



心率变异阈作为无创运动生理阈值识别手段的研究进展

Heart Rate Variability Thresholds as A Means of Non-Invasive Exercise Physiological Threshold Recognition: A Literature Review

邓雨潇¹, 汤春雪¹, 曾显湘¹, 张严焱^{1,2}, 吴迎¹, 石丽君^{1,2*}

DENG Yuxiao¹, TANG Chunxue¹, ZENG Xianxiang¹,

ZHANG Yanyan^{1,2}, WU Ying¹, SHI Lijun^{1,2*}

摘要: 心率变异阈(heart rate variability thresholds, HRVTs)是递增负荷运动中心率变异性(heart rate variability, HRV)随运动强度变化而出现的生理拐点,是一种无创、便捷的阈值判定方法。研究通过整理汇总国内外相关研究,针对HRVTs生理机制、与传统阈值的一致性及识别定位方法等问题进行综述。研究表明,HRVTs与传统运动生理阈值一样存在2个生理拐点——HRVT₁和HRVT₂,基于HRV参数其判定方法可分为时域、频域和非线性分析3种。在选择适宜分析方法的前提下,HRVTs与传统阈值具有一致性,即存在可替代性;时域分析参数可能更适合判断HRVT₁;频域分析参数需经适宜处理后,方可应用于判断HRVTs;非线性分析中的去趋势波动分析法是对2个HRVTs生理阈值均具有判断潜能的新方法,且可能对判断HRVT₂具有更高的精度,而对HRVT₁的精确判断仍需进一步研究证实。基于当前HRVTs存在研究异质性、HRV参数较多及人群研究差异等问题,建议未来应围绕HRV参数开展标准化分类研究,以确保研究具有可对比性。

关键词: 心率变异性;心率变异阈;自主神经系统;递增负荷运动;无氧阈

Abstract: Heart rate variability thresholds (HRVTs) are physiological inflection points that occur as heart rate variability (HRV) changes with increasing exercise intensity in incremental exercise. It is a non-invasive and convenient threshold determination method. This study reviewed relevant researches at home and abroad, focusing on the physiological mechanisms of HRVTs, its consistency with traditional thresholds, and identification methods. Research indicates that HRVTs has two physiological inflection points, HRVT₁ and HRVT₂, just like traditional exercise physiological thresholds. The determination methods based on HRV parameters can be divided into three kinds: time domain, frequency domain, and non-linear analysis. With appropriate analysis methods, HRVTs and traditional thresholds are consistent, which means they are replaceable: time domain analysis parameters may be more suitable for determining HRVT₁; frequency domain analysis parameters require appropriate processing before they can be applied to HRVTs determination. The detrended fluctuation analysis method in non-linear analysis is a newly method that shows potential for determining both HRVTs physiological thresholds. Research suggests that it may have higher accuracy for determining HRVT₂, while its precision for HRVT₁ still needs improvement. Given the heterogeneity in current HRVTs researches, cHRV parameters and the differences in population studies, it is recommended that future studies conduct standardized classification research on HRV parameters.

Keywords: heart rate variability; heart rate variability threshold; autonomic nervous system; incremental exercise; anaerobic threshold

中图分类号:G804.49 **文献标识码:**A

基金项目:

国家重点研发计划“主动健康和人口老龄化科技应对”重点专项(2022YFC3600201)

第一作者简介:

邓雨潇(2000-),男,在读硕士研究生,主要研究方向为运动生理学, E-mail: dengyuxiao@bsu.edu.cn。

*通信作者简介:

石丽君(1972-),女,教授,博士,博士研究生导师,主要研究方向为运动与心血管健康促进, E-mail: shilj@bsu.edu.cn。

作者单位:

1.北京体育大学运动生理教研室,北京100084;

2.北京体育大学国家体育总局运动应激适应重点实验室,北京100084

1. Department of Exercise Physiology, Beijing Sport University, Beijing 100084, China;

2. Laboratory of Sports Stress and Adaptation of General Administration of Sport, Beijing Sport University, Beijing 100084, China.

无氧阈(anaerobic threshold, AT)概念由Wasserman等(1964)提出,即当运动强度增加

到某一特定程度时,人体能量供应由以有氧代谢为主转变为以无氧代谢为主。AT相关研究多集中在对运动生理阈值的讨论,如乳酸阈(lactate threshold, LT)、通气阈(ventilation threshold, VT)等,这些阈值在建立运动处方、监控训练进展以及评估病人生理功能等方面具有重要意义。如欧洲心脏病学会(European Society of Cardiology)基于VT的2个阈值点(VT₁和VT₂)提出了运动三相模型(triphasic model)(Pelliccia et al., 2021):低于VT₁,人体运动以脂肪为主要能源底物进行有氧代谢,代表低强度阶段;高于VT₁低于VT₂,人体以碳水化合物为主要能源底物进行有氧代谢,代表中强度阶段;高于VT₂,人体无氧代谢占比大于有氧代谢,代表高强度运动阶段(D'Ascenzi et al., 2022; Svedahl et al., 2003)。然而,针对LT和VT的测试均需要在运动过程中通过有创采集血乳酸或佩戴面罩收集气体代谢参数,这一方面会给受试者带来不适感,影响其真实运动表现(Driver et al., 2022),另一方面,还需要专业场地及昂贵的仪器设备(Ramos-Campo et al., 2017),限制了这类运动生理阈值检测的广泛应用,因此寻求更加经济、便捷的测试方法至关重要。当前,随着新技术的发展,如心率变异性(heart rate variability, HRV)(黄传业等, 2020; Karapetian et al., 2008; Neves et al., 2022)、肌电与肌氧联合(严瀚等, 2020)、红外热成像(Hillen et al., 2019)等应用于阈值判断。其中,HRV广泛应用于心血管疾病和运动科学研究(李京秀等, 2021; 宋涛等, 2016; 王润极, 2023),其采集仅需心率监控设备,成本较低且易于操作。

Karapetian等(2008)在健康人体递增负荷运动测试(graded exercise test, GXT)中观察了HRV相关指标的变化情况,提出HRV在GXT中表现出类似通气参数的变化,并产生与运动负荷增加相关的阈值点,这些阈值点被称为心率变异阈(heart rate variability thresholds, HRVTs)。人体自主神经系统分为交感神经系统(sympathetic nervous system, SNS)和副交感神经系统(parasympathetic nervous system, PNS),涉及心脏功能调节的分支为心脏自主神经系统(cardiac autonomic nervous system, CANS),包括心交感神经(cardiac sympathetic nerve, CSN)和心迷走神经(cardiac vagus nerve, CVN)。HRVTs反映了机体CANS功能在GXT中的应激变化。HRVTs虽已在竞技体育及全民健康层面得到广泛研究及应用,但囿于HRV多参数分析的特点,HRVTs数据采集与识别定位方法不一,导致研究异质性较高,限制了HRVTs的进一步研究及应用推广。基于此,本研究以HRVTs的识别定位方法为侧重点,通过检索国内外数据库,尝试建立HRVTs的标准识别定位流程,并分析其与传统生理阈值的可替代性。

1 HRVTs:HRV在递增负荷运动中的生理拐点

GXT是一种随时间逐步递增运动强度以充分调动全

身各组织器官的测试。HRV所反映的心脏自主神经功能变化已被证明具有明显的运动强度依赖性(陈艳林等, 2020),因此利用GXT中的HRV变化来判断运动生理阈值是可行的。

1.1 HRV分析指标

HRV是指人体连续心跳在一段时间内的细微波动情况,经由CSN与CVN所构建的CANS所调控。HRV可通过分析2次相邻心电图R波间的间隔时间——RR间期(RR interval, RRi)表示,对RRi进行统计学处理、频谱转换和非线性分析,可分别得到HRV的时域指标、频域指标以及非线性指标(宋涛等, 2016),这些指标同样受CANS调控(Shaffer et al., 2017)。表1汇总了目前研究中常用的HRV分析指标及其所反映的CANS功能(Shaffer et al., 2017),其中非线性分析通常涉及Poincaré图,即以每个RRi作为横坐标与其对应的后一个RRi作为纵坐标在二维平面绘制的散点图,形状近似椭圆,其半长轴和半短轴分布分别为SD1和SD2(Tulppo et al., 1996);此外,去趋势波动分析(detrended fluctuation analysis, DFA)是一种量化HRV信号分形尺度和相关性程度的无量纲测量方法(Karasik et al., 2002),其短期波动指标DFA α_1 已被证明在低、中、高运动强度内均具有广泛的动态变化范围(Gronwald et al., 2020a),具有在GXT中判断HRVTs的潜能(Rogers et al., 2020)。

1.2 HRVTs的判定原理

多级递增负荷测试时,随着运动强度的增加,机体整体SNS活性增强,PNS活性下降,其中调节心脏功能的CANS平衡相应发生变化,表现为CSN活性增强,末端释放去甲肾上腺素,CVN活性受到抑制,释放乙酰胆碱的作用减弱,协同调节心脏功能兴奋(李京秀等, 2021; 邵连杰, 2015; Besnier et al., 2017)。随运动负荷的增加,CSN活性持续增加,CVN张力逐渐减弱,直至消失(Michael et al., 2017; Tulppo et al., 1996)。在此过程中,反映其功能的HRV会在递增负荷运动中出现拐点,即HRVTs。同时,在大量释放的儿茶酚胺类激素的作用下,骨骼肌加速分解葡萄糖产生乳酸以完成糖酵解反应,相关代谢产物如H⁺、CO₂等的积累还会刺激人体的呼吸中枢,使通气明显增强,表现为LTs与VTs的出现(Sales et al., 2019)。因此,HRVTs与传统阈值密切相关,并同样存在2个拐点,即HRVT₁与HRVT₂。HRVTs的判断以HRV分析指标为基础。

