

文章编号: 1004-7220(2024)01-0157-07

# 基于人体关节点的三维重心计算与验证方法

丁皓<sup>1</sup>, 夏冬阳<sup>2</sup>, 丁思吉<sup>2</sup>, 盛诗梦<sup>2</sup>, 徐欣茹<sup>2</sup>, 尚昆<sup>1</sup>

(1. 上海健康医学院 医疗器械学院, 上海 201318; 2. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093)

**摘要:** **目的** 探究基于机器视觉确定人体重心空间位置的乘系数法和力矩合成法准确度。 **方法** 搭建力学测量平台, 分别设计静态和动态下人体三维重心测量方法, 计算重心空间坐标。通过实验, 分析乘系数法和力矩合成法的计算准确度。 **结果** 在静态实验下, 力矩合成法的计算结果在每个维度上都比乘系数法的准确度更高, 力矩合成法计算人体三维重心在 X、Y、Z 方向上的误差最低分别为 3.9%、4.1%、8.5%; 在动态实验下, 力矩合成法不论是在 X 或 Y 方向的平均误差和相对误差都比乘系数法要小, 采用动作分解法来分析 Z 轴重心高度方向, 力矩合成法最终呈现的效果更好。 **结论** 力矩合成法的三维重心计算准确度较高, 与力学测量平台的测量数据更接近。力矩合成法所计算出的三维重心基本可代替力学测量平台应用于后续进一步的研究。

**关键词:** 三维重心; 乘系数法; 力矩合成法; 力学测量平台

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.023

## Calculation and Verification Method of Three-Dimensional Center of Gravity Based on Human Joint Points

DING Hao<sup>1</sup>, XIA Dongyang<sup>2</sup>, DING Siji<sup>2</sup>, SHENG Shimeng<sup>2</sup>, XU Xinru<sup>2</sup>, SHANG Kun<sup>1</sup>

(1. School of Medical Instruments, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China; 2. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** **Objective** To explore the accuracy of the multiplication coefficient method and the moment synthesis method for determining the spatial position of the center of gravity (CoG) of the human body based on machine vision. **Methods** The mechanical measurement platform was built, and the three-dimensional (3D) human body CoG measurement method under static and dynamic conditions were designed to calculate the space coordinates of the CoG. Through experiments, the calculation accuracy of the multiplication coefficient and moment synthesis method were studied and analyzed. **Results** In the static experiments, the calculation results of the torque synthesis method were more accurate than those of the multiplication coefficient method for each dimension. The errors in the 3D CoG of the human body in the X, Y, and Z directions calculated using the torque synthesis method were 3.9%, 4.1%, and 8.5%, respectively. In the dynamic experiment, the average and relative errors of the torque synthesis method in the X or Y direction were lower than those of the multiplication-coefficient method. When the action decomposition method was used to analyze the height direction of the CoG along the Z axis, the final rendering effect of the torque synthesis method improved. **Conclusions** The accuracy of the 3D CoG calculated by the moment synthesis method was relatively high, and was closer to the measurement data of the mechanical measurement platform. The 3D CoG calculated using the moment synthesis method can replace the mechanical measurement platform and can be used in subsequent studies.

收稿日期: 2023-02-06; 修回日期: 2023-02-26

通信作者: 丁皓, 教授, 硕士生导师, E-mail: dingh@sumhs.edu.cn

**Key words:** three-dimensional (3D) center of gravity; multiplication coefficient method; torque synthesis; mechanical measuring platform

