

基于体感交互设备的人体重心计算方法

王蔚 冯亚琴 杨再兴 王晓燕

(南京师范大学教育科学学院, 南京, 210097)

摘要: 人体重心是反映人体形态结构和质量分布特征的基本参数, 本文探讨利用体感交互设备获取较为精确的重心位置。首先借助体感交互设备 Kinect 获取人体实时的关节点坐标数据, 构建适合于体感交互设备 Kinect 的人体重心计算的环节模型, 结合人体重心计算方法中力矩合成法的改进算法“乘系数法”, 提出计算人体重心的实时线性计算方法。为验证该方法获得重心的准确性, 实验利用平板压力测试系统 Footscan 提供的同步重心数据作为标准重心数据对该方法进行检验, 结果表明本方法的重心计算结果与 Footscan 有类似的结果, 在大幅度动作中有更好的准确性和稳定性。

关键词: 人体重心; 体感交互设备; 力矩合成法

中图分类号: TP391.9 **文献标志码:** A

Calculation Method for Human Center of Gravity Based on Somatosensory Interaction

Wang Wei, Feng Yaqin, Yang Zaixing, Wang Xiaoyan

(School of Education Science, Nanjing Normal University, Nanjing, 210097, China)

Abstract: The human center of gravity is the basic parameter reflecting the human body's morphological structure and the quality distribution characteristics. In order to obtain the accurate position of the center of gravity flexibly in a somatosensory interactive equipment environment, this study obtains the human body real-time joint point coordinate data by using the somatosensory interactive device Kinect, and constructs the calculation of the human center of gravity. Combining the multiplicative coefficient method, a real-time linear calculation method to calculate the human center of gravity is proposed. At the same time, in order to verify the accuracy of the center of gravity, this method is tested by the data of the center of gravity provided by the plate pressure test system Footscan as the standard center of gravity data. The results show that the method has similar results in the center of gravity calculation and has better accuracy in the action of large scale.

Key words: human center of gravity; somatosensory interaction; power matrices analyses

引言

人体重心是反映人体形态结构和质量分布特征的基本参数, 在体育运动和医疗康复等领域有着重要的作用, 因此人体重心的测量具有重要的学术和应用价值^[1]。人体重心的测量方法主要有测力板法、

穿戴设备和影像解析法^[2]。测力板法是利用力传感器计算出人站在测力台上的压力中心^[3],它可以提供较精确的重心位置测量,如文献^[3]中为提高灵敏度设计了一种用于人体静态平衡研究的多维力传感器的测力台,并对 Footscan 压力平板测试系统的重复性和可靠性进行了研究。但测力板设备体积较大不便携带,测量范围受到测力板面积的局限。穿戴设备法主要依据足底的重力传感器,根据静力学中的力矩平衡方程式进行重心位置的二维坐标测量,可提供灵活的运动测量范围^[4]。如文献^[5]提出了一种基于应变式压力传感器的可穿戴设备的重心计算方法,能由穿戴者的足底力准确地测量计算出相应的实时重心位置,但是穿戴设备设备较为昂贵,重心测量的精度也有待改善,难以获取人体竖直方向的重心位置,影响了其推广。

