

基于深度图像的关节活动度测量及其结果评价

王伟伟, 郭远其, 高卉, 李浩, 郑棠芬, 林林, 张怀苓
广东医学院信息工程学院, 广东 东莞 523808

【摘要】目的:使用微软的体感捕捉设备 Kinect 实现了一种新的关节角度测量方式。**方法:**设计了 Kinect 的数据波动性及精度评价实验方案,在可视范围内对测量误差的空间分布进行检测,并获得测量的最佳位置信息。设计人体关节角度测量对比实验,并在此基础上通过多项式拟合及函数变换获得修正函数。**结果:**实验最终测得 X 轴坐标范围为 0.007 7~0.405 4 m、Z 轴坐标范围为 2.175 7~2.580 3 m 的区域是 Kinect 的最佳测量位置(Kinect 自身坐标系)。关节点测量数据波动性在 X、Y、Z 轴方向上分别为 0.008、0.009 和 0.015 m。以右肘关节和左肩关节为例,最终测得关节角度平均偏差分别为 3.03°、2.90°。**结论:**新型 Kinect 关节角度测量方式与传统测量方式相比,测量结果无明显差异。测量方法能够有效排除主观干扰并满足实时测量要求。

【关键词】深度图像;骨骼跟踪;多项式拟合;三维测量;关节活动度

【中图分类号】R318.6;TP319

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2016)03-0262-08

Measuring joint range of motion and evaluating measured results based on depth images

WANG Wei-wei, GUO Yuan-qi, GAO Hui, LI Hao, ZHENG Tang-fen, LIN Lin, ZHANG Huai-ling
School of Information Engineering, Guangdong Medical College, Dongguan 523808, China

Abstract: Objective The somatosensory capture device Kinect of Microsoft is used to achieve a new measuring pattern for joint angles in the paper. **Methods** An experimental scheme for the evaluation of Kinect data volatility and accuracy was designed to detect the spatial distribution of measured error in the visual scope, obtaining the information of best measuring position. Meanwhile, a contrasting test for measuring the range of motion was designed. Based on the previous work, the modified function was obtained by polynomial fitting and transformation of function. **Results** The experiment showed the best measuring position was limited in the scope of X coordinate ranging of from 0.007 7 m to 0.405 4 m and Z coordinate ranging from 2.175 7 m to 2.580 3 m in Kinect's own coordinate system. The volatility of the measuring coordinate data was within 0.008 m, 0.009 m and 0.015 m in X, Y, Z coordinate directions, respectively. Taking the right elbow and left shoulder as the example, the final average deviations of measured joint angles were respectively 3.03° and 2.9°. **Conclusion** No obvious differences were found between the new Kinect measurement for joint angles and the traditional one. And the Kinect measurement can effectively eliminate subjective interferes and achieve the real-time measurement.

Key words: depth image; skeleton tracking; polynomial fitting; three-dimensional measurement; joint range of motion

前言

骨伤术后恢复骨与肌肉机能的一项重要措施就

是进行康复运动治疗,这也同样适用于当今各种劳损性疾病,如颈椎病和腰椎病的治疗,因此对康复运动的指导和训练成效的评价在治疗过程中显得尤为重要^[1]。然而医师与病人一对一或者一对多的指导,不但受到时间、地点和成本的限制,而且传统的测量手段例如通用量角器等会受到主观因素的影响。基于红外双目视觉的成像和运动跟踪系统的成本都较高且需要在人体表面设置标志点或放置追踪器。康复机器人技术能够辅助病人进行康复训练,取得的

【收稿日期】2015-10-28

【基金项目】东莞市科技计划项目(2012108102001)

【作者简介】王伟伟(1993-),男,研究方向:生物医学工程。E-mail: 1257873901@qq.com。

【通信作者】林林(1979-),男,博士,副教授,研究方向:生物医学工程和生物医学光学。E-mail:lynwindsent@163.com。

临床成果已证明其应用、推广的可行性^[2];基于计算机动态姿势描记图的平衡功能评定设备,则已获得美国医学会(AMA)的认可^[3]。但是开发一种操作简便、成本低廉并且适合各种场合的运动跟踪和评价系统仍然具有重要的应用价值。

微软研发的基于深度图像的空间定位设备 Kinect^[4],能进行人体运动捕捉,实现骨骼追踪,具有价格低廉、功能完善、使用方便的优点,可以用于康复训练的指导,术后运动恢复的智能评价。为了实现指导康复训练的目的,对人体关节定位和关节角度进行测量并保证达到较高的测量精度就显得尤为重要。本文以测量关节角度为目标进行了理论分析和实验验证,从而得出设备测量的精度及数据波动性参数以及最佳的测量区域,进一步获得了在最佳的测量区域内,关节角度测量结果的精度^[5]。

1 材料与方 法

1.1 材料

本研究所用 Kinect V1.0 设备:基座和感应器之间有 1 个电动马达,通过程序能够调整俯仰角度,在上面的感应器中有 1 个红外光源、1 个彩色摄像头、1 个红外摄像头和 4 个麦克风。这些感应器分别用来获取 RGB、深度数据和音频数据。彩色摄像头最大支持 1280×960 像素成像,红外摄像头最大支持 640×480 像素成像^[6]。Kinect 自身坐标系为以红外摄像头为原点,其光轴向外为 Z 轴正方向,当用户面对 Kinect 时,与其光轴垂直平面上向右水平方向为 X 轴正方向,向上为 Y 轴正方向。

