

基于跑台的个性化运动强度自适应控制方法

严 明¹, 吴新丽¹, 王锐锐¹, 张 文¹, 杨文珍¹, 潘志庚^{2,3}

(1. 浙江理工大学虚拟现实实验室, 浙江 杭州 310018;

2. 杭州师范大学数字媒体与人机交互研究中心, 浙江 杭州 311121;

3. 广州玖的数码科技有限公司, 广东 广州 510623)

摘 要: 针对目前跑台运动强度控制方法存在个性化健身缺失、运动的安全性和有效性难以兼顾等问题, 提出一种基于跑台的个性化运动强度自适应控制方法。首先依据跑者的体质和健身目标, 获得个性化健身的运动强度, 然后实时测量和反馈跑者的心率, 全自动调整跑台的坡度和速度, 让跑者处在有效健身的运动强度区间。40名测试对象实验获得的运动心率比平均值在(0.678, 0.834)范围内, 心率标准差在(3.156, 6.312)范围内, 测试对象的运动心率稳定控制在最佳健身心率区间内, 而且其心率波动较小, 不仅保证了运动的有效性, 而且降低了跑步健身危险发生的可能性。

关 键 词: 运动强度; 心率监测; 最佳健身心率; 运动心率比

中图分类号: TH 139; TP 391.9

DOI: 10.11996/JGJ.2095-302X.2019030481

文献标识码: A

文章编号: 2095-302X(2019)03-0481-08

An Adaptive Control Method of Running Platform for Personalized Fitness

YAN Ming¹, WU Xin-li¹, WANG Rui-rui¹, ZHANG Wen¹, YANG Wen-zhen¹, PAN Zhi-geng^{2,3}

(1. Virtual Reality Laboratory, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou Zhejiang 310018, China;

2. Digital Media & Interaction Research Center, Hangzhou Normal University, Hangzhou Zhejiang 311121, China;

3. Guangzhou NINED Digital Technology Co. Ltd, Guangzhou Guangdong 510623, China)

Abstract: Currently the running platform is difficult to ensure the safety and effectiveness of exercise, and cannot realize the personalized fitness. This paper proposes an adaptive control method of running platform for personalized fitness. To meet the runner's physical health and fitness goals, the appropriate exercise intensity values are calculated to match the runner's personalized fitness. During the running exercise, the runner's heart rate is measured in real time. The slope and speed of the running platform are automatically adjusted by the practiced heart rate to ensure the effective exercise, which shall be in the scope of his exercise intensity. 40 subjects were tested by this exercise intensity adaptive control method. Their average heart rate ratio in exercise was in the range of (0.678, 0.834), and the standard deviation of heart rate was in the range of (3.156, 6.312). The results show that this control method can stably control the exercise heart rate of the subjects within the optimal fitness heart rate interval, and the heart rate fluctuation is small, which not only ensures the effectiveness of the exercise, but also reduces the possibility of running fitness risk. Thus the effectiveness of this control method for the running platform is verified.

收稿日期: 2018-11-06; 定稿日期: 2018-11-26

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFB1004901); 浙江省自然科学基金项目(LQ19F020012); 浙江省基础公益研究计划项目(LGF19E050005); 广州创新创业领军团队项目(CXLJTD-201609)

第一作者: 严 明(1993-), 男, 江苏江阴人, 硕士研究生。主要研究方向为基于大数据云平台的科学运动和娱乐。E-mail: 406070382@qq.com

通信作者: 杨文珍(1976-), 男, 浙江义乌人, 教授, 博士。主要研究方向为体感交互、虚拟健身。E-mail: ywz@zstu.edu.cn

Keywords: exercise intensity; heart rate monitoring; best fitness heart rate; exercise heart rate scale

户外跑步受到天气、时间和场地等条件的限制,而跑步机可以摆脱这些局限,让人们在室内随时进行跑步健身,因而受到大众的喜爱。但是,目前大多数跑台都是由跑者自己设定运动强度(包括跑台的坡度、速度和运动时长等)进行运动,并不是一种科学的健身方式^[1]。由于大多数跑者并不清楚适合自己体质的运动强度,存在着运动健身的盲目性,影响了健身效率。因此,跑台需要一种运动强度自适应的控制方法,能够依据个人的体质和锻炼目标,自动调整跑步的运动强度,实现个性化的科学健身,提升健身效果^[2]。

目前,基于跑台的运动强度控制方法可分为开、闭环系统控制方法。开环系统控制方法是通过预设靶心率设计运动强度,制定跑台的坡度和速度调整方案^[3]。该控制方法无需心率的实时监测和反馈机制,相对简单和方便使用,但是,其跑步健身的有效性与科学性难以保证。而且,如果跑者在运动过程中发生身体不适,跑台无法及时调整其速度和坡度,存在较大的运动安全隐患。