随着影像测量在体育科学研究中的广泛应用,影像解析法逐渐被重视。影像解析法即从运动技术的相片或录像中获取人体环节重心或关节点坐标位置,依据人体通用模型测定人体重心,可大致分为分析法(又称力矩合成法)^[6]和合成法,其中应用较广泛的是分析法,通常对录像解析法不作区分时指的就是该方法。分析法依据重心坐标公式,通过身体各环节相对重量和各环节重心位置计算获得人体重心位置^[7]。若向计算机输入的是人体各环节中心点的坐标,该方法需要通过各环节中心坐标计算出环节重心坐标,显然增加了不必要的计算,于是文献^[8]中介绍了乘系数法,该方法的计算过程更加简便迅速,在下文中将给出详细介绍。录像解析法过度依赖于人体通用模型,采用不同的人体通用模型往往得出不同的重心位置,且相对于测力台法和重心板法的误差较大,但却可以通过计算估计人体三维重心坐标。此外,随着技术的发展,还出现了使用运动捕捉^[9]设备获得人体运动生物力学数据并以此得到重心的方法。例如:文献^[10]通过获取的人体环节重心结合力矩合成法获得重心的坐标位置;文献^[11]认为人体的密度是均匀的,并认为身体的体积中心就是人体的重心。但这些方法通常依赖于精密而昂贵的设备,实施起来比较复杂,如 Optotrak Certus 和 Vicon 的光学动作捕捉系统(8 Vicon MXF40 cameras)等。Kinect 体感交互设备是微软发布的一种典型的红绿蓝(Red green blue, RGB)带深度测度的光学传感器^[12-13],现已应用于医疗康复和运动训练等领域,使用 Kinect 提供的人体关节点坐标位置可以获取人体重心,如文献^[14]使用 Kinect 设备提供的 20 个关节点坐标通过力矩合成法获取人体三维重心坐标;文献^[15]结合 Optotrak Certus 设备对 Kinect 获取的重心进行验证,其中计算重心的方法为力矩合成法;文献^[16]利用单台 Kinect 对人体进行高精度、个性化建模。但 Kinect 提供的数据为关节点中心坐标而非环节重心坐标,研究问题需要解决实时捕捉人体的重要关节点,并将关节点计算环节重心坐标,进一步利用环节重心计算人体重心。

本研究的目的是针对以上重心测量方法,寻找一种利用 Kinect 提供的关节点坐标位置,快速、动态地获得人体重心三维坐标位置,并且计算方便快捷、具有扩展性的重心计算方法。本文利用 FootScan 获取到的压力重心数据对其可用性和准确性进行验证。

1 人体重心计算方法

1.1 力矩合成法人体重心计算

力矩合成法是在获得身体各关节中心坐标值的基础上,将其乘上相应的系数,其乘积总和即为人体总重心的坐标值^[8]。依据 4 种有关人体重心的资料得出每种资料下的乘系数法人体重心计算公式的系数。该系数是二维空间坐标系下的系数,人体重心坐标为

$$X_c = \frac{\sum x_i * P_i}{P} \quad (1)$$

$$Y_c = \frac{\sum y_i * P_i}{P} \quad (2)$$

式中: x_i, y_i 为环节重心坐标; P_i 为环节重量; P 为人体重量。

根据人体环节惯性参数应用时的一般原则,忽略统计模型、性别和民族的差异,并且目前人体运动环节惯性参数的测量应用中还忽视了人体左右侧发展的不平衡,这为笔者提供了继续深入研究的可能性。结合 Kinect 设备和具体实验环境,选择目前使用较普遍的由德国资料得出的系数作为本研究中乘系数法的系数。计算人体重心位置的公式为

$$G_{pos} = \sum k_i * J_i \quad (3)$$

式中: G_{pos} 表示重心位置; J_i 表示人体某环节的位置; k_i 表示该环节对应的系数。

1.2 体感交互设备 Kinect 的重心计算法

由于利用体感交互设备 Kinect 可以直接获取人体 25 个关节点的坐标信息,所以使用力矩合成法的改进方法“乘系数法”进行线性累和的方法计算重心,相较于力矩合成法省去了通过关节点坐标计算环节重心坐标的计算过程,减少了重心计算步骤,节约了计算时间,更有利于实时获取重心的目标。本研究选择目前使用较普遍的由德国人体重心资料提供的关节系数构建人体重心计算模型,该模型共包含 19 个人体关节点。然而,利用 Kinect 获取的人体 25 个关节点并不能与系数合成法中的关节点一一对应,具体表现在:

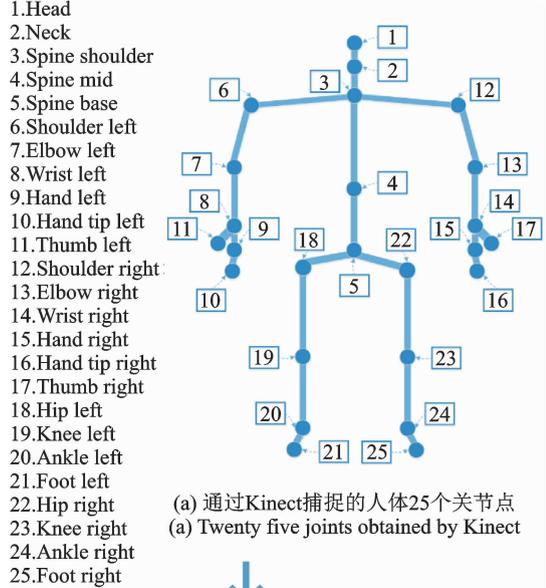
(1)通过 Kinect 无法获取脚跟的坐标,但是其提供了脚掌(Foot left, Foot right)和脚踝(Ankle left, Ankle right)的坐标。在 Kinect 的 3D 坐标系中,脚跟的水平方向(X 和 Y 方向)的坐标与脚踝相同,竖直方向(Z 方向)的坐标与脚掌相同,那么脚跟的坐标就可以由脚掌和脚踝的坐标获得。

(2)通过 Kinect 可以获得手掌、手指和大拇指的坐标,但只需要手的心坐标,所以要求被试者握拳使 3 个关节点尽可能相近,这样得到的手(Hand left, Hand right)的坐标作为手重心的坐标。另外,如脖子(Neck)、脊柱中点(Spine mid)等关节点均未使用。

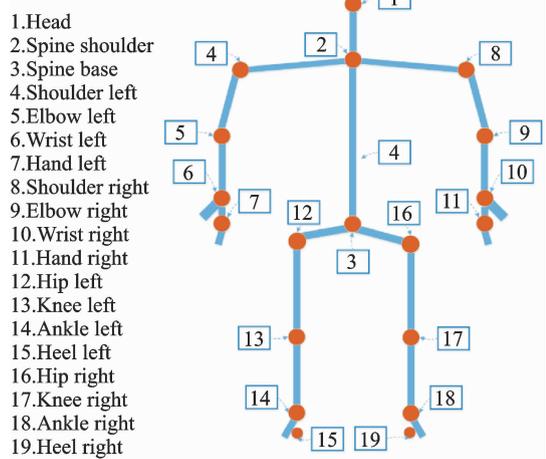
利用 Kinect 获取的人体关节点和构建力矩合成法模型后的人体各模块点的中心点如图 1 所示,该模型中的人体各模块点及其对应系数见表 1。根据 Kinect 的采集数据计算得到的人体重心的 X 和 Y 方向值分别为

$$X_c(t) = \sum_{i=1}^{19} k_i * X_i(t) \quad (4)$$

$$Y_c(t) = \sum_{i=1}^{19} k_i * Y_i(t) \quad (5)$$



(a) 通过 Kinect 捕捉的人体 25 个关节点
(a) Twenty five joints obtained by Kinect



(b) 构建模型后的人体 19 个关节点
(b) Nineteen joints obtained by the built model

图 1 人体关节点
Fig. 1 Human body joints

表 1 人体环节及其系数

Tab. 1 Human joints and their coefficients

人体环节	环节系数
头重心	0.070 6
肩	0.035 6
两肩连线中点	0.239 1
肘	0.058 0
腕	0.019 2
手重心	0.018 0
髌	0.129 7
两髌连线中点	0.187 9
膝	0.163 0
脚踝	0.064 3
脚跟	0.015 8

式中: k_i 为表 1 中的对应系数; $X_i(t)$ 和 $Y_i(t)$ 分别为人体构建模型后各模块中心位置的 X 和 Y 坐标分量; X_c 和 Y_c 为由 Kinect 数据计算出的人体重心的 X 和 Y 坐标位置分量。