人体三维重心反映了运动过程中人体的姿态变化,重心的变化会影响人体运动状况,重心对于身体的平衡能力至关重要<sup>[1]</sup>。人体重心测量方法主要可以分为基于力学的人体重心测量方法和基于人体模型解析的重心研究方法。20世纪90年代,研究人员开始采用测力板来测量人体二维重心的位置,通过对作用在受力板表面的作用力分析,结合力矩平衡公式,初步计算出人体二维重心的位置<sup>[2]</sup>。测力平台大多数都只能从两个方向来测量人体重心,其优势在于设备组成较为简单,测量结果准确,但是装置体积大、携带困难,并且无法测量跑步、跳跃等运动状态下的人体重心,因而目前没有临床上广泛推广使用<sup>[3-4]</sup>。21世纪初,随着计算机视觉技术的发展,越来越多的研究人员开始采用相机通过对人体结构的分析来计算人体重心<sup>[5-6]</sup>。基于人体模型解析的重心研究方法把人体模型分为多个不同体段部位组成的多刚体模型,分别测出各个体段部位重心,然后依据力矩合成法求出人体重心总坐标,可用于测量复杂状态下的重心变化情况。但由于人体结构组成并不是真正的刚体模型,故测量准确度相对于测力台方法较低。本文研究乘系数法和力矩合成法这两种基于机器视觉和人体模型解析的三维重心计算方法基本原理,并搭建力学测量平台从力学的角度去精确测量人体三维重心,将乘系数法和力矩合成法所计算出的结果与力学测量平台进行对比分析,探究基于机器视觉的人体三维重心计算方法能否代替基于力学测量平台的人体三维重心测量方法应用于体育运动、医疗康复、步态分析以及跌倒检测等领域。后续围绕人体三维重心研究人体在不同运动状态下的重心高度、重心速度、加速度、偏移率等相关特征,从而最终实现跌倒检测的目标。本文认为,三维重心研究的主要意义是为后续跌倒检测的研究服务。

本文研究技术路线为:第1步,研究基于机器视觉的乘系数法和力矩合成法的基本原理;第2步,搭建力学测量平台,设计人体三维重心测量方法;第3步,通过静态和动态实验对比分析这两种方法的计算准确度。

## 1 乘系数法

乘系数法是直接通过 Kinect 相机获取的人体 25 个关节点简化后的 19 个人体关节[见图 1(a)]结合每个关节点的关节系数<sup>[7]</sup>来计算重心。乘系数法计算简单,计算速度快,但精确度较差,只能实现对人体三维重心的估计。

$$\begin{cases} X = \sum_{i=1}^{19} m_i x_i \\ Y = \sum_{i=1}^{19} m_i y_i \\ Z = \sum_{i=1}^{19} m_i z_i \end{cases} \quad (1)$$

式中:( $X, Y, Z$ )为人体三维重心总坐标;( $x_i, y_i, z_i$ )为 19 个关节点的三维坐标; $m_i$ 为每个关节点的关节系数。其中,脊柱肩和脊柱底关节系数占比最高,分别为 0.239 1 和 0.189 7。

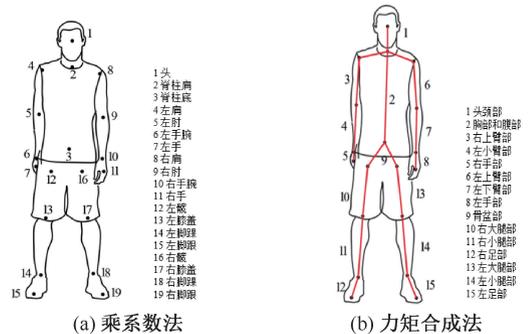


图 1 不同方法的人体分段示意图

**Fig. 1 Schematic diagram for different methods of human segmentation** (a) Multiplication coefficient method, (b) Torque synthesis

注:图 1(b)中,黑色点为人体关节点,红色线段为体段部位。

## 2 力矩合成法

人体是一个由不同体段部位组合而成的复杂模型<sup>[8-9]</sup>,在日常运动过程中通过不同体段部位之间的相互配合来实现不同的操作。本文依据人体 25 个关节点将人体分割为 15 个不同的体段部位,每个部位都被视为独立的刚体模型,则整个人体就

是一个多刚体模型结构。依据力矩合成定理可知, 身体重心的合力力矩是身体各体段部位分力力矩的代数和。相比于乘系数法, 力矩合成法合理简化了人体组成结构, 计算的精确度更高。

