

基于 Kinect 的学步期幼儿自然步态提取

张勤^{1,2} 李岳炀¹ 李贻斌² 柴汇²

摘要 针对学步期幼儿的行走步态信息采集困难这一问题展开研究, 提出一种基于 Kinect 的自然步态提取方法. 通过 Kinect 直接获取人体的骨骼信息来采集不同月龄幼儿行走的关节数据, 并利用关节位置平滑和骨骼长度曲线拟合实现对骨骼数据的滤波和截取; 通过拟合幼儿行走的足端轨迹来提取不同月龄的步态时空参数, 基于下肢的逆运动学解算来获得各关节角变化, 并由此总结出学步期幼儿独立行走时的步态特征变化规律.

关键词 Kinect, 学步期幼儿, 步态提取, 数据滤波

引用格式 张勤, 李岳炀, 李贻斌, 柴汇. 基于 Kinect 的学步期幼儿自然步态提取. 自动化学报, 2018, 44(6): 1096–1106

DOI 10.16383/j.aas.2018.c160729

Extraction of Toddler's Natural Gait With Kinect

ZHANG Qin^{1,2} LI Yue-Yang¹ LI Yi-Bin² CHAI Hui²

Abstract To solve the acquisition difficulty of toddler's walking gait, a Kinect-based natural gait extraction approach is proposed. The human body's skeletal information is acquired directly by Kinect to collect the joints data of toddlers of different months. The joint position smoothing and bone length curve fitting are utilized to realize filtering and acquisition of bone data. The temporal-spatial gait parameters of toddlers of different months are extracted by fitting the foot trajectory of the walking toddler. By means of the inverse kinematics of the lower limb, the changes of joint angles are obtained and the gait variation characteristics of the walking toddler are deduced.

Key words Kinect, toddler, gait extraction, data filtering

Citation Zhang Qin, Li Yue-Yang, Li Yi-Bin, Chai Hui. Extraction of toddler's natural gait with Kinect. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(6): 1096–1106

学步期作为儿童发育的必经阶段, 代表其肌肉系统、骨骼系统和神经系统等逐步成熟的标志性动作就是独立行走. 幼儿的行走步态与成年人的行走步态存在显著差别, 尤其是处于学步期的儿童身体发育较快, 因此其步态特征变化明显^[1]. 针对该过渡期的幼儿步态特征进行提取和分析, 有利于揭示其内在的发展规律和影响幼儿步态成熟的关键因素.

反观现有的双足机器人的步态规划研究成果发现, 如何有效地模仿人类的自然步态模式一直被认为是实现双足仿人机器人步态优化的突破口之一^[2]. 基于自然步态的规划方法是从仿生的角度出发, 建立人体步行数据与机器人的运动学和动力学模型间

的匹配关系, 利用步态规划的评价机制对步态参数进行优化, 最终使得机器人生成稳定可控的自然步态, 但由于人体与双足机器人在质量分布、控制模型和驱动器特性等方面都存在较大差异, 因此人体步行数据无法直接映射到机器人的步态规划中. 只有深入探索人体行走步态及保持平衡的内在机理, 才能为双足机器人的自然步态规划提供有效的理论支撑^[3–6]. 本文尝试提取幼儿在学步阶段的步态特征并总结其学习行走的规律, 旨在未来将其应用到双足机器人的步态演化上. 另外, 通过查阅文献发现, 成人的短时下肢肌肉功率输出能达到 4 000 W 以上^[7], 13 岁儿童的肌肉力量较弱, 短时肌肉平均功率约为 300 W^[8], 而学步期幼儿的肌肉功率输出更小, 更接近于目前双足机器人下肢单关节的功率输出. 因此通过对幼儿步态的仿生研究, 可以将双足机器人行走的工程化实现难度降低.

国外早在 20 世纪开始关于儿童行走步态的研究, 早期的工作主要关注步态的时-空参数、儿童步态与成人步态的差异和行走的运动学分析等^[9–11]. 其中, 美国骨科医生 Sutherland 被称为儿童步态分析研究方面的先驱, 他通过不同的动作控制原理和分析方法来了解儿童成长和发育的过程^[12].

国内在这方面的研究相对较少, 主要集中在儿

收稿日期 2016-10-22 录用日期 2017-06-22
Manuscript received October 22, 2016; accepted June 22, 2017
国家自然科学基金 (61503153, 61233014), 山东省自然科学基金 (ZR2017QF007), 山东省重点研发计划 (2018GGX104025) 资助
Supported by National Natural Science Foundation of China (61503153, 61233014), Shandong Provincial Natural Science Foundation, China (ZR2017QF007), and Shandong Provincial Key Research and Development Program, China (2018GGX104025)

本文责任编辑 周志华
Recommended by Associate Editor ZHOU Zhi-Hua
1. 济南大学自动化与电气工程学院 济南 250022 2. 山东大学控制科学与工程学院 济南 250061
1. School of Electrical Engineering, University of Jinan, Jinan 250022 2. School of Control Science and Engineering, Shandong University, Jinan 250061

童肥胖症、小儿麻痹方面,旨在对比正常发育儿童与患病儿童的步态差异,为病症的及早发现与诊断、后期的治疗和复健提供科学依据^[13-15]。

要实现对儿童步态特征的提取与分析,首先必须获取不同时期的行走数据。目前常用的采集方法分为两类:一类是接触式,即给被测对象穿戴上特殊的装置如关节角度测量仪,通过不断的记录关节活动的角度来获取儿童行走过程中的空间参数。这种直接测量方式的最大缺陷在于很难固定在年龄较小的学步期幼儿身上,因为舒适性相对较差,且很难控制幼儿在规定的区域完成相应的行走动作^[16];另一类是基于视觉的方式,在被测对象的关节处贴上反光片或发光体,采用高速相机来连续录制儿童行走的过程,后期通过图像处理技术来获取各标志点的运动特征参数,进而提取儿童步态的时-空参数,并进行运动学分析^[17]。但此方法的精度主要取决于后期图像处理水平,势必在图像特征提取和三维重建方面耗费大量精力。

针对上述两类方法存在的缺陷,本文提出了一种基于 Kinect 的学步期幼儿步态提取方法,利用 Kinect 可直接获取人体骨骼信息的特点快速得到不同时期幼儿行走的关节数据,大大简化了在步态信息采集方面的工作,为后期的步态提取和分析提供了方便。通过拟合幼儿行走足端轨迹来提取步态时空参数,并利用下肢的逆运动学解算来获得各关节角变化,最终总结出学步期幼儿行走的步态演化规律。

1 幼儿步态信息采集系统

目前国内外关于 Kinect 进行步态提取与分析的研究均集中在成人步态信息采集上^[18-20],而本文旨在利用 Kinect 的骨骼跟踪功能来采集 17~31 月龄的健康幼儿独立行走时下肢主要关节的位姿信息,以便于后期提取学步期幼儿步态的时空参数,并探寻其步态发展的规律。其中,第一段采样记录是在幼儿能够独立行走 2 m 以上的距离时获取的,随后逐月记录直至 25 月龄,后续发现幼儿步态的单月变化不明显,调整为每两个月记录一次。

1.1 基于 Kinect 的人体测量方法

Kinect 最早是由美国微软公司于 2006 年发布的,它是一款 3D 体感摄影机,主要由彩色相机、红外相机和红外投影机组成^[21]。2014 年,第二代 Kinect 面世,在深度图像、骨骼追踪、扩大视野等方面进一步改进。本文的所有测量数据均在 Kinect 2.0 下获得(如图 1 所示)。