2 数据采集与处理

2.1 实验对象

受试对象为 3 名课题小组成员 1 男 2 女, 年龄 25, 26 岁, 无明显平衡及相关的肌肉神经疾病, 健康状况良好。

2.2 数据采集

2.2.1 Kinect

所采用的第二代 Kinect 体感交互设备 (Kinect for Windows v2 sensor) 是一台集成 RGB 摄像头和红外摄像头的光学传感器^[15], 能够为本研究提供人体关节的三维坐标信息。各关节在人体中的位置如图 2 所示。采样频率为 30 Hz, 但实际应用中的采样频率并不十分精确, 通常在 30 Hz 左右。

2.2.2 Footscan 平板压力测试系统

采用 Footscan(一米板) 平板压力测试系统所提供的压力中心 (Center of force, COF) 数据作为本研究的标准数据, 对 Kinect 下利用乘系数法得到的重心数据进行验证。Footscan 平板压力测试系统的特点是具有较高的采样频率 (最高达 500 Hz, 本实验采样频率为 30 Hz) 和较大的作用面积 (1 m 板和 2 m 板), 现已被广泛的用于生物力学测试。

2.3 实验过程

被试者裸足站在 Footscan 平板上, 并将 Kinect 正对被试者放置于高度为 25 inch (约 63.5 cm) 的 Kinect 2.0 三角支架上, 使被试始终在视野范围内。实验开始时, 两台仪器同时记录采集到的数据, 并保存到计算机中。为了比较 Kinect 在不同幅度动作下测量重心的准确性, 设立大幅动作、小幅动作和静止站立动作实验。在实验中被试者在保持站立的姿势下, 最大幅度向四周作自由运动, 要求保持全身挺直且双脚不能挪动。

本实验只考虑了与身体平行的左右方向 (X 方向) 和与身体垂直的前后方向 (Y 方向) 的坐标位置。由于 Footscan 只能提供 X, Y 两个方向的坐标数据, 所以无法对人体高度的竖直方向上进行讨论。

2.4 数据处理

2.4.1 基于 Kinect 的关节数据处理和重心计算

在 Kinect 的 25 个关节中, 并没有提供脚跟的坐标位置, 所以并不是所有的关节都能与乘系数法中的关节作到一一对应, 但是其提供了脚掌 (Foot left, Foot right) 和脚踝 (Ankle left, Ankle right) 的坐标位置。在实验中人体直立、运动不剧烈的情况下, 脚踝的弯曲程度较小, 可以认为在 Kinect 的 3D 坐标系中, 脚跟的 X 和 Y 方向的坐标与脚踝相同, 竖直方向的坐标与脚掌相同, 即脚跟的坐标可由脚掌和脚踝的坐标获得。由式 (3) 根据 Kinect 获得的关节位置计算出重心位置。

2.4.2 插值法选取

由于两设备采样频率不同, 计算时 Kinect 采集到的重心数据时间序列 K_i 不一定与 Footscan 采集到的重心数据时间序列 F_i 的采样值全部对应, 因此需要利用插值法估算 K_i 在对应时刻的取值。利用

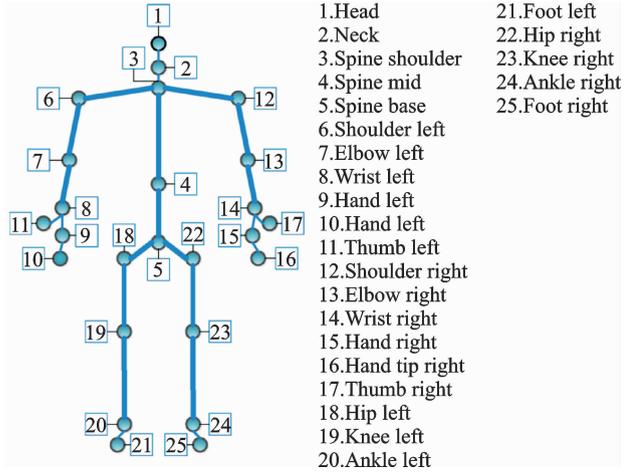


图 2 Kinect 追踪的三维关节点

Fig. 2 3D skeleton joints tracked by Kinect

Matlab 插值工具箱中的一维插值函数,该函数包含 4 种基本的插值方法:三次样条插值、最近项插值、线性插值和立方差值。不同插值法比较如图 3 所示,图中最近项插值和线性插值的光滑性较差,而立方插值在部分区域插值后的拟合效果较差(特别是在 $t \in [50, 80]$ 处),所以选用三次样条插值法^[21]进行计算。

