

·临床研究·

联合机能试验负荷模型下的动态心电评价

谭梅¹ 田田² 吕晓华¹ 查宇亮^{1,2,3}

摘要

目的:联合机能试验负荷条件下,通过动态心电监测,快速筛选运动时心血管风险、评价运动强度和体能储备。

方法:对10例体育学硕士研究生在联合机能试验的标准负荷条件下进行连续负荷心电图描记,并对动态心电图监测结果进行研究。

结果:心率加速、匀速和减速时R波电压比较结果中,大部分个例(51.72%)及总体反应出的左室电压均在心率加速时较高;将29人次中 RR_n/RR_{n+1} 与R波电压具有相关性的22人次作加速度、3加速度、5加速度、15加速度与对应R波电压的线性回归分析,分别有16人次、18人次、20人次和22人次,差异有显著性意义($P < 0.05$),具有线性回归关系;对总数据分析结果显示,除3加速度外,其余均具有线性回归关系;总体心电散点图呈现为窦性心律和运动负荷诱发的窦速,伴偶发房早。

结论:在联合机能试验条件下,心功失代偿之前,或可以心脏实际负荷推测躯体外周负荷,联合应用心电散点图分析技术,在既定运动量下(如联合机能试验)实时的全程动态心电监测,或可以作为运动时心血管风险快筛、运动强度和体能储备快速识别、运动强度精确评价的参考方法。

关键词 联合机能试验;动态心电监测;躯体负荷;心脏负荷;运动强度

中图分类号:R493,G89 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2019)-12-1456-08

Dynamic ECG evaluation under combined function test load model/TAN Mei, TIAN Tian, LV Xiaohua, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2019, 34(12): 1456—1463

Abstract

Objective: To screening cardiovascular risk during quick exercise, evaluating exercise intensity and physical reserve by dynamic ECG monitoring under combined functional test load conditions.

Method: Continuous load ECG of 10 PE postgraduates were recorded under standard load of combined functional test, and the results of dynamic ECG monitoring were studied.

Result: R wave voltage comparison in the heart rate acceleration, uniform velocity and deceleration showed that the left ventricular voltage of most persons (51.72%) and total data were higher under heart rate acceleration, 22 persons whose RR_n/RR_{n+1} were relevant with R wave voltage were used for the linear regression analysis of acceleration, 3 acceleration, 5 acceleration, 15 acceleration and corresponding R wave voltage. The results showed statistical difference and linear regression relationship for 16 persons, 18 persons, 20 persons and 22 persons, respectively($P < 0.05$). The overall ECG scatter plot showed sinus rhythm and exercise load-induced sinus velocity with incidental atrial premature.

Conclusion: Under the condition of combined functional test, the actual cardiac load may be able to predict the external body load before cardiac function decompensation. Combined with ECG scatter plot analysis, real-time whole-course dynamic ECG monitoring can quickly screen the cardiovascular risk during exercise, rapidly identify exercise intensity and physical reserve and accurately evaluate the exercise load intensity under given exercise volume (such as combined function test).

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.12.011

1 四川大学华西公共卫生学院,华西第四医院,四川成都,610041; 2 四川大学体育学院体能训练中心; 3 通讯作者
作者简介:谭梅,女,硕士研究生; 收稿日期:2019-02-28

Author's address West China School of Public Health and West China Fourth Hospital, Chengdu Sichuan, 610041

Key word combined function test; dynamic ECG monitoring; body load; cardiac load; exercise intensity

20世纪60年代,随着计算机技术快速发展,“常规心电图”升级发展为可在一个时间周期内连续记录的动态心电图并可实现自动分析。在临床应用中,动态心电监测具有实时性和有效性^[1],对心电异常的检出率高于常规心电图,检测结果可作为许多心脏疾病的诊断依据,对于评估药物治疗有效性和充分性也具有重要价值^[2-3]。在运动领域中,应用动态心电图监测,能实时、准确且连续地动态检测心电变化,从而精细分析心脏的功能和状态^[4-5],并可反映受试者运动、循环、呼吸、植物神经系统的总体状态,但目前相关研究较少。

运动试验,分为极限负荷运动试验和亚极限负荷运动试验,两者各具优劣,极限负荷运动实验耗时长,但能客观的反映受试者的状态;亚极限负荷运动试验往往具有很高的设备依赖性,通过一定标准递增的施加负荷,采集负荷差异时受试者状态的走向以推测最终状态,精准性较极限负荷运动试验差。

联合机能试验,是一项标准负荷试验,属于极限负荷运动试验,其具有以下两点优势:①相较于其他亚极限运动试验,其没有运动器械和场地要求;②这是一项耗时很短的极限负荷运动试验。联合机能试验诞生在动态心电图应用普及之前,依靠运动负荷后即刻的心电和血压监控对人体心血管功能和运动表现的影响进行综合评价,但负荷后的即刻测量评价缺乏实时性和动态性,无过程评价,且操作的人工技术性要求较高、随机误差较大,目前已较少被采用。是否可以通过精确的动态心电全过程监控,获得持续的联合机能试验运动负荷前、中、后三个过程的完整动态心电数据,并吻合心电表达和躯体运动强度及体能储备的关系?