整个实验环境均为室内环境,将 Kinect 固定在三角架上,并调整好位置后放置于地面上。

Kinect 2.0 的有效测量距离为 0.5~4.5 米,为了确保被测对象的身体完整地呈现在 Kinect 视野内,因此,实验中通常取 1.6~3.8 米范围内的测量数据作后期分析。每次录取幼儿正向 Kinect 行走的视频,不仅以 30 帧/秒的速率采集深度图像,且基于 Kinect SDK 的骨骼跟踪功能获取每帧图像中对应的 25 个人体关节的位置和方向信息(如图 2 所示)。



图 1 Kinect 2.0 外观

Fig. 1 Appearance of Kinect 2.0

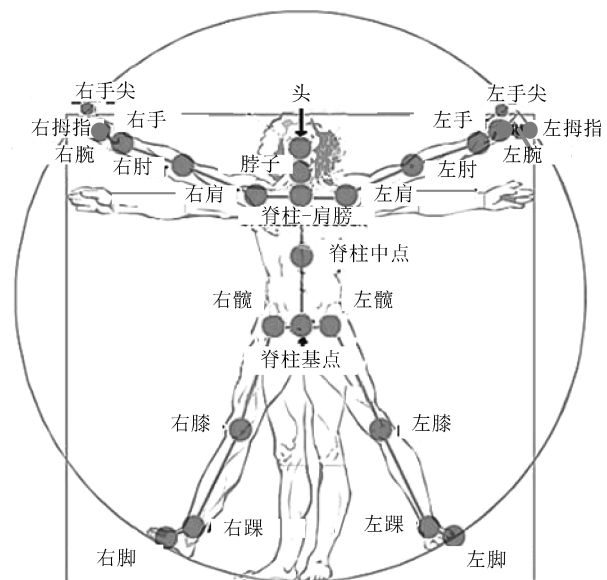


图 2 Kinect 2.0 人体关节示意图^[22]

Fig. 2 Diagram of body joints under Kinect 2.0^[22]

1.2 人体关节及骨骼结构动态提取

实际测量过程中发现人体的骨骼运动会偶尔呈现跳跃式的变化,一方面由于被测对象各关节的位姿在某些帧之间有较大变化,另一方面是 Kinect 本身硬件的性能问题导致的,这将非常不利于后期的步态分析工作。另外, Kinect 采集到的人体各关节位姿数据均源于对深度图像的处理,因此可见光的变化也会对测量数据的准确度带来影响。综上,必须对采集到的原始关节数据进行滤波,主要从以下两个方面展开:

1.2.1 人体关节位置的平滑化

首先利用 SDK 自带的霍尔特指数平滑算法(Holt double exponential smoothing)来尽可能消除关节的跳变^[23]。由于骨骼数据是基于时间序列

的数据,因此数据平滑处理与时间有关.通过统计方法进行滑动平均,以减少时间序列数据中的极值和噪声.

该算法主要对各关节点的坐标进行标准化来减少帧与帧之间的关节位置误差.其中,结构体 TRANSFORM_SMOOTH_PARAMETERS 里有五项属性值:平滑值 (fSmoothing)、修正值 (fCorrection)、预测帧大小 (fPrediction)、抖动半径 (fJitterRadius) 和最大偏离半径 (fMaxDeviationRadius) 需要设定,此处关节平滑处理会增加计算机的性能开销,因此使用过程中需通过不断调试来选择一组适当的平滑参数.

1.2.2 基于曲线拟合的骨骼数据滤波

在实际利用 Kinect 录制幼儿行走的视频时,很难要求幼儿按照人为设定好的路线直线前进,经常出现部分关节被遮挡、被测对象突然脱离 Kinect 视野的情况,从而导致获取的部分骨骼序列是无效的.另外,已知人体各关节的位置坐标,通过空间两点间的距离公式即可求得各骨骼的长度,但实际计算发现同一段视频中不同帧内得到的同一骨骼长度不尽相同,说明 Kinect 本身具有一定的测算误差,因此有必要对关节平滑化后的视频进行滤波和截取.整个处理流程如图 3 所示.

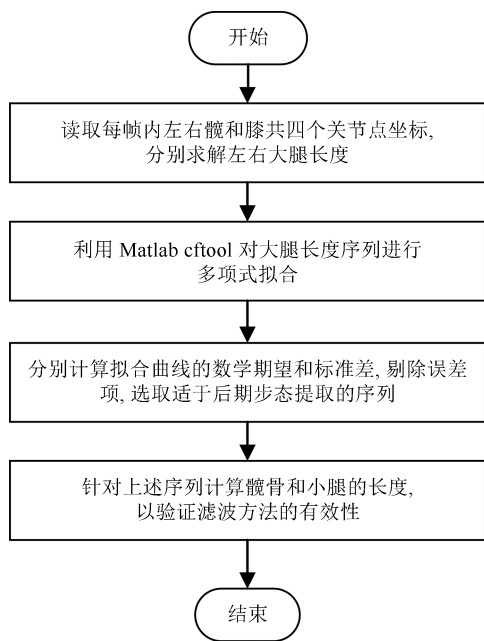


图 3 骨骼数据滤波流程图

Fig. 3 The flow diagram of skeletal data filtering

此处以处理 25 月龄的骨骼数据为例,说明具体的处理步骤如下:

1) 读取视频中每一帧内的左髋 (HipLeft)、左膝 (KneeLeft)、右髋 (HipRight) 和右膝 (KneeRight)

四个关节的位置坐标,分别计算得到左大腿和右大腿骨骼长度的序列.

2) 分别将上述大腿骨骼长度序列导入 Matlab 曲线拟合工具箱 (cftool),调整阶数 (degree) 从 1 逐渐增大,观察相应的方差 (SSE) 和相关系数 (R-square),当这两项指标变化不大时,选择当前阶数为最终的拟合曲线阶数.如图 4 所示为幼儿 25 月龄时的左、右大腿长度的拟合结果,其中,点线表示 Kinect 的测量值,曲线表示拟合结果.

3) 计算拟合曲线的数学期望值 \bar{L} 和标准差 σ ,选取落在区间 $[\bar{L} - 1.5\sigma, \bar{L} + 1.5\sigma]$ 内的连续序列所对应的关节数据进行骨骼长度计算和后期步态提取.

4) 取上述关节序列对应的每一帧内的脊柱基点 (SpineBase)、左髋 (HipLeft)、左膝 (KneeLeft)、左踝 (AnkleLeft)、右髋 (HipRight)、右膝 (KneeRight) 和右踝 (AnkleRight) 7 个关节点的位置坐标,计算髋骨和小腿的长度,仍取各杆长拟合曲线的数学期望值作为最终的骨骼长度.

