

· 康复工程 ·

Kinect在肢残者运动姿态识别中的应用及有效性研究*

付艳¹ 余进轩¹ 刘世平^{1,2} 汤贤¹ 李世其¹ 丁振¹

摘要

目的:比较Kinect是否能替代传统运动捕捉设备用于肢残者运动姿态研究。

方法:将30例受试者分成两组分别在Kinect与VICON运动捕捉系统下进行实验,并对各组数据进行预处理,利用皮尔逊系数相关法,验证两组受试者各个关节角之间的相关性,对各关节角相关性强度进行评定。

结果:关联性较高的数据为矢状面数据,髋、膝、背曲、腰部屈伸等关节V-K(VICON与Kinect)数据相关性最高($r > 0.7$)。假肢者的姿态识别中V-K相关性系数低于健体者($r_2 < r_1$)。假肢者的髋、膝、背曲等关节相关性系数差异不大,健体者与假肢者的肘关节数据相关性系数差异性较大。

结论:Kinect替代VICON需从采集的关节角的映射面、任务及被试者三方面考虑,在人体矢状面、任务过程中有较少自遮挡关节点、被试者能够自由完成规定任务动作情况下,Kinect可以作为有效替代工具研究人体姿态识别。

关键词 Kinect V2; VICON; 姿态; 静态; 动态

中图分类号: R743.3, R493 **文献标识码:** B **文章编号:** 1001-1242(2017)-02-0202-05

肢残者佩戴假肢后,在日常生活中仍然需完成各类复杂的运动及姿态。为了更好的实现智能假肢的控制与设计,制定出合理的面向假肢佩戴者的康复训练方案,我们需要进行运动姿态识别研究。运动姿态识别关键是研究残疾者的姿态^[1-2]。

传统动作识别主要有两种方法,一种是利用可穿戴传感器,可穿戴传感器具有精确直接的特点,但会对肢体运动造成束缚,给用户带来额外的负担,不利于一些动作识别的研究。第二种就是利用视觉捕捉技术^[3]。例如较精确的有VICON三维捕捉系统,通过对受试者贴上一些具有荧光的Mark点,就可以采集一些所需的数据,但多Mark点的情况下,容易出现丢点的情况,后期的处理数据需要通过一帧帧的补点来获取完成的数据,处理相当繁琐^[4]。

Kinect作为视觉捕捉设备,不仅能够较短时间内获取所需运动数据,而且动作识别的过程中不受设备的束缚,是一个潜在的可利用的动作识别工具。其有效性虽没有证明,但国内外学者已经对Kinect进行了二次开发。Gama AD等^[5]针对上肢的康复训练,通过检测肩部与肘部在人体冠平面内的夹角,纠正、指导患者的康复动作。Erazo等^[6]也针对手臂伸展及手部抓握能力康复的训练,建立了基于Kinect的运动捕获方法,为患者提供更好的体验和康复效果。但上述方法仅限于对上肢体的运动捕获进行研究,尚无涉及下肢及全身

的运动姿态识别。杨艺等^[7]实现了击掌、举手上伸、下垂合手、右腿划圈、左腿划圈等动作的采集,但动作的分析是通过后台的康复医师,采集数据的可靠性也无一个对比平台进行验证。

上述研究主要结合具体的对象和任务场景,围绕Kinect在运动姿态识别的可行性进行了研究,但Kinect相比传统设备,其采集的精度和有效性还有待于进一步的研究。利用精度非常高的商业化捕捉设备VICON来进行对比试验,根据皮尔逊相关系数法来说明Kinect在肢残者姿态运动识别应用的有效性。本文以膝下假肢者弯腰屈膝动作的识别为例,验证Kinect在全身姿态识别中的可替代性。

1 资料与方法

1.1 研究对象

30例受试者参与了这次实验(15例健体者、15例假肢佩戴者)。健体者(年龄:35~13岁,体重:65±3kg,身高173±5cm)与假肢佩戴者(年龄:32±6岁,体重:68±5kg,身高171±2cm)其他并无显著性差异。实验者身穿紧身短裤,上身需要允许放置反光标点,以便能够在VICON系统的摄像头下对实验者的Mark点进行捕捉。实验均得到受试人员同意。