闭环系统控制方法是通过监测跑者的心率,自动调整跑台的速度和坡度,从而达到控制运动强度的目的。MAZENC 等^[4]提出了一种心率反馈非线性模型的控制技术,以跑步机速度为控制输入,以心率追踪的参考轨迹为控制目标,利用 Lyapunov 函数分析,设计新的状态和输出反馈跟踪控制器,使误差动态全程呈指数稳定。SU 等^[5]提出了一种识别和控制 Hammerstein 系统的控制方法,实现跑台的心率追踪功能,首先通过输入伪随机二进制序列分离出非线性输入中的动态线性部分,再利用向量回归方法获得静态非线性逆矩阵的稀疏表示,以获得 Hammerstein 系统的近似线性模型,最后设计近似线性模型的控制器实现其鲁棒跟踪性能。此类闭环系统控制方法设计复杂、成本高且不易操作,很难实际应用于跑台,且没有针对不同用户的个性化跑步健身指导功能。

针对上述问题,本文提出了一种基于跑台的个性化运动强度自适应控制方法,通过实时测量和反馈跑者的心率,控制运动强度,以确保运动的安全性和有效性,降低系统控制的复杂度,同时,针对不同的健身用户,能给出不同的个性化健身方案。最后通过实验验证了本文方法的可行性和有效性。

1 个性化运动强度的生成和自适应控制

基于跑台个性化运动强度自适应控制方法的整体构架,如图 1 所示,主要包括个性化最佳健身心率区间的确定、跑台运动强度的调整计算和自适应控制方法实现等。

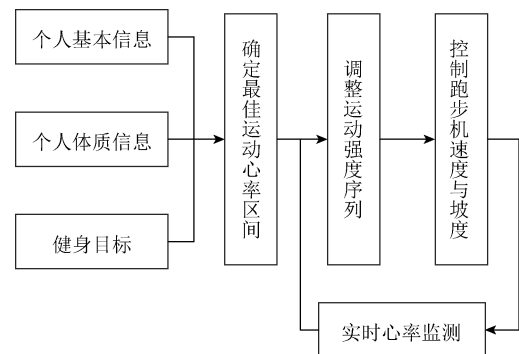


图 1 个性化运动强度自适应控制方法的整体构架

1.1 个性化运动强度的生成

1.1.1 个性化最佳健身心率区间

首先,对于不同的健身用户,应根据其体质情况,进行不同的运动强度规划。健身用户需要填写个人基本信息和体质信息,包括身高、体重、年龄、性别等^[6]。心率是运动生理学中最常用的一项指标,而最大心率的测试比较繁琐而且具有一定的危险性^[7]。目前,最大心率的推算公式有很多,虽然每项研究根据年龄推算最大心率的公式各不相同,但绝大多数研究都认为,最大心率与年龄呈负相关,也有部分研究认为,年龄是最大心率唯一的影响因子^[8]。本文中最大心率 HR_{max} 计算采用现在比较通用的“卡式公式”,即

$$HR_{max} = 220 - Age \quad (1)$$

其次,健身用户选择不同的健身目标,其对应的运动强度不同。目前,跑台主要提供 2 种健身目标:

(1) 有氧运动。人体在氧气充分供应的情况下进行的体育锻炼,其运动时间较长,运动强度适中,能够有效地改善和提高心肺机能^[9]。在该健身目标下,用户的最佳健身心率区间^[10]为

$$HR_{opt} = [0.7, 0.8] \times HR_{max} \quad (2)$$

(2) 燃脂训练。身体主要通过燃烧脂肪、碳水

化合物和蛋白质的方式为运动供能。在该健身目标下,用户的最佳健身心率区间^[10]为

$$HR_{opt} = [0.6, 0.7] \times HR_{max} \quad (3)$$

最后,根据训练者的个人信息及健身目标,由式(1)~(3)求出最佳健身心率区间。

1.1.2 运动强度的计算

根据心率和运动强度的线性关系,先计算出给定健身目标对应的运动强度范围,然后根据运动强度与速度、坡度之间的关系,把运动强度的量值转换为跑台的速度和坡度量值,并通过平台程序控制跑台的驱动电机的转速和升降电机的推力,实现全自动调整跑台的速度和坡度。其中,运动强度与速度和坡度之间的关系根据 ACSM 的运动强度推算如下^[11]:

(1) 步行运动强度计算公式。

$$EC = 1 + (0.1 \times V + 1.8 \times V \times A) / 3.5 \quad (4)$$

(2) 跑步运动强度计算公式。

$$EC = 1 + (0.2 \times V + 0.9 \times V \times A) / 3.5 \quad (5)$$

其中, V 为速度(m/min); A 为坡度(%); EC 为运动强度(MET),且 $1 \text{ MET} = 3.5 \text{ ml/kg} \cdot \text{min}$ 。

跑台运动强度的计算公式分为步行和跑步 2 个阶段,包含速度和坡度 2 个自变量,迭代过程较为复杂。当速度 $\leq 6.0 \text{ km/h}$ 时,按照步行公式计算运动强度更精确,运动强度递增主要依靠递增坡度,速度递增较为缓慢;当速度 $\geq 6.0 \text{ km/h}$ 时,按照跑步公式计算运动强度更精确,运动强度递增主要依靠递增速度,坡度递增较为缓慢。

1.2 自适应控制的实现

运动强度自适应控制方法用过程控制跑步机动力电机的转速和升降电机的推力自动调整坡度和速度,从而改变健身的运动强度,能够让跑者处在有效健身的运动强度区间,并确保运动的安全性和有效性,其控制流程如图 2 所示。

(1) 根据用户个人基本信息预测最大心率;

(2) 根据预测的最大心率及用户选择的健身目标,获得最佳的健身心率范围;

(3) 实时监测心率数据是否传输正常。若传输异常且超过一定时间后,系统自动提示心率连接异常;

(4) 若心率数据传输正常,则进入热身阶段。热身阶段每分钟逐步增加运动强度;

(5) 将锻炼阶段进行分段,每段时长为 1 min,每分钟对实时心率和最佳健身心率进行比较,并调整运动强度,基本保证用户的运动实时心率始

终处于最佳健身心率区间内,最大限度的提高健身效果;

(6) 若实时心率超过用户最大心率的 95%,则跑台终止运动;

(7) 若达到设置的健身时长,则进入放松阶段。放松阶段每分钟逐步减少运动强度至停止。保存运动结果,并生成运动记录。

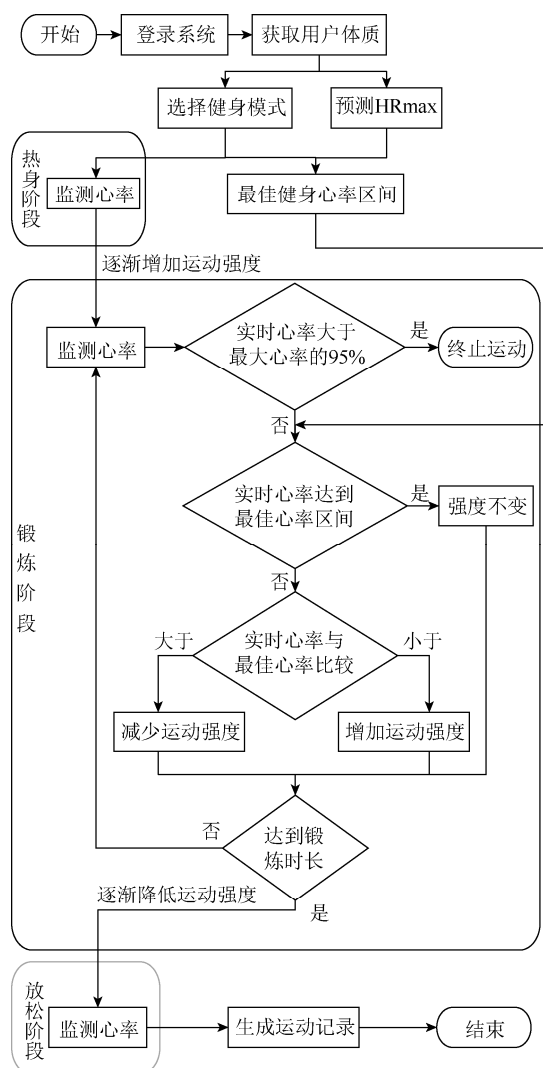


图2 运动强度自适应控制方法实现流程

1.2.1 运动强度增加方法

跑步时,如果用户的实时心率尚未达到最佳健身心率范围,表明用户还未处于最佳健身运动状态,则需要增加运动强度,此过程称为热身阶段。在热身阶段,如果运动强度增加过快,会使用户感到不适^[12]。根据有氧运动和燃脂训练 2 种健身目标,本控制系统设计了一套运动强度增加方法,其流程如图 3 所示,在达到最佳健身运动状态前,给用户缓缓增大运动强度,直至达到最佳的健身运动状态。