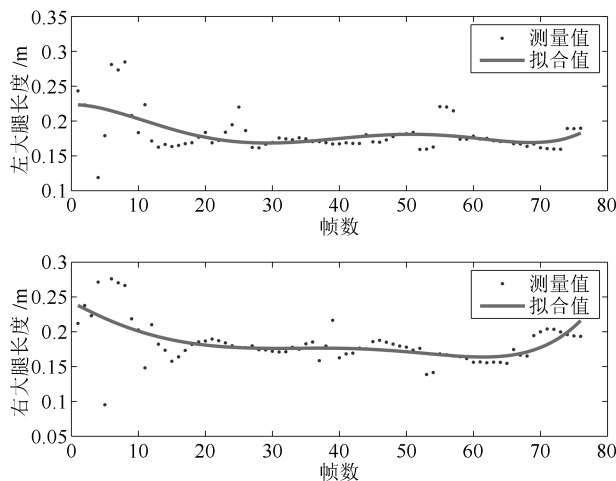


图 4 幼儿 25 月龄的左右大腿长度的测量值与拟合曲线
Fig. 4 The measuring curve and fitting curve of left & right thigh length during 25 months old

表 1 所示为不同月龄各下肢骨骼长度的统计结果,与实际测量长度基本保持一致.

2 幼儿的自然步态提取

本文的研究目的在于探寻学步期幼儿步态形成的规律,包括步态周期、步长、占空比、支撑相、摆动相等时空参数,便于未来应用到双足机器人的步态演化上.(注:本文涉及的步态参数概念与腿足机器人领域保持一致^[24],故可能与人体步态分析领域的定义不同.)

在腿足机器人的步态规划中,一般采用基于足端轨迹规划的方法,首先,规划足端处于支撑相和摆

动相时的轨迹; 然后, 基于机器人的逆运动学方程计算腿部各关节角; 最后, 利用伺服控制器来实现机器人的运动控制^[25]. 因此, 这里参考上述思路, 通过拟合人体行走时的足端轨迹来获取各项步态参数, 再利用下肢的运动学逆解推算出各关节角变化, 以分析学步期幼儿行走时的自然步态特征.

表 1 滤波后 17~31 月龄各下肢骨骼的长度值 (m)
Table 1 The filtered skeletal lengths of lower limb during 17~31 months (m)

月龄	大腿	小腿
17	0.16	0.12
18	0.16	0.13
19	0.16	0.13
20	0.16	0.14
21	0.17	0.15
22	0.17	0.16
23	0.17	0.17
24	0.18	0.17
25	0.18	0.17
27	0.18	0.18
29	0.19	0.18
31	0.19	0.19

2.1 基于足端轨迹的步态参数提取

2.1.1 步态时间参数

通过 Kinect 可以直接获得人体各关节的三维位置坐标和姿态, 但这些数据均在 Kinect 相机坐标系下获得. 为了便于后期的位姿转换, 定义人体在站立状态下各关节处的坐标系如图 5 所示, 并指明 Kinect 坐标系中各轴方向.

此处取 25 月龄幼儿的行走记录为例, 将 Kinect 坐标系下 z 方向的左、右侧足端轨迹分别绘制出来 (如图 6 所示), 可进一步推算出相应的时空参数.

支撑相为单侧下肢接触地面并负重的时间, 即图 6 中 z 方向足端轨迹基本保持稳定的阶段; 摆动相为单侧下肢摆动离地至再次落地的时间, 即图 6 中 z 方向足端轨迹的下降阶段. 支撑相和摆动相构成一个步态周期. 经计算得出, 支撑相约占整个步态周期的 62.8%, 摆动相约占整个步态周期的 37.2%. 步态周期约为 0.75 s, 则步频 = $1/\text{步态周期} = 1.33 \text{ Hz}$.

其中, 支撑相又可分为单足支撑相和双足支撑相. 单足支撑相为一只脚离开地面的时期, 即图 6 中左足曲线保持不动且右足曲线下降的阶段, 占整个步态周期的 51.3%. 当一侧下肢进入支撑相后期, 另一侧下肢已着地, 两侧下肢同时负重的时期为双足支撑相, 即图 6 中两条曲线同时保持平稳的阶段, 占

整个步态周期的 11.5%.

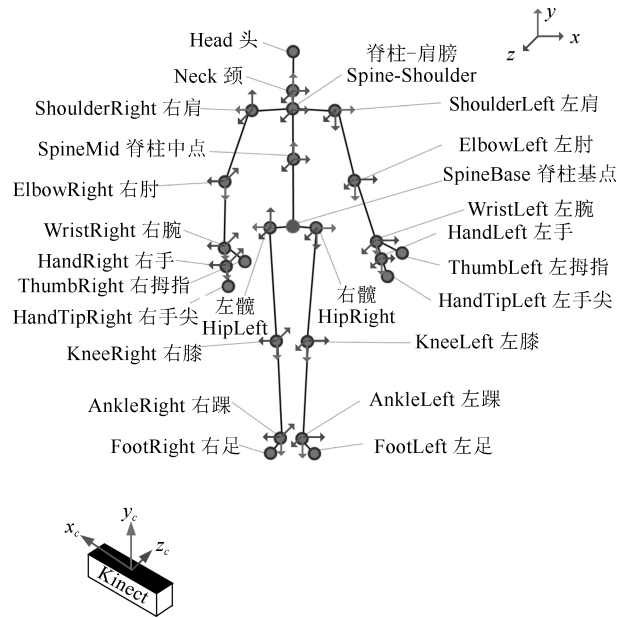


图 5 相机空间下人体各关节坐标系分布示意图
Fig. 5 Coordinate systems of each body joint in camera space

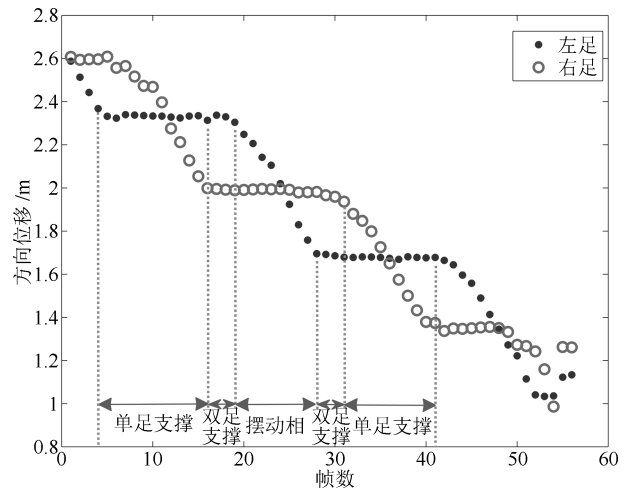


图 6 Kinect 坐标系下 z 方向的足端轨迹

Fig. 6 Foot trajectory of z axis in Kinect coordinate system

为了更直观地展示并便于将来应用到双足机器人的步态规划中, 以下通过步态图来描述幼儿行走的步态序列. 水平轴表示由步态周期 T 归一化后的时间坐标, 线段部分表示每条腿的支撑阶段.

由图 7 可定义腿 i 的占空比和相位:

$$\beta_i = \frac{\text{腿 } i \text{ 的支撑期}}{T} \quad (1)$$

$$\phi_i = \frac{\text{腿 } i \text{ 的着地时间}}{T} \quad (2)$$

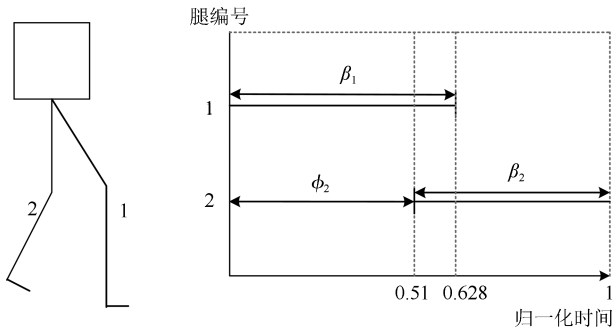


图 7 幼儿行走步态图

Fig. 7 Walking gait diagram of toddler

2.1.2 步态空间参数

为了进一步探寻幼儿行走时在空间上的特性, 将已知的足端位置坐标转换到 SpineBase 坐标系下. 由于从 Kinect 直接读取的各关节姿态均为四元数形式 (w, x, y, z) , 每个四元数表示父代骨骼相对于子代骨骼的绝对方向. 父代与子代间的层次关系如图 8 所示, 从上到下, 前一级是后一级的父代.