1.2 方法

实验分周期进行并且受试者需要完成两种不同提物方

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.02.016

*基金项目:国家自然科学基金项目(71301057);上海航天科技创新基金项目(SAST201409)

1 华中科技大学机械科学与工程学院,武汉,430074; 2 通讯作者
作者简介:付艳,女,博士,讲师; 收稿日期:2016-01-18

式(弯腰,屈膝)实验。实验还需分别提物0N、30N和60N。Kinect和VICON捕捉系统分别对两种模式的提物(动态及静态)的运动及姿态进行采集。每个实验者完成15组提物任务(见表1),每组提物任务重复采样3次。在做实验之前,按如下图1所示在实验者身上贴上满足测量的Mark点。而Kinect系统直接获取人体骨骼关节点,如下图2所示。

实验任务开始,受试者被要求尽可能保持身体挺直,双脚平放在地上,两脚间距10cm。实验场景布置如下图3所示。

表1 姿态识别提物方式表

提物重量	动态提物方式			静态提物方式	
	弯腰	屈膝	自由	弯腰(踝、膝、腰)	屈膝(踝、膝、腰)
0N	S1	S4	S7	S10	S13
30N	S2	S5	S8	S11	S14
60N	S3	S6	S9	S12	S15

图1 VICON运动学参数采集点示意图

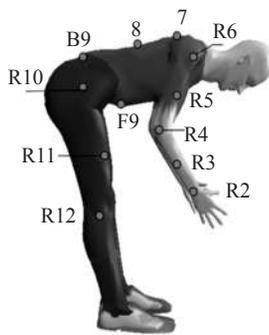
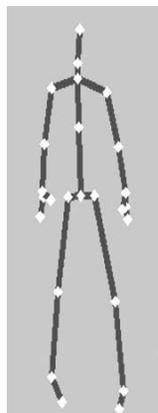


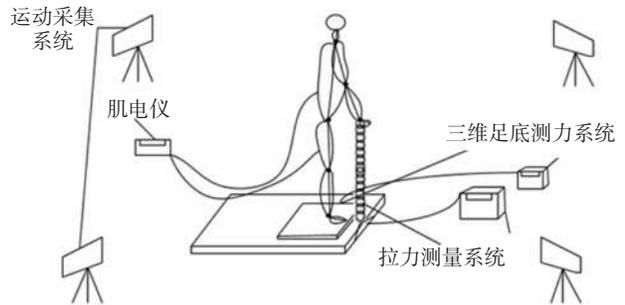
图2 Kinect骨骼关节点图



1.3 数据处理

1.3.1 Kinect数据处理: Kinect在vs2010下调用官方SDK提供API函数,调取骨骼数据流,获得识别的各关节点三维骨骼信息,将每帧骨骼数据存储起来。Kinect采集的是自身识别的骨骼平面的关节坐标信息。通过空间向量法,得到在不

图3 试验场景布置图



同解剖平面的关节角^[8-10]。关节角求取的计算公式为:

$$\cos\alpha = \frac{\vec{x} \cdot \vec{y}}{|\vec{x}| \cdot |\vec{y}|} \quad (1)$$

\vec{x} 、 \vec{y} 为躯干夹角所在相邻关节的两个空间向量。Kinect骨骼关节会出现抖动情况,得到的有效数据如果存在缺失或者异常时,利用线性插值补数据,获得与VICON系统相当的数据。

$$p(x) = f(x_0) + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0}(x - x_0) \quad (2)$$

对于异常值可以利用常用的几种数据滤波方法来处理,本文采用了滑动平均滤波算法,可以得到较好效果数据。沿全长的N个数据,不断逐个滑动地取m个相邻数据作加权来表示平滑数据。

