p < 0.05$),且标准偏差较大;在步频检验结果中,卡尔曼滤波与无滤波的结果较好,并没有表现出与 Q 标记法结果的显著性差异($p > 0.05$),自适应滤波与指数滤波均表现出了显著性差异($p < 0.05$);在平均跨步长方面卡尔曼滤波与无滤波结果表现出了较大的显著性差异($p < 0.05$),指数滤波与自适应滤波结果差异性不明显;在左右步长方面,指数滤波表现出一个差异不明显而另一个具有显著性差异的结果,自适应滤波、卡尔曼滤波和无滤波在左右步长的检验中均无显著性差异($p > 0.05$)。结合误差偏差(图 11~16)结果看,指数滤波和自适应滤波虽然误差与偏差均最低,但其稳定性较差,在不同的参数上所表现出的性能不一,均出现了两个以上的显著性差异,而准确性同样较高的卡尔曼滤波有较好的一致性和准确性,可以认为卡尔曼滤波对于提高结果的准确性与稳定性有最好的效果。

表 3 不同滤波条件下的 p 值
Table 3 p values under different filtering conditions

参数	指数滤波	自适应滤波	卡尔曼滤波	无滤波
步速	0.000	0.001	0.000	0.042
步频	0.009	0.000	0.413	0.963
平均跨步长	0.136	0.976	0.116	0.012
左步长	0.151	0.157	0.342	0.243
右步长	0.063	0.907	0.123	0.870

2.2 一致性检验结果

表 4~6 为 Kinect 系统使用卡尔曼滤波和不使用滤波的结果与 Q 标记法的结果的皮尔逊相关系数、ICC 与配对 t 检验结果。由表 3~5 可以看出,对于全部参数,Kinect 系统在有无滤波条件下的计算结果均与 Q 标记法有较高的皮尔逊相关系数

表 4 皮尔逊相关系数

Table 4 Pearson correlation coefficient

金标准-方法	个案数	相关性	显著性
标记法-卡尔曼滤波	105	0.985	0
标记法-无滤波	105	0.851	0

(>0.9)。但 ICC 结果显示,使用卡尔曼滤波后的结果与 Q 标记法结果相关性(0.985)对比无滤波条件相关性有所提高(0.839)。在配对 t 检验的结果中,卡尔曼滤波与无滤波的结果与 Q 标记法结果没有表现出显著性差异($p>0.05$),但卡尔曼滤波的标准误差平均值(0.747 11)小于无滤波(2.689 78)。

表 5 ICC 结果
Table 5 ICC results

金标准-方法	同类相关性	95% 置信区间		真值 0 的 F 检验			显著性
		下限	上限	检验值	自由度 1	自由度 2	
标记法-卡尔曼滤波	0.985	0.978	0.99	131.136	104	104	0
标记法-无滤波	0.839	0.772	0.888	11.427	104	104	0

表 6 配对 t 检验结果
Table 6 Paired t -test results

金标准-方法	平均值	标准偏差	标准误差 平均值	差值 95% 置信区间		t	自由度	Sig. (双尾)
				下限	上限			
标记法-卡尔曼滤波	0.723 68	7.665 56	0.747 11	-0.757 86	2.205 22	0.969	104	0.335
标记法-无滤波	-0.062 952	27.562	2.689 78	-5.396 88	5.270 98	-0.023	104	0.981

3 讨 论

本文根据步态参数相关定义,提出了使用 Kinect 系统采集的骨骼特征点三维坐标数据计算步态参数的方法,并在 3 种不同的滤波和无滤波条件下对 Kinect 系统获取到的骨骼数据进行处理,计算步态参数,分析了不同滤波的效果并探究了本文计算方法的可靠性与准确性。从结果可以看出,在无滤波条件下,使用本文方法计算的步态参数和 Q 标记法的结果,在总体参数和单个参数(除步速)上均体现出了较高的相关性和准确性。在使用了滤波之后结果的相关性和准确性都有明显提高,并且在卡尔曼滤波条件下所得结果的稳定性与准确性都高于其他滤波条件。但分析单一参数的结果可以发现,对于步速的计算,3 种滤波算法及无滤波条件相较于 Q 标记法均存在较大差异性,且 3 种滤波方法的准确性均小于 50%,说明该参数算法有待改进。分析其原因,Kinect 每秒 30 帧的采集频率并不是平均分布于整个时间段内,而是随机采集,这使得对于时间计算不准,导致速度结果存在误差。