如图 1(b) 所示, 人体共被划分为 15 个组成部分, 主要包括头部、四肢、胸部、腹部等。每个体段部位都由两个关节连接而成, 离心脏距离近的被称作体段近端, 离心脏距离较远的被称作体段远端。在这个模拟的人体多刚体模型中, 简化了每个体段位置的组成结构, 用一段独立的刚体模型来代替了不同的人体组织。

人体三维重心的计算主要分为两步, 首先是分别计算 15 个分割好的体段部位的三维重心坐标, 单个体段部位的三维重心位置通过近端坐标乘近端系数再加上远端坐标乘远端系数获得 (见表 1)。

表 1 人体体段结构参数<sup>[10]</sup>

Tab. 1 Parameters of Human body segment structure<sup>[10]</sup>

体段部位	$k$	段系数	
		$l_p$	$l_d$
头颈部	0.081	1.000	—
胸部和腹部	0.355	0.500	0.500
上臂部	0.028	0.436	0.564
小臂部	0.016	0.430	0.570
手部	0.006	0.506	0.494
骨盆部	0.142	0.105	0.895
大腿部	0.100	0.433	0.567
小腿部	0.046 5	0.433	0.567
足部	0.014 5	0.500	0.500

注:  $k$  为体段质量系数,  $l_p$ 、 $l_d$  分别为近端系数和远端系数。

如图 2 所示, 以 7 号体段部位左小臂部为例, 计算左小臂的三维重心位置。Kinect 相机通过关节 API 接口可以获取实时的关节坐标位置, 对于左小臂而言, 近端坐标为肘关节坐标, 远端坐标为腕关节坐标, 再与对应的左小臂近端与远端系数相乘即可获取当前状态下的左小臂部三维重心坐标。

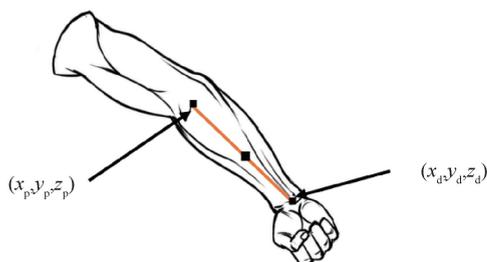


图 2 左小臂三维重心计算方法

Fig. 2 Calculation method for 3D center of gravity of left forearm

左小臂部三维重心坐标具体计算公式为:

$$\begin{cases} x = x_p l_p + x_d l_d \\ y = y_p l_p + y_d l_d \\ z = z_p l_p + z_d l_d \end{cases} \quad (2)$$

式中:  $(x, y, z)$  为左小臂部三维重心坐标,  $(x_p, y_p, z_p)$  为 Kinect 获取的肘关节坐标,  $(x_d, y_d, z_d)$  为 Kinect 获取的腕关节坐标;  $l_p$ 、 $l_d$  为对应的近端与远端系数。

然后以此例推, 同样可以计算出其他体段部位的三维重心坐标, 对于整个人体而言, 依据力矩合成原理即可计算出当前状态下人体三维重心总坐标为:

$$\begin{cases} X_{CoG} = \sum_{i=1}^{15} k_i x_i \\ Y_{CoG} = \sum_{i=1}^{15} k_i y_i \\ Z_{CoG} = \sum_{i=1}^{15} k_i z_i \end{cases} \quad (3)$$

式中:  $i = \{1, 2, \dots, 15\}$  各个体段部位的三维重心坐标为  $(x_i, y_i, z_i)$ ;  $k$  为体段质量系数。

### 3 力学测量平台

基于力学测量平台的人体三维重心测量方法的原理是静态称重技术<sup>[11-12]</sup>, 通过重力与反支力之间的受力平衡和力矩平衡原理建立空间力系平衡方程进行计算。当人站立在力学平台上时, 可以通过计算获得  $x$ 、 $y$  两个方向的重心坐标; 当人平躺在力学平台上时, 通过计算获取高度  $z$  方向上的重心坐标, 故要通过两次测量才能够获取完成的人体三维重心坐标 (见图 3)。