1.2 方法

1.2.1 实验的设计思路及数据的提取 第一步:分析测量距离精度与数据波动性的实验设计。设备精度定义为实际数值与测量值的绝对误差,数据波动性为测量数据的均方根误差^[7]。实验设计图如图 1 所示,在 Kinect 可视范围内设定 46 个测量点如图中圆圈所示(圆圈内数字:十位为行号,个位为列号),各测量点间距离用毫米刻度尺标定并作为实际数据便于距离精度的计算,第一行测量点距离 Kinect 为 1.8 m。将人体模型(如图 2)放在各测量点位置,将 Kinect 置于不同仰角(-10°、-5°、0°、5°、10°)状态,记录 30 s 内所测得的骨骼数据流,并提取 20 个关节的坐标值作为测量数据,用于计算测量精度与数据波动性,找到最佳测量位置。

第二步:分析测量角度精度的试验设计。由实

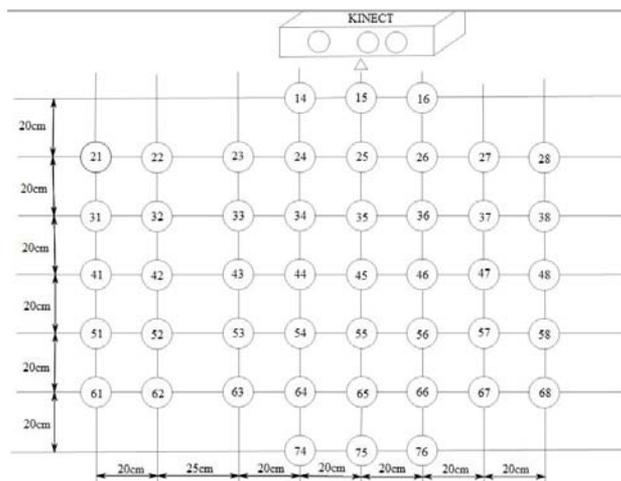


图1 实验设计平面图

Fig.1 Experimental design plane



图2 人体模型试验场景

Fig.2 Experimental scene of anthropometric dummy

验第一步可以得出测量距离数据较稳定,准确度较高的测量区域。为了保证关节活动角度测量结果的精确有效,重点选取右肘关节与左肩关节来讨论测量角度精度的问题。实验的具体步骤为:(1)将测量对象立于 Kinect 视野范围内,通过脊柱关节 X 轴与 Z 轴实时数据校准人的位置使其立于最优测量范围内,再利用左右腕 Z 轴实时数据校准人的偏置角度使其正对 Kinect 红外摄像头;(2)由于人体肘关节屈曲与肩关节外展的最大活动度分别为 0°~150°、0°~180°^[8],但在实验中发现当肩关节外展角度超过 160° 时,在此体位下设备识别数据波动性太大,所以将肩关节最大活动度定为 160°,右肘关节与左肩关节分别以 5° 为单位设置测量梯度为 0°、5°、...、145° 与 10°、15°、...、160°;(3)用医用量角器测量并确定每一个实验梯度将其作为实际角度值,保持人体不动,在 0° 仰

角下测量得到 30 s 内 20 个关节点坐标的原始数据,并在下文计算得出的肘关节与肩关节的活动角度值作为测量值,最后对测量值做出评价与修正。(4)用医用量角器多次测量固定角度的关节,计算获得数据的波动性,考察传统测量方式本身的测量偏差。

1.2.2 测量距离数据波动性的计算 由上文可知, Kinect 设备可由深度图像通过图像识别获得骨骼数据流,骨骼数据流中包含 20 个关节点实时的骨骼坐标值,所以对其测量距离数据波动性的研究可转化为对获取的坐标数据值数据波动性的研究。设 Kinect 获取的某一仰角某一关节 30 s 内获取的所有坐标信息分别为 (X_1, Y_1, Z_1) 、 (X_2, Y_2, Z_2) 、 (X_3, Y_3, Z_3) ... (X_n, Y_n, Z_n) ;以 X 轴为例,测量的平均值用 \bar{X} 表示,则 X 轴测量数据的标准差为:

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

以此标准差作为评价指标,反映测量数据波动性的大小。

1.2.3 测量距离精度的计算 根据上文所述将 46 个测量点间用毫米刻度尺标定的 77 段距离(非交叉 $a_1, a_2, a_3 \dots a_{77}$)作为实际距离值。使用从深度图像中获得的测量坐标数据,将原始数据先求平均,获得 1 个测量点上每个关节坐标的稳定值。然后在两个测量点计算对应关节点在空间中的距离变化,例如某关节点在一测量点的坐标为 (X_1, Y_1, Z_1) ,在相邻一测量点的坐标为 (X_2, Y_2, Z_2) ,则可通过空间坐标计算方式^[9]计算出两点间距离为 l 。设两测量点 A、B 这段时间 20 个关节点空间坐标,代表值分别为: (X_{1A}, Y_{1A}, Z_{1A}) 、 (X_{2A}, Y_{2A}, Z_{2A}) ... $(X_{20A}, Y_{20A}, Z_{20A})$ 和 (X_{1B}, Y_{1B}, Z_{1B}) 、 (X_{2B}, Y_{2B}, Z_{2B}) ... $(X_{20B}, Y_{20B}, Z_{20B})$ 。根据空间两点距离算法,得到 20 个关节点对应得出的两测量点之间距离 $l_1, l_2 \dots l_{20}$ 。对于第 i 段两测量点间的距离来说,测量数据相对于毫米精度卷尺标定的实际值的均方根误差为:

$$\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{20} (l_{in} - a_i)^2}{n}} \quad (2)$$