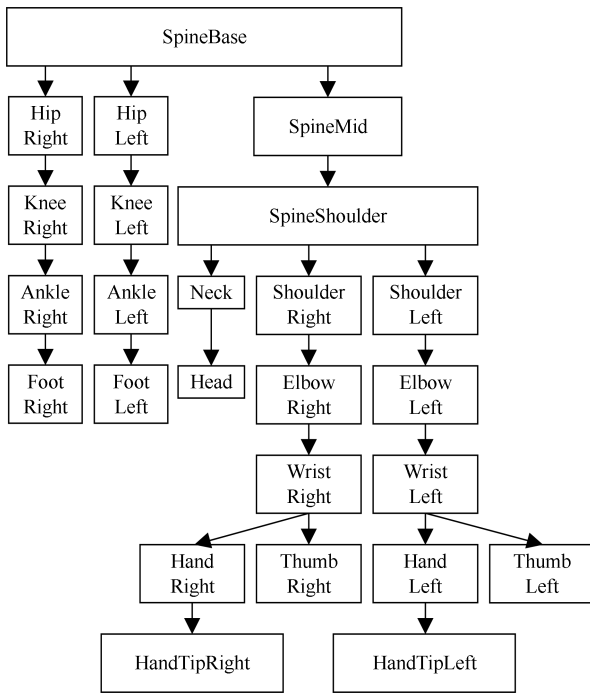


图 8 Kinect 下各关节间层次关系图

Fig. 8 Hierarchical relationships of body joints under Kinect

其中, SpineBase 处于顶层, 无父代, 此关节处的四元数表示 SpineBase 坐标系相对于 Kinect 坐标系的姿态. 这里取脚踝处的坐标作为足端位置, 在 SpineBase 坐标系下的足端位置表示为

$${}^b P_{\text{ankle}} = {}^b R ({}^c P_{\text{ankle}} - {}^c P_{\text{spinebase}}) \quad (3)$$

其中, ${}^c P_{\text{spinebase}}$ 和 ${}^c P_{\text{ankle}}$ 分别表示 SpineBase 和 Ankle 关节在 Kinect 坐标系下的位置坐标. ${}^b R$ 为 Kinect 坐标系相对于 SpineBase 坐标系的旋转矩阵, 由 SpineBase 关节处的四元数按式 (4) 转换得到:

$$R = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \frac{1}{2} - y^2 - z^2 & xy - zw & xz + yw \\ xy + zw & \frac{1}{2} - x^2 - z^2 & yz - xw \\ xz - yw & yz + xw & \frac{1}{2} - x^2 - y^2 \end{pmatrix} \quad (4)$$

将经过骨骼滤波后的连续足端位置绘制出来, 可得到某月龄幼儿行走的足端轨迹, 并对其进行 Fourier 拟合, 可进一步提取出步态的空间参数. 仍以 25 月龄幼儿行走的左侧足端轨迹为例, 将其分解为前进方向 (z 轴)、上下方向 (y 轴) 和左右方向 (x 轴), 如图 9 所示. 其中, 星形曲线表示 z 方向的运动以实现足端的前后摆动, 菱形曲线表示 y 方向的运动以实现足端的抬落, 虚线表示 x 方向的运动以实现足端的左右偏移.

利用 Matlab cftool 对图 9 中 z 方向的足端轨迹进行 Fourier 拟合后的结果如图 10 所示. 可以看出行走中幼儿的足端呈近似正弦波的前后摆动, 波形下降阶段为支撑相, 波形上升阶段为摆动相, 与图 6 反映出的步态时间特性一致. 步长为摆动相时足端在 z 方向所移动的距离, 由图 10 可知步长约为 0.33 m.

将 y 方向和 x 方向的足端轨迹分别进行 Fourier 拟合后的结果如图 11 所示.

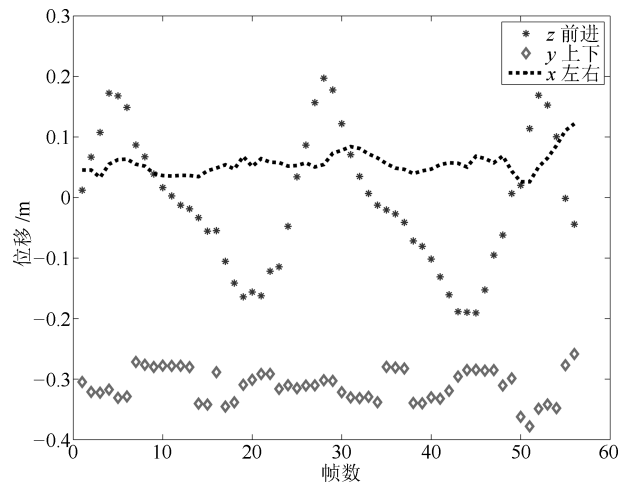


图 9 SpineBase 坐标系下的足端轨迹

Fig. 9 Foot trajectories in SpineBase coordinate system

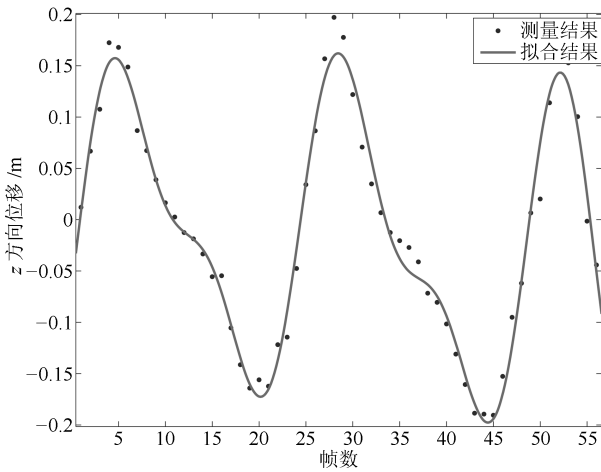
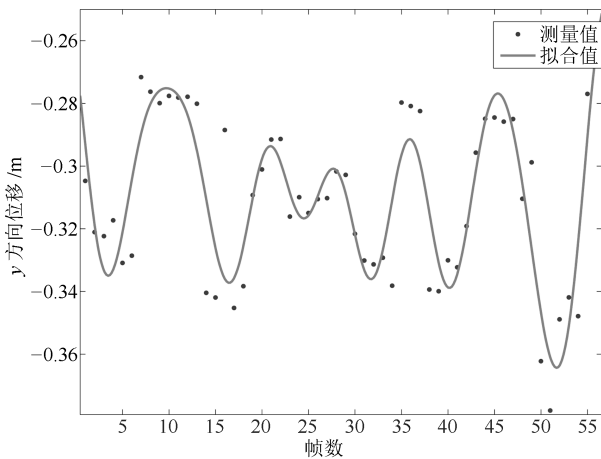
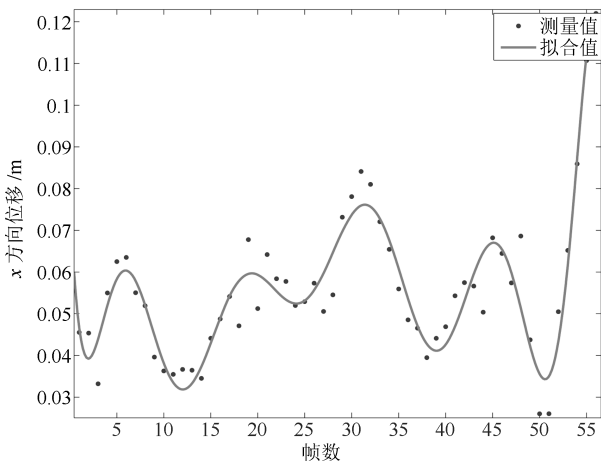