HRVT₁的出现往往与CVN张力随运动负荷的增强而逐渐消退有关(Michael et al., 2017; Tulppo et al., 1996)。同时,CSN的活动持续增强,此时人体内自主神经系统的平衡关系由静息时的副交感兴奋为主导转变为交感兴奋优势(黄传业等, 2020)。HRVT₁常出现在GXT强度递增至约50%~60% $\dot{V}O_{2max}$ 水平时,表现为RMSSD、SDNN等反映CVN功能的HRV指标出现显著下降或变化趋势突

变 (Karapetian et al., 2008; Neves et al., 2022; Novelli et al., 2019; Tulppo et al., 1998)。

表 1 HRV 指标汇总
Table 1 Summary of HRV Indicators

指标	指标分类	英文简写	单位	反映的 CANS 功能
时域	RR 间期	RRi	ms	计算 HRV 的基础指标
指标	相邻 RRi 差的均方根	RMSSD	ms	反映迷走神经的活性
	正常 RRi 的标准差	SDNN	ms	反映 PNS 介导的呼吸性窦性心律不齐
频域	总功率	TP	ms ²	反映总体 HRV
指标	低频功率	LF	ms ²	LF 和 LFnu 的频谱范围 0.04~0.15 Hz, 可以反映 SNS 的活性, 但不是 SNS 驱动的纯指标, 其变异性还有部分由 PNS 引起
	标准化低频功率	LFnu	—	
	高频功率	HF	ms ²	HF 和 HFnu 的频谱范围 0.15~0.40 Hz, 在运动中可扩展至 2.00 Hz, 反映 CVN 的活性
	标准化高频功率	HFnu	—	
	低频功率与高频功率的比值	LF/HF	—	反映 CANS 调控的平衡
	超低频	ULF	—	≤0.003 Hz
	极低频	VLF	—	0.003~0.040 Hz
非线性	Poincaré 图中得到的瞬时 RRi 变异性的标准差	SD1	—	与机体压力反射敏感性有关
指标	(Poincaré 图的半长轴)			
	连续节拍间 RRi 变异性的标准差 (Poincaré 图的半短轴)	SD2	—	与机体压力反射敏感性有关
	SD1 与 SD2 的比值	SD1/SD2	—	反映 CANS 平衡, 并与 LF/HF 有一定相关性
	去趋势波动分析的短期波动指标 $\alpha 1$	DFA $\alpha 1$	—	量化 HRV 信号的分形尺度和相关性程度

HRVT₂ 可能与在运动强度较大时人体呼吸频率出现不成比例的突然增加直接相关 (Cottin et al., 2006)。早期研究发现, 对睡眠、清醒和按照节奏呼吸 3 种模型下 HF 进行比较, HF 与呼吸频率存在强相关性 (Saul et al., 1989; Van de Borne et al., 1995), 提示, HRV 频谱中存在一个主导频率对应呼吸频率 (Ramos-Campo et al., 2017)。因此, 呼吸频率、呼吸深度或潮气量等共同决定了 HF, 其常以平均峰值功率 (mean peak HF power, f_{HF}) 和绝对功率 (absolute HF power, HFp) 表示 (Blain et al., 2009; Mourot et al., 2014)。在 GXT 进行一段时间后, 随着运动强度递增至大强度或极大强度时, 人体呼吸频率可能出现突增, 同时可以观察到 HRV 的频域指标如 f_{HF} 、HFp 或其他 HF 分析指标等出现突增以表征 HRVT₂ 的出现 (陈浩等, 2021; Cottin et al., 2006; Ramos-Campo et al., 2017)。

1.3 HRVTs 与传统阈值的一致性

HRVTs 的研究受 HRV 指标种类繁多影响而常存争议, 基于 HRVTs 的研究多围绕其可重复性及与传统阈值的一致性分析展开。研究证实, HRVTs 所对应的外部负荷参数 (如跑台速度/功率车功率) 及内部负荷参数 (如 $\dot{V}O_2$), 在青年及中老年受试者短期内先后 2~3 次的 GXT 中表现出较高的可重复性 (Nascimento et al., 2017; Hargens et al., 2022; Novelli et al., 2019)。Kaufmann 等 (2023) 综述了 HRVTs 与传统阈值一致性比较的相关研究, 纳入了 27 项研究数据并汇总计算了 HRVTs 与传统阈值所对应的

心率 (heart rate, HR)、输出功率 (power output, PO) 及跑台速度 (V) 的一致性情况, 本研究将相关研究结果数据进行可视化处理 (图 1)。HRVTs 与 VTs 相比, 在对应的不同内、外部负荷参数中均有较好的一致性及相关性; 但与 LTs 相比, 在外部负荷参数 (如 PO、V) 中出现较大差异。此外, 研究提示, 由于未区分 HRVTs 的不同识别方法, 限制了结果间的可比性 (Kaufmann et al., 2023)。Karapetian 等 (2008) 在研究中选择 HRV 时域指标进行 HRVTs 的判断; Ramos-Campo 等 (2017) 则选择 HRV 非线性指标 SD1 进行 HRVT₁ 的判断, 频域指标 HFp 进行 HRVT₂ 的判断; Rogers 等 (2020) 还发现, 非线性指标 DFA $\alpha 1$ 在 HRVTs 判断中有巨大潜力。Kaufmann 等 (2023) 提议, 应开展涉及 HRVTs 识别方法的高质量研究, 以克服方法异质性造成的应用推广受限难题。可见, 梳理 HRVTs 不同判断方法的标准与适用情景, 并对 HRVTs 的识别与定位方法进行归纳, 以构建一套标准化、规范化且可复现的判断识别定位流程至关重要。

2 HRVTs 的数据采集及识别定位方法

HRVTs 标准判断流程的构建可参考传统生理阈值的判定框架, 首先需要开展标准 GXT, 并在测试中准确地采集并处理数据, 之后选择合适的 HRVTs 识别方法对 HRVT₁ 与 HRVT₂ 进行精确定位。表 2 展示了近年来部分 HRVTs 研究中使用的 GXT 方式、HRV 采集设备及识别定位方法。