$$f_k = y_k = \sum_{i=q}^p w_i y_{k+i} \quad (3)$$

其中 w_i 为权系数, p 、 q 为小于 m 的任一正整数, $k=q+1, q+2, \dots, N-p$ 。

采用五点滑动平均滤波算法:由于数据帧数的不同,应用线性插值对其进行归一化处理,将动作时间视为整体1。获得与VICON数量相当的数据。

1.3.2 VICON的数据处理: VICON采集的为所贴Mark的运动信息数据。这样标记的坐标和关节角数据同时被Kinect骨骼追踪算法和VICON三维系统记录保存,VICON以100Hz的频率在坐标系标定之后获取实验者所贴具有荧光标志的Mark点坐标。VICON需先在Nexus系统上创建人体躯干各部分,利用标记的Mark点进行人体建模,大量的工作主要是在Nexus系统对每一帧所缺失的Mark点进行补点(软件上操作),这样才能得到有效完整的数据。进行补点以后得到的数据依然是VICON系统下的三维坐标数据,同样需采用上述空间向量法对其计算处理,获得人体各空间关节角度。

1.3.3 数据相关性分析: 通过皮尔逊相关性进行可靠性数据分析,将在Kinect和VICON所获得的数据结果进行比较,得出这两种系统采集数据的相关程度。皮尔逊r值强度等级

划分如下:

极强相关(0.8—1.0),强相关(0.6—0.8),中等程度相关(0.4—0.6),弱相关(0.2—0.4),无相关(0.0—0.2)^[11-13]。r的计算公式为:

$$r = \frac{\sum (X - \bar{X})(Y - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (4)$$

其中, X、Y、 \bar{X} 、 \bar{Y} 分别表示 Kinect 所测躯干关节角样本数据、VICON 所测躯干关节角样本数据,以及各自的样本均值。

2 结果

选取所有参与者所测关节角的均值皮尔逊系数进行分析(健体者组 \bar{r}_1 , 假肢者组 \bar{r}_2), 相关性分析见表 2。

不仅对实际数据的相关性进行评判, 还可从图 4—7 观测出数据相关性程度。通过后期的数据处理, 我们可以查看一些不同状态下提物时关节角度随时间的变化图, 肘、膝关

节的角度变化比较能反映弯腰屈膝提物的姿态变化。下图所示分别为健体者与假肢者在 Kinect 系统与 VICON 系统中相关性较高与相关性较低的对比图。

图 4 为健体者组弯腰不屈膝右肘矢状面关节角数据, 是健体者组相关性较差的数据。由于在弯腰过程中, 出现遮挡情况, 手臂关节点出现抖动, 造成较大误差, 相对于屈膝不弯腰状态下, 屈膝不弯腰肘关节数据优于弯腰不屈膝时的关节数据。图 5 为健体者组数据相关性较高的屈膝不弯腰膝关节数据, 屈膝不弯腰时膝关节在 Kinect 与 VICON 系统下均不会出现遮挡情况, 数据相关性较高。图 6 假肢者组弯腰不屈膝下的肘关节数据, 是假肢者组相关性较差的数据。一方面因为出现遮挡情况, 另一方面肢残者在做实验时, 自身身体机能限制, 不能做出标准动作, 平衡性较差。图 7 为肢残者膝关节数据, 是假肢者组相关性较好数据。无论屈膝不弯腰还是弯腰不屈膝提物, 不会出现遮挡情况, 所以膝关节数据相关性均较高。