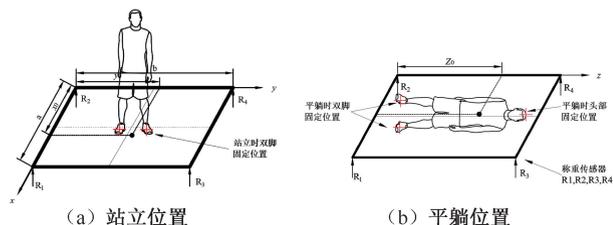


图 3 力学平台重心测量示意图

Fig. 3 Diagram for center of gravity measurement on mechanical platform (a) Standing position, (b) Lying position

基于力学测量平台的人体三维重心测量步骤:

(1) 承重板空载时读取 4 个传感器读数分别为

$$R_{10}、R_{20}、R_{30}、R_{40}。$$

(2) 如图 3(a) 所示,人保持静止站立在力学测量平台上的固定位置,读取 4 个传感器读数分别为  $R_{11}、R_{21}、R_{31}、R_{41}$ ,计算人的重力

$$G = R_1 + R_2 + R_3 + R_4 = (R_{11} - R_{10}) + (R_{21} - R_{20}) + (R_{31} + R_{30}) + (R_{41} - R_{40}) \quad (4)$$

(3) 依据空间力系平衡方程, $Z$  方向的合力为 0, $x$  和  $y$  方向的合力矩为 0,可得:

$$\begin{cases} \sum Z = 0 \\ \sum m_x = 0 \\ \sum m_y = 0 \\ R_1 + R_2 + R_3 + R_4 - G = 0 \\ (R_3 + R_4)b - G \cdot y_0 = 0 \\ (R_1 + R_3)a - G \cdot x_0 = 0 \\ \begin{cases} x_0 = \frac{(R_1 + R_3)a}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \\ y_0 = \frac{(R_3 + R_4)b}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4} \end{cases} \end{cases} \quad (5)$$

式中: $R_1、R_2、R_3、R_4$  分别为 4 个圆柱形重力传感器测量出的压力值; $G$  为人和承重板重力和; $a、b$  分别为承重板长和宽; $(x_0, y_0)$  为人体二维重心坐标。

如图 3(b) 所示,人保持静止平躺在力学测量平台上的固定位置,同样依据空间力系平衡方程计算出人的重心高度  $Z_0$ 。

(4) 综上所述,即可测量出以  $R_2$  传感器为坐标原点的人体三维重心坐标  $(x_0, y_0, z_0)$ 。

本文结合基于力学平台的三维重心测量方法的实际功能和测量步骤,搭建了三维重心测量装置,主要由供电电源、测力台、称重传感器、数据转换器以及串口转换器等部分组成。传感器的上位机通讯软件由基于 Windows 系统的 Qt 平台设计,软件主要功能有传感器通道选择、测量值数据实时显示并进行曲线绘制、零点校准、数据保存等。

## 4 数据处理

### 4.1 坐标变换

环境中主要存在世界坐标系  $O_w X_w Y_w Z_w$ 、

Kinect 相机坐标系  $O_k X_k Y_k Z_k$ 、力学平台坐标系  $R_2 X_1 Y_1 Z_1$  和人体坐标系这 4 个坐标系。世界坐标系也称为测量坐标系,是 1 个三维直角坐标系,可用于描述环境中相机和待测物体的空间位置;Kinect 相机获取的数据以相机为坐标原点,但力学平台测量出的数据以传感器为坐标原点,为了使数据统一,采用坐标变换方法来解决不同设备测量出坐标原点不统一的问题<sup>[13]</sup>。

通过 Kinect 相机计算出的三维重心坐标为  $(x_k, y_k, z_k)$ ,力学平台测量出的人体三维重心坐标为  $(x_1, y_1, z_1)$ ,采用坐标变换将两个坐标系进行统一:

$$\begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{bmatrix} = \mathbf{R} \begin{bmatrix} x_k \\ y_k \\ z_k \end{bmatrix} + \mathbf{T} \quad (6)$$