误差来源于计算方法不完善产生的误差和由于单一参数数据量较小导致部分结果有特异性。考虑将自适应滤波用于计算跨步长,卡尔曼滤波用于计算步频、左右步长。但由于卡尔曼滤波在总体水平的一致性与相关性表现好于自适应滤波,或许可以通过改进参数计算方法来提高准确度或进一步扩大采集人数,从而消除数据的特异性以提高稳定性。

结合步态参数的计算结果看,Kinect 系统仍然存在一定的局限性。尽管对步长步频的计算取得了较好的结果,但其对于步速的计算仍然存在较大误差。除上述分析算法精度有待提高外,Kinect 系统对于深度信息的采集结果准确度存在误差,会使得在计算参数时出现错误而增大了误差。另外由于其摄像头拍摄角度呈锥形向前辐射,存在类似于人眼近大远小的问题,并且这一现象会随着距离的增加而越来越显著。从实验采集到的原始数据探究发现,1.4~4.8 m 之间的数据结果最为稳定,但在这个距离内,依然会存在其他误差导致结果不准,使步长等测量结果中出现了过大或过小等错误数据。上述误差可以通过控制变量法进行实验修正,如具体测定出 Kinect 系统随着距离变化时所产生的近大远小的误差比例,然后通过缩小或放大数据获得准确的结果。另外,Kinect 系统在识别时存在的延迟使其难以

准确采集运动速度较快的人体骨骼信息,对于这一点,使用更高配置的电脑设备可能会获得更好的数据结果。

本文通过判断每一个步态周期的起止点,并根据步态周期进行参数计算,但判断起止点并不能做到绝对准确,可能出现将局部极小值当做起止点的问题从而导致结果不准,如果进一步优化判断方法预期可以获得更好的结果。另外对于老年人或有步态相关疾病的病人(如帕金森、中风和眩晕症),其步态周期不会呈现标准步态,步态参数需要参考其步态特征进行点位判断并修改计算方法。另外本文所采集数据是在无遮挡的室内环境下进行的,采集时Kinect系统只有受试者这一个目标,并且行走范围被限制在距离Kinect系统1.4~4.8 m之间。经测试后发现,当采集范围内存在遮挡时,Kinect系统所采集到的坐标数据会不准确,使得步态参数计算结果出现较大误差;当采集范围内存在多个目标时,Kinect系统将按照目标数量输出多组连续无标识性的数据,导致无法计算;目标距离Kinect系统的距离超过5 m后,得到的坐标数据将会产生较大误差,并且随着距离的增大误差也会增大,在超过8 m后将无法采集。

综上所述,虽然存在一定局限性,但利用Kinect系统捕获步态参数对于大多数参数准确度较高,可以在简单场景下替标记法设备进行快速采集;而且该系统体积小、检测方便、获取数据用时短且数据结果简洁明了,也适合快速采集。结果的准确性与可靠性可以满足低成本的应用场景,如居家自测、长期监控步态、对大规模人群的步态参数检测或医生诊断时快速步态参数测量等应用场景;另外在科学研究中如果不要求步态参数结果极其准确,也可以代替昂贵而复杂的标记法设备。后续研究将探究提取更多步态、姿态参数,研究不同人群行走时的不同特征;另外可以对原始数据进行挖掘,如提取法向量、面积和空间函数等参数,将人体姿态量化和参数化,对于步态识别与分类、步态健康监测与病人康复进展等方面同样有可探究的意义。

4 结束语

本文依据步态参数的基本定义提出了基于Kinect系统骨骼点位数据计算步频、步速、平均跨步长、左步长和右步长5种步态参数的计算方法,并在3种滤波以及无滤波条件下进行参数计算,分别与Q标记法对比。结果表明,本文的计算方法对于步频、跨步长和左右步长的计算方法准确度较高,并且通过卡尔曼滤波可以有效提高结果的准确性和可靠性。

参考文献:

- [1] CLARK R A, BOWER K J, MENTIPLAY B F, et al. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables[J]. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46: 2722-2725.
- [2] CLARK R A, PUA Y H, BRYANT A L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining[J]. *Gait & Posture*, 2013, 38(4): 1064-1066.
- [3] 万晨晖, 杨开明, 汪伟, 等. 基于Kinect的自适应跑步机行走速度估计方法[J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(10): 219-226.
WAN Chenhui, YANG Kaiming, WANG Wei, et al. Kinect-based adaptive treadmill walking speed estimation method[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(10): 219-226.
- [4] 张勤, 李岳场, 李贻斌, 等. 基于Kinect的学步期幼儿自然步态提取[J]. *自动化学报*, 2018, 44(6): 1096-1106.
ZHANG Qin, LI Yueyang, LI Yibin, et al. Extraction of toddler's natural gait with Kinect[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(6): 1096-1106.
- [5] 段增武, 肖金壮, 王洪瑞. 基于Kinect的人体三维质心动态测量及准确性分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2015, 34(6): 752-756.
DUAN Zengwu, XIAO Jinzhuang, WANG Hongrui. The Kinetic measurement and accuracy analysis of human body three-dimensional center of mass using Kinect[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2015, 34(6): 752-756.

- [6] MOON S, PARK Y, KO D W, et al. Multiple Kinect sensor fusion for human skeleton tracking using Kalman filtering[J]. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2016, 13(2): 65-75.
- [7] BERTI E M, SALMERÓN A J S, BENIMELI F. Kalman filter for tracking robotic arms using low cost 3D vision systems [C]//*Proceedings of the 5th International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*. [S.l.]: [s.n.], 2012: 236-240.
- [8] DU Y, WANG W, WANG L. Hierarchical recurrent neural network for skeleton based action recognition[C]//*Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.]: IEEE, 2015: 1110-1118.
- [9] LIM T J, MA Y. The Kalman filter as the optimal linear minimum mean-squared error multiuser CDMA detector[J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2002, 46(7): 2561-2566.
- [10] ARULAMPALAM M S, MASKELL S, GORDON N, et al. A tutorial on particle filters for online nonlinear/non-Gaussian Bayesian tracking[J]. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2002, 50(2): 174-188.
- [11] YANG N, DUAN F, WEI Y, et al. A study of the human-robot synchronous control system based on skeletal tracking technology[C]//*Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*. Shenzhen, China: IEEE, 2013: 2191-2196.
- [12] LI S, CAELLI T, FERRARO. A novel bio-kinematic encoder for human exercise representation and decomposition—Part 2: Robustness and optimisation[C]//*Proceedings of 2013 International Conference on Control, Automation and Information Sciences (ICCAIS)*. [S.l.]: [s.n.], 2013.
- [13] CHANG Y J, CHEN S F, HUANG J D. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities[J]. *Reserachin Developmental DISABILITIES*, 2011, 32(6): 2566-2570.
- [14] SIN H H, LEE F C. Additional virtual reality training using Xbox Kinect in stroke survivors with hemiplegia[J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2013, 92(10): 871-880.
- [15] 李健, 李丰, 何斌, 等. 单 Kinect+回转台的全视角三维重建[J]. *数据采集与处理*, 2019, 34(2): 205-213.
LI Jian, LI Feng, HE Bin, et al. Single Kinect and rotating platform for full-view 3D reconstruction[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2019, 34(2): 205-213.
- [16] 张克, 刘弘, 陆佃杰, 等. 基于单台 Kinect 的高精度个性化人体建模方法[J]. *数据采集与处理*, 2015, 30(5): 1085-1090.
ZHANG Ke, LIU Hong, LU Dianjie, et al. Personalized human body modeling with high precision based on single Kinect[J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 30(5): 1085-1090.
- [17] TÖLGYESSY M, DEKAN M, CHOVANEC L. Skeleton tracking accuracy and precision evaluation of Kinect V1, Kinect V2, and the Azure Kinect[J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(12): 5756.
- [18] ALBERT J A, OWOLABI V, GEBEL A, et al. Evaluation of the pose tracking performance of the Azure Kinect and Kinect V2 for gait analysis in comparison with a gold standard: A pilot study[J]. *Sensors*, 2020, 18(20): 5104.
- [19] EDWARDS M, GREEN R. Low-latency filtering of Kinect skeleton data for video game control[C]//*Proceedings of the 29th International Conference on Image and Vision Computing New Zealand-IVCNZ'14*. New Zealand: [s.n.], 2014: 190-195.

作者简介:



张笑宇(1997-),男,硕士研究生,研究方向:人体步态分析与人工智能, E-mail: 742671920@qq.com。



陈凯(1968-),男,教授,博士生导师,研究方向:精密机械、生物流体及无针微针注射、康复器械。



杨颖(1993-),通信作者,女,讲师,研究方向:医疗仪器、非线性随机振动系统与amp;控制, E-mail: ying-yang@hdu.edu.cn。

(编辑:王静)