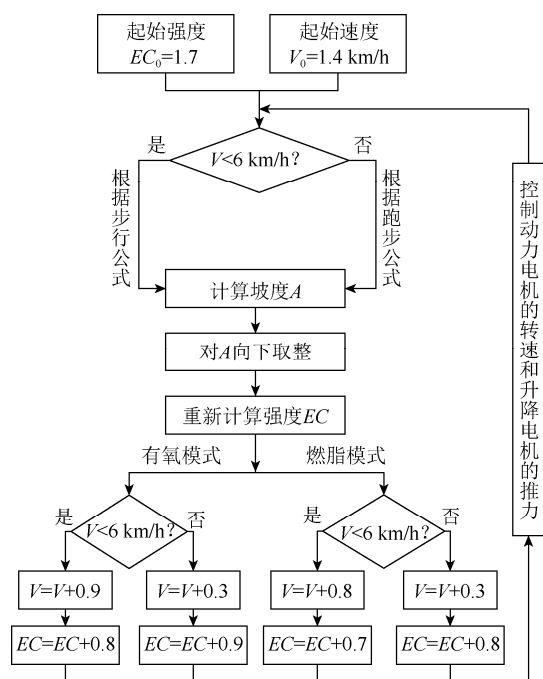


图3 运动强度增加流程

(1) 起始的运动强度为 $EC_0=1.7$, 起始速度为 $V_0=1.4$ km/h;

(2) 判断跑台速度 V , 若 $V < 6$ km/h, 则按步行运动强度公式求出坡度 A ; 反之, 则按跑步运动强度公式求坡度 A ;

(3) 由于多数跑台的坡度只能调整为整数, 本方法对坡度 A 向下取整, 并重新计算运动强度 EC ;

(4) 不同的健身模式下, 速度 V 与运动强度 EC 的增幅不同; 跑步与步行状态下的增幅亦不同。

1.2.2 运动安全性的保障

在用户健身时, 此控制系统实时监测用户的心率, 如果测得实时心率超过用户最大心率 HR_{max} 的 95%, 将自动终止运动。在跑步机终止运转阶段, 如果快速停止, 由于惯性, 用户可能会摔倒, 该控制系统能让跑台较平滑地降低坡度和速度, 至平稳停止运转。因此, 该控制方法能够降低发生跑步运动危险的概率, 保障用户的运动安全。

1.2.3 运动有效性的保障

在用户实时心率达到最佳健身心率区间后, 该控制方法能够让用户维持现有的运动强度, 持续运动锻炼, 称其为有效健身阶段。当实时心率大于最佳心率范围的上限值时, 适当减少运动强度; 反之, 适当增加运动强度。具体为: 跑台根据自适应控制方法, 全自动调整跑台的速度和坡度, 强度每分钟变化 1 次, 若 1 min 平均心率未达到最佳心率范围的下限值, 则增加运动强度; 若 1 min 平均心率在最佳健身心率区间, 则运动强度保持不变; 若实

时心率超过了最佳心率范围的上限值, 则降低运动强度。

因此, 该控制方法能够实现运动强度的波动调整, 让用户始终保持在最佳健身运动状态, 提升健身效果。

2 心率数据处理

2.1 心率数据处理目的

从第 1 节可知, 心率数据是否准确是影响个性化运动强度自适应控制方法效能的重要因素。目前市面上有各式各样用于测心率的手环或胸带, 产品性能也参差不齐。如果采集的心率数据不准确, 此控制方法会误判用户实时的动态状况, 轻者影响健身效果, 重者可能发生健身危险。因此, 需开展心率数据的优化处理, 防止运动危险发生。

2.2 心率数据处理方法

首先, 处理干扰信号, 确定心率增加与降低的阈值。采用线程同步方法实时采样心率, 采样频率为 1 Hz, 并通过阈值 ($HR_{rest} < HR < HR_{max}$) 判断实时心率是否处于正常心率范围内。

其次, 瞬态心率的测量主要是测量出 2 次心跳间隔时间, 通过数据处理估算出 1 min 心跳次数。由于健康人的逐拍心跳间隔存在复杂的非平稳的波动^[13], 心跳间隔以 ms 为单位, 每一次心跳间隔测量得出的数据值存在很大的波动^[14]。因此, 本文采用滑动平均方法来处理心率数据。滑动平均采用队列作为数据存储器, 队列长度固定为 N , 每进行一次新的测量, 把测量结果放于队尾, 而去掉原来队首的一个数据, 使队列中始终是有固定的“最新”数据^[15]。