式中: $\mathbf{R}$  为旋转矩阵; $\mathbf{T}$  为平移矩阵。 $\mathbf{R}、\mathbf{T}$  由 Kinect 相机和力学平台在空间中的相对部署位置决定,即将 Kinect 相机坐标系  $O_k X_k Y_k Z_k$  进行旋转变换后再平移至与力学平台坐标系  $R_2 X_1 Y_1 Z_1$  重合。

### 4.2 插值法

Kinect 相机的工作频率为 30 帧/s,力学测量平台采集频率为 20 次/s,由于两种设备的采样频率不同,Kinect 采集到的三维重心数据的时间序列  $T_k$  与力学测量平台采集到的三维重心时间序列  $T_1$  不一致,因此需要采用插值算法估算  $T_1$  在对应的  $T_k$  时刻的取值。3 次样条插值<sup>[16]</sup> 就是每个分段函数都用  $x$  的 3 次方形式构造高次函数,3 次样条插值既能穿过所有的已知点,又能避免出现剧烈的震荡(龙格现象)。如果有  $N+1$  个数据点,就会有  $N$  个间隔,也就分成了  $N$  段曲线,对其中每段曲线都设为  $x$  的 3 次多项式,添加边界条件将方程联立后即可得到每段的插值结果。3 次样条方程需要满足每个分段间隔都是 3 次曲线以及间隔内的 1 阶和 2 阶导数都是连续的这两个必要条件。

## 5 实验

### 5.1 静态验证

分别通过乘系数法和力矩合成法计算 3 位志愿者的人保持静止站立时的三维重心,并与力学测量平台测量出的结果进行对比,来验证这两种方法

的准确度。3位志愿者的年龄分别为25、50、52岁,2名男性,1名女性,身高和体重不完全相同,四肢健全,身材匀称,无明显身体机能疾病。验证流程具体为:志愿者保持相对静止面朝 Kinect 相机站立在力学测量平台上标记好的固定位置,首先读取4个传感器的测量值并通过公式计算出以  $R_2$  传感器为坐标原点的  $X$ 、 $Y$  这两个方向的重心坐标位置;与此同时,通过 Kinect 关节获取志愿者的三维关节信息,分别采用乘系数法与力矩合成法计算出志愿者以相机为坐标原点的  $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  三维重心数据;然后志愿者平躺在力学测量平台上通过公式计算  $Z$  方向的坐标,即获得志愿者通过力学测量平台测量出的  $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  三维重心数据;最后,采用坐标变换将不同的坐标系都转换到以人体右脚后跟为坐标原点的三维坐标,并通过3次样条插值法将时间序列同步。最终测量出的3位志愿者的三维重心数据见表2。

表2 志愿者三维重心数据

Tab. 2 3D center of gravity data of the volunteers 单位:cm

志愿者	力学测量平台	乘系数法	力矩合成法
1	(17.37, 8.84, 70.78)	(16.64, 8.14, 69.72)	(17.89, 8.43, 69.84)
2	(16.75, 7.29, 67.47)	(16.14, 6.62, 66.36)	(16.36, 7.73, 66.62)
3	(17.19, 8.55, 70.35)	(16.34, 7.86, 69.32)	(16.56, 8.04, 69.46)

注:三维重心数据均为通过坐标变换后以人体右脚后跟为坐标原点的三维重心数据。

通过乘系数法计算人体三维重心结果的误差分析。绝对、相对误差的计算公式为:

$$\Delta X = |X_L - X_K|$$

$$X\% = \Delta X / X_L$$

式中: $X_L$ 为力学测量平台测量值; $X_K$ 为 Kinect 相机计算值。结果表明,3位志愿者重心计算的绝对误差在  $Z$  方向最大,都超过了 10 mm;相对误差在  $Y$  方向最大, $Z$  方向最小(见表3)。

表3 乘系数法误差分析

Tab. 3 Error analysis of the multiplication coefficient method

志愿者	误差	$X$	$Y$	$Z$
1	绝对误差/mm	7.30	7.00	10.60
	相对误差/%	4.20	7.92	1.50
2	绝对误差/mm	6.10	6.70	11.10
	相对误差/%	3.64	9.19	1.65
3	绝对误差/mm	8.50	6.90	10.30
	相对误差/%	4.95	8.07	1.46