1.2.4 关节角度的计算 最能代表康复运动是否有效的指标为关节的屈曲和伸展角度,因此对测量角度精度的研究具有极其重要的意义。此次对测量角度精度的研究是保持测量位置在 Kinect 最佳测量范围内进行的,以肘关节屈曲和肩关节外展运动的关

节活动度^[10]为测量对象,通过 1.2.1 中的第二步实验方法,得到了 30 s 内 20 个关节点坐标的原始数据,通过一定运算可获得每个关节点的稳定坐标,具体算法在本文结果部分通过数据详细说明。以右肘关节为例说明算法,设肩关节、肘关节和腕关节的稳定空间坐标分别为 (X_1, Y_1, Z_1) 、 (X_2, Y_2, Z_2) 、 (X_3, Y_3, Z_3) 。下面具体说明角度的计算方法如下:

(1)肘关节的屈曲运动向量法:从肩指向肘的向量 $\vec{a} = (X_2 - X_1, Y_2 - Y_1, Z_2 - Z_1)$,从肘指向腕的向量 $\vec{b} = (X_3 - X_2, Y_3 - Y_2, Z_3 - Z_2)$ 。肘关节的屈曲角度为 α ,它的计算公式为:

$$\alpha = \arccos \left(\frac{\vec{a} \cdot \vec{b}}{|\vec{a}| |\vec{b}|} \right) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (3)$$

(2)肘关节的屈曲运动空间三角形法:用空间两点距离算法,肘到肩、肘到腕和肩到腕的距离分别为 l_1, l_2, l_3 , l_1 的计算方法如式(4),其余距离计算方法相似,肘关节的屈曲角度 α 如式(5)所示:

$$l_1 = \sqrt{(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2 + (Z_2 - Z_1)^2} \quad (4)$$

$$\alpha = 180^\circ - \arccos \left(\frac{l_1^2 + l_2^2 - l_3^2}{2 \times l_1 \times l_2} \right) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (5)$$

(3)肩关节的伸展运动向量法:以左肩为例,设肩关节、肘关节、肩中关节、脊柱关节的稳定空间坐标分别为 (X_1, Y_1, Z_1) 、 (X_2, Y_2, Z_2) 、 (X_3, Y_3, Z_3) 、 (X_4, Y_4, Z_4) ,肩中关节与脊柱关节并非人体自身关节,而是根据深度图像识别标定的位置,肩中关节在两肩之间,脊柱关节在脊柱中点附近,此两点坐标相对稳定,且直立时可连成一条竖直的线。设肩中关节指向脊柱关节的向量 $\vec{s}_1 = (X_4 - X_3, Y_4 - Y_3, Z_4 - Z_3)$,左肩指向左肘的向量 $\vec{s}_2 = (X_2 - X_1, Y_2 - Y_1, Z_2 - Z_1)$,左肩关节的伸展角度为 β ,其计算方法如式(6)所示:

$$\beta = \arccos \left(\frac{\vec{s}_1 \cdot \vec{s}_2}{|\vec{s}_1| |\vec{s}_2|} \right) \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (6)$$

1.2.5 测量角度值的获得及测量结果修正 关于测量角度,由上文给出的关节角度的计算方法,结合用 Kinect 在 0° 仰角下测量得到 30 s 内 20 个关节点坐标的原始数据,通过先计算原始坐标数据的稳定坐标,然后带入关节角度计算方法获得关节角度的方式得到最终测量值。实际中为了保证测量的实时性和使用实时数据的参考价值,采用先通过原始坐标数据求得实时关节角度数据,然后稳定实时关节角度数据

的方式来获得测量值。这两种方法从结果上来说说是等效的。以右肘为例,设某一测量梯度下实际角度为 δ ,通过由深度图像识别得到的实时坐标数据带入关节角度算法得到的测量角度为 $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3, \dots, \varepsilon_n$,则测量角度偏差 Δ 如下式(7)所示:

$$\Delta = \left| \delta - \frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \dots + \varepsilon_n}{n} \right| \quad (7)$$

由于一些不可避免的人为或机器本身引入的误差,如每一角度梯度下实际角度是人为使用医用量角器测量标定的,深度图像做图像识别提供的人体骨骼点坐标数据存在噪声,人体无法在30 s内保持绝对静止以及不同姿态下设备对人体骨骼点识别不一致等,上述测量角度偏差的计算包含各种因素引起的偏差。下面重点说明对所得数据所做的处理,以降低偏差和提高精度。仍以右肘为例,针对误差产生的原因,做如下改进:

第一步:检测代表实际值的角度标定的可靠性。让5个实验者按照相同的方法独立循环测量1个被测者右肘关节的屈曲角度,循环5次得出25个测量值,求平均得有效值为 $\bar{\omega}$ 。设这25个实际测量值分别为 $\bar{\omega}_1, \bar{\omega}_2, \bar{\omega}_3, \dots, \bar{\omega}_{25}$,则实际标定角度值平均偏差 Δ' 为式(8)所示,最大偏差 Δ'' 为式(9)所示,但由于最大误差可能是测量错误所造成的,所以不去过多讨论。

$$\Delta' = \frac{\sum_{i=1}^{25} |\omega_i - \bar{\omega}|}{25} \quad (8)$$

$$\Delta'' = \max(|\omega_i - \bar{\omega}|) \quad (i = 1, 2, \dots, 25) \quad (9)$$