2.4.3 时序数据曲线

Footscan 的压力测试系统由 RSscan 公司官方的数据采集软件提供,而 Kinect 的数据采集程序由笔者开发。由于两者分立于两个系统,所以需要额外的人工操作,在数据采集过程中无法做到绝对同步,两者数据采集时刻存在一定的先后差异,约 0~3 s。

基本思路:设置采集时刻差异下限 t_{min} 和上限 t_{max} ,即两设备开始采集的时刻差 Δt ,满足: $t_{min} \leq \Delta t \leq t_{max}$,然后固定 F_i ,移动 K_i ,每次移动步长为 1 ms,移动距离 $i (i \in [t_{min}, t_{max}])$,利用三次样条插值法获得 K_i 对应 F_i 时刻的坐标位置估值,然后求 F_i 和 K_i 在对应时刻的距离并累加,得到对应时刻的距离之和 D_i ,最后对所有的 D_i 排序,最小值所对应 i 即时差 Δt 的取值,可表示为

$$D_i = \sum_{i=2}^n |F_{it} - K_{it}| \tag{6}$$

$$\Delta t = \min(D_i) \rightarrow i \tag{7}$$

3 结果与讨论

图 4—6 为在 3 组动作下分别测得的两设备的重心轨迹示例,其中动作 1 为头、肩及躯干部位各向幅度较大的动作,动作 2 为身体前倾的动作,动作 3 为裸足静止站立时的动作。

从图中可以看出,两时间序列所绘制的图形整体走势趋于相似,但在部分区域存在较大差异。如图 4 的(a,b),两时间序列整体趋势相似,但在时间 $t \in [1.2 \times 10^4 \text{ ms}, 1.9 \times 10^4 \text{ ms}]$ 时, K_i 与 F_i 出现了较大差异,可能是由于 Kinect 对动作幅度较小的关节活动不敏感造成的,这一点在图 5(a)中同样可以看到, K_i 的曲线要较 F_i 更平滑一些,但整体趋势仍然基本一致。可见 Footscan 提供的重心要比 Kinect