通过力矩合成法计算人体三维重心结果的误差分析。结果表明,与乘系数法相似,3位志愿者重心计算的绝对误差在  $Z$  方向最大,但没有超过 10 mm;相对误差在  $Y$  方向最大, $Z$  方向最小,相比于乘系数法误差更小(见表4)。

表4 力矩合成法误差分析

Tab. 4 Error analysis of torque synthesis method

志愿者	误差	$X$	$Y$	$Z$
1	绝对误差/mm	5.20	4.10	9.40
	相对误差/%	2.99	4.64	1.33
2	绝对误差/mm	3.90	4.40	8.50
	相对误差/%	2.33	6.03	1.26
3	绝对误差/mm	6.30	5.10	8.90
	相对误差/%	3.67	5.96	1.27

通过对比乘系数法和力矩合成法的结果可发现,力矩合成法的计算结果在每个维度上都比乘系数法精确度更高。

## 5.2 动态验证

在动态验证中同样通过乘系数法和力矩合成法与力学测量平台测量出的数据进行对比验证。动态验证的目的是对人体在运动过程中的三维重心变化情况进行测试,具体的动态验证方法为:

对于  $X$ 、 $Y$  这两个人体侧面方向的重心位置,人在测力台上正向面对 Kinect 相机做出原地踏步的动作,手臂挥动幅度和大腿抬起幅度要尽量大,分别通过力学测量平台、力矩合成法和乘系数法来计算人体三维重心,并绘制变化曲线图(见图4)。结果显示, Kinect 相机采集到的三维重心数据相比于力学测量平台的数据更为平滑,力学测量平台对于数据的采集更为敏感。不论是乘系数法还是力矩合成法  $X$ 、 $Y$  方向的变化趋势和力学平台的重心变化整体走势都较为相似,但在部分区域仍存在些许

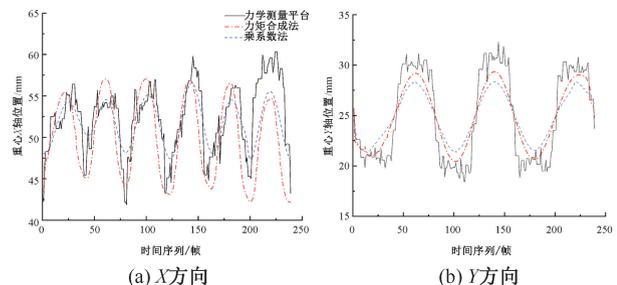


图4 原地踏步动态验证

Fig. 4 Dynamic verification of marching on the spot

(a) In  $X$  axis direction, (b) In  $Y$  axis direction

差异。 $X$ 方向在时间序列 200~250 这个变化周期内两组数据明显存在较大差异,可能是由于 Kinect 在关节采集时出现部分关节漏采,但总体变化趋势还是一致的。 $Y$ 方向 Kinect 相机采集的数据波动幅度都比力学测量平台计算出的要低,但总体变化趋势仍然保持一致。

由运动状态下乘系数法和力矩合成法的  $X$ 、 $Y$  方向误差分析可见,动态下的  $X$ 、 $Y$  方向平均误差和相对误差都比静态下要高。力矩合成法不论是在  $X$  或  $Y$  方向的平均误差和相对误差都比乘系数法要低,力矩合成法虽然也有一定的误差,但总体都在可接受范围内,对于后续研究的影响较小<sup>[17]</sup>。力矩合成法  $X$ 、 $Y$  方向与力学测量平台的 Pearson 相关性系数值相比乘系数法更高,力矩合成法  $X$  方向的 Pearson 相关性系数  $r$  为 0.85,表明力学测量平台测量出的三维重心  $X$  坐标与 Kinect 相机用力矩合成法计算出的  $X$  坐标具有高度相关性; $Y$  方向的 Pearson 相关性系数  $r$  为 0.76,表明力学测量平台测量出的三维重心  $Y$  坐标与 Kinect 相机用力矩合成法计算出的  $Y$  坐标具有显著相关性(见表 5)。