图 10 SpineBase 坐标系下 z 方向足端轨迹的拟合曲线
Fig. 10 Fitting curve of foot trajectory in z axis in SpineBase coordinate system



(a) y 方向
(a) On y axis



(b) x 方向
(b) On x axis

图 11 SpineBase 坐标系下 y 和 x 方向足端轨迹的拟合曲线

Fig. 11 Fitting curves of foot trajectory in y and z axes in SpineBase coordinate system

由图 11 可见, 幼儿行走过程中足端在上下和左右方向存在一定的波动. 为究其原因, 进一步将脊柱基点在 Kinect 坐标系下的运动轨迹分解到 y 方向和 x 方向 (如图 12 所示). 其中, 实线表示脊柱基点在 y 方向的轨迹, 虚线表示脊柱基点在 x 方向的轨迹. 由此可见, 幼儿行走时躯干本身在上下和左右方向存在一定的起伏和偏移, 再加上学步期幼儿的下肢肌肉和骨骼力量偏小, 因此在图 9 的一个步态周期里足端轨迹呈多次上下起伏, 以保持整个身体的稳定性.

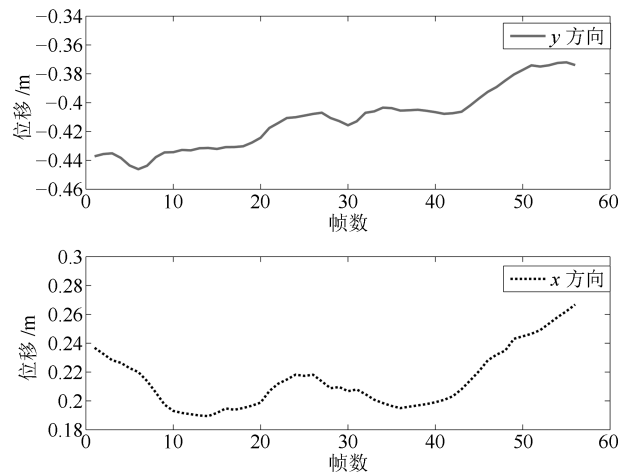


图 12 Kinect 坐标系下脊柱基点的运动轨迹
Fig. 12 Moving trajectory of SpineBase in Kinect coordinate system

2.2 下肢各关节角变化

人体行走时, 下肢三个关节由近端带动远端运动, 各关节角有规律地变化, 从而反映出部分步态特性. 学步期幼儿的下肢屈伸和缓冲能力较弱, 因此髋、膝、踝三个关节的关节角变化在不同月龄段存在差异, 有必要对其进行分析.

2.2.1 踝关节角变化

仍采用 SpineBase 坐标系作为基准, 已知髋、膝、踝处的旋转四元数, 同样按照式 (4) 转换成各关节坐标系间的旋转矩阵. 脊柱基点与髋关节间的旋转关系记为 ${}^b_h\mathbf{R}$, 髋关节与膝关节间的旋转关系记为 ${}^h_k\mathbf{R}$, 膝关节与踝关节间的旋转关系记为 ${}^k_a\mathbf{R}$, 则脊柱基点与踝关节间的旋转关系为

$${}^b_a\mathbf{R} = {}^b_h\mathbf{R} \times {}^h_k\mathbf{R} \times {}^k_a\mathbf{R} \quad (5)$$

结合 Z-Y-X 欧拉角的定义方式, 可由上述旋转关系推算出相应的欧拉角^[26]. 已知

$${}^b_a\mathbf{R}(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{pmatrix} c\alpha c\beta & c\alpha s\beta s\gamma - s\alpha c\gamma & c\alpha s\beta c\gamma + s\alpha s\gamma \\ s\alpha c\beta & s\alpha s\beta s\gamma + c\alpha c\gamma & s\alpha s\beta c\gamma - c\alpha s\gamma \\ -s\beta & c\beta s\gamma & c\beta c\gamma \end{pmatrix} \quad (6)$$

式中, $c\alpha = \cos \alpha$, $s\alpha = \sin \alpha$ 等.

令

$${}^b_a\mathbf{R}(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \quad (7)$$

则

$$r_{11}^2 + r_{21}^2 = c\beta^2 \Rightarrow c\beta = \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2} \quad (8)$$

(此处只取 β 的正根以得到单解, 满足 $-90^\circ \leq \beta \leq 90^\circ$)

用 $-r_{31}$ 除以 $c\beta$ 再求反正切可得 β :

$$\beta = \text{atan2}\left(-r_{31}, \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}\right) \quad (9)$$

只要 $c\beta \neq 0$, 可得:

$$\alpha = \text{atan2}\left(\frac{r_{21}}{c\beta}, \frac{r_{11}}{c\beta}\right) \quad (10)$$

$$\gamma = \text{atan2}\left(\frac{r_{32}}{c\beta}, \frac{r_{33}}{c\beta}\right) \quad (11)$$

其中, α 表示绕 SpineBase 坐标系 z 轴旋转的角度, 即横滚角 (roll); β 表示绕 SpineBase 坐标系 y 轴旋转的角度, 即航向角 (yaw); γ 表示绕 SpineBase 坐标系 x 轴旋转的角度, 即俯仰角 (pitch).

取 25 月龄幼儿的行走记录, 结合式 (9)~(11) 可解出沿三个方向的踝关节角, 如图 13 所示. 其中, roll, pitch, yaw 分别表示不同方向的原始关节角变化曲线, fit1, fit2, fit3 则表示对应的拟合曲线.

由图 13 可见, 连续的行走过程中踝关节处的俯仰角和横滚角呈近似正弦波状的变化, 而航向角的变化幅度相对较小, 但周期性较差.

2.2.2 膝关节角变化

人体的膝关节是典型的铰链关节, 只在矢状面内进行屈伸运动, 因此这里只考虑俯仰角的计算. 采用与第 2.2.1 节同样的方法, 最后仅取 γ 角代表膝关节角. 脊柱基点与膝关节间的旋转关系为

$${}^b_k\mathbf{R} = {}^b_h\mathbf{R} \times {}^h_k\mathbf{R} \quad (12)$$

25 月龄时, 膝关节的俯仰角变化如图 14 所示, 并对其拟合, 可见同样呈周期性的近似正弦波变化. 其中, pitch 表示原始的俯仰角变化, 虚点线表示对应的拟合结果.