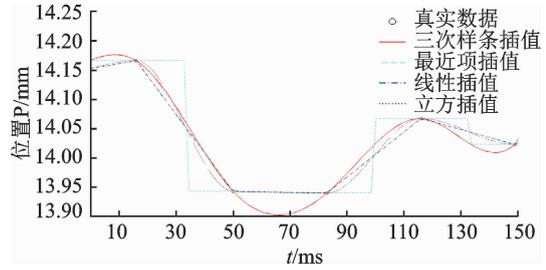


图 3 不同插值法比较

Fig. 3 Comparison of different interpolation methods

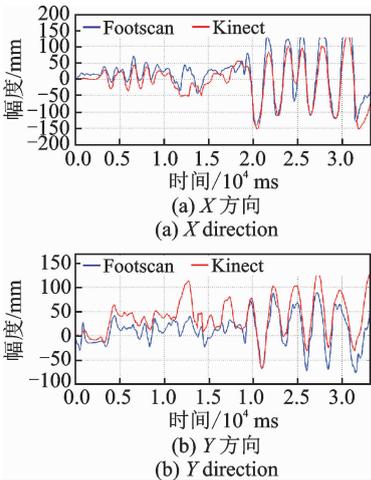


图 4 动作 1 重心变化曲线

Fig. 4 Center of gravity change curve of action 1

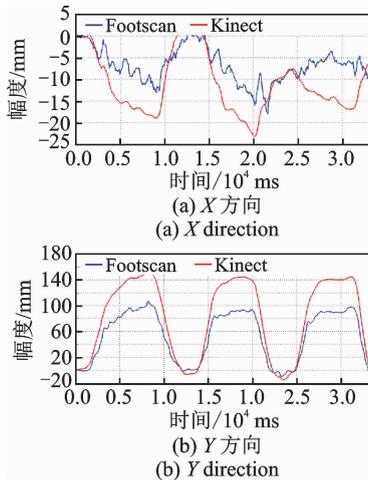


图 5 动作 2 的重心变化曲线

Fig. 5 Center of gravity change curve of action 2

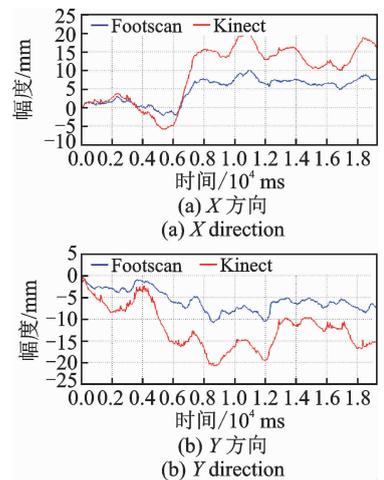


图 6 动作 3 的重心变化曲线

Fig. 6 Center of gravity change curve of action 3

利用乘系数法求得的重心更敏感。由于动作 2 为身体前倾的动作, 所以其 Y 方向的运动幅度要大于其 X 方向的运动幅度(约 6 倍)。

3 组动作的多个指标参数具体如表 2 所示。从表 2 可以看出, 在静止状态和较小幅度动作变化的 X 方向上, 基于 Kinect 的系统与平衡仪 Footscan 结果相比, 均方根误差均小于 7 mm, 而在大幅动作和小幅动作的 Y 方向上, 运动范围较大, 均方根误差也较大, 约 33 ± 3 mm。虽然幅度较大的动作和方向上表现为较大的均方根误差, 但是相对误差却较小, 这与上述在静止性动作中的观察结果是吻合的, 动作幅度虽小, 相对误差却大。另外, 从皮尔森相关系数(Pearson correlation coefficient)中可以看出, 所有动作均呈现出线性正相关关系且相关系数较高, 小幅动作 X 方向的相关系数 $0.5 < r(0.7947) < 0.8$, 具有显著相关性, 其他动作相关系数 $r \geq 0.8$ 具有高度相关性。

表 2 各动作参量
Tab. 2 Action parameters

动作参量	X		Y		
	Footscan	Kinect	Footscan	Kinect	
动作 1	均方根误差/mm	65.22	30.54	68.7	33.83
	相对误差	0.75	0.37	0.74	0.61
	Pearson 相关系数	0.930 8		0.849 5	
动作 2	均方根误差/mm	19.1	6.16	38.8	35.61
	相对误差	0.57	1.30	0.71	0.51
	Pearson 相关系数	0.794 7		0.996 5	
动作 3	均方根误差/mm	3.11	6.26	2.44	6.95
	相对误差	0.66	1.25	0.42	1.18
	Pearson 相关系数	0.989 9		0.947 2	

从前述分析看, 本研究中的两时间序列(K_t, F_t)为同源信号, 由不同设备采集得到, 在进行协整检验之前, 需首先对两个序列进行单位根检验, 最常用的检验方法为增强单位根(Augmented Dickey-fuller, ADF)检验。若 ADF 检验结果表明两序列都是 $d(d > 0)$ 阶单整的, 才可以继续进行协整关系判定。

对两个序列的原序列和一阶差分序列的单位根检验结果如表 3 所示。由表 3 可知, 3 组动作的 K_t 和 F_t 都是一阶单整序列, 所以可以进一步检验其协整性。首先用 OLS 方法对 K_t 和 F_t 进行静态回归, 并计算非均衡误差, 即有