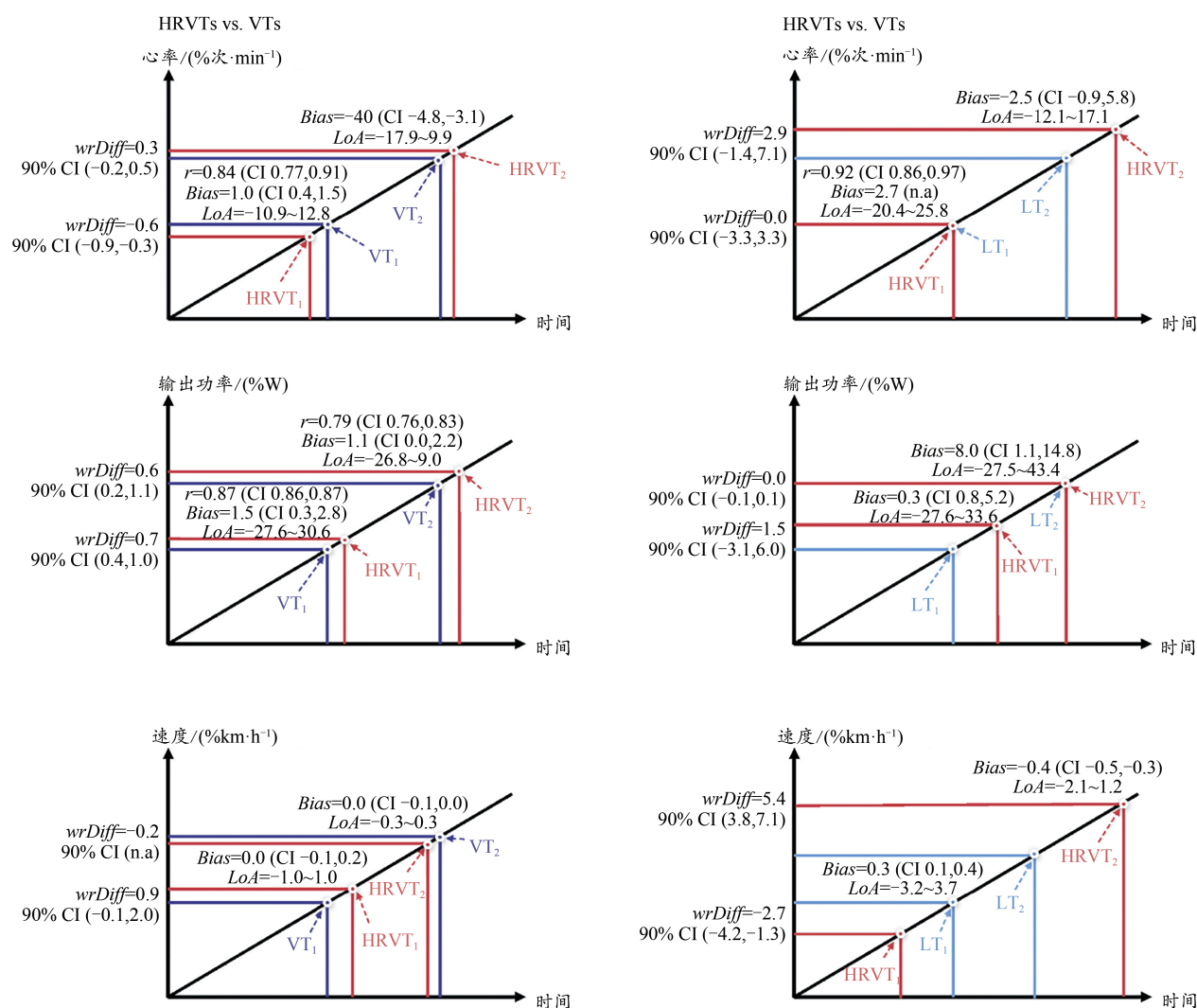


图1 HRVTs与传统阈值在HR、PO及V指标层面的加权相对差异及一致性情况

Figure 1. Weighted Relative Differences and Consistency between HR, PO, and V at HRVTs and Traditional Thresholds

注:wrDiff.加权相对差异(weighted relative differences):以百分比的形式呈现了在HRVTs与VTs、LTs相比时获得的平均结果与参考测试结果之间的相对差异;Bias.平均差值偏差:从Bland-Altman一致性分析中计算HRVTs与VTs、LTs之间不同参数的偏差;LoA.一致性限度(limits of agreement):包含下限和上限。

表2 国内外有关HRVTs相关研究汇总

Table 2 Summary of Domestic and Foreign HRVTs Related Studies

研究文献	受试者	年龄/岁	GXT方式	HRV采集设备	HRVTs判断方法	结论
Schaffarczyk et al., 2023	31名健康女性	32±10	功率自行车	Polar H10	DFA α1 判断 HRVTs	基于DFA α1判断的HRVTs和VTs在HR与VO ₂ 指标中具有良好的 consistency
Rogers et al., 2023	21名(12男,9女)不同体力活动水平的健康成年人	男:42.8±12.9 女:35.8±10.9	功率自行车	ECG	DFA α1、EDR判断 HRVTs	基于HR的DFA α1和EDR判断VTs有中度一致性,二者结合判断时可以减少偏移,提高准确性
Mateo-March et al., 2023	38名男性精英自行车运动员	22.5±7.2	自用的自行车	Polar H10	DFA α1 判断 HRVTs	基于DFA α1=0.75判断的HRVT ₁ 评估LT ₁ 较为准确
Rogers et al., 2022b	9名(7男,2女)精英铁人三项运动员	24±4	功率自行车	Polar H10	DFA α1 判断 HRVT ₁	基于DFA α1=0.75判断的HRVT ₁ 评估LT ₁ 较为准确
Neves et al., 2022	34名健康且体力活动水平高的男大学生	22±2	跑步机	Polar H7	RMSSD、SD1、SD2判断 HRVTs	基于RMSSD结合SD1判断的HRVT ₂ 评估LT ₂ 和VT ₂ 较为准确

研究文献	受试者	年龄/岁	GXT 方式	HRV 采集设备	HRVTs 判断方法	结论
Hargens et al., 2022	10 名健康且体力活动水平高的男大学生	20.5±0.7	跑步机 GXT (间隔 7 d 进行 2 次)	Polar RS800 CX 手表	RMSSD、SDNN、SD1 判断 HRVT ₂	跑步机测试是一种可行的 HRVT ₂ 测定模式,且由 SDNN 衍生的 HRVT ₂ 在识别 VT ₂ 中表现出良好的一致性
陈浩等, 2022	25 名(14 男, 11 女)肥胖儿童	12.3±1.6	功率自行车,6 周运动干预前、后分别进行 2 次	Polar V800	RMSSD、HF、SD1 判断 HRVTs	HRVTs 频域分析方法 (利用 HF) 可能可以更加准确的评估 VTs
Rogers et al., 2021a	16 名冠心病或心力衰竭患者	—	功率自行车, 3 周运动干预前、后分别进行 2 次	ECG	DFA $\alpha 1$ 判断 HRVT ₁	在心脏疾病人群中利用 DFA $\alpha 1=0.75$ 判断的 HRVT ₁ 与 VT ₁ 有很强相关性
Rogers et al., 2021b	17 名男性业余跑步爱好者	27±8	跑步机	Polar H7	DFA $\alpha 1$ 判断 HRVT ₂	基于 DFA $\alpha 1=0.5$ 判断的 HRVT ₂ 与 VT ₂ 的 HR 密切相关
陈浩等, 2021	25 名(14 男, 11 女)肥胖儿童	12.3±1.6	功率自行车	Polar V800	RMSSD、HF、SD1 判断 HRVTs	基于 HF 判定肥胖儿童 HRVTs 与 VTs 具有较高一致性
Rogers et al., 2020	17 名有运动习惯的健康成年男性	29±10	跑步机	ECG	DFA $\alpha 1$ 判断 HRVTs	利用 DFA $\alpha 1=0.75$ 判断的 HRVT ₁ 评估 VT ₁ 较为准确
黄传业等, 2020	16 名无运动习惯的超重或肥胖青年女性	20.8±1.2	跑步机	Polar RS800 CX 手表	RMSSD、SD1 判断 HRVT ₁	基于 RMSSD、SD1 判断的 HRVT ₁ 与 VT ₁ 具有较好的一致性
Novelli et al., 2019	68 名(51 男, 17 女)未经训练的健康青年人	男: 24.52±3.52 女: 24.09±4.91	功率自行车 (间隔 72 h, 2 次)	Polar RS800 CX 手表	RMSSD、SD1 判断 HRVT ₁	基于 RMSSD、SD1 判断的 HRVTs 具有中等和高度的可重复性,且 SD1 和 RMSSD<3 ms 的标准可能更佳
Shiraishi et al., 2018	30 名健康受试者 35 名连续心肌梗死患者	29.1±5.7 59.0±13.2	功率自行车	ECG	LF、HF、LF/HF (L/H)、L/H 的 CCV 判断 HRVT ₁	基于 CCV L/H 判定的 HRVT ₁ 在健康人群和心肌梗死患者中与 VT ₁ 均具有较好的一致性
Ramos-Campo et al., 2017	24 名职业男子篮球运动员	23.4±4.9	跑步机	Polar RS800 CX 手表	SD1、HF 判断 HRVTs	基于 HF _p 判断的 HRVT ₂ 在识别 VT ₂ 时具有较好的一致性
Nascimento et al., 2017	19 名业余男性长跑爱好者	30.4±4.1	跑步机(间隔 3~7 d, 2 次)	Polar s810	SD1、SD2 判断 HRVTs	基于 nSD1、nSD2(SD/RRi×1 000) 判断的 HRVTs 在识别 LTs 时具有较好的一致性,且 HRVTs 具有良好的重复性
Mankowski et al., 2017	11 名(8 男, 3 女)有中等训练程度的健康年轻人	23.6±2.2	功率自行车(在低氧、常氧、高氧 3 种环境先后进行 3 次)	Zephyr Bio-Harness 3	RMSSD 判断 HRVT ₂	基于 nRMSSD(RMSSD/RRi) 判断的 HRVT ₂ 在常氧环境下识别 VT ₂ 的一致性最好
Quinart et al., 2014	20 名(6 男, 14 女)肥胖青少年	14.3±1.6	功率自行车 (9 个月运动干预前、后进行 2 次)	Polar s810	RMSSD、HF(对 HF 进行三阶建模和对数变化处理) 判断 HRVTs	与 RMSSD 相比, HF 判断的 HRVTs 可以更加准确地识别 VTs 对应的 HR 与功率车功率
Mourot et al., 2014	16 名男性滑雪登山运动员	25±3	跑步机上模拟滑雪登山形式	Polar s810i	4 种 SA-HRV 方法判断 HRVT ₂	基于 HF SA-HRV 判断的 HRVT ₂ 可以准确识别涉及上半身参与的 GXT 的 VT ₂
Leprêtre et al., 2013	18 名(12 男, 6 女)近期住院的慢性心力衰竭患者	62.0±13.0	功率自行车	Polar RS800 CX 手表	RMSSD、HF 判断 HRVT ₁	基于 RMSSD 和 HF 判断的 HRVT ₁ 可以准确识别慢性心力衰竭患者的 VT ₁