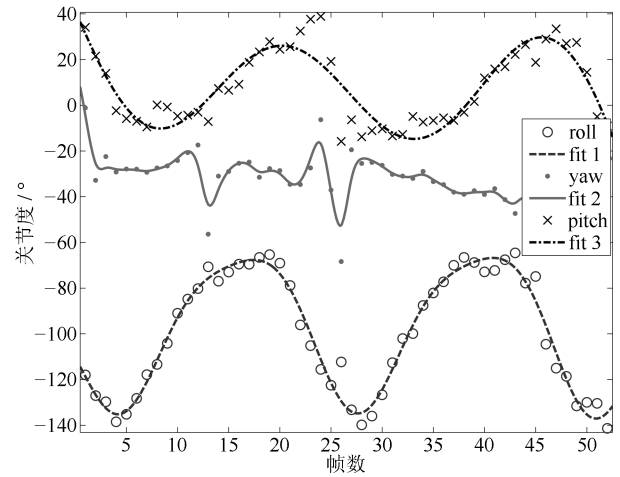


图 13 SpineBase 坐标系下踝关节角变化及拟合曲线

Fig. 13 Variation of ankle joint angles and corresponding fitting curves in SpineBase coordinate system

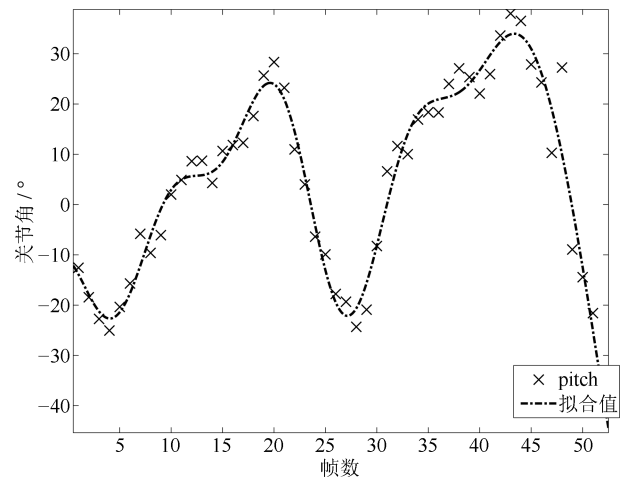


图 14 SpineBase 坐标系下膝关节角变化及拟合曲线

Fig. 14 Variation of knee joint angle and corresponding fitting curve in SpineBase coordinate system

2.2.3 髋关节角变化

人体的髋关节是球窝关节, 因此其运动可分解成三个自由度, 此处三个关节角同样可通过一组合适的欧拉角解出. 参照第 2.2.1 节的方法, 将脊柱基点与髋关节间的旋转关系 ${}^b_h\mathbf{R}$ 转换成一组欧拉角, 并对其进行拟合. 图 15 所示为 25 月龄髋关节处的关节角变化及拟合曲线. 其中, roll, pitch, yaw 分别表示原始的横滚角、俯仰角和航向角变化曲线, fit1, fit2, fit3 则表示相应的 Fourier 拟合曲线.

由图 15 可见, 连续的行走过程中髋关节处的俯仰角和横滚角呈近似正弦波状的变化, 而航向角的变化周期性较差.

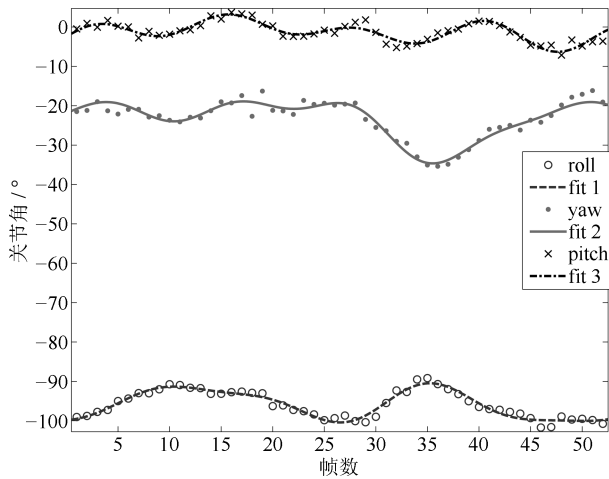


图 15 SpineBase 坐标系下髋关节角变化及拟合曲线
 Fig. 15 Variation of hip joint angles and corresponding fitting curves in SpineBase coordinate system

3 实验数据统计与分析

人体的行走是由躯干和四肢共同完成的规律性动作, 幼儿步态的运动学分析主要针对幼儿行走过程中下肢的运动进行描述, 利用不同时期行走的时空参数来描述步态的特征. 基于上一节的自然步态提取方法, 通过对幼儿 17~31 月龄的行走基本时空

参数进行统计 (见表 2), 得到如图 16 所示的学步期幼儿行走步态的发育趋势.

由图 16 可以看出, 在幼儿独立行走的初期, 步态周期较短, 步频高, 这主要由于其肌体力量不足, 协调性和稳定性较差. 从 17 月到 31 月幼儿行走的步态周期逐渐延长, 步频降低, 反映出随着学步期幼儿行走经验的不断积累, 其身体的协调能力和稳定度得以逐渐提高.

在一个步态周期里, 支撑相所占的比例由 68.4% 降到 62.6%, 稍高于成人水平 (约 60%), 相应的摆动相比比例随之升高. 其中, 单足支撑相比比例是代表人体步态成熟的重要参数, 它不仅能够反映步态的稳定性, 还为另一条腿的摆动提供了时间. 由图 16 可知, 随着月龄的增加, 幼儿行走时的单足支撑相比比例逐渐升高, 相应的双足支撑相比比例随之下降. 这主要由于幼儿学步初期的平衡能力较弱, 只有通过缩短单足支撑相并延长双足支撑相的办法来维持肌体的平衡. 随着独立行走的时间不断增加, 幼儿的单足支撑相比比例会逐渐接近成人水平.

同时, 17~31 月期间幼儿的一项步态空间参数—步长也在不断增加, 这反映出幼儿身体的生长变化情况, 即身高 (腿长) 的增加使得步长不断变大. 这表明整个身体形态的变化与步态的成熟存在一定