表 3 ADF 单位根检验结果
Tab. 3 Test results of ADF unit root

序列	ADF 检验值			5%显著水平	判断结论	
	X	Y	X		Y	
动作 1	F_t	-1.48	-1.09	-1.94	非平稳	非平稳
	F_t 一阶差分	-19.60	-17.53	-1.94	平稳	平稳
	K_t	-0.96	0.07	-1.94	非平稳	非平稳
	K_t 一阶差分	-45.84	-55.35	-1.94	平稳	平稳
动作 2	F_t	-0.38	-0.24	-1.94	非平稳	非平稳
	F_t 一阶差分	-54.29	-36.67	-1.94	平稳	平稳
	K_t	-0.02	-0.20	-1.94	非平稳	非平稳
	K_t 一阶差分	-44.89	-47.44	-1.94	平稳	平稳
动作 3	F_t	0.80	0.80	-1.94	非平稳	非平稳
	F_t 一阶差分	-55.46	-56.53	-1.94	平稳	平稳
	K_t	1.39	0.80	-1.94	非平稳	非平稳
	K_t 一阶差分	-26.32	-28.35	-1.94	平稳	平稳

$$\hat{K}_i = aF_i + b \tag{8}$$

$$\hat{\mu}_i = K_i - \hat{K}_i \tag{9}$$

其中系数 a, b 的对应参数值可由 OLS 估计获得,具体结果如表 4 所示。图 7 为动作 3 在 Y 方向利用 OLS 拟合后的结果。使用 ADF 检验残差序列 μ_i ,结果如表 5 所示。图 8 为动作 3 在 Y 方向的残差序列。从结果可以看出,动作 2 在 X 方向的残差序列非平稳,即认为此处的 K_i 和 F_i 不具有协整关系,其他序列的判断结论均为平稳,即认为 K_i 和 F_i 具有协整关系。

表 4 利用 OLS 估计所得参数

Tab. 4 Parameters obtained from OLS

序列	X		Y	
	a	b	a	b
动作 1	0.855 3	-17.355 9	0.992 1	26.934 1
动作 2	1.384 2	-1.652 8	1.516 3	1.058 1
动作 3	2.254 8	-1.305 2	1.886 8	-1.305 8

表 5 残差序列 ADF 检验结果

Tab. 5 ADF test results of residual series

序列	ADF 检验值		5% 显著水平	P 值		判断结论	
	X	Y		X	Y	X	Y
动作 1	-2.39	-2.19	-1.94	0.016 5	0.027 5	平稳	平稳
动作 2	-1.44	-2.65	-1.94	0.139 4	0.008 3	非平稳	平稳
动作 3	-4.91	-3.28	-1.94	0.001 0	0.001 1	平稳	平稳

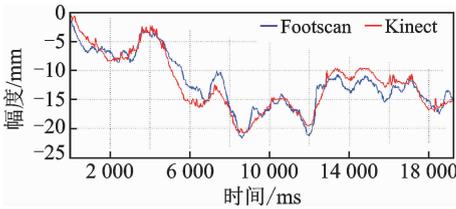


图 7 动作 3-Y 方向拟合后的效果

Fig. 7 Effect of action 3-Y direction fitting

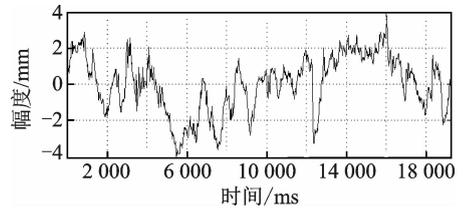


图 8 动作 3-Y 方向的残差

Fig. 8 Residual error in action 3-Y direction

如表 4, 5 所示,当动作幅度减小时,参数 a 增大,到动作 3 的静止动作时, K_i 约为 F_i 的 2 倍,造成这种现象的原因可能是 Kinect 对肢体末端(如手、脚跟和脚踝等)的识别精确度较低,在静止状态下,肢体末端关节的识别误差被凸显了出来。可见,目前利用 Kinect 的乘系数法合成重心的方法更适合较大动作幅度时的重心轨迹测量。

4 结束语

本研究利用 Kinect 提供的关节位置信息通过乘系数法合成人体重心,并与 Footscan 平板压力测试系统提供的压力重心进行比较,发现该方法测量人体重心具有相似的结果,尤其在幅度较大的运动测量中,相对误差更小。在传统的乘系数法中,各方向的系数相同,并且 X 和 Y 方向的系数相差不大,由此认为仍可以使用该系数计算竖直方向的重心位置。