第二步:利用人体模型设置阈值计算得到稳定数据所需数据量。通过上述测量距离数据波动性的求法已经可以得出,8个关节点在最优测试范围中三维坐标的标准差(可代表数据波动性),以此作为阈值。通过每次减少求均值所用数据帧数的方法,求得本测量角度试验中右肘与左肩关节角度计算所需坐标数据满足阈值需要的最少数据量(可按数据帧计数)。

第三步:按第二步得到的最少数据量截取30 s原始数据的前段并求得有效值。笔者通过对原始数据的分析得出,在30 s内人体关节角度有持续增大、持续减小、上下波动3种情况,对这3种情况截取原始数据前段可很好地控制人为因素引起的结果偏差,而第二步已经获得了合理的截取标准,对截取后的数据求平均可获得有效值。

第四步:修正不同姿态下设备对人体骨骼点识别不一致引起的偏差。对计算的关节角度数据进行分析,笔者发现其中存在有规律的偏差,并通过拟合曲线的方式找到这种规律性,从而求拟合曲线函数的反函数对关节角度数据进行修正,最终获得关节角度测量值。修正后的关节角度数据可大大减小测量角度偏差 Δ' ,可使测量值更加接近于真实值。

2 结果

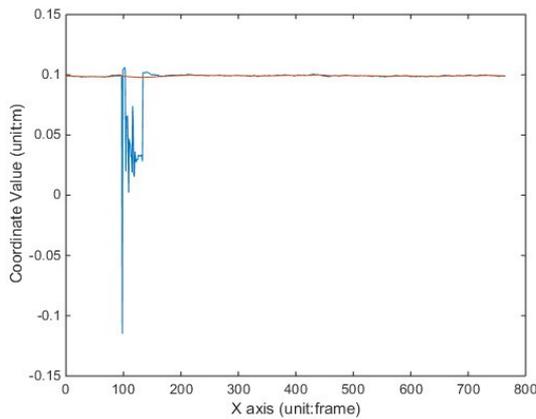
2.1 测量数据使用前的预处理

实验发现直接测量的数据中存在由于偶然出现的图像识别错误所引起两类误差:一类是幅度较大、时间较长的数据波动(第一类误差);另一类是幅度较小、时间很短的噪声波动(第二类误差)。这两类误差使本次实验的个别测量点产生较大概率性的数据波动,为提高之后的数据处理结果的精度和系统测量的实时性,笔者对此误差进行滤波平滑算法的抑制处理。对于含有第一类误差的数据,笔者使用基于FFT的低通滤波算法和5点3次平滑算法等常用算法,但滤波效果不佳。结合本次试验,通过统计原始数据来寻找这种误差出现的概率特性,笔者设计了针对此种图像识别抖动引起的专用滤波平滑算法,获得了较好的滤波效果。对于含有第二类误差的数据,笔者经过分析与尝试发现使用卡尔曼滤波算法^[12]较为理想。这两种滤波平滑算法先后使用对提升系统实时数据的准确真实性有明显作用,如图3所示,图3a体现了专用滤波平滑算法的作用,图3b体现了卡尔曼滤波算法估计状态最优值的效果。

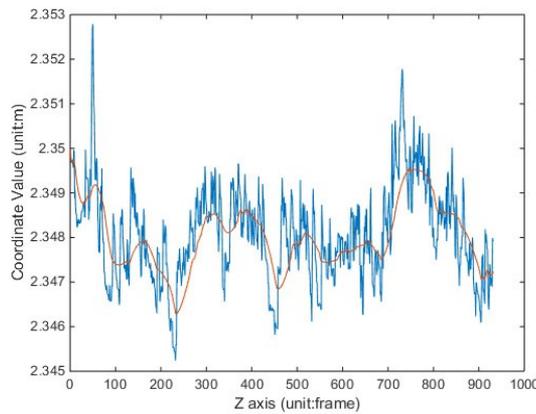
2.2 预处理后测量数据波动性的研究结果

以0°仰角下右肘关节测量的46个测量点X、Y、Z轴的标准差为例,画出其标准差空间分布见图4。由图4可知,右肘关节0°仰角下Y轴Kinect测量的数据波动性最小,Z轴的波动性最大。两侧及后部数据波动性较差,猜测最佳测量位置在视野中部附近。

笔者选取研究康复指导训练两侧肢体所需要的8个关节点(脊柱、肩中心、左肘、右肘、左肩、右肩、左腕、右腕)进行数据波动性进一步定量说明,目的是要将人体的训练及测量范围合理化,确定一个数据波动性在可以接受的范围内。以横向排列的测量点编号为X轴,每个关节的标准差(可代表数据波动性)为Y轴,画出8个关节点的数据波动性分布折线图如图5(a,b,c)所示;再以依次纵向排列的测量点编号为X轴,每个关节的标准差为Y轴,画出剔值后8个关



a: Effect diagram of special filtering smoothing algorithm



b: Effect diagram of kalman algorithm

图3 滤波平滑算法效果图

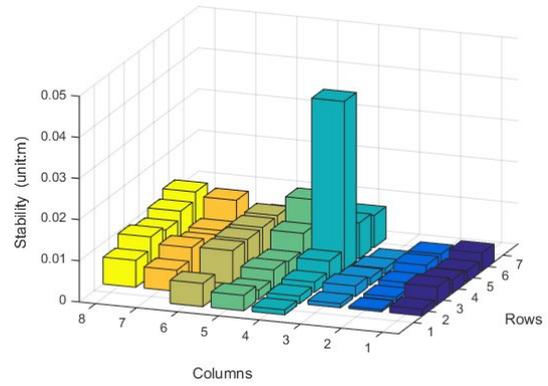
Fig.3 Effect diagrams of filtering smoothing algorithm

