

基于图像处理的人体步态信息采集与处理^①

刘艳阳^{1,2}, 刘永久^{1,2}, 聂余满², 张磊杰^{1,2}, 宋全军²

¹(中国科学技术大学 自动化系, 合肥 230027)

²(中科院 合肥智能机械研究所, 合肥 230031)

摘要: 为了获取健康人体的正常步态信息, 提出了一种快捷有效的获取方法. 通过在下肢关节处粘贴标记点, 利用摄像机获取正常人行走的图像, 对图像进行二值化处理, 提取出标记点坐标. 经过最小二乘拟合分析可得到人体脚心在一个步态周期内的运动轨迹及运动速度. 最后对下肢康复机器人进行步态规划, 得到下肢康复机器人的步态轨迹及其速度, 并对不同年龄人群的步态速度曲线进行了分析. 实验结果表明, 该系统可行性好, 工作稳定, 为下肢康复机器人的运动学分析与控制提供有力的理论依据和验证方法.

关键词: 步态信息; 图像处理; 数据分析; 步态规划

Human Gait Acquisition and Handling Based on Image Processing

LIU Yan-Yang^{1,2}, LIU Yong-Jiu^{1,2}, NIE Yu-Man², ZHANG Lei-Jie^{1,2}, SONG Quan-Jun²

¹(Department of Automation, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China)

²(Institute of Intelligence Machines, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

Abstract: In order to obtain gait features of human foot in normal walking process. This paper presents a fast and effective system for gait features acquisition. Feature points were attached to the specific parts of human lower limbs and a video camera was used to acquire images of a walking process. In addition, axis values of feature points can be acquired by image binarization processing. At the same time, foot trajectory of fixed center of mass and gait speed were abstracted based on the least square method (LSM). Finally, the gait of lower limb rehabilitation robot was planned according to the gait features, abstracting the gait trajectory of rehabilitation robot. Moreover, gait speed of different ages were analyzed. Experiments results show that the system is feasible and stable, which provides a powerful data basis and authentication methods for the analysis of movement and control of lower limb rehabilitation robot.

Key words: gait features; image processing; data analysis; gait planning

步态是指人行走的方式, 人体的生理功能、病理力学甚至精神状态的各种变化都会不同程度地影响人体的步态^[1]. 可以说, 步态从一个侧面反映出了人的健康状况和病态特征. 因此人体步态运动信息非常重要, 这些参数直接影响到下肢康复机器人训练的治疗效果以及患者训练时的舒适程度. 医学研究表明, 患者如果能按照病前的正常步态进行训练, 效果将会更好, 恢复过程也将更短. 因此采集健康人体的正常步态信息是非常必要的, 它为下肢康复机器人的机构设

计、运动分析和步态规划提供了有力的依据.

在国内外广泛采用可携带式传感器^[2]、视觉分析系统^[3]和测力板^[4]等系统来检测分析人体步态运动信息. 这些系统对硬件的要求比较高, 操作与使用步骤也比较复杂, 同时分析周期比较长. 因此本文采用基于图像处理的快捷有效的检测系统来采集健康人的步态运动信息, 这样不但降低了成本而且便于操作, 同时与使用秒表米尺等简单工具测量方法相比具有较好的精度和科学性.

① 基金项目:安徽省优秀青年科学基金(10040606Y06);国家自然科学基金(61201400);国家体育总局重点研究领域课题(2012B080)

收稿时间:2012-09-12;收到修改稿时间:2012-10-29

1 人体步态特征参数获取

本系统人体步态参数获取主要通过摄像机采集人体行走步态轨迹, 经过图像处理获得特征参数, 其获取步骤框图如图 1 所示.

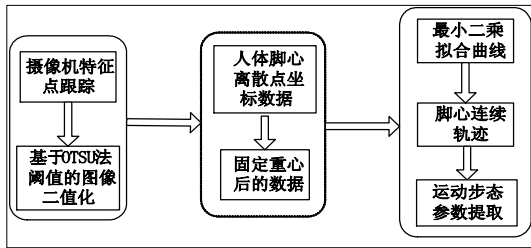


图 1 人体步态参数获取步骤框图

1.1 人体步态参数

正常的步态具有约束性、周期性和重复性 3 个明显特征^[5], 为了准确描述人体步态, 人们在不断地认识中逐步建立了人体步态特征参数, 这些参数在步态分析和步态规划中起到了重要的作用. 主要的步态特征参数有步态周期和步长.