对于同一组原始心率数据, 分别采用 2 个、3 个和 5 个队列数作滑动平均处理, 获得心率曲线图, 如图 4 所示。

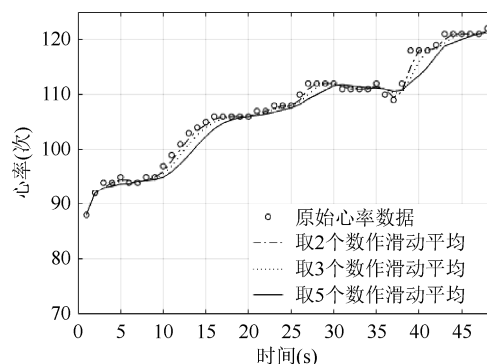


图4 不同个数的滑动平均效果

图 4 表明滑动平均所取的队列个数越多, 数值波动的幅度就越小。此外, 滑动平均的队列个数还会影响到心率采集的实时性, 如, 在 5 个数作滑动平均的方法中, 其心率增长到指定值会比原始值慢 4 s, 即队列个数越多, 心率数据的实时性越差。

考虑到本控制方法对心率数据的实时性要求较高,故采用3个队列数据做滑动平均处理,在保证心率数据准确性的同时也能够反映用户的实时心率。

选取队列长度为 3，若队列未满，无须判断心率是否为离群值，直接填充至队列中；若队列已满，需实时剔除离群值。因为心跳每秒变化幅度不会太大，认为与前一个心率值的差值大于 10 bpm 为离群值，此时将前一个采样有效值的心率值作为该时刻的心率有效值填充至队列中，同时，记录离群次数。若连续出现离群点(离群次数大于 30 个)，可判定此次心率监测出现异常，可能是手环连接异常、手环电量不足或平台故障等原因。心率数据处理流程如图 5 所示。图 6 为某一心率数据处理前后的对比图。

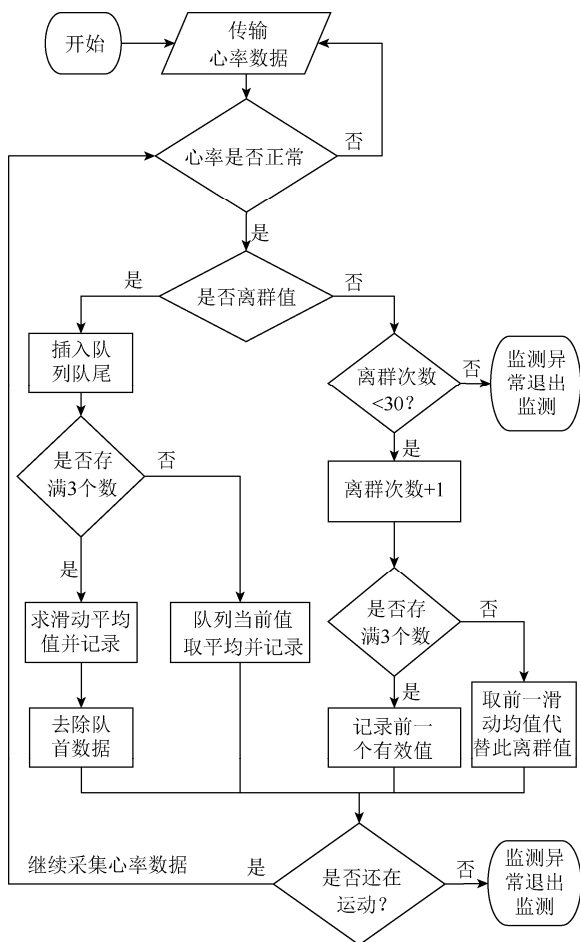


图 5 数据处理流程

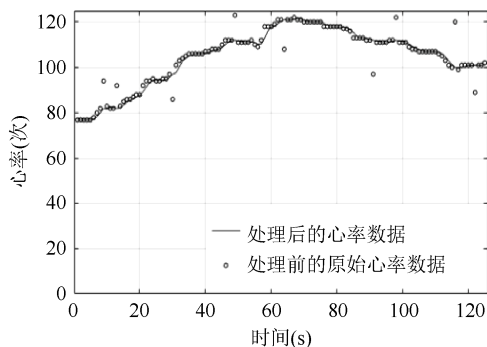


图 6 处理前后的心率数据对比

3 实验和评价

3.1 实验平台

为验证个性化运动强度自适应控制方法的有效性,搭建实验平台,如图7所示。跑台为威耐胜8480C型跑步机,心率测量设备为迈欧凌客MIO Link 56P智能心率智能手环。控制系统运行平台为Lenovo ideapad MIIX 700-12ISK,系统环境为Windows 10 Home。