图 4 健体者右肘关节角度变化图

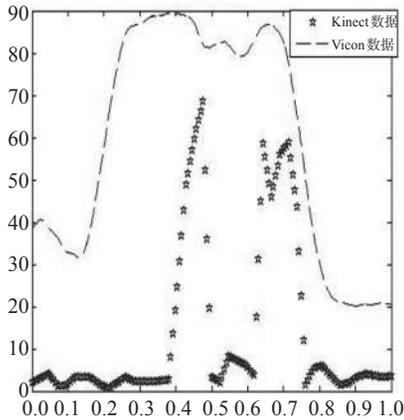


图 5 健体者左膝关节角度变化图

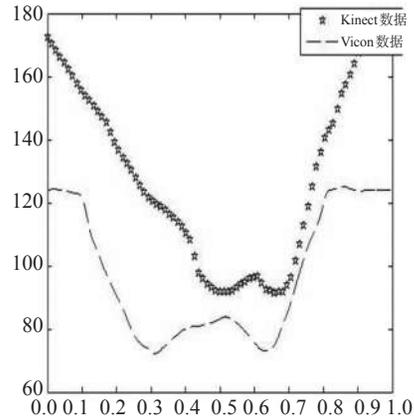


图 6 假肢者左肘关节角度变化图

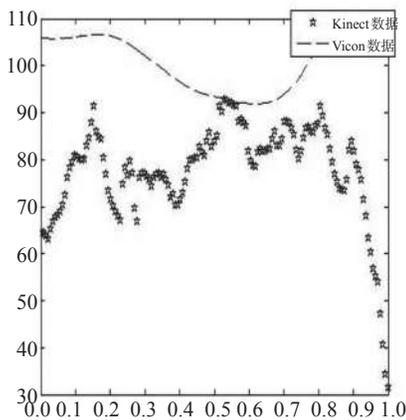


图 7 假肢者右膝关节角度变化图

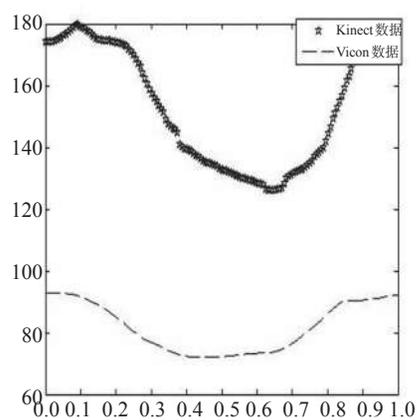


表2 Kinect与VICON相关性分析表

关节角	提物方式及负载											
	屈膝不弯腰0N		屈膝不弯腰30N		屈膝不弯腰60N		弯腰不屈膝0N		弯腰不屈膝30N		弯腰不屈膝60N	
	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2	r_1	r_2
左肩冠状面	0.54	0.46	0.52	0.47	0.52	0.43	0.43	0.39	0.42	0.40	0.46	0.43
左肩矢状面	0.63	0.58	0.68	0.54	0.60	0.56	0.57	0.49	0.60	0.46	0.58	0.50
左肘冠状面	0.62	0.51	0.64	0.51	0.67	0.52	0.55	0.45	0.50	0.47	0.59	0.43
左肘矢状面	0.66	0.53	0.66	0.60	0.68	0.52	0.62	0.53	0.64	0.53	0.62	0.44
左髋冠状面	0.70	0.64	0.69	0.65	0.65	0.62	0.62	0.64	0.65	0.61	0.66	0.62
左髋矢状面	0.77	0.70	0.78	0.71	0.76	0.75	0.71	0.70	0.74	0.72	0.75	0.75
左膝冠状面	0.66	0.62	0.67	0.62	0.65	0.59	0.66	0.62	0.68	0.63	0.62	0.62
左膝矢状面	0.85	0.79	0.84	0.77	0.87	0.80	0.82	0.79	0.82	0.81	0.86	0.80
右肩冠状面	0.55	0.45	0.54	0.48	0.58	0.47	0.46	0.40	0.42	0.45	0.43	0.41
右肩矢状面	0.64	0.60	0.67	0.52	0.61	0.59	0.58	0.50	0.64	0.52	0.58	0.51
右肘冠状面	0.61	0.59	0.65	0.59	0.64	0.57	0.58	0.47	0.52	0.47	0.58	0.48
右肘矢状面	0.68	0.63	0.67	0.65	0.70	0.63	0.64	0.63	0.63	0.62	0.64	0.63
右髋冠状面	0.72	0.65	0.68	0.67	0.66	0.60	0.63	0.65	0.65	0.64	0.67	0.65
右髋矢状面	0.74	0.71	0.79	0.73	0.77	0.76	0.73	0.72	0.73	0.72	0.76	0.74
右膝冠状面	0.70	0.64	0.69	0.65	0.66	0.62	0.69	0.64	0.69	0.65	0.63	0.64
右膝矢状面	0.83	0.84	0.85	0.79	0.87	0.84	0.84	0.81	0.83	0.81	0.87	0.82
背曲矢状面	0.77	0.75	0.78	0.75	0.76	0.75	0.77	0.78	0.74	0.73	0.75	0.75
腰曲矢状面	0.74	0.72	0.75	0.71	0.77	0.75	0.76	0.70	0.77	0.74	0.74	0.76