研究文献	受试者	年龄/岁	GXT方式	HRV采集设备	HRVTs判断方法	结论
Dourado et al., 2013	31名(14男,17女)健康中老年人	57±9	间隔20 min,分别进行3次步行GXT测试(前2次记录HRV,第3次记录气体代谢参数)	—	SD1判断HRVT ₁	基于SD1判断的HRVT ₁ 可重复性较好,且可以准确评估中老年人VT ₁
Di Michele et al., 2012	14名(6男,8女)高水平游泳运动员	男:19.6±3.0 女:15.5±6.0	7×200 m自由泳	Polar s810i	估算PSD、HF _{pow} 判断HRVT ₂	基于HF _{pow} 在实际呼吸频谱的分量判断HRVT ₂ 是评估游泳运动VT ₂ 的准确方法
Sales et al., 2011	9名(4男,5女)2型糖尿病患者 10名(8男,2女)健康成年人	55.6±5.7 50.8±5.1	功率自行车	Polar s810i	RMSSD、SD1判断HRVT ₁	基于RMSSD和SD1判断的HRVT ₁ 对糖尿病患者和健康人均可有效识别VT ₁
Karapetian et al., 2008	24名(9男,15女)健康大学生	男:26.8±7.0 女:24.7±7.5	功率自行车	Polar Vantage XL	MSD、SD判断HRVT ₂	基于MSD和SD判断的HRVT ₂ 可以准确识别健康成人的VT ₂ 和LT
Buchheit et al., 2007	72名有训练经历的男童	13.3±1.3	跑步机	Polar 810s	HF(对HF进行了三阶建模和对数变化处理)判断HRVT ₂	HF进行时序分析判断的HRVT ₂ 可以准确估计男童的VT ₂
Cottin et al., 2006	11名男性自行车和铁人三项运动员	20.0±6.3	直立状态下功率自行车骑行	ECG	对HRV进行频域分析,f _{HF} 、HFe与f _{HF} 的乘积判断HRVTs	HRV频域分析中HFe与f _{HF} 的乘积是判断HRVTs的可靠指标,可以用于评估男性运动员的VTs

注:EDR. ECG衍生呼吸频率(ECG derived respiratory frequency);CCV.分量方差系数(coefficient of component variance);SA-HRV. HRV频谱分析(spectral analysis of heart-rate-variability);PSD.功率谱密度(power spectrum density);HF_{pow}.高频频谱功率(HF spectral power);HFe. HF能量(HF energy)。

2.1 HRVTs的数据采集及数据处理

开展标准GXT是HRVTs识别定位的第一步。GXT运动形式与运动方案可能会影响HRVTs的判断。当前,GXT常用的运动形式为跑步机与功率自行车。研究提示,有上肢肌肉参与的全身性运动过程中,躯干、手臂的运动会对呼吸模式造成一定影响(Mourot et al., 2014),进而潜在影响HRVT₂的准确性。Hargens等(2022)对健康男大学生进行了相隔7 d的2次跑步机GXT,结果显示,由SDNN衍生的HRVT₂在识别VT₂方面表现出较好的一致性。Mourot等(2014)要求滑雪登山运动员在跑步机上佩戴滑雪板、滑雪靴和滑雪杆,按照递增的坡度和跑步机速度进行GXT,结果显示在这种躯干和手臂大量参与的GXT中,采用适当的HRVTs分析方法同样能准确判断HRVT₂以识别VT₂。可见,相同运动形式下HRVTs的判断具有较好的可重复性,但涉及不同形式之间的HRVTs结果的比较需要谨慎对待。GXT运动方案包括经典的阶梯式(Step)方案和斜坡式(Ramp)方案,而目前尚无研究探讨这2种测试方案对HRVTs判断产生的影响。参考传统阈值的研究,Step方案更适合收集血乳酸数据,而Ramp方案对于VTs的准确判断更

有优势(D'Ascenzi et al., 2022),考虑到前文所述HRVTs与呼吸的密切关系,提示,Ramp方案可能更适合识别HRVTs。

在GXT过程中准确采集RRi数据并对数据进行标准化处理,是准确识别与定位HRVTs的重要前提。目前,常用的RRi采集设备有心电图(ECG)、心电监测仪(Holter)及Polar系列心率监测器(Polar V800、H10等)等。采集到的RRi数据通常受到一些生理因素(如来自心电信号的噪声)或采集技术缺陷的干扰,导致HRV分析结果产生偏差,故需使用数据分析软件对数据进行预处理,如Kubios HRV软件等。在预处理阶段,通过目测检查可确定或排除数据质量问题,如噪声、心率失常等异常伪影;同时,可基于Kubios HRV软件的自动滤波功能对RRi数据进行处理。此后处理过的RRi数据将按照HRVTs的识别定位方法进行相应时域、频域或非线性分析。

2.2 HRVTs的识别定位

HRVTs的识别定位方法包括时域分析法、频域分析法和非线性分析法(表3)。

2.2.1 HRVTs时域分析判断方法

HRVTs主要依据RMSSD和SDNN随时间或递增负荷

的变化进行时域分析判断。RMSSD 主要反映 PNS 活性, 可用于分析 GXT 中迷走神经消退现象的出现以判断

HRVTs (Novelli et al., 2019)。该方法主要通过目测或依据数值阈值来确定 HRVTs 的出现。

表 3 HRVTs 判断方法汇总
Table 3 Summary of HRVTs Judgment Methods

分析方法	分析指标	HRVT ₁ 判断依据	HRVT ₂ 判断依据	适用人群
时域分析	RMSSD	目测第一次线性变化的拐点或连续 2 个阶段未出现明显下降且变化趋于稳定	目测达到最低后开始增加的拐点	健康人群、肥胖人群、糖尿病患者、慢性心力衰竭患者
		数值第一次 < 3 ms	连续 2 个阶段差值 < 1 ms	健康人群、肥胖人群、糖尿病患者、慢性心力衰竭患者
	SDNN	数值第一次 < 3 ms	无	年轻健康男大学生
频域分析	HF	HFp 第一次趋势偏转点	HFp 突然升高的拐点	慢性心力衰竭患者
		ln(f _{HFm} × HFp) 达到最低且稳定	ln(f _{HFm} × HFp) 突然升高的拐点	肥胖人群、运动员
		—	HF _{pow-RSA} (呼吸调节) 与 HF _{pow-STR} 突然升高的拐点	游泳运动员
		60 s CCV L/H 升高 > 0.1, 且 HF 下降至 < 5 ms ²	—	健康人群、慢性心力衰竭患者
		HFe × HFp 达到最低后的第一次非线性增加	HFe × HFp 的第二次非线性增加	运动员
非线性分析	SD1、SD2	SD1 突增或突减的拐点	SD1/SD2 的第一个线性断点	健康男大学生、肥胖儿童
		nSD1 的第一个线性断点	nSD2 的第一个线性断点	长跑爱好者
		SD1 值第一次 < 3 ms	连续 2 个运动阶段 SD1 差值 < 1 ms	健康人群、糖尿病患者
		连续 2 个运动阶段 SD1 差值 < 1 ms	—	肥胖青年女性、篮球运动员、健康人群
	DFA α1	DFA α1 = 0.75	DFA α1 = 0.5	健康人群、运动员、心血管疾病患者

注: f_{HFm}, 校准后的平均峰值 (modeled mean peak of HFp), HF_{pow-RSA}, 呼吸对心率的调节有关的频谱功率 (the spectral power relative to the respiratory modulation of HR), HF_{pow-STR}, 运动对心率的调节有关的频谱功率 [the spectral power relative to the stroking (locomotor) modulation of HR]。

1) 部分研究采用目测 RMSSD 第一次出现非线性变化的拐点 (Leprêtre et al., 2013; Neves et al., 2022) 或者在 Step 方案中连续 2 个阶段 RMSSD 未出现明显下降且变化趋于稳定的拐点, 作为 HRVT₁ 出现的识别依据 (陈浩等, 2021, 2022; 黄传业等, 2020; Quinart et al., 2014), 而以 RMSSD 达到最低点后开始增加的拐点作为 HRVT₂ 出现的识别依据 (Mankowski et al., 2017; Neves et al., 2022)。值得注意的是, 有几项基于目测判断的研究结果发现 HRVT₁ 对于 VT₁ 的识别存在误差 (Neves et al., 2022); 在方法对比中发现时域分析得到的 HRVTs 与运动生理阈值的相关性低于其他分析方法 (陈浩等, 2021, 2022; Quinart et al., 2014)。目测法存在的主观性可能是影响其判断 HRVT₁ 的主要原因, 研究提示, 可结合其他指标, 如 SD1 和 SD2 (Neves et al., 2022) 或 HF 功率 (HF power, HFp) (Leprêtre et al., 2013) 的变化, 提高目测判断的准确性。

2) 其他研究依据时域指标在运动过程中数值的变化进行 HRVTs 判断。HRVT₁ 的判断以 RMSSD < 3 ms 为标准 (Hargens et al., 2022; Novelli et al., 2019; Sales et al., 2011)。值得注意的是, Hargens 等 (2022) 对 RMSSD、

SDNN 和 SD1 进行比较, 并均按照 3 ms 为标准进行 HRVT₁ 判断, 发现 SDNN 参数可能与传统阈值具有更好的一致性。

综上, 时域分析法可能更常用于 HRVT₁ 的判断。其中, RMSSD 被证实中等强度恒定负荷运动中可作为强度监控的有效指标 (时雪莹等, 2022; 赵海燕等, 2018), 提示, RMSSD 与 HRVT₁ 所处强度具有较高相关性。在实践应用时, 建议综合考虑 RMSSD 与 SDNN 的结果, 并联合目测法以及数值判断法共同对 HRVTs 进行确定。