图7 实验平台(1.心率测量设备;2.控制系统平台;3.跑台)

控制系统平台主要由个人体质信息获取模块、健身服务模块和平台系统服务模块组成。个人体质信息获取模块存储健身用户在初次使用本系统平台时注册独立的用户名以及用户的基本信息和体质信息，也可以通过接入第三方体质监测设备获取。健身服务模块由智能跑台、软件平台与心率设备搭配组成。平台系统服务模块包括本地的数据库管理平台和用户界面平台，数据库管理平台统一管理用户注册的基本信息、体质信息、运动记录以及运动处方信息。

3.2 实验对象

以 30 名男性测试者和 10 名女性测试者为实验

对象,分别进行 21 min 的有氧运动模式和燃脂模式训练,并做了用户体验调查问卷。测试对象基本信息见表 1。

表 1 40 名测试对象基本信息一览

性别	人数	年龄(岁)	身高(cm)	体重(kg)
男	30	27.10±6.31	177.10±3.06	74.03±6.68
女	10	26.00±7.59	164.60±5.80	48.60±5.30

3.3 实验方法

实验前获取测试对象的个人体质信息,通过问卷调查判断其是否有慢性病史,若无慢性病史,则根据个人体质情况选择合适的健身模式。肥胖、血脂异常的测试对象的健身目标设定为燃脂模式,正常的测试对象的健身目标设定为有氧运动模式。有氧运动模式运动强度由初始强度逐步上升,燃脂模式的运动强度增幅相较有氧运动模式则较为平缓。

测试前,确保测试者身体状况良好。测试者首先进行拉伸运动,防止受伤。测试者在测试前 24 h 内不进行剧烈运动,以避免干扰测试结果。实验过程中,由指导人员在旁边观察,如果发现测试者出现面色苍白、瞬时心率超过 95%HRmax、跟不上跑台速度、步频紊乱等异常,则立即停止此次测试。

记录所有测试者跑步时的实时心率与运动强度。

3.4 实验结果与分析

3.4.1 可行性分析

取其中 1 名测试者的有氧运动测试记录为例,其基本信息为:男,24 岁,身高 176 cm,体重 72 kg。

对该对象做了详细的运动及平台测试记录,平台的坡度、速度、运动强度序列及每分钟平均心率变化如表 2、图 8~11 所示。

本次测试对象年龄为 24 周岁,根据最大心率推算公式得出,其最大心率为 196,其最合适的有氧运动心率区间为[137,156]。由表 2 可得该测试对象在运动强度 EC 达到 8~9 时,为最佳有氧运动状态。在未达到最佳运动状态期间,本方法根据测试对象的实时心率及时增加运动强度。当达到最佳运动状态时,则维持该运动强度。从本次测试实验可以看出,在第 17 min 时,测试对象开始感到疲劳,心率开始超出最佳运动心率区间,本文方法能够及时做出降低运动强度的调整,将运动心率控制在合

理的运动区间,从而使测试对象始终在最佳有氧运动状态下健身。

由图 10 和图 11 可以看出,测试对象的实时心率与运动强度相关性比较高,且在实时心率超出最佳运动心率区间时,会降低运动强度,实时心率则回归最佳运动心率区间内,说明本控制方法是合理和可行的。