本文中使用的乘系数法作为一种计算量更小、更实时的重心计算方法,由于需要采用特定的人体模型降低了重心计算的精确性,同时由于 Kinect 自身以及硬件系统的局限性使人体部分关节位置在某些情况下出现较大的误差,从而进一步影响了乘系数法的性能。下一步拟充分利用 Kinect 提供的 25 个关节点数据得出更个性化、更准确的系数。

参考文献:

[1] Tan M, Nitz J, Boughen J, et al. Centre of gravity position in bipedal steady-stance is associated with performance of timed up and go but not functional reach[J]. *Physiotherapy*, 2015, 101(1):e1485-e1485.

[2] Boughen, J, Nitz J, Johnston V. Centre of gravity: Relevance of behaviour and location in bipedal stance in older adults[J]. *Physical Therapy Reviews*, 2017, 22(3):1-11.

- [3] Crabolu M, Pani D, Raffo L, et al. Estimation of the center of rotation using wearable magneto-inertial sensors[J]. *Journal of Biomechanics*, 2016, 49(16):3928.
- [4] 车保仁. 图象分析计算人体总重心的方法探讨[J]. *山东体育科技*, 1985(2):40-47.
Che Baoren. Study on the method of calculating the total center of gravity of human body by image analysis[J]. *Shandong Sport Science and Technology*, 1985(2):40-47.
- [5] 袁庆成. 计算身体重心的力矩合成法[J]. *冰雪运动*, 1981(12):72-74.
Yuan Qingcheng. Torque synthesis for calculating the body's center of gravity[J]. *China Winter Sports*, 1981(12):72-74.
- [6] 吴延禧. “乘系数法”人体重心计算公式[J]. *体育科技资料*, 1980(18):41-42.
Wu Yanxi. "Multiply coefficient method" human body center of gravity calculation formula[J]. *China Sport Science and Technology*, 1980(18):41-42.
- [7] 向泽锐, 支锦亦, 徐伯初, 等. 运动捕捉技术及其应用研究综述[J]. *计算机应用研究*, 2013(8):2241-2245.
Xiang Zerui, Zhi Jinyi, Xu Bochu, et al. Survey on motion capture technique and its applications[J]. *Application Research of Computers*, 2013(8):2241-2245.
- [8] Xiao J Z, Yang Z F, Wang H R, et al. Detection method of human three-dimensional body center of gravity based on inclinometer network[J]. *Sensors & Materials*, 2017, 29(7):1081-1087.
- [9] Corazza S, Andriacchi T P. Posturographic analysis through markerless motion capture without ground reaction forces measurement. [J]. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42(3):370-374.
- [10] Saeedkondori M. Estimation of the center of gravity of the human body using image processing[D]. USA: California State University, 2016.
- [11] Goude K, Pratt E, Davenport C, et al. Investigating the use of lower body and trunk kinematic data to calculate a clinically useful measure of centre of mass during gait[J]. *Gait & Posture*, 2014, 39:S103.
- [12] 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(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(6):752-756.
- [13] Yang Y, Pu F, Li Y, et al. Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2014, 14(5):1633-1638.
- [14] Hasan S S, Robin D W, Szurkus D C, et al. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods[J]. *Gait & Posture*, 1996, 4(1):1-10.
- [15] Microsoft. Kinect hardware[EB/OL]. <https://developer.microsoft.com/en-us/windows/kinect/hardware>, 2016-05-31.
- [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.

作者简介:



王蔚 (1966-), 通信作者, 女, 博士, 教授, 研究方向: 智能信息处理、生物信息挖掘, E-mail: wangwei5@njnu.edu.cn.



冯亚琴 (1994-), 女, 硕士研究生, 研究方向: 机器学习、教育测量。



杨再兴 (1990-), 男, 硕士, 研究方向: 机器学习、教育测量。



王晓燕 (1992-), 女, 硕士, 研究方向: 教育计算、教育测量。

(编辑: 王静)