2.2.2 HRVTs 频域分析判断方法

HRVTs 主要依据 HF 频段进行频域分析判断。主要 HF 频段处理方法包括如下几种。

1) 分析运动周期中瞬时 HFp 随时间或递增负荷的变化: 将 HFp 的第一个非线性变化拐点判断为 HRVT₁, 将 HFp 突然升高的拐点判断为 HRVT₂ (Cottin et al., 2006; Leprêtre et al., 2013; Ramos-Campo et al., 2017)。

2) 对 HFp 进行建模与对数转换后再进行分析, 具体处理方法为: 提取 f_{HF} 进行三阶方程建模获得校准后的 f_{HF}, 即 f_{HFm}, 以进一步提高与呼吸频率的相关性, 计算每 5 s f_{HFm} 与 HFp 的乘积, 并对结果进行对数转换以提高对瞬时变化的

敏感性,得到 $\ln(f_{\text{HFm}} \times \text{HFp})$ 。HRVT₁对应于 $\ln(f_{\text{HFm}} \times \text{HFp})$ 随运动达到最低且稳定的点,而其最后突然的显著增加点则表示HRVT₂出现(陈浩等, 2021, 2022; Buchheit et al., 2007; Mourot et al., 2014; Quinart et al., 2014)。

3)部分研究应用了其他方法进行HF分析。Cottin等(2006)不仅选用了方法(1),还分析了HF能量(HF energy, HFe)与HFp的乘积以评估VTs的结果,HRVT₁对应HFe \times HFp达到最小值后第一次非线性增加的点,之后第二次非线性增加的点对应HRVT₂,结果表明,HFe \times HFp比单独使用HFp评估VTs更准确。Di Michel等(2012)在游泳形式的GXT中考虑到HF范围涵盖了呼吸相关和运动相关成分,将其分为了HF_{pow-RSA}(呼吸调节)与HF_{pow-STR}(运动调节)2种分量,发现二者的突然升高与VT₂密切相关。Shiraishi等(2018)为减少心肌梗死患者因特殊HR引起LF/HF的显著变化,计算了LF/HF的分量方差系数(coefficient of component variance, CCV L/H),当60 s内CCV L/H升高 >0.1 ,且HF下降至 $<5 \text{ ms}^2$ 时判断为HRVT₁,提示此方法在健康人和心肌梗死患者中均可识别VT₁。

值得一提的是,有研究同时选用了时域和频域2种方法判断HRVTs,结果均表明频域分析方法识别的HRVTs与传统阈值具有更好的相关性及一致性(陈浩等, 2021, 2022; Quinart et al., 2014)。但受GXT形式、受试者等多种因素影响,选择HF指标进行HRVTs判断时仍需筛选合适的算法。

2.2.3 HRVTs非线性分析判断方法

HRVTs的非线性分析判断方法目前主要集中于2类指标:SD1指标与DFA $\alpha 1$ 指标。

1)基于SD1判断HRVTs的方法与时域指标的方法类似。一种方法是目测SD1的突增或突减变化,判断为HRVT₁,而目测综合指标“SD1/SD2”的线性断点作为HRVT₂的判断标准(陈浩等, 2021, 2022; Neves et al., 2022; Quinart et al., 2014);另一种方法是基于数值的判断,以首次SD1值低于3 ms为标准判断HRVT₁(Hargens et al., 2022; Novelli et al., 2019; Sales et al., 2011),另外,在GXT的Step方案中,2个连续运动阶段SD1的差值低于1 ms也作为HRVT₁的判断标准,但该标准在不同研究中结论不一,如有研究将其作为HRVT₁的判断标准(黄传业等, 2020; Dourado et al., 2013; Ramos-Campo et al., 2017),而Novelli等(2019)却将其作为HRVT₂的判断标准。研究发现,基于SD1指标得到的HRVTs与传统阈值间的一致性相对其他方法较差,故使用该法判断HRVTs需要进一步明确。如Nascimento等(2017)计算 $1000 \times \text{SD}/\text{RRi}_{\text{mean}}$ 得到nSD1与nSD2,对SD指标进行归一化处理采用目测法作为判断HRVTs的辅助标准,且多项研究将SD1与其他HRV指标同时使用,以联合多角度共同判断HRVTs(陈浩等, 2021, 2022; 黄传业等, 2020; Har-

gens et al., 2022; Neves et al., 2022; Novelli et al., 2019; Ramos-Campo et al., 2017; Sales et al., 2011)。

2)DFA $\alpha 1$ 是基于心脏搏动序列的分形行为的指数(Goldberger et al., 2002),可以在短时间内体现行为模式的相关属性(Rogers et al., 2022a)。在运动过程中,低强度时DFA $\alpha 1$ 的数值通常接近或等于1.0,表示心率间模式的行为相关性较好;随运动强度的增加,DFA $\alpha 1$ 逐渐下降,达到中等强度时接近0.75,表示心率间模式表现出不相关的随机行为;继续增加运动强度,DFA $\alpha 1$ 会继续下降,达到0.5或以下(Gronwald et al., 2020a, 2020b; Rogers et al., 2022a),代表一种反相关行为,与机体的自我纠正机制和平衡调节有关,但只能维持较短时间(Karasik et al., 2002)。基于DFA $\alpha 1$ 在运动中的表现,Rogers等(2020)提出了使用DFA $\alpha 1$ 为HRV的非线性指标,不仅用于定义低强度运动区间,还可完成HRVT₂的判断(Rogers et al., 2021b)。目前研究以GXT中DFA $\alpha 1=0.75$ 作为第一生理拐点出现的标准,DFA $\alpha 1=0.5$ 作为判断第二生理拐点的标准。Rogers等(2023)发现,基于DFA $\alpha 1$ 所识别的HRVT₁与第一生理阈值的一致性效果不佳,并尝试将DFA $\alpha 1$ 与ECG衍生的呼吸频率(ECG derived respiratory frequency, EDR)结合以识别HRVT₁,增强了其在定位第一阈值的效果。此外,利用Kubios HRV Premium软件中Time-Vary功能每5 s对DFA $\alpha 1$ 进行滚动计算可以提高DFA $\alpha 1$ 的绘图精度(Rogers et al., 2022a)。选择合适的ECG导联或精度更高的HR监测器(例如Poalr H10)可以从提高RRi数据收集的角度来提高DFA $\alpha 1$ 指标应用的准确性(Rogers et al., 2022a)。

传统HRV指标如RMSSD、SDNN或SD1等能够很好地观测到LT₁或VT₁(通常达到最低点)。然而,有研究指出,上述指标在随运动强度持续增加的变化不够明显,可能会影响第二生理阈值的准确判断,因此并不适合全范围运动强度的观测(Gronwald et al., 2020a)。而DFA $\alpha 1$ 可以在低、中、高3个强度区间的广泛动态范围内变化(Gronwald et al., 2020b),可用于评估全强度范围内的运动。

归纳总结HRVTs的数据采集及识别定位方法,本研究建立GXT中进行HRVTs判断的标准流程(图2)。数据采集过程中,开展标准GXT并使用合适的设备采集RRi数据,当需要比较多次HRVTs测试情况时,需保证GXT运动方式、运动方案及HRV采集设备的一致性;HRVTs的定位识别包括时域、频域及非线性分析3种方法,其中,时域分析中RMSSD、SDNN等可能在HRVT₁的识别中具有较好效果,非线性分析中DFA $\alpha 1$ 具有判断2个阈值的潜能,但可能对HRVT₂识别具有更好的效果。未来仍需开展更多实证研究,以明确不同HRV指标在HRVTs识别判断中的应用情况。此外,不同人群特征也应纳入HRVTs识别方法选择的考量因素。