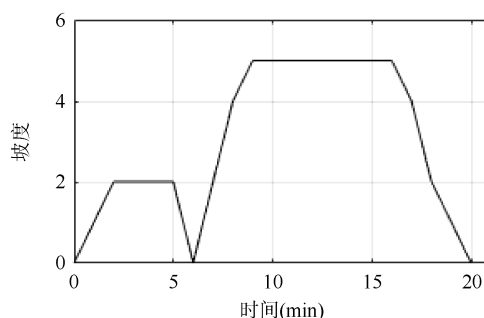


图 8 测试坡度变化

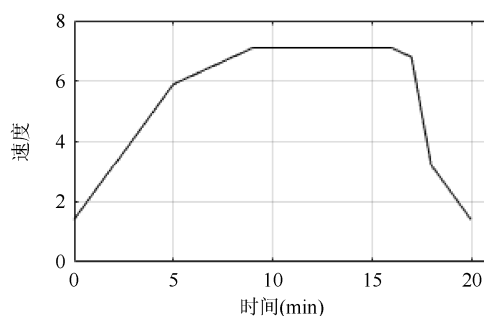


图 9 测试速度变化

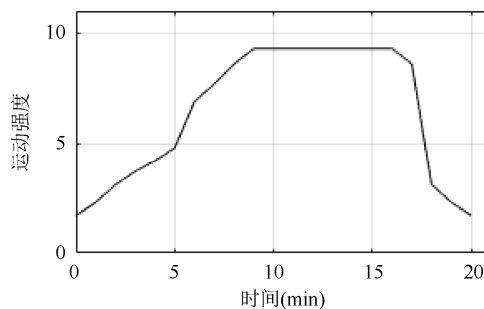


图 10 测试强度变化

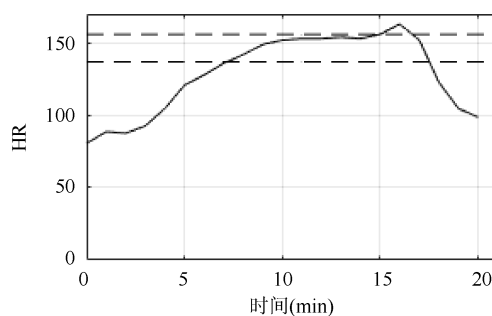


图 11 测试心率变化

表2 运动情况测试记录

时间 (min)	坡度 (%)	速度 (km/h)	运动强度 (MET)	平均心率 HR
1	0	1.4	1.7	81
2	1	2.3	2.3	89
3	2	3.2	3.1	88
4	2	4.1	3.7	93
5	2	5.0	4.2	105
6	2	5.9	4.8	121
7	0	6.2	6.9	128
8	2	6.5	7.7	136
9	4	6.8	8.6	142
10	5	7.1	9.3	149
11	5	7.1	9.3	152
12	5	7.1	9.3	153
13	5	7.1	9.3	153
14	5	7.1	9.3	154
15	5	7.1	9.3	153
16	5	7.1	9.3	156
17	5	7.1	9.3	163
18	4	6.8	8.6	152
19	2	3.2	3.1	123
20	1	2.3	2.3	105
21	0	1.4	1.7	99

3.4.2 有效性测试

本次测试选取的40名测试对象,20人进行了有氧运动模式测试,其余20人进行了燃脂模式测试。由于不同的测试对象由热身进入最佳运动状态的时间不同,最佳运动状态时的运动强度亦不同,故从测试对象开始处于最佳健身状态下运动的时刻开始分析。将进入最佳健身状态的实时心率进行记录并分析。

由于不同的测试对象的体质不同,且测试的健身目标不同,其最佳健身心率区间也各不相同。对于40名测试对象的运动心率不便于整体分析,因此,本文进行归一化处理,定义运动心率比 S 为

$$S = \frac{HR_{cur} - I_a}{L} \quad (6)$$

其中, HR_{cur} 为实时心率值; I_a 为最佳健身心率区间的下限值; L 为最佳健身心率区间的长度,即最佳健身心率区间的上限值减去其下限值。

当 $S \in (0,1)$ 时,用户处于最佳健身运动状态。

40名测试对象实验的运动心率比的频率图如图12所示,其结果显示,测试对象运动心率呈负偏态分布,其峰度 Kurtosis=3.06,偏度 Skewness=-1.52,

中位数 $M=0.79$,测试者的运动心率基本分布在最佳健身心率区间内,符合预设的运动心率变化,说明运动强度控制是正确且有效的。

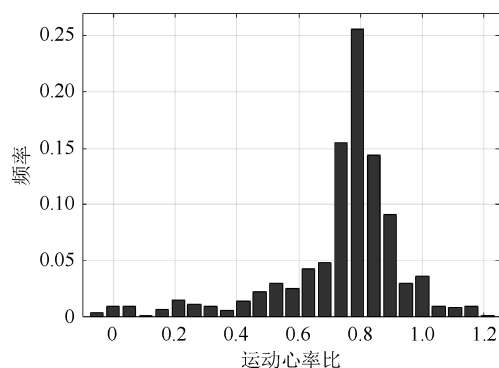


图12 运动心率比频率

图13是40名测试对象在最佳运动状态下的运动心率比均值,该结果显示测试对象的运动心率比平均值均在(0.678, 0.834)范围内,图14显示40名测试对象在最佳运动状态下的实时心率的标准差均在(3.156, 6.312)范围内,在正常波动范围内^[16],由此可以看出,本文方法不仅将测试对象的运动心率稳定的控制在最佳健身心率区间内,而且其心率波动较小,不仅有效地达到健身目标,也降低了发生跑步健身危险的可能性。