表 5 动态验证  $X$ 、 $Y$  方向误差分析

Tab. 5 Dynamic verification of  $X$  and  $Y$  direction error analysis

方法	平均误差/mm		相对误差/%		Pearson 相关性系数	
	$X$	$Y$	$X$	$Y$	$X$	$Y$
乘系数法	14.2	12.9	11.80	9.42	0.79	0.71
力矩合成法	9.7	11.6	7.78	8.94	0.85	0.76

对于  $Z$  轴重心高度方向,由于力学测量平台的硬件条件限制,人无法躺在测力台上做出踏步的动作,故采用动作分解法将动态踏步过程分解为人在测力台上侧躺、手脚小幅摆动和手脚大幅摆动这 3 个静态分解动作。通过 Kinect 相机获取的  $Z$  高度方向与力学平台 3 种动作下的重心高度数据可见,人在原地踏步时 Kinect 相机计算出的人体重心高度变化呈现出类似正弦曲线的效果,采用力矩合成法计算出人平躺在测力台上测出的重心高度接近正弦曲线的中心轴位置,当手脚大幅摆动时重心高度接近正弦曲线的最高点,峰值均匀分布在手脚大幅摆动时的重心高度上下。而通过乘系数法计算出的重心高度峰值均没有达到手脚大幅摆动的位置,表明乘系数法计算的准确度较差,力矩合成法的计算效果相对较好(见图 5)。

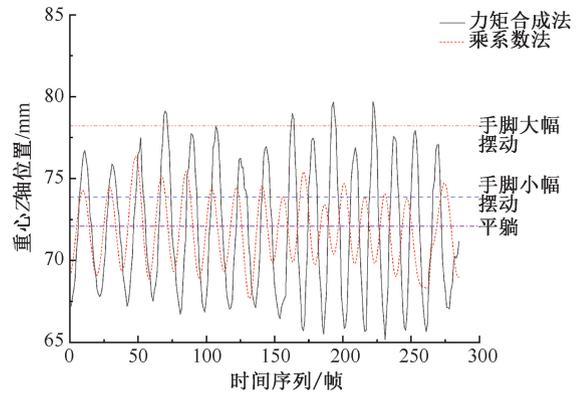


图 5 间接验证  $Z$  轴方向数据

Fig. 5 Indirect verification of the  $Z$ -axis data

本文探究了基于机器视觉确定人体三维重心空间位置的乘系数法和力矩合成法准确度,搭建力学测量平台,设计人体三维重心测量方法。在静态实验中,力矩合成法充分考虑了人体体段结构组成,将人体分割成多个刚体模型来计算重心,而乘系数法只是通过每个关节的权重系数来计算,乘系数法计算采用的关节更少,人体区域分割并不精细,力矩合成法的效果比乘系数法的效果要更好。在动态实验中,通过力矩合成法计算得到的三维重心与力学平台测量出的数据结果具有相关性,力矩合成法不论是在  $X$ 、 $Y$  还是  $Z$  轴方向的平均误差和相对误差都比乘系数法要低。

将测量的结果与所提出的计算方法进行对比验证后,结合静态和动态实验结果表明,力矩合成法计算三维重心所呈现的效果更好,但还是存在如下局限性:

(1) 由于力学测力平台硬件条件的限制,人侧躺在测力板上时无法运动,动态验证中的重心高度方向只能通过动作分解法来间接验证计算的准确度,后续可以通过更专业的设备测量人体三维重心。

(2) 力矩合成法和乘系数法均依据人体关节点或体段模型来计算,关节点获取的来源是 Kinect 相机内置训练好的模型,关节点获取的准确度总体较高,但仍存在部分关节漏采或发生偏移的情况,后续可以对关节采集算法进行优化。