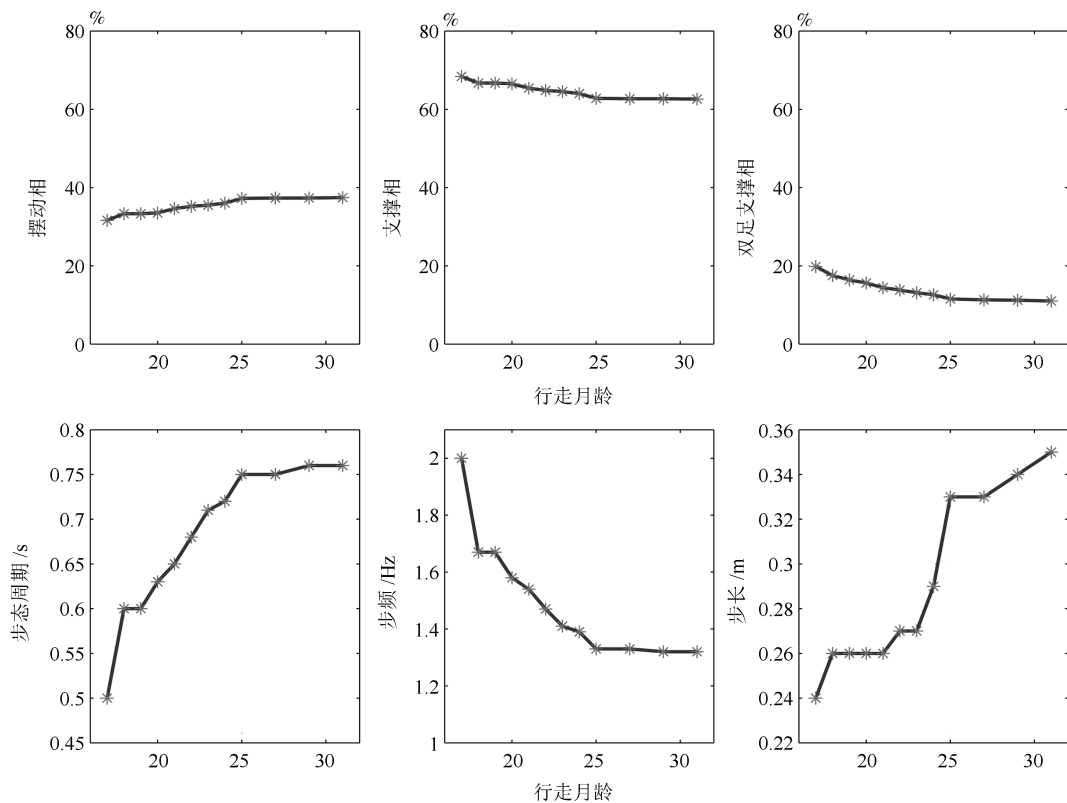


图 16 学步期幼儿步态发育趋势
 Fig. 16 The development trend of toddler's gait

的相关性.

另外, 对学步期幼儿行走时下肢三个关节的关节角变化进行统计. 由表 3 可以看出, 随着月龄的增加, 髋关节的俯仰角变化范围不断缩小, 横滚角的变化幅度略微缩小, 而航向角的变化没有明显的规律性. 膝关节和踝关节的俯仰角变化范围也不断缩小, 而踝关节的横滚角和航向角变化无明显的规律性. 下肢三个关节的俯仰角变化范围均不断减小, 主要原因在于: 首先, 幼儿不断地练习走路, 行走经验得到积累, 身体的协调性和掌控力逐渐提高; 其次, 学步期间幼儿的下肢长度不断增加, 整个身体的重心逐渐提升, 因此下肢关节在矢状面上的屈伸角度不断减小. 而各关节的航向角变化规律性较差, 主要由于幼儿行走随意性较大, 很难保持其行走方向沿

某一指定路线.

4 结论

本文提出了一种基于 Kinect 的学步期幼儿步态提取方法, 通过直接获取人体的骨骼信息来采集不同月龄幼儿行走的关节数据, 大大降低了自然步态提取的难度, 数据采集更加方便, 使得针对幼儿学步期的海量步态特征提取成为可能.

首先, 对 Kinect 录制的行走视频进行关节位置平滑后, 通过基于曲线拟合的骨骼数据滤波算法对视频作进一步处理. 不仅提取出各月龄下肢骨骼的长度, 并且截取出便于后期步态提取与分析的骨骼数据.

表 2 17~31 月龄幼儿行走的步态时空参数

Table 2 The temporal-spatial gait parameters of toddler during 17~31 months

月龄	支撑相 (%)	双足支撑相 (%)	单足支撑相 (%)	摆动相 (%)	步态周期 (s)	步频 (Hz)	步长 (m)
17	68.4	19.8	48.6	31.6	0.5	2	0.24
18	66.7	17.5	49.2	33.3	0.6	1.67	0.26
19	66.7	16.4	50.3	33.3	0.6	1.67	0.26
20	66.5	15.6	50.9	33.5	0.63	1.58	0.26
21	65.4	14.4	51	34.6	0.65	1.54	0.26
22	64.8	13.8	51	35.2	0.68	1.47	0.27
23	64.5	13.1	51.4	35.5	0.71	1.41	0.27
24	64	12.6	51.4	36	0.72	1.39	0.29
25	62.8	11.5	51.3	37.2	0.75	1.33	0.33
27	62.7	11.3	51.4	37.3	0.75	1.33	0.33
29	62.7	11.2	51.5	37.3	0.76	1.32	0.34
31	62.6	11	51.6	37.4	0.76	1.32	0.35

表 3 17~31 月龄幼儿行走时下肢各关节角变化 (°)

Table 3 The joint angle variations of lower limb of toddler during 17~31 months (°)

关节角月龄	俯仰角	髋关节横滚角	航向角	膝关节横滚角	俯仰角	踝关节横滚角	航向角
17	-12~3	-103~-88	-39~-28	-26~53	-32~23	-150~-75	-47~-17
18	-10~2	-101~-86	-28~-15	-23~46	-23~19	-145~-90	-50~-15
19	-8~5	-100~-85	-39~-21	-25~45	-11~25	-123~-62	-50~-24
20	-8~4	-98~-84	-46~-38	-21~46	-10~27	-128~-82	-57~-32
21	-7~5	-97~-84	-33~-21	-22~45	-12~24	-127~-69	-40~-20
22	-5~6	-100~-87	-22~-9	-24~37	-18~16	-125~-58	-37~-18
23	-5~5	-100~-90	-35~-20	-15~40	-20~12	-140~-75	-42~-22
24	-4~6	-100~-90	-45~-25	-16~38	-10~18	-120~-64	-34~-17
25	-6~3	-100~-90	-35~-21	-22~25	-12~14	-135~-70	-30~-20
27	-4~5	-100~-91	-37~-23	-18~26	-14~11	-137~-78	-37~-10
29	-5~3	-99~-89	-33~-20	-15~26	-13~12	-134~-52	-48~-20
31	-4~4	-97~-88	-24~-10	-13~25	-12~12	-135~-76	-25~-5

其次, 通过拟合幼儿行走时的足端轨迹来提取不同月龄的步态时间和空间参数, 利用下肢的逆运动学解算来获得髋、膝、踝关节的各关节角变化, 分析与总结学步期幼儿行走的自然步态特征, 并探索幼儿步态发育的规律与原因。

最后, 本文的研究目的是验证上述步态提取与分析方法的可行性和有效性, 因此区别于现有的儿童步态分析的研究成果, 本文仅针对单个幼儿学步过程进行了记录。

后续我们的工作包括以下三个方面: 1) 继续记录幼儿行走的视频直至其步态规律基本接近成人水平, 进而分析上肢摆动数据与下肢行走数据间的关联, 研究其对于幼儿步态成熟与平衡策略的发展有何影响. 并尝试将上述幼儿行走步态规律应用到双足机器人的步态演化上; 2) 在提取幼儿行走步态特征的基础上, 探索有效的步态识别方法, 如借鉴基于 CGI 的时间模板方法来提高步态识别的鲁棒性^[27]; 3) 采集更多学步期幼儿的行走数据, 对比其步态特征的共性和差异. 进一步研究幼儿的肌肉力量、身体形态、平衡性等因素在其步态发育的不同阶段如何产生确定性的影响。