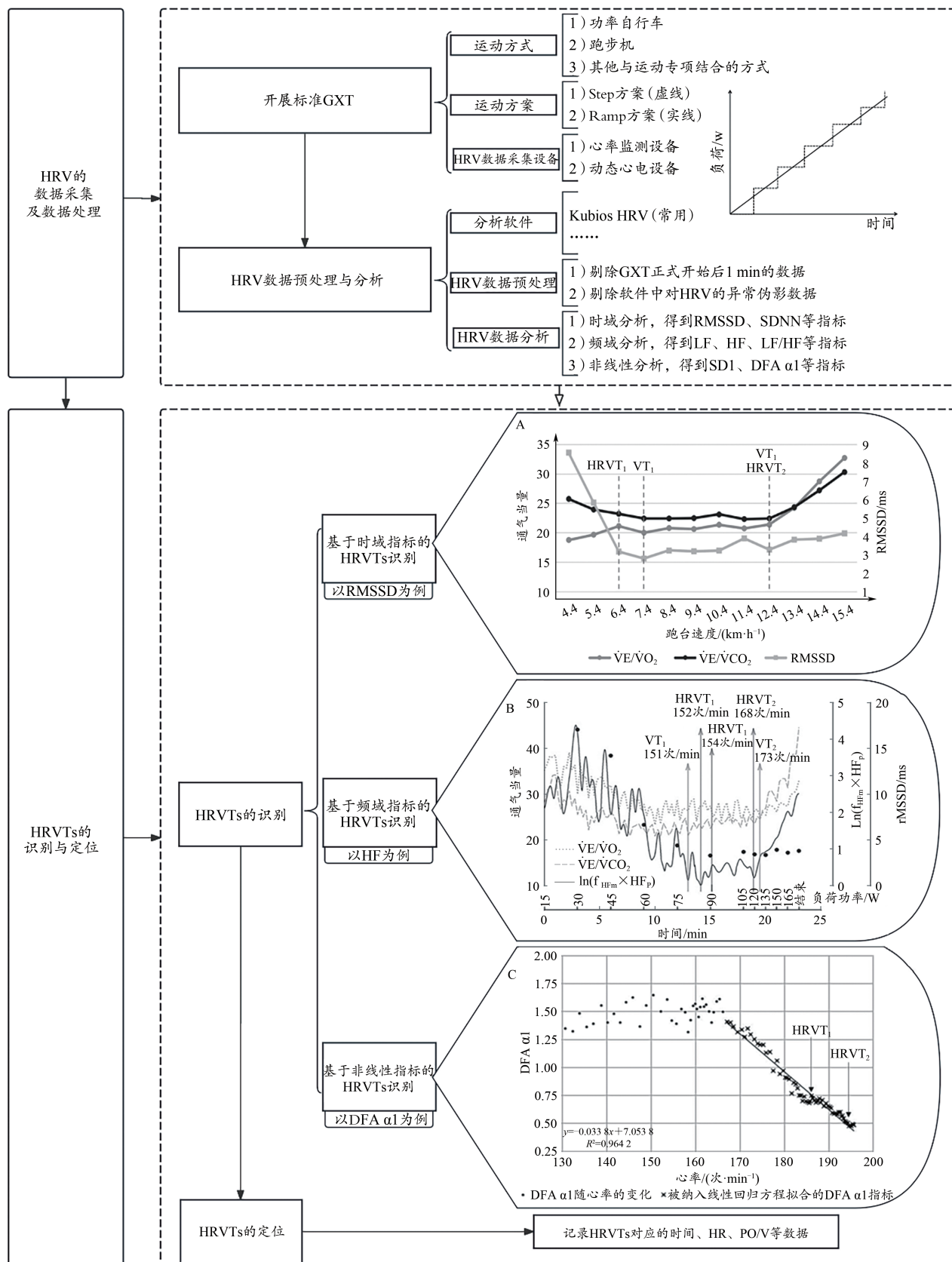


图2 HRVTs判断与定位的标准流程图

Figure 2. Standard Flowchart for Identification and Localization of HRVTs

注:A.Neves等(2022)基于RMSSD的HRVTs时域分析判断方法,将RMSSD首次线性趋势发生变化时判断为HRVT₁,并将RMSSD达到最低后开始突增判断为HRVT₂;B. Quinart等(2014)基于ln(f_{HFm}×HFp)的HRVTs频域分析判断方法,将ln(f_{HFm}×HFp)达到最低且稳定判断为HRVT₁,并将ln(f_{HFm}×HFp)开始突增判断为HRVT₂;C. Rogers等(2021b)基于DFA α1的HRVTs非线性分析判断方法,将DFA α1首次低于0.75时判断为HRVT₁,并将DFA α1首次低于0.5时判断为HRVT₂。

3 HRVTs在不同人群中的应用现状

开展HRVTs应用研究时,需考虑年龄、性别、BMI、健康水平、训练水平等因素(Hargens et al., 2022; Mateo-March et al., 2023; Neves et al., 2022)。研究证实,HRVTs作为无创手段识别生理阈值是可行的,且可适用于多种人群(表2),如儿童青少年、健康人群、中老年人、运动员及慢

病人群(肥胖、糖尿病与心力衰竭)。其中,普通健康成人与运动员的研究最为广泛,为进一步细化HRVTs在这2类人群中的应用方法,选取研究中以这2类人群为研究对象且使用GXT为功率自行车的研究,汇总了相关生理阈值的数据及HRV参数的选择情况(表4)。

表4 普通健康人群与运动员使用不同HRV参数识别生理阈值及对应指标汇总结果

Table 4 Summary of the Results of Different HRV Parameters Used to Identify Physiological Threshold and Corresponding Indexes in General Healthy People and Athletes

阈值	阈值种类	具体指标	普通健康人群		运动员			
			计算汇总值	依HRV参数分类的数值	计算汇总值	依HRV参数分类的数值		
第一阈值	HRVT ₁	VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	20.19±5.35	RMSSD: 19.81±5.66 CCV L/H: 23.3±5.7* SD1: 16.06±4.57* DFA α1: 31.32±6.04	29.2±3.5*	SD1: 29.2±3.5*		
			HR/(次·min ⁻¹)	143.17±14.72	RMSSD: 145.32±14.94 SD1: 137.09±13.94* DFA α1: 149.58±15.60	147.12±14.31	SD1: 140.1±10.5* DFA α1: 150.71±15.91	
			PO/W	108.01±39.50	RMSSD: 117.75±41.81* SD1: 98.26±37.05*	211.39±55.06	HF: 216.50±52.15* DFA α1: 209.00±56.36	
	VT ₁	VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	26.47±5.90		30.6±4.5*			
			HR/(次·min ⁻¹)	137.16±18.31		142.5±9.4*		
			PO/W	101±39*		219±45*		
	LT ₁	VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	25.02±6.48*		—			
			HR/(次·min ⁻¹)	139.6±21.05		153.54±12.96		
			PO/W	—		210.82±54.58		
	第二阈值	HRVT ₂	VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	36.13±4.18	RMSSD: 39.98±3.86* DFA α1: 31.9±4.5*	45.7±6.3*	HF: 45.7±6.3*	
				HR/(次·min ⁻¹)	169.76±12.13	RMSSD: 176±11* SD1: 173±9* DFA α1: 166.71±13.08	176.22±11.14	HF: 179.10±9.89 DFA α1: 173.18±12.32*
				PO/W	243.6±44.2*	RMSSD: 243.6±44.2*	283.70±56.30	HF: 297.00±53.24* DFA α1: 276±58*
VT ₂		VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	35.52±4.48		45.4±6.7*			
			HR/(次·min ⁻¹)	168.93±12.79		178.84±8.90		
			PO/W	251.3±44.7*		293±45*		
LT ₂		VO ₂ /(mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	39.39±3.60*		—			
			HR/(次·min ⁻¹)	173.64±12.65		176.84±11.35*		
			PO/W	—		284±61*		

注:数据源于Cottin等(2006)、Mankowski等(2017)、Mateo-March等(2023)、Mourot等(2014)、Nascimento等(2017)、Neves等(2022)、Novelli等(2019)、Ramos-Campo等(2017)、Rogers等(2020,2021b,2022b,2023)、Schaffarczyk等(2023)和Shiraishi等(2018);“计算汇总值”为上述研究结果加权平均所得; *表示该数据仅来源于一项研究,数据保留文献原始格式未进行修约。

3.1 普通健康人群

研究表明,HRVTs在普通健康人群中具有较好的重复性及对LTs、VTs识别的一致性(Dourado et al., 2013; Hargens et al., 2022; Karapetian et al., 2008; Mankowski et al., 2017; Neves et al., 2022; Novelli et al., 2019; Rogers et al., 2020, 2023; Schaffarczyk et al., 2023; Shiraishi et al., 2018)。如表4结果显示,普通健康人群的HRVT₁

与VT₁、LT₁所对应的指标差异较大,而HRVT₂与VT₂、LT₂的指标一致性更好。这可能与HRVT₁使用的不同判断方法精度有关。对于无训练经验的普通人群而言,中、低强度的运动执行度更高,而第一阈值点是制定此类强度运动处方的重要参考标准(Pelliccia et al., 2021),故进一步优化HRVT₁识别第一生理阈值的精度十分重要。结合前文分析,时域指标(SDNN、RMSSD)首次低于3 ms这一

HRVT₁ 判断标准已在多项研究中被证实 (Hargens et al., 2022; Novelli et al., 2019); DFA $\alpha 1$ 参数定位至 0.75 作为 HRVT₁ 判断标准已被新近研究报道 (Gronwald et al., 2020a)。值得注意的是, 表 4 数据显示, 基于 DFA $\alpha 1$ 判断的 HRVT₁ 所对应的生理指标如 HR、 $\dot{V}O_2$ 均较高, 且研究提示 DFA $\alpha 1$ 参数在识别第二阈值时效果更好。因此, 围绕普通健康人群的 HRVTs 识别定位, 选择 RMSSD 或 SDNN 参数进行 HRVT₁ 的判断, 而选择 DFA $\alpha 1$ 参数定位至 0.5 方法进行 HRVT₂ 判断可能更为妥当, 若有动态 ECG 设备时可考虑将 DFA $\alpha 1$ 与 EDR 指标相结合进行 HRVTs 识别 (Rogers et al., 2023)。