(3) 关节系数和体段系数均采用以往研究中给出的数据,但不同的人身体组织结构有些许差距,未来可引进修正参数,进一步优化计算方法的准确度。

## 6 结论

本文详细阐述了乘系数法和力矩合成法两种三维重心计算方法的计算原理,并搭建了力学测量平台来对比验证两种计算方法的准确度,通过坐标变换解决了不同方法得到的坐标系不统一的问题,通过三次样条插值解决了不同采集设备采集频率不一致的问题。相比于乘系数法,力矩合成法的三维重心计算准确度高,相比力学测量平台的误差较小,而且力矩合成法设备使用简单方便、计算速度快,所计算出的三维重心基本可代替力学测量平台应用于后续进一步的研究。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**丁皓负责研究方案制定与设计;夏冬阳负责实验实施和论文撰写;丁思吉负责数据分析;盛诗梦负责数据采集;徐欣茹负责资料收集;尚昆负责论文指导与修改。

## 参考文献:

- [ 1 ] 王蔚,冯亚琴,杨再兴,等. 基于体感交互设备的人体重心计算方法[J]. 数据采集与处理, 2018, 33(4): 595-602.
- [ 2 ] 睢少坤. 人体重心检测方法研究及系统实现[D]. 石家庄: 河北大学, 2015.
- [ 3 ] 林金鹏,翟华,王少白. 便携式测力台(wii board)应用在人体动态稳定平衡测量中的效度研究[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 458.
- [ 4 ] 张潇,卢世璧,解英俊. 运用三维测力台系统对正常人步态的分析[J]. 医用生物力学, 1996, 11(4): 212-215.  
ZHANG X, LU SB, XIE YJ. A analysis of gait in normal subjects with a three dimensional force plates system [J]. J Med Biomech, 1996, 11(4): 212-215.
- [ 5 ] TANAKA R, ISHII Y, YAMASAKI T, *et al.* Measurement of the total body center of gravity during sit-to-stand motion using a markerless motion capture system [J]. Med Eng Phys, 2019, 66: 91-95.
- [ 6 ] CARPUTO F, ANDREA D, RISITANO G, *et al.* A neural-network-based methodology for the evaluation of the center of gravity of a motorcycle rider [J]. Vehicles, 2021, 3(3): 377-389.
- [ 7 ] XIAO J, YANG Z, WANG H, *et al.* Detection method of human three-dimensional body center of gravity based on inclinometer network [J]. Sens Mater, 2017, 29(7): 1081-1087.
- [ 8 ] PEARSALL DJ, REID G. The study of human body segment parameters in biomechanics [J]. Sports Med, 1994, 18(2): 126-140.
- [ 9 ] NIKOLOVA GS, TOSHEV YE. Estimation of male and female body segment parameters of the Bulgarian population using a 16-segmental mathematical model [J]. J Biomech, 2007, 40(16): 3700-3707.
- [ 10 ] YEUNG LF, CHENG KC, FONG CH, *et al.* Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway [J]. Gait Posture, 2014, 40(4): 532-538.
- [ 11 ] 赵新通. 质量质心测量平台运动学分析[J]. 黑龙江科技信息, 2004(7): 133.
- [ 12 ] BENDA BJ, RILEY PO, KREBS DE. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing [J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 1994, 2(1): 3-10.
- [ 13 ] KROMANIS R, KRIPAKARAN P. A multiple camera position approach for accurate displacement measurement using computer vision [J]. J Civ Struct Health Monit, 2021, 11(3): 661-678.
- [ 14 ] 饶莉娟,王健林,张星. 不同插值方法对精细化预报产品在青岛地区的检验比较[J]. 中国农学通报, 2020, 36(32): 100-108.
- [ 15 ] ZHANG N, CANINI K, SILVA S, *et al.* Fast linear interpolation [J]. ACM J Emerg Technol Comput Syst, 2021, 17(2): 1-15.
- [ 16 ] 樊天锁,芮兵. 样条插值的MATLAB实现[J]. 佳木斯大学学报(自然科学版), 2011, 29(2): 238-240.
- [ 17 ] 荀小飞. 基于Kinect的人体步态分析和重心估算方法研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2021.