References

- Li Kai, Yuan Wen-Xue, Meng Zhao-Li. Research advancement of children's gait. *China Sport Science*, 2009, **29**(10): 72-75
(李凯, 元文学, 孟昭莉. 儿童步态的研究进展. 体育科学, 2009, **29**(10): 72-75)
- Xia Ze-Yang, Chen Ken, Liu Li, Xiong Jing. Experimental analysis on human locomotion for natural gait planning of humanoid robots. *Robots*, 2008, **30**(1): 41-46
(夏泽洋, 陈垦, 刘莉, 熊璟. 面向仿人机器人自然步态规划的人体步行实验分析. 机器人, 2008, **30**(1): 41-46)
- Sun Guang-Bin, Wang Hong, Lu Zhi-Guo, Wang Fu-Wang, Shi Tian-Wei, Wang Lin. Humanoid walking planning based on EMG from human foot-bottom. *Acta Automatica Sinica*, 2015, **41**(5): 874-884
(孙广彬, 王宏, 陆志国, 王福旺, 史添玮, 王琳. 仿人足底肌电特征的机器人行走规划. 自动化学报, 2015, **41**(5): 874-884)
- Tian Yan-Tao, Sun Zhong-Bo, Li Hong-Yang, Wang Jing. A review of optimal and control strategies for dynamic walking bipedal robots. *Acta Automatica Sinica*, 2016, **42**(8): 1142-1157
(田彦涛, 孙中波, 李宏扬, 王静. 动态双足机器人的控制与优化研究进展. 自动化学报, 2016, **42**(8): 1142-1157)
- Zhao Xiao-Jun, Huang Qiang, Peng Zhao-Qin, Zhang Li-Ge, Li Ke-Jie. Kinematics mapping of humanoid motion based on human motion. *Robot*, 2005, **27**(4): 357-361
(赵晓军, 黄强, 彭朝琴, 张利格, 李科杰. 基于人体运动的仿人型机器人动作的运动学匹配. 机器人, 2005, **27**(4): 357-361)
- Kanako M, Mitsuharu M, Shin'ichiro N, Fumio K, Kensuke H, Kenji K, Shuuji K. Robot motion remix based on motion capture data- towards human-like locomotion of humanoid robots. In: Proceedings of the 9th IEEE-RAS International Conference on Humanoids. Paris, France: IEEE, 2009. 596-603
- Armstrong N, Welsman J R, Chia M Y H. Short term power output in relation to growth and maturation. *British Journal of Sports Medicine*, 2001, **35**(2): 118-124
- Van Praagh E, Doré E. Short-term muscle power during growth and maturation. *Sports Medicine*, 2002, **32**(11): 701-728
- Cioni G, Duchini F, Milianti B, Paolicelli P B, Sicola E, Boldrini A, et al. Differences and variations in the patterns of early independent walking. *Early Hum Development*, 1993, **35**(3): 193-205
- Whittle M W. Clinical gait analysis: a review. *Human Movement Science*, 1996, **15**(3): 369-387
- Yaguramaki N, Kimura T. Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait & Posture*, 2002, **16**(1): 69-77
- Sutherland D H, Olshen R, Cooper L, Woo S L. The development of mature gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1980, **62**(3): 336-353
- Wang Xin, Guan Xin. The gait kinematics analysis for healthy infant aged from one to six. *Journal of Beijing Sport University*, 2012, **35**(7): 66-69
(王新, 关欣. 1-6岁健康儿童行走步态特征分析. 北京体育大学学报, 2012, **35**(7): 66-69)
- Zhang Xiao-Dong, Xiao Dan-Dan. A kinematic analysis of over weight children and normal weight children's walk movement characteristics. *Journal of Beijing Sport University*, 2008, **31**(12): 1651-1654
(张晓栋, 肖丹丹. 肥胖儿童与正常儿童行走步态特征的运动学分析. 北京体育大学学报, 2008, **31**(12): 1651-1654)
- Yan Song-Hua, Xie Nan, Liu Zhi-Cheng. Biomechanical study on gait of obese children. *Chinese Journal of Sports Medicine*, 2007, **26**(3): 286-290
(闫松华, 谢楠, 刘志成. 肥胖儿童平地自然行走时的步态研究. 中国运动医学杂志, 2007, **26**(3): 286-290)
- Winter D A, Greenlaw R K, Hobson D A. Television-computer analysis of kinematics of human gait. *Computers and Biomedical Research*, 1972, **5**(5): 498-504
- Halleman A, Clercq D D, Aerts P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait & Posture*, 2006, **24**(3): 270-279
- Sun B Q, Liu X G, Wu X T, Wang H Y. Human gait modeling and gait analysis based on Kinect. In: Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA). Hong Kong, China: IEEE, 2014. 3173-3178
- Amandine D, Francois C. A gait analysis method based on a depth camera for fall prevention. In: Proceedings of the 36th Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Chicago, USA: IEEE, 2014. 4515-4518
- Suttipong K, Pornchai M, Bunthit W, Sasipa S. Automatic multiple Kinect cameras setting for simple walking posture analysis. In: Proceedings of the 2013 International Conference on Computer Science and Engineering (ICSEC). Bangkok, Thailand: IEEE, 2013. 245-249
- Yu Tao. *Kinect Application Development Combat: the Most Natural Way to Dialogue with the Machine*. Beijing: Machinery Industry Press, 2012. 26-30
(余涛. Kinect 应用开发实战: 用最自然的方式与机器对话. 北京: 机械工业出版社, 2012. 26-30)

- 22 The Microsoft Kinect. JointType enumeration [Online], available: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/microsoft.kinect.jointtype.aspx>, May 4, 2017.
- 23 Pete D. Avateering with kinect v2-joint orientations [Online], available: <http://peted.azure-websites.net/avateering-with-kinect-v2-joint-orientations/>, May 6, 2017.
- 24 McGhee R B. Some finite state aspects of legged locomotion. *Mathematical Biosciences*, 1968, **2**(1–2): 67–84
- 25 Meng Jian. Research and Implementation on Motion Control Method of Quadruped Robot on Complex Terrain and Environment [Ph. D. dissertation], Shandong University, China, 2015.
(孟健. 复杂地形环境四足机器人运动控制方法研究与实现 [博士学位论文], 山东大学, 中国, 2015.)
- 26 Craig J J. *Introduction to Robotics: Mechanical and Control* (Third Edition). New Jersey: Pearson Education, 2005. 51–55
- 27 Wang C, Zhang J P, Wang L, Pu J, Yuan X R. Human identification using temporal information preserving gait template. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2012, **34**(11): 2164–2176



张 勤 济南大学自动化与电气工程学院讲师, 山东大学控制科学与工程学院博士后. 主要研究方向为传感器技术, 移动机器人.

E-mail: cse_zhangq@ujn.edu.cn

(**ZHANG Qin** Lecturer at the School of Electrical Engineering, University of Jinan, postdoctor at the

School of Control Science and Engineering, Shandong University. Her research interest covers sensor technology and mobile robot.)



李岳扬 济南大学自动化与电气工程学院副教授. 主要研究方向为随机系统故障诊断与容错控制.

E-mail: cse_liyy@ujn.edu.cn

(**LI Yue-Yang** Associate professor at the School of Electrical Engineering, University of Jinan. His research interest covers fault diagnosis and fault tolerant control for stochastic systems.)

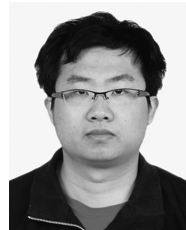


李贻斌 山东大学控制科学与工程学院教授. 主要研究方向为机器人技术. 本文通信作者.

E-mail: liyb@sdu.edu.cn

(**LI Yi-Bin** Professor at the School of Control Science and Engineering, Shandong University. His main research interest is robotics. Corresponding au-

thor of this paper.)



柴 汇 山东大学机械工程学院博士后. 主要研究方向为机器人技术.

E-mail: pigging.chai@gmail.com

(**CHAI Hui** Postdoctor at the School of Mechanical Engineering, Shandong University. His main research interest is robotics.)