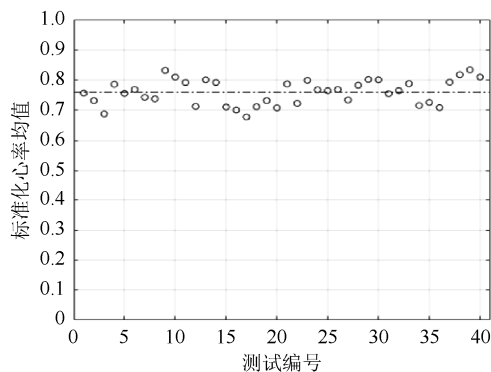


图13 最佳运动状态下的运动心率比均值

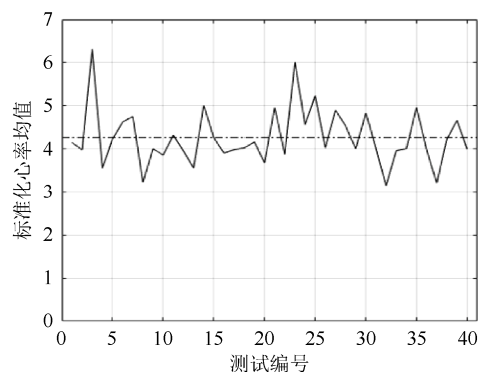


图14 最佳运动状态下心率标准差

4 总 结

本文提出了一种基于跑台的个性化运动强度自适应控制方法,通过实时测量和反馈跑者的心率,控制运动强度,以确保运动的安全性和有效性,降低了系统控制的复杂度,同时,针对不同的健身用户,能给出不同的个性化健身方案。

此方法能够依据用户的健康体征和健身目标,计算出个性化最佳健身心率区间,得到个性化运动强度;采用实时滑动平均法,获得正确的心率值;以用户最佳健身心率区间为控制目标,全自动调整跑台的坡度和速度,让用户保持在最佳运动状态。实验结果表明该方法能让用户在最佳运动状态下心率波动较小,使得健身既高效又安全。

参 考 文 献

- [1] 徐航. 基于跑步机的心肺耐力测试及训练方法[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2014.
- [2] 杨勇涛, 孙延林, 吉承恕. 基于“绿色锻炼”的身体活动的心理效益研究[J]. 天津体育学院学报, 2015, 30(3): 195-199.
- [3] 周旭, 马书芳, 丁增辉. 跑步运动强度控制方法及其实验验证[J]. 北京生物医学工程, 2016, 35(4): 400-405.
- [4] MAZENC F, MALISOFF M, DE QUERIOZ M. Tracking control and robustness analysis for a nonlinear model of human heart rate during exercise [J]. Automatica, 2011, 47(5): 968-974.
- [5] SU S W, WANG L, CELLER B G, et al. Identification and control for heart rate regulation during treadmill exercise [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(7): 1238-1246.
- [6] 赵汉理, 孟庆如, 韩丽贞, 等. 个性化定制的虚拟健身系统设计与实现[J]. 中国图象图形学报, 2015, 20(7): 953-962.
- [7] 赵理强, 朱荣. 运动中最大心率推算公式的探讨[J]. 北京体育大学学报, 2007, 30(2): 213-214, 220.
- [8] TANAKA H, MONAHAN K D, SEALS D R. Age-predicted maximal heart rate revisited [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2001, 37(1): 153-156.
- [9] 王巧玲, 易东平, 曹泽亮, 等. 有氧运动对普通大学生肺活量干预影响的元分析[J]. 西南师范大学学报: 自然科学版, 2011, 36(3): 79-83.
- [10] 吴明方, 张佑琰, 刘小平. 健身运动适宜心率预计方法初探[J]. 苏州大学学报: 自然科学版, 1998, 14(2): 97-100.
- [11] ARMSTRONG L, BALADY G, BERRRY M, et al. ACSM's guidelines for exercise testing and prescription [M]. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2014: 34-140.
- [12] ZHAO J. Research and application of device for simulation sports training based on cycle condition [EB/OL]. [2018-09-08]. https://www.researchgate.net/publication/317261125_Research_and_Application_of_Device_for_Simulation_Sports_Training_based_on_Cycle_Condition.
- [13] 黄晓林, 宁新宝, 王新龙. 心跳间隔增量序列的多尺度分析及临床应用[J]. 科学通报, 2009, 54(17): 2489-2494.
- [14] 李萍, 张瑾, 关天民. 动态瞬时心率抗干扰检测算法设计[J]. 大连交通大学学报, 2012, 33(1): 28-31.
- [15] 徐爱钧. 智能化测量控制仪表原理与设计[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 1995: 25-30.
- [16] 张勇, 李之俊. 无训练年轻女性骑车与跑步的脂肪氧化动力学及最大脂肪氧化研究[J]. 中国运动医学杂志, 2013, 32(5): 408-413.