节点的数据波动性分布折线如图5(d,e,f)所示。

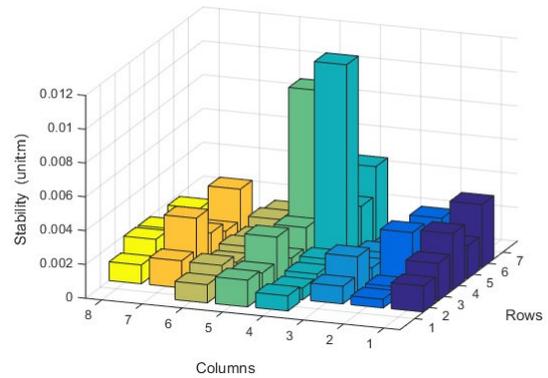
2.3 测量距离精度的研究结果

在 Kinect 仰角为 0° 的情况下可以画出均方根误差空间分布图,由图可知在 Kinect 0° 仰角下,中间测量点的精度优于边缘精度。为了更好地定量分析,以依次横向排列的两点非交叉间距(14~15、15~16、21~22...67~68、74~75、75~76段)为 X 轴,以均方根误差为 Y 轴,画出 Kinect 0° 仰角下两点横向距离精度直方图如图 6a 所示;又以依次纵向排列的两点非交叉间距(14~24、15~25、16~26...64~74、65~75、66~76段)为 X 轴,以均方根误差为 Y 轴,画出 Kinect 0° 仰角下两点横向距离精度直方图如图 6b 所示。

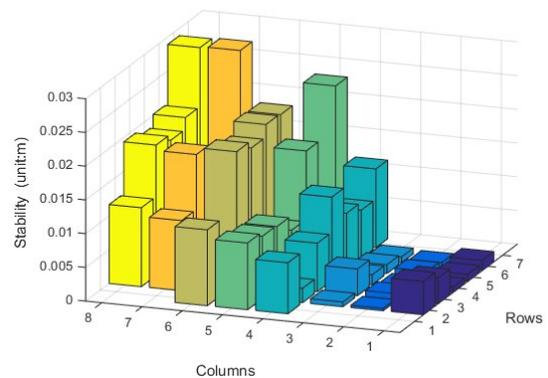
由图 6 可知,对于横向与纵向的测量范围来说,除了实验测量图中的最前、最后、最左和最右的边缘区域,其它位置测量精度可达到 0.05 m。为了更加直观地选取最佳测量区域,利于展开下文角度精度的研究,笔者绘出以距离测量精确度分布图 7,图中坐标 X、Z 为 Kinect 自身坐标系坐标,黑色点为实际数



a: Distribution diagram of X-axis data volatility



b: Distribution diagram of Y-axis data volatility



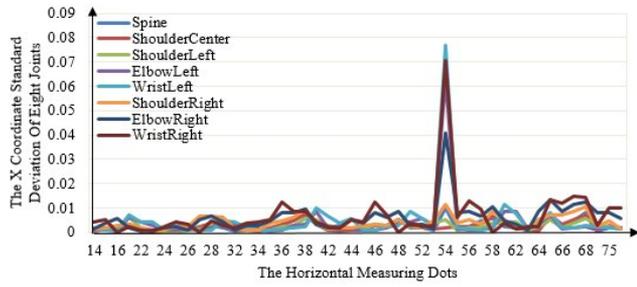
c: Distribution diagram of Z-axis data volatility

图4 Kinect 0° 仰角下右肘关节测量坐标数据波动性分布图

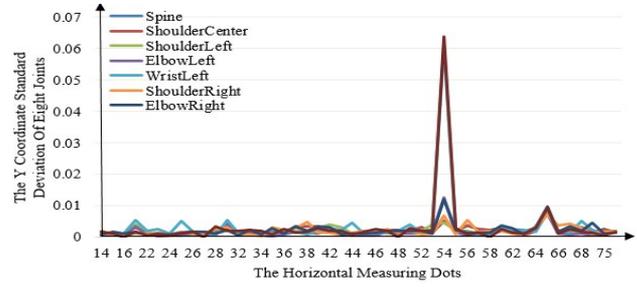
Fig.4 Distribution diagram of measured coordinate data volatility of right elbow at a Kinect elevation of 0°

据点,彩色为线性插值获得的数据,颜色不同代表值不同。

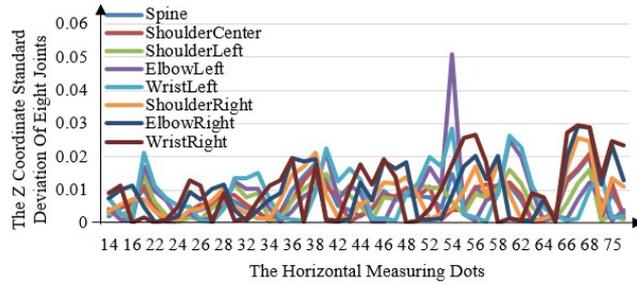
综合分析图 5~7 中测量数据波动性与精度,选取测量区域设置在分别以 34、44 测量点和 35、45 测量点所代表的区域作为较理想测量位置。每一测量点可代表的是以其为中心的 $0.2\text{ m} \times 0.2\text{ m}$ 矩形区域的情况,通过读取测量点的数据进行简单计算后可得到最佳测量区域的坐标范围、稳定性和精度。以较稳定的脊柱关节坐标为基准描述这个区域,此