3.2 运动员

如表 4 显示, 运动员 HRVTs 对应指标与 VTs、LTs 均有较好的一致性。但研究涵盖了多种不同类型运动项目的运动员包括: 自行车 (Cottin et al., 2006; Mateo-March et al., 2023)、铁人三项 (Cottin et al., 2006; Rogers et al., 2022b)、篮球 (Ramos-Campo et al., 2017)、滑雪登山 (Mourot et al., 2014) 和游泳 (Di Michele et al., 2012), 且不同项目运动员应用 HRVTs 判断 LTs 或 VTs 的结果存在差异。如针对自行车 (Mateo-March et al., 2023) 和铁人三项运动员 (Rogers et al., 2022b) 的研究均发现, 基于 DFA $\alpha 1$ 判断的 HRVT₁ (DFA $\alpha 1=0.75$) 在评估 LT₁ 时较为准确; 然而, Mateo-March 等 (2023) 还进一步研究了第二生理阈值的情况, 发现 HRVT₂ 与 LT₂ 在对应的 PO 和 HR 均存在显著差异, 对基于 DFA $\alpha 1$ 判断 HRVT₂ (DFA $\alpha 1=0.5$) 具有更好效果的推断提出质疑, 这可能与运动员群体本身具有较高技能水平有关。频域分析指标中的 HF 也常经不同的处理方法用于运动员人群 HRVTs 的研究, 如针对篮球 (Ramos-Campo et al., 2017)、滑雪登山 (Mourot et al., 2014) 和游泳运动员 (Di Michele et al., 2012) 的研究发现, 基于 HF 判断的 HRVT₂ 表现出与 VT₂ 良好的一致性。综上, 对于运动员应用 HRVTs 判断运动生理阈值时, HRVT₁ 的判断可考虑选择 DFA $\alpha 1$ 方法指标; HRVT₂ 的判断可基于 HF 指标, 并结合 DFA $\alpha 1=0.5$ 的判断标准, 以提高 HRVTs 应用的准确性。

需注意的是, 表 4 结果显示, 与普通健康人群相比, 运动员 HRVT₁ 在识别传统阈值中可能具有更好的一致性, 提示 HRVTs 的实践应用可能在具有规律运动习惯的人群中效果更好, 未来研究可进一步探讨其生理机制。

3.3 其他人群

中低强度运动方案对患病人群具有较高可行性, 并可产生健康效应, 故 HRVTs 在该人群中的实践应用应主要关注 HRVT₁ 判断更为准确的分析方法, 如 DFA $\alpha 1=0.75$ (Leprêtre et al., 2013; Rogers et al., 2021a, 2021b; Sales et al., 2011; Shiraishi et al., 2018)。此外, 需要根据具体的疾病特点对采集的 RRi 数据进行处理, 如对于心肌梗死

患者, 需要考虑计算 CCV 以减少因 HR 引起的 LF/HF 参数显著变化 (Shiraishi et al., 2018)。

性别是影响 HRV 指标的重要因素 (Koenig et al., 2016)。女性月经周期和激素变化可能会影响自主神经系统平衡 (Hargens et al., 2022; Thayer et al., 2010), 进而导致在运动中表现出 HRV 指标的差异。因此, 在女性受试者中应用 HRVTs 时, 需要考虑其特殊生理特点的影响。但目前关于女性的高质量 HRVTs 研究相对较少, 未来仍需进一步增加围绕女性生理特点或基于性别差异对比的研究以提高 HRVTs 应用的精确性 (Gronwald et al., 2020b; Rogers et al., 2022a)。

此外, 研究表明, 在超重/肥胖个体中存在静息 HRV 下降的现象 (Tian et al., 2015), 可能会影响 HRVTs 的判断精度。针对肥胖人群的研究发现, 相较于时域分析, 频域分析可能更适于判断 HRVTs, 提示, 肥胖可能影响时域分析的结果 (陈浩等, 2021, 2022; 黄传业等, 2020; Quinart et al., 2014), 但其产生的具体机制需进一步探究证实。

4 小结与展望

HRVTs 是在递增负荷运动中因 CANS 调控发生变化, 表现出 HRV 参数产生非线性变化拐点的生理阈值现象, 可作为经济便捷的无创识别运动生理阈值的潜在手段。对 HRVTs 的实践应用本研究建议: 1) GXT 运动方式与方案的选择、数据采集设备的精度是 HRVTs 精确识别定位的前提。最优方式是在选定的 GXT 中使用心电设备采集 RRi 数据并使用 Kubios HRV 软件进行数据预处理, 并提取心电数据衍生指标 EDR, 以配合后续 DFA $\alpha 1$ 参数使用, 进一步提高 HRVTs 应用的精确性。2) HRVTs 识别定位的 3 类方法中, 时域分析法可能对 HRVT₁ 的判断更为准确; 频域分析法需对 HF 指标进行对数变换等预处理, 方可准确判断 HRVTs; 非线性分析中 DFA $\alpha 1$ 参数可能具备便捷判断 HRVTs 的潜能。3) 对于普通健康人群而言, HRVT₁ 的判断可考虑选择 SDNN 参数以及 DFA $\alpha 1=0.75$ 结合法, HRVT₂ 判断可考虑选择 DFA $\alpha 1=0.5$ 的标准; 对于运动员群体, DFA $\alpha 1=0.75$ 可能是更好的 HRVT₁ 判断指标, 而 HF 与 DFA $\alpha 1=0.5$ 结合或可作为更好的 HRVT₂ 判断指标。

HRVTs 的实践应用, 能够为运动处方的科学制定与高效执行提供便捷方法, 其研究可为可穿戴设备中基于 HRV 的参数选择提供理论基础。未来仍需在以下方面深入研究: 1) 聚焦不同 HRV 参数开展分类研究, 依次确定标准方法后, 基于相同 HRV 参数基础进行验证性研究, 以降低研究异质性, 提高 HRVTs 实践使用的有效性; 2) 按照标准化方法开展针对我国不同群体 HRVTs 的实证研究, 提高基于 HRV 运动可穿戴设备的技术精度本土化; 3) 开展

基于性别差异对比及特殊人群的 HRVTs 研究,以提升 HRVTs 在识别运动生理阈值中的精确性。

参考文献:

- 陈浩,徐菁,曾锦树,等,2021.肥胖儿童递增负荷运动中HRVT与AT的一致性研究[J].湖北体育科技,40(6):544-548.
- 陈浩,徐菁,曾锦树,等,2022.心率变异阈值评价肥胖儿童通气阈的探索研究[J].杭州师范大学学报(自然科学版),21(3):246-253.
- 陈艳林,胡斐,徐盛嘉,2020.训练学参数与自主神经系统的适应[J].中国组织工程研究,24(2):312-319.
- 黄传业,潘明玲,2020.心率变异阈:推测超重/肥胖青年女性通气阈的有效方法[J].中国运动医学杂志,39(9):688-693.
- 李京秀,章富君,刘娴,等,2021.心率变异性的机制及其与心血管疾病的相关性研究进展[J].实用心电图杂志,30(4):293-296.
- 邵连杰,2015.自主神经系统对运动反应、适应的研究与进展[J].中国组织工程研究,19(46):7509-7516.
- 时雪莹,孔兆伟,聂金雷,2022.心率变异性指标rMSSD用于耐力训练监控研究进展[J].中国运动医学杂志,41(10):793-798.
- 宋涛,袁春平,沈友青,等,2016.心率变异性应用于运动训练监控研究进展[J].中国运动医学杂志,35(4):400-404.
- 王润极,2023.应用心率变异性指标监控运动训练的研究进展[J].福建体育科技,42(4):94-98.
- 严瀚,毕学翠,郑晓鸿,等,2020.动力性递增负荷运动中肌电与肌氧拐点及其联合评价无氧阈的方法比较[J].天津体育学院学报,35(6):691-696.
- 赵海燕,王林霞,赵德峰,等,2018.心率变异性指标RMSSD和 TL_{HRV} 在持续性运动训练负荷监控中的有效性研究[J].中国运动医学杂志,37(6):461-467.
- BESNIER F, LABRUNEE M, PATHAK A, et al., 2017. Exercise training-induced modification in autonomic nervous system: An update for cardiac patients[J]. *Ann Phys Rehabil Med*, 60(1): 27-35.
- BLAIN G, MESTE O, BLAIN A, et al., 2009. Time-frequency analysis of heart rate variability reveals cardiocomotor coupling during dynamic cycling exercise in humans [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 296(5): H1651-H1659.
- BUCHHEIT M, SOLANO R, MILLET G P, 2007. Heart-rate deflection point and the second heart-rate variability threshold during running exercise in trained boys[J]. *Pediatr Exerc Sci*, 19: 192-204.
- COTTIN F, LEPRÊTRE P M, LOPES P, et al., 2006. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling[J]. *Int J Sports Med*, 27(12): 959-967.
- D'ASCENZI F, CAVIGLI L, PAGLIARO A, et al., 2022. Clinician approach to cardiopulmonary exercise testing for exercise prescription in patients at risk of and with cardiovascular disease[J/OL]. *J Sports MedBr*, bjsports-2021-105261[2024-01-05]. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105261>.
- DI MICHELE R, GATTA G, DI LEO A, et al., 2012. Estimation of the anaerobic threshold from heart rate variability in an incremental swimming test[J]. *J Strength Cond Res*, 26(11): 3059-3066.
- DOURADO V Z, GUERRA R L, 2013. Reliability and validity of heart rate variability threshold assessment during an incremental shuttle-walk test in middle-aged and older adults[J]. *Braz J Med Biol Res*, 46: 194-199.
- DRIVER S, REYNOLDS M, BROWN K, et al. 2022. Effects of wearing a cloth face mask on performance, physiological and perceptual responses during a graded treadmill running exercise test[J]. *Br J Sports Med*, 56(2): 107-113.
- GOLDBERGER A L, AMARAL L A, HAUSDORFF J M, et al. 2002. Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging[J]. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 99 (Suppl 1): 2466-2472.
- GRONWALD T, ROGERS B, HOOS O, 2020a. Fractal correlation properties of heart rate variability: A new biomarker for intensity distribution in endurance exercise and training prescription?[J/OL]. *Front Physiol*, 11: 550572[2024-01-05]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.550572>.
- GRONWALD T, HOOS O, 2020b. Correlation properties of heart rate variability during endurance exercise: A systematic review[J]. *Ann Noninvasive Electrocardiol*, 25(1): e12697. <https://doi.org/10.1111/anec.12697>.
- HARGENS T A, CHAMBERS S, LUDEN N D, et al., 2022. Reliability of the heart rate variability threshold during treadmill exercise[J]. *Clin Physiol Funct Imaging*, 42(4):292-299.
- HILLEN B, PFIRRMANN D, NÄGELE M, et al., 2019. Infrared thermography in exercise physiology: The dawning of exercise radiomics[J]. *Sports Med*, 50(2): 263-282.
- KARAPETIAN G K, ENGELS H J, GRETEBECK R J, 2008. Use of heart rate variability to estimate LT and VT[J]. *Int J Sports Med*, 29(8): 652-657.
- KARASIK R, SAPIR N, ASHKENAZY Y, et al., 2002. Correlation differences in heartbeat fluctuations during rest and exercise[J/OL]. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys*, 66(6 Pt 1): 062902 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.66.062902>
- KAUFMANN S, GRONWALD T, HEROLD F, et al., 2023. Heart rate variability-derived thresholds for exercise intensity prescription in endurance sports: A systematic review of interrelations and agreement with different ventilatory and blood lactate thresholds[J/OL]. *Sports Med Open*, 9(1): 59[2024-01-05]. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00607-2>.
- KOENIG J, THAYER J F, 2016. Sex differences in healthy human heart rate variability: A Meta-analysis[J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 64: 288-310.
- LEPRÊTRE P M, BULVESTRE M, GHANNEM M, et al., 2013. Determination of ventilatory threshold using heart rate variability in patients with heart failure[J]. *Surg Curr Res*, 01.
- MANKOWSKI R T, MICHAEL S, ROZENBERG R, et al., 2017. Heart-rate variability threshold as an alternative for spiro-ergometry testing: A validation study[J]. *J Strength Cond Res*, 31(2): 474-479.
- MATEO-MARCH M, MOYA-RAMÓN M, JAVALOYES A, et al., 2023. Validity of detrended fluctuation analysis of heart rate variability to determine intensity thresholds in elite cyclists[J]. *Eur J Sport Sci*, 23(4): 580-587.
- MICHAEL S, GRAHAM K S, DAVIS G M O, 2017. Cardiac autonomic responses during exercise and post-exercise recovery using heart rate variability and systolic time intervals: A review[J/OL]. *Front Physiol*, 8: 301[2024-01-05]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00301>.
- MOUROT L, FABRE N, SAVOLDELLI A, et al., 2014. Second ventilatory threshold from heart-rate variability: Valid when the upper