3 讨论

从表2可以看出关联性较高的数据为矢状面数据,髋、膝、背曲、腰部屈伸等关节VICON与Kinect数据相关性最高,关节数据在冠状面的投影会存在遮挡现象。健体者的姿势识别过程中,所得V-K相关性系数较高,这是因为健体者运动的连贯性较好,能够调整到最佳位置。假肢者的姿态识别中,由于受到身体机能方面的限制,并且假肢的佩戴,会使部分Mark点的位置发生变化,所以V-K相关性系数低于健体者。健体者与假肢者的髋、膝、背曲等关节相关性系数差异不大,原因在于在VICON与Kinect系统中,这些关节不会出现遮挡等情况。肘关节在屈膝弯腰的过程中会出现遮挡及抖动等情况,所以健体者与假肢者的肘关节数据相关性系数差异性较大些。

任务的不同,V-K相关性系数也不同,屈膝不弯腰下的膝关节、髋关节相关性系数高于弯腰不屈膝下的相关性系数,屈膝不弯腰向下运动的过程中,背部不会遮挡膝、髋关节点,而弯腰不屈膝时,弯腰的过程中会对膝、髋关节有影响。从表中可以看出提重的不同对V-K相关性系数影响不大,提重在可承受范围内并不会使关节点产生“移位”,在两个运动捕捉系统下均可采样到稳定数据。

VICON系统和Kinect系统关节角所参照的关节点所处的位置不一样,VICON参照的是贴在人体表面的Mark点所构成的关节角,而Kinect参照的是自身SDK所提供的骨骼空间关节点构成的关节角。所以会存在起始关节角度不一样,但关节角度的变化趋势一致。

从上述提物方式、映射面的关节角的两个系统采集数据的差异性,我们可以进一步分析两个系统的优劣势。各个系

统的一些不足之处也普遍存在,比例偏差同样出现在Kinect有效性评价中,在所有动态提物与静态提物中存在,随着振幅的增加,测量误差也会被放大。在所有的实验者从Kinect和VICON系统所获得的数据比较来看,Kinect精度低些。但是都是在极强相关与强相关的范围内。

在肘的测量下,Kinect是更优于VICON系统的,VICON系统中在运动过程中是容易丢点的,并且出现遮挡的情况,后续的数据处理也更加的繁琐,需要仔细检查每一帧的Mark点。而Kinect V2识别的关节点为25个,也意味着,某些关节数据可能无法测得,而VICON系统,只需贴上Mark点便可测得数据。在皮尔逊r值评价中,关节角数据都是在极强相关(0.8—1.0)和强相关(0.6—0.8)范围内的。说明Kinect可以作为一个有效的替代工具对姿态识别进行研究。

经典数据对比方法是将两种系统通过皮尔逊相关系数和标准回归Bland-Altman plots进行可靠性数据分析^[14-15]。最后得出的结论是,单肢实验数据接近或超过阈值,为优秀的评价($r=0.70-0.80$)^[16]。相比之下双肢实验仅为一般的评价($r=0.44-0.47$),这些差异可能是在实验中限制了标记点的运动范围。盆骨和胸骨前后面数据存在差异,在单肢平衡实验时,VICON更优于Kinect。相对于本实验来说,人体所贴Mark点过多,在弯腰提物过程中势必会出现遮挡情况,相关性必然存在差异性。

尽管在研究中没有将所有的关节角数据进行直接的对比,在先前的提物实验中,Kinect SDK都能够提供较高的r值。这一发现有许多潜在的原因,首先在本研究中的受试者有较少的范围摆动,并且同先前的研究比较来说,也有较少的关节角变化(VICON系统能够提供更多的关节角数据)。

在本实验中,仅仅做的是屈膝弯腰提物姿态识别,没有进一步的分析增加任务的难度与数据相关性之间的影响。以及试验中增大摆动性是否提高 Kinect 的数据有效性,这些都还需要进一步的研究。