步态周期: 一个步态周期是指从一侧足跟着地到同侧腿足跟再次着地所经历的时间^[6].

正常的人体步态周期可分为支撑期与摆动期两个阶段, 其中支撑期约占整个步态周期的 60%~65%. 摆动期约占整个步态周期的 35%~40%^[7,8]. 随着年龄的增长, 支撑期占步态周期的比例也随之增加. 不过不同性别和身高的人, 其支撑期和摆动期所占的比例无明显差异^[7]. 具体划分如下图 2 所示.

步长: 人行走时左右足跟(或脚尖)间的纵向距离称为步长, 身高的不同会造成步长的差异. 中国青年男性的步长约为 55~77.5 cm, 女性约为 50~70 cm^[9].

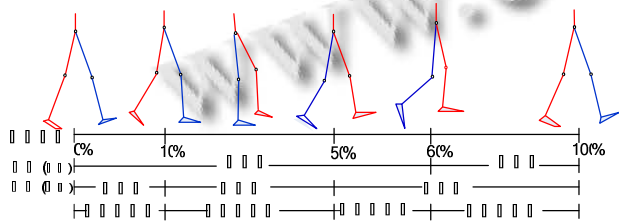


图 2 步态周期图

1.2 步态获取系统构成

本文检测系统主要硬件为摄像机. 人体步态轨迹采集系统图如图 3 所示, 摄像机处于水平静止状态, 其中心线与人体行走方向垂直, X 方向为人体行走方

向, Y 方向为竖直方向.

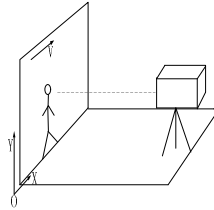


图 3 步态轨迹采集系统图

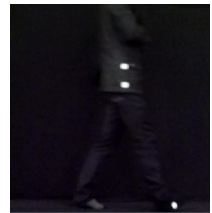


图 4 实验现场图

实验的受试者为无神经、肌肉、骨骼疾病史的健康人, 实验中, 受试者穿黑色上衣和黑色袜子. 标记点采用白色圆形纸片, 粘贴在脚心、髌关节、腰三个关键点处, 在行走过程中为了不挡住髌关节的点, 受试者的手始终放在胸前, 如图 4 所示. 并测量记录髌关节和腰部两点之间的距离为 D mm, 这为图像的处理提供了可靠的参考距离和方向. 由于在人体正常行走时, 左右脚行走的轨迹基本相同, 只有 180° 的相位差, 因此只研究右脚的行走轨迹.

1.3 图像采集与处理

通过人体步态轨迹采集系统, 得到了人体正常行走的一段真实视频, 将视频文件转化为时间间隔为 1/30 秒的各个图像序列^[10]. 图像序列中有要提取的各标记点还有其他背景噪声, 要从多值的数字图像中提取目标点, 必须经过二值化处理, 即通过设定一个阈值 T^[11], 用 T 将图像数据分成大于 T 的像素群和小于 T 的像素群, 将它们分别赋予不同的值从而提取出我们所关心的特征点, 如式(1)所示:

$$I_B(u, v) = \begin{cases} 255, & I_P(u, v) > T \\ 0, & I_P(u, v) < T \end{cases} \quad (1)$$

其中, I(u,v)表示图像中某点的像素值.

经过二值化处理后的图像序列只有亮暗两种区域, 其中标志点为亮色, 通过编写程序, 调用函数库, 得到前进过程中各个标记点中心的坐标(u, v). 由于(u, v)是以像素为单位的图像坐标系的坐标, 只表示位于图像平面中的列数与行数, 并没有实际的物理意义, 因此需要建立图像平面与人体矢状面的对应关系. 在人体矢状面中, 测得腰部与髌关节之间的距离为 D mm, 在图像平面中可以得到这两点之间的的像素点数为 d, 得到两个坐标平面对应的比例关系为

$$s = \frac{D}{d}; \quad (2)$$

因此将图像平面的坐标转换到人体矢状面的坐标 x 、 y 。得到受试者脚心 x 、 y 方向位移变化曲线如图 5 所示:

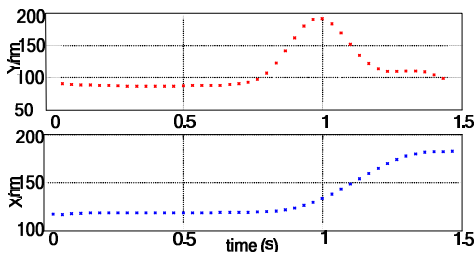


图 5 脚心 X、Y 位移变化图

2 实验数据分析与规划

2.1 步态轨迹分析与规划

正常人在行走过程中,重心是前进的,因此脚心的 x 坐标也是不断变化的如图 5。而下肢康复机器人训练时重心是相对不动的,因此通过算法固定重心,得到人体脚心在一个步态周期内重心相对不变的离散运动轨迹如图 6:

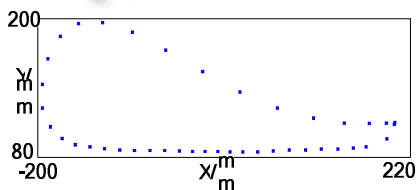


图 6 一名受试者右脚脚心离散运动轨迹

根据医学研究,下肢康复机器人训练时如能最大程度的模拟正常人的行走,患者的康复效果将更好,患者训练的舒适度也会提高。通过图像分析已经得到了人体脚心的运动轨迹。通常通过步态周期,步长,运动速度等参数来描述以上步态信息。得到参数化的步态描述后,在对下肢康复机器人设计时使用步态规划评价标准的优化准则对这些步态参数进行优化,得到有效的步态轨迹和运动参数。

通过实验得到正常人的步态轨迹如图 6 所示,根据正常人行走的几个明显阶段特征,我们用近似于椭圆的四段曲线来模拟正常人行走的步态轨迹,即下肢康复机器人的轨迹,如图 7 蓝色线所示,其中从 a 到 b、b 到 c、c 到 d、d 到 a 分别表示单腿支撑期,双腿支撑期,摆动加速期,摆动末期。从步态周期,步长,步高等运动参数方面经相对误差分析,基本符合健康人体的正常步态轨迹,因此规划轨迹具有可行性。

由于得到的是离散数据并不能很好的描述脚心的

运动变化规律也不便于脚心速度的提取。因此本文的设计思路是:把脚心两个方向的坐标随时间的变化提取出来,再采用最小二乘曲线拟合方法拟合人体脚心两个运动方向上的运动轨迹;最后对多项式描述的连续轨迹通过求一阶导数获得健康人体正常行走时的运动步态速度曲线。再将得到的速度曲线规划到下肢康复机器人的轨迹上,从而为下肢康复机器人的控制提供理论依据。

2.2 轨迹最小二乘拟合

大多数情况下,知道两个变量的一些离散数据点 (t_i, x_i) , 要根据任意的 t 值求 x 值, 我们可以通过曲线拟合^[12]来得到函数表达式, 曲线拟合有很多种, 这里采用多项式表达式来拟合人体行走的步态位置变化。

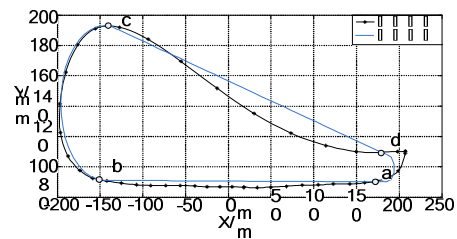


图 7 步态轨迹规划

①数学模型:

用一个 m 次多项式 $x(t) = a_1 + a_2t + a_3t^2 + \dots + a_nt^m$ 拟合 n 个离散数据点 $(t_i, x_i)(i=1,2, \dots, n)$, 为了求得 a_1, \dots, a_n , 根据多元回归理论解出正规方程组。将方程组写成矩阵形式为:

$$T^T T A = T^T X \tag{3}$$

其中,

$$T = \begin{bmatrix} 1 & t_1 & t_1^2 & \dots & t_1^m \\ 1 & t_2 & t_2^2 & \dots & t_2^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & t_{n-1} & t_{n-1}^2 & \dots & t_{n-1}^m \\ 1 & t_n & t_n^2 & \dots & t_n^m \end{bmatrix},$$

$$X = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_{n-1} \\ x_n \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_{n-1} \\ a_n \end{bmatrix}$$

令 $B = T^T T$, $C = T^T X$, 则该问题就转化为求解线性代数方程组 $BA=C$, 同理可以得到 Y 方向坐标随时

间的一个线性方程组。

②曲线拟合:

从实验中,得到两组离散数据(ti, xi), (ti, yi) (i=1,2,...,n),要从这些数据中去求解自变量与因变量之间的函数关系式,通过最小二乘拟合来寻找这个“最好”函数关系,也就是每一点的“偏差平方和最小”的原则进行.从而得到实验数据与拟合曲线的关系如图8:

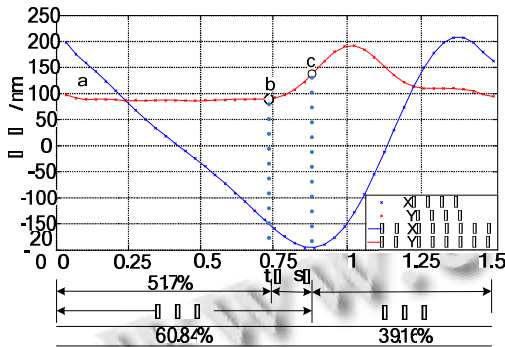


图8 右脚脚心 x,y 方向位移变化曲线

从图中可以看出整个步态周期约为 1.43s,分为支撑期和摆动期,其中支撑期占整个步态周期的 60.84%,其中 a 到 b 点是单腿支撑期,从 b 到 c 是双腿支撑期,所占步态周期比例如图所示.摆动期从 c 点开始,约占整个步态周期的 39.16%,符合图 2 中正常人行走的比例关系,因此得到实验系统是可行的.

2.3 运动速度分析与规划

根据对脚心 X、Y 方向的连续运动轨迹曲线求一阶阶导(对时间 t),得到脚心 X、Y 方向速度 Vx, Vy, 由 $v = \sqrt{V_x^2 + V_y^2}$ 得到合速度曲线,如图 9 所示:

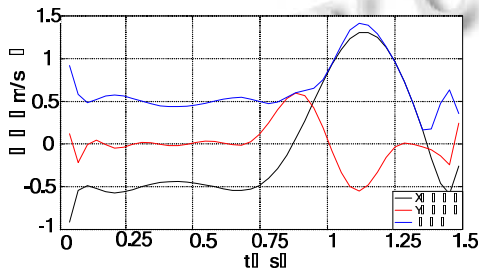


图9 右脚脚心速度曲线

根据步态周期分为单腿支撑期、双腿支撑期,摆动加速期与摆动末期四个明显阶段,将合速度曲线分为四个阶段进行规划,如图 10:

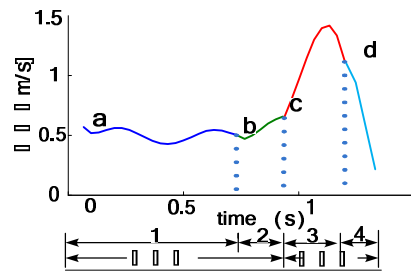


图10 右脚脚心合速度分段

其中阶段 1 为单腿支撑期,阶段 2 为双腿支撑期,阶段 3 为摆动加速期,阶段 4 为摆动末期.并得到各个阶段的函数表达式,如式(4).

$$V = \begin{cases} 505.33t^6 + 1297.7t^5 + 1278.8t^4 + 604.22t^3 + 140.33t^2 - 14.866t + 1.09 & t \leq 0.75 \\ 399.88t^4 - 1409.9t^3 + 1855.5t^2 - 1080t + 235.22 & 0.75 < t \leq 0.98 \\ -117.55t^3 + 352.33t^2 - 346.55t + 112.77 & 0.98 < t \leq 1.2 \\ 517.44t^3 - 1980t^2 + 2516.6t - 1061.1 & 1.2 < t \leq 1.43 \end{cases} \quad (4)$$

在单腿支撑期的阶段即 a—b 阶段,人体脚着地,是重心不断前进的过程,重心的上下波动相对较小,因此我们把单腿支撑期规划为匀速直线运动,取 a—b 的平均值作为下肢康复机器人的运动速度.在其他三个阶段分别按照表达式(4)进行规划,得到下肢康复机器人的速度曲线如图 11 所示:

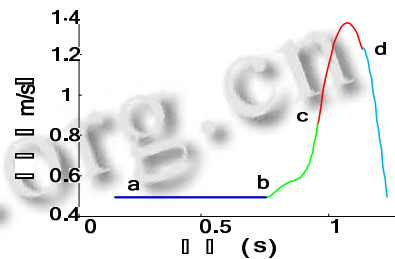


图11 规划到下肢康复机器人的速度

本文采集了 11 名不同性别、身高、年龄的正常人步态信息,得到其他 10 名受试者由于年龄不同得到的速度曲线如图 12 中蓝色部分线所示.