- body is involved?[J]. *Int J Sports Physiol Perform*, 9(4): 695-701.
- NASCIMENTO E M F, KISS M, SANTOS T, et al., 2017. Determination of lactate thresholds in maximal running test by heart rate variability data set [J/OL]. *Asian J Sports Med*, 8(3): e58480 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.5812/asjasm.58480>.
- NEVES L N S, GASPARINI NETO V H, ARAUJO I Z, et al., 2022. Is there agreement and precision between heart rate variability, ventilatory, and lactate thresholds in healthy adults?[J/OL]. *Int J Environ Res Public Health*, 19(22): 14676 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3390/ijerph192214676>.
- NOVELLI F I, DE ARAÚJO J A, TOLAZZI G J, et al., 2019. Reproducibility of heart rate variability threshold in untrained individuals[J]. *Int J Sports Med*, 40(2): 95-99.
- PELLICCIA A, SHARMA S, GATI S, et al., 2021. 2020 ESC Guidelines on sports cardiology and exercise in patients with cardiovascular disease[J]. *Eur Heart J*, 42(1): 17-96.
- QUINART S, MOUROT L, NEGRE V, et al., 2014. Ventilatory thresholds determined from HRV: Comparison of 2 methods in obese adolescents[J]. *Int J Sports Med*, 35(3): 203-208.
- RAMOS-CAMPO D J, RUBIO-ARIAS J A, AVILA-GANDIA V, et al., 2017. Heart rate variability to assess ventilatory thresholds in professional basketball players [J]. *J Sport Health Sci*, 6(4): 468-473.
- ROGERS B, GILES D, DRAPER N, et al., 2020. A new detection method defining the aerobic threshold for endurance exercise and training prescription based on fractal correlation properties of heart rate variability [J/OL]. *Front Physiol*, 11: 596567 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.596567>.
- ROGERS B, MOUROT L, GRONWALD T, 2021a. Aerobic threshold identification in a cardiac disease population based on correlation properties of heart rate variability[J/OL]. *J Clin Med*, 10(18): 4075 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3390/jcm10184075>.
- ROGERS B, GILES D, DRAPER N, et al., 2021b. Detection of the anaerobic threshold in endurance sports: Validation of a new method using correlation properties of heart rate variability[J/OL]. *J Funct Morphol Kinesiol*, 6(2): 38 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3390/jfkm6020038>.
- ROGERS B, GRONWALD T, 2022a. Fractal correlation properties of heart rate variability as a biomarker for intensity distribution and training prescription in endurance exercise: An update[J/OL]. *Front Physiol*, 13: 879071 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.879071>.
- ROGERS B, BERK S, GRONWALD T, 2022b. An index of non-linear HRV as a proxy of the aerobic threshold based on blood lactate concentration in elite triathletes [J]. *Sports (Basel)*, 10(2): 25. <https://doi.org/10.3390/sports10020025>.
- ROGERS B, SCHAFFARCZYK M, GRONWALD T, 2023. Improved estimation of exercise intensity thresholds by combining dual non-invasive biomarker concepts: Correlation properties of heart rate variability and respiratory frequency [J]. *Sensors (Basel)*, 23(4): 197.
- SALES M M, CAMPBELL C S, MORAIS P K, et al., 2011. Noninvasive method to estimate anaerobic threshold in individuals with type 2 diabetes[J]. *Diabetol Metab Syndr*, 3(1): 1.
- SALES M M, SOUSA C V, DA SILVA AGUIAR S, et al., 2019. An integrative perspective of the anaerobic threshold [J]. *Physiol Behav*, 205: 29-32.
- SAUL J P, BERGER R D, CHEN M H, et al., 1989. Transfer function analysis of autonomic regulation. II. Respiratory sinus arrhythmia[J]. *Am J Physiol*, 256(1 Pt 2): H153-H161.
- SCHAFFARCZYK M, ROGERS B, REER R, et al., 2023. Validation of a non-linear index of heart rate variability to determine aerobic and anaerobic thresholds during incremental cycling exercise in women[J]. *Eur J Appl Physiol*, 123(2): 299-309.
- SHAFFER F, GINSBERG J P, 2017. An overview of heart rate variability metrics and norms[J/OL]. *Front Public Health*, 5: 258 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>.
- SHIRAIISHI Y, KATSUMATA Y, SADAHIRO T, et al., 2018. Real-time analysis of the heart rate variability during incremental exercise for the detection of the ventilatory threshold[J/OL]. *J Am Heart Assoc*, 7(1): e006612 [2024-01-05]. <https://doi.org/10.1161/JAHA.117.006612>.
- SVEDAHL K, MACINTOSH B R, 2003. Anaerobic threshold: The concept and methods of measurement[J]. *Can J Appl Physiol*, 28(2): 299-323.
- THAYER J F, YAMAMOTO S S, BROSSCHOT J F, 2010. The relationship of autonomic imbalance, heart rate variability and cardiovascular disease risk factors[J]. *Int J Cardiol*, 141(2): 122-131.
- TIAN Y, HUANG C Y, HE Z H, et al., 2015. Autonomic function responses to training: Correlation with body composition changes [J]. *Physiol Behav*, 151: 308-313.
- TULPPO M P, MAKIKALLIO T H, TAKALA T E, et al., 1996. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise[J]. *Am J Physiol*, 271: H244-H252.
- TULPPO M P, MAKIKALLIO T H, SEPPANEN T, et al., 1998. Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness[J]. *Am J Physiol*, 274: H424-H429.
- VAN DE BORNE P, BISTON P, PAIVA M, et al., 1995. Cardiorespiratory transfer during sleep: A study in healthy young men [J]. *Am J Physiol*, 269(3): H952-H958.
- WASSERMAN K, MCILROY M B, 1964. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise[J]. *Am J Cardiol*, 14: 844-852.

(收稿日期:2024-01-25; 修订日期:2024-04-28; 编辑:丁合)