其次,Kinect数据与VICON在某些环境变化的情况,数据是否发生变化,也未能进行研究,这两个设备都会受到光照的影响,这些都是需要进行对比的。

最后,从Microsoft SDK输出的数据使用的是人工智能算法,终端的用户具有有限的控制权。微软为了提高游戏体验感,提高了骨骼追踪的稳定性,其SDK更新可能会导致在某些平面的运动灵敏度降低。

4 结论

综上所述,肢残者的运动姿态识别是康复训练方案制定及训练效果评价的基本前提。本文针对传统运动姿态识别系统中的穿戴式设备和视觉捕捉设备的一些不足之处,提出基于 Kinect V2 的运动识别方法,用以肢残者弯腰屈膝提物状态下的姿态识别。本文以提物动作姿态识别为例,通过健体者组与假肢者组的对比试验,发现,两种设备在躯干角度数据采集的相关性较好,意味着 Kinect 可以作为一种简便容易的工具具有较好的替代性。

Kinect 替代 VICON 需从采集的关节角的映射面、任务及被试者三方面考虑,在人体矢状面、任务过程中有较少自遮挡关节、被试者能够自由完成规定任务动作情况下, Kinect 可以作为有效替代工具研究人体姿态识别。

尽管在实验中, Kinect 与 VICON 系统的数据揭示了强相关性,在许多实验的测量结果中,固定偏差是明显的,这就意味着这两个系统设备并不能匹配所有的运动等级,这是由设备硬性条件所决定的,需要进一步多变量的研究,以确定这个设备潜在的临床效用。

参考文献

[1] Galna B, Barry G, Jackson D, et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease[J]. Gait Posture, 2014, 39(4):1062—1068.
[2] 蔡俊.基于 Kinect 的上肢康复训练系统的研究[D].广州:广东工业大学,2015.1—3.

[3] Clark RA, Pua YH, Bryant AL, et al. Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining[J]. Gait Posture, 2013, 38(4):1064—1066.
[4] 孟明,杨方波,罗志增.基于深度图像的人体关节定位与步态分析[J].华中科技大学学报,2015,43(10):359—361.
[5] Gama AD, Chaves T, Figueiredo L, et al. Guidance and movement correction based on therapeutics movements for motor rehabilitation support systems[C]//Virtual and Augmented Reality (SVR), 2012 14th Symposium on. IEEE, 2012: 191—200.
[6] Erazo O, Pino J A, Pino R, et al. Magic mirror for neurorehabilitation of people with upper limb dysfunction using kinect[C]//System Sciences (HICSS), 2014 47th Hawaii International Conference on. IEEE, 2014: 2607—2615.
[7] 杨艺,许源,张俊杰,等.基于 Kinect 与虚拟现实的社区家庭康复系统的研制[J].微型电脑应用,2014,(3):32—34.
[8] Xiao Z, Mengyin F, Yi Y, et al. 3D human postures recognition using kinect[C]//Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC), 2012 4th International Conference on. IEEE, 2012, 1: 344—347.
[9] 裴岩明.基于 Kinect 的远程机械臂体感控制系统研究[D].大连:大连理工大学,2013.10—15.
[10] 邓瑞,周玲玲,应忍冬.基于 Kinect 深度信息的手势提取与识别研究[J].计算机应用研究,2013,30(4):1263—1265.
[11] 杨帆,冯翔,阮玲,等.基于皮尔逊相关系数法的水树枝与超低频介损的相关性研究[J].高压电器,2014,(6):004.
[12] 王涓,吴旭鸣,王爱凤.应用皮尔逊相关系数算法查找异常电能表用户[J].电力需求侧管理,2014,16(2):52—54.
[13] Williams S. Pearson's correlation coefficient.[J]. New Zealand Medical Journal, 2012, 109(6):377.
[14] Gustafson H, Siegmund G, Crompton P. Comparison of strain rosettes and digital image correlation for measuring vertebral body strain[J]. J Biomech Eng, 2016, 138(5): 4032799.
[15] 萨建,刘桂芬.定量测量结果的一致性评价及 Bland-Altman 法的应用[J].中国卫生统计,2011,28(4):409—411.
[16] Ludbrook J. Confidence in Altman-Bland plots: a critical review of the method of differences[J]. Clin Exp Pharmacol Physiol, 2010, 37(2):143—149.