从图中观察到同一年龄阶段的受试者,行走步态周期所占的百分比基本一致,只是由于性别和身高的不同,同一年龄阶段不同受试者的步速不一样,而且基本是按比例变化.对于下肢康复机器人,针对两种不同年龄阶段的患者采用不同的训练速度,因此对于图中的两簇曲线,我们采取最小二乘拟合法进行拟合,得到如图 12 所示:

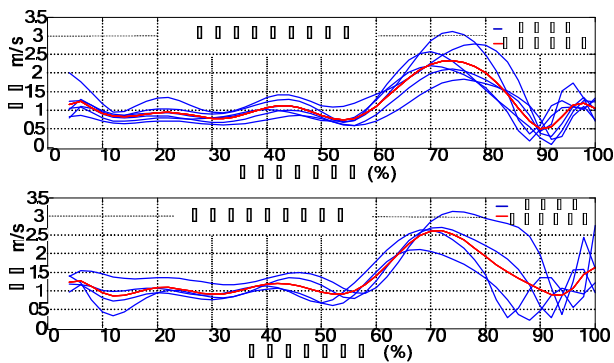


图 12 采集不同受试者得到的速度曲线

其中蓝色线为实验数据，红色线是最小二乘得到的曲线，得到的曲线可以按照前面的分析进行下肢康复机器人的速度规划。

3 结论

本文采用基于图像处理的检测系统，获得了正常人体行走的一些步态轨迹参数，该系统不仅降低了成本，同时与传统方法相比又具有一定的科学性和准确性。通过软件混合编程，得到支撑期约占整个步态周期的 60.84%，摆动期占步态周期的 39.16%，接近正常人步态周期的比例，验证了实验系统的可行性。经分析得到了右脚脚心在一个步态周期内的速度变化规律。根据得到的步态信息对下肢康复机器人进行步态规划，得到了其运动轨迹和速度运动曲线，同时对不同年龄的速度曲线进行了分析，为下肢康复机器人的运动分析和控制提供了有力的数据依据。

参考文献

- 1 Sequeira MM, Rickenhach M, Wietlisbach V, Tullen B, Schutz Y. Physical Activity Assessment Using a Pedometer and Its Comparison with a Questionnaire in a Large Population Survey. *Am J Epidemiol* 1995,142(9):989-999.
- 2 Lee JA, Cho SH, Lee JW, et al. Wearable Accelerometer System for Measuring the Temporal Parameters of Gait. *Proc. of IEEE 29th Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society*. 2007. 22-26 Aug. 2007: 483-486.
- 3 Ioannidis D, Tzovaras D, Mous ta kas K. Gait Identification using the 3D Protrusion Transf orm. *Proc. of IEEE International Conference on Image Processing*. 2007, 1, Sept. 16-Oct.19: 349-352.
- 4 Sakkinen HM, Kylmanen A. Development of EMFI-Sensor Based Pressure Sensitive Insole for Gait Analysis. *Proc. of IEEE International Workshop on Medical Measurement and Applications*. 4-5May 2007: 1-3.
- 5 Zanchi V. Quantitative human gait analysis. *Simulation Practice and Theory*, 2000,8:127-139.
- 6 DeLisa JA. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Washington D.C.: Scientific and Technical Publications Section, 1998.
- 7 吴剑,李建设.人体行走时步态的生物力学研究进展. *中国运动医学杂志*,2002,21(3):305-307.
- 8 张今瑜,王岚,张立勋.基于多传感器的实时步态检测研究. *哈尔滨工程大学学报*,2007,28(2):218-221.
- 9 戴克戎.步态分析及其应用. *中国骨科杂志*,1991,11-207.
- 10 张颢.轨道交通系统的闸机中图像处理与识别技术.天津:天津大学,2006.
- 11 赵黎丽,侯正信.步态识别问题的特点及研究现状. *中国图像图形学报*,2006,2(11):152.
- 12 石振东,刘国庆.实验数据处理与曲线拟合技术.哈尔滨:哈尔滨船舶工程学院出版社,1991.