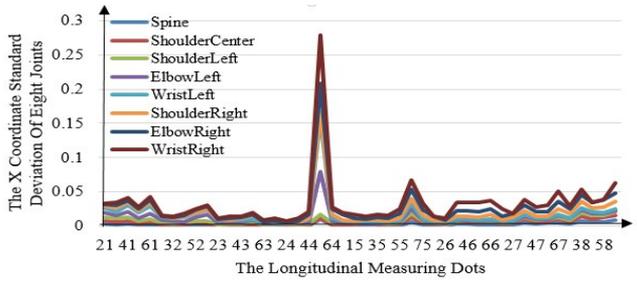
a: Horizontal arrangement of X-axis data volatility distribution line graph



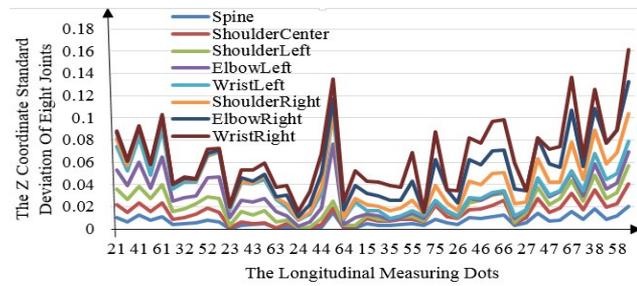
b: Horizontal arrangement of Y-axis data volatility distribution line graph



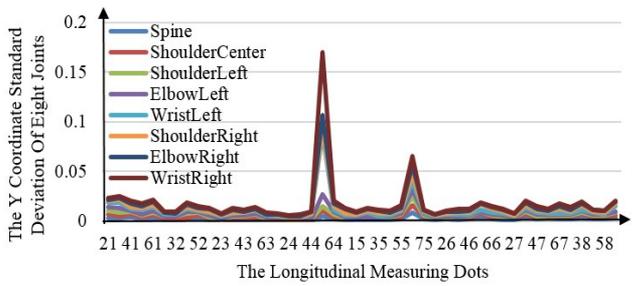
c: Horizontal arrangement of Z-axis data volatility distribution line graph



d: Vertical arrangement of X-axis data volatility distribution line graph



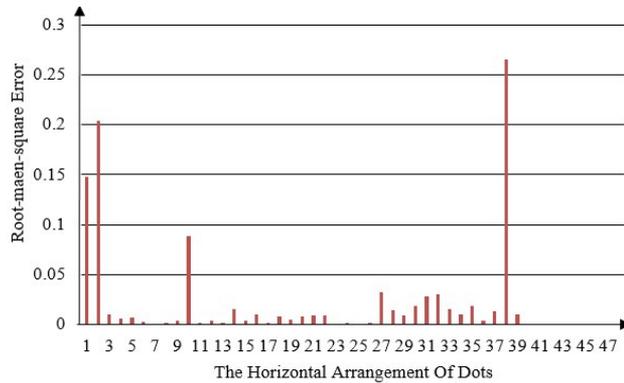
e: Vertical arrangement of Y-axis data volatility distribution line graph



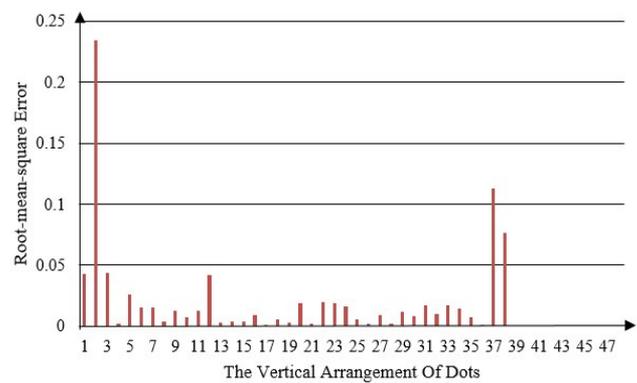
f: Vertical arrangement of Z-axis data volatility distribution line graph

图5 Kinect 0°仰角下8个关节点横向排列与剔值后纵向排列测量坐标数据波动性分布折线图

Fig.5 Spatial volatility distribution line graph of horizontal coordinate data of eight joints at a Kinect elevation of 0° and vertical coordinate data after eliminating values



a: Accuracy histogram of horizontal distance



b: Accuracy histogram of vertical distance

图6 Kinect 0°仰角下横、纵向排列距离精度直方图

Fig.6 Accuracy histogram of horizontal and vertical distance at a Kinect elevation of 0°

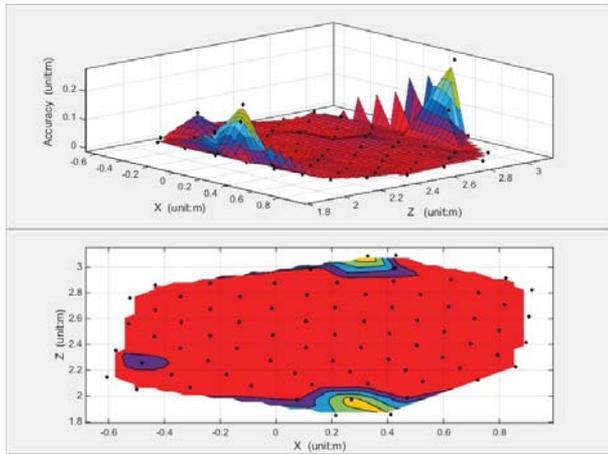


图7 Kinect距离测量精度直方图

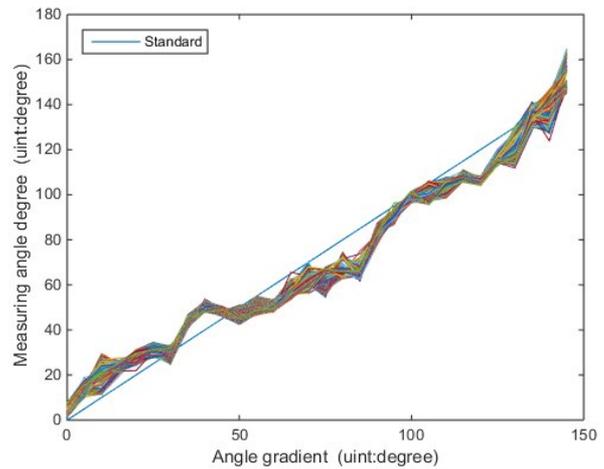
Fig.7 Kinect measuring accuracy histogram

区域是X轴坐标为0.007 7~0.405 4 m、Z轴坐标为2.175 7~2.580 3m的矩形区域,这8个关节点在此区域X轴的数据波动性小于0.004 9 m,Y轴的数据波动性小于0.002 8 m,Z轴的数据波动性小于0.012 4 m,测量精度为0.032 4 m。

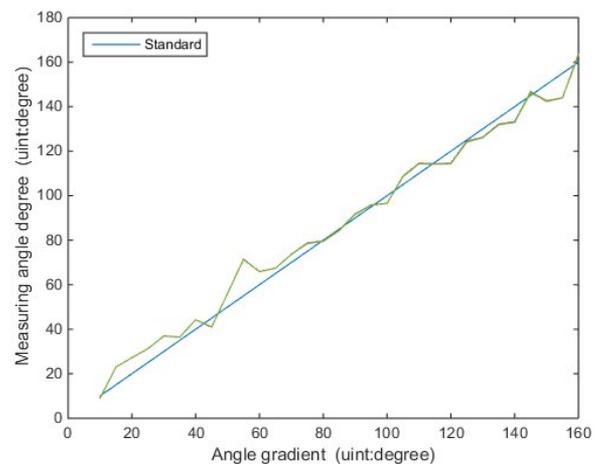
2.4 测量角度精度的研究结果

使用的8个关节点要保证X轴的数据波动性可达到0.004 9 m,Y轴的数据波动性可达到0.002 8 m,Z轴的数据波动性可达到0.012 4 m,最少需要参与计算的数据帧数为475帧,在实际计算中为留有一定余量,笔者使用480帧数据参与计算,也就是使用采集到数据的前480帧计算所得结果为最终测量值,这样可以降低数据波动的影响,减少人体运动因素的影响。笔者对这480帧数据以角度梯度为X轴,以每个梯度下Kinect测量的所有角度值为Y轴作出右肘(图8a)与左肩(图8b)关节实时活动角的折线图。图中蓝色的直线为标准线,即斜率为1的正比例函数直线。观察各个彩色实时测量角度曲线的分布情况来分析其角度数据的偏差,可以看出Kinect测得的实时角度值偏差较为严重,需要进一步分析与优化。下面对测量角度精度进行分析与优化:

(1)检测代表实际值的角度标定的可靠性的结果。对修正实验第一步取得的数据进行分析得到:右肘关节实际角度标定值平均偏差 $\Delta' = 2.012 8^\circ$,最大偏差 $\Delta'' = 4.56^\circ$;左肩关节平均偏差 $\Delta' = 2.704^\circ$,最大偏差 $\Delta'' = 6.6^\circ$ 。结果中重点关注两个关节点的平均偏差,可看出传统测量方法本身存在一定误差,由于实验是将单次传统法测量标定的角度梯度值直接作为实际值与Kinect测量值进行对比,数据中亦会受到



a: Line graph of measured right elbow angles



b: Line graph of measured left shoulder angles

图8 右肘与左肩所有测得角度数据折线图

Fig.8 Line graphs of measured angle data of right elbow and left shoulder

此误差的影响。可以推测Kinect的角度测量精度优于计算结果。

(2)修正偏差。求得每一角度梯度下的480个测量角度平均值。以左肩为例,画出以角度梯度为X轴,以每个梯度下Kinect测量的平均角度值为Y轴的曲线,如图9红色线所示。通过尝试,笔者发现采用三次多项式来进行函数拟合^[11],可得到较好的拟合效果,拟合后的曲线为:

$$y = ax^3 + bx^2 + cx + d \tag{10}$$

其中, $a=1.389\ 999\ 744\ 133\ 92e-05$, $b=-0.003\ 939\ 569\ 094\ 267\ 88$, $c=1.245\ 560\ 176\ 770\ 09$, $d=1.106\ 430\ 353\ 118\ 07$ 。

对拟合曲线函数求反函数可获得对测量角度的修正函数,使用修正函数对测量平均角度值进行修正得到修正后的测量值,如图9黄色线所示。以修正

后对应的角度梯度为X轴,以拟合测量角度值为Y轴获得修正后的折线图,如图9紫色线所示。

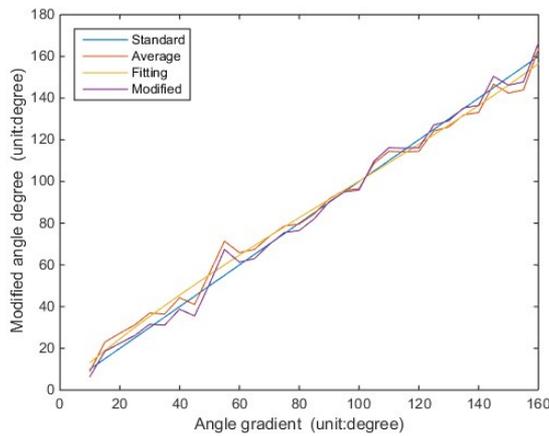


图9 左肩关节分步优化后所测角度数据折线图

Fig.9 Line graph of measured angle data of left shoulder after step-by-step majorization

经过多步优化措施,笔者得出左肩关节Kinect测量角度值的平均偏差为 -0.0068° ,最大偏差为 9.5050° 。可以看出,多步优化后测量角度的偏差减小且更加接近真实数据。同理可得右肘关节测量数据与实际角度的三次拟合函数系数为 $a=3.820\ 092\ 745\ 479\ 40e-05$, $b=-0.005\ 628\ 579\ 837\ 760\ 35$, $c=0.989\ 149\ 623\ 360\ 577$, $d=8.590\ 786\ 868\ 572\ 64$ 。修正后右肘关节Kinect测量角度值的平均偏差为 0.1015° ,最大偏差为 12.5915° 。对平均偏差与最大偏差相差较大的现象,笔者推测是由于人体无法保持绝对静止和传统测量方法的局限性造成的。图9中修正后的折线图在 $40^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 之间的数据是因为传统法测量数据出现较大幅度的偏离,从而在这里产生了测量结果偏差的最大值。

3 结论

本文利用深度图像和平面图像的坐标信息通过数学算法得到了人体距离与角度数据,并进行了测量精度与数据波动性误差分析的实验研究,最终得到了修正后的测量结果。与通用量角器测量的结果进行对比,没有发现明显差异。本文重点讨论了右肘关节和左肩关节,文中的结论可以推广到其它肢体关节,进一步的实验还可以测量颈部活动角度、脊柱活动角度、髋关节活动角度和膝关节活动角度等。通过分析实验数据表明,使用Kinect设备的测量和识别精度可以用于指导康复训练。在精度研究方面,由于实验条件的限制,无法进行更高精度的标定与测量结果修正,笔者认为在更高标定与修正的前提下,其测量精度将会更高。在测

量时间上,由于Kinect设备的测量和识别对环境和使用者的衣服较为敏感,对测量背景环境与使用者所穿衣服的改进可有效改善其测量时间与数据波动性方面的问题。

【参考文献】

- [1] LHUILLIER M, QUAN I. A quasi-dense approach to surface reconstruction from uncalibrated images [J]. IEEE Trans Pattern Anal, 2005, 27(3): 418-433.
- [2] PAOLO D, EUGENIO G. Robotic for medical application [J]. IEEE Robot Autom Mag, 1996, 3(3): 45-56.
- [3] WHITNEY S, MARCHETTI G, SCHADE A, et al. The relationship between falls history and computerized dynamic posturography in persons with balance and vestibular disorders [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87(3): 402-407.
- [4] KUEHN T. The Kinect sensor platform [J]. Adv Media Technol, 2011, 40(6): 2192-2198.
- [5] KHOSHELHAM K. Accuracy and resolution of Kinect depth data for indoor mapping applications [J]. Sensors, 2012, 12(2): 1437-1454.
- [6] 于涛. Kinect应用开发实战:用最自然的方式与机器对话[M]. 北京:机械工业出版社, 2012: 26-40.
- [7] 吴玮莹, 王豫. Kinect人体运动捕捉误差及其空间分布[J]. 北京生物医学工程, 2014, 33(4): 344-348.
- [8] 陆廷仁. 骨科康复学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2007: 56-62.
- [9] GALLO L, MINUTOLO A, PIETRO G. A user interface for VR-ready 3D medical imaging by off-the shelf input devices [J]. Comput Biol Med, 2010, 40(3): 350-358.
- [10] KANG J, SEO D, JUNG D. A study on the control method of 3-dimensional space application using Kinect system [J]. Int J Comput Sci Net Sec, 2011, 11(9): 55-59.
- [11] VIRKLER D, HILLBERRY B, COEL P. The statistical nature of fatigue crack propagation [J]. J Eng Mater-T ASME, 1979, 101(2): 148-153.
- [12] 徐树生, 林孝工, 李新飞, 等. 强跟踪自适应平方根容积卡尔曼滤波算法[J]. 电子学报, 2014, 42(12): 2394-2400.
- [13] 邓胡滨, 张磊, 吴颖, 等. 基于卡尔曼滤波算法的轨迹估计研究[J]. 传感器与微系统, 2012, 31(5): 4-7.
- [14] 李睿, 刘辛. 改进的卡尔曼滤波算法系统参数辨识仿真研究[J]. 计算机仿真, 2012, 29(3): 172-175.
- [15] 唐家德. 基于MATLAB的非线性曲线拟合[J]. 计算机与现代化, 2008(6): 15-19.