本研究创新应用动态心电监测的方式改变联合机能试验的评价方式,使其并不只局限于负荷后的即刻评价,而是实现了全过程评价。以一套简易、快速的极限负荷运动试验,面向运动人群,结合单导动态心电技术,直接采集受试者的心脏反馈,并识别躯体的运动强度、躯体能量的原储备及再生速度及动作能量消耗经济性的动态平衡能力。

1 对象与方法

1.1 对象

本试验为极限负荷运动试验,对象指向性较为明确,缺乏运动经验者或未经过一定周期的学习过程不能完成、或导致心肺系统失代偿产生风险,因此设计了研究对象纳入标准:女性,有一定运动经验,体检无明确异常,实验时不处于经期、孕期和/或哺乳期,有医疗保险,通过PAR-Q 2018筛查,签署知情同意书,并自愿加入本试验。该纳入标准既保证了受试者在运动试验中的强度耐受风险控制,又使有运动经历者节约了对实验流程的学习过程和规避了由于对实验的学习不利带来的主观影响。同时,在运动表现的心电监控方面,男女没有特异性差异,仅男性体能储备多较女性占优,以体能储备较低的女性推断体能储备较高的男性,其安全性较高。所以,利用女性受试者采集心脏反馈并识别运动强度和体能储备,也可确保该模式对男性也适用。

本研究为自体前后对照研究,排除了生物变异性干扰;采用编号抽签的方法在某部属高校体育学院(全国招生)随机抽取体育学硕士研究生女性10例(占当年该校本学科招生总量的1/4)(年龄 24 ± 1.2 , 23—27岁;运动年限 7.6 ± 1.3 , 5—9年)。

1.2 方法

1.2.1 实验设备:动态心电设备:可穿戴式动态心电记录仪SYNECGE30-1C(观心,成都信汇聚源科技有限公司,川械注准20182210026,2018年1月23日—2023年1月23日);心电电极片Red Dot 2238(3M Health Care,国械注进20162211927)。计时设备:HS-80TW-1石英秒表(Casio),HS-3V-1R石英秒表(Casio),WSM-330机械节拍器(Cherub),WSM-240石英节拍器(Cherub)。信号工具:Dolphin口哨(Molten)。

1.2.2 实验流程:在联合机能试验的标准负荷条件下进行连续负荷心电图描记。联合机能试验是标准负荷试验,分为三个部分,第一部分是在100%体重强度下,中等速度的热身输出(中等强度);第二部分是在100%体重强度下,15s的爆发性输出(模拟100m跑,极限强度),第三部分是在中等节奏控制

下,2min 定量的持续耐力性输出(模拟 800m 跑,中等强度)。

联合机能试验^[6]:①30s 内 20 次蹲起,然后休息 3min;②15s 以百米速度进行原地快跑,然后休息 4min;③2min 以 180 步/min 为频率的原地高抬腿,然后休息 5min。

具体做法:安静状态下,采用标准导联体系 II 导联的方法佩戴好动态心态监测设备(图 1),3min 及以上时间后,开始联合机能试验,实验结束后 5min 结束测试。实验终止的标准:当受试者出现躯体症状或完全不耐受的情况时,如心悸、眩晕、颤动、心脏停搏、频发早搏和漏搏等情况时,表示受试者已经彻底失代偿,实验终止。

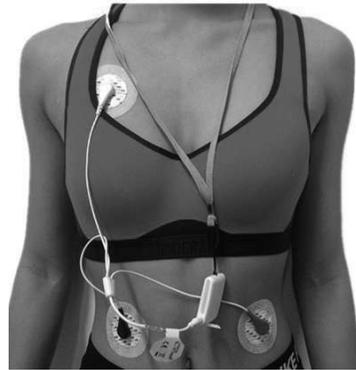
1.3 统计学分析

将每次采集的动态心电 RR 间期序列进行顺向迭代生成 Lorenz Plot 二维图形,所有 RR 间期三点依照时间序列绘制在坐标系 I 象限中,坐标系 X 轴代表第 n 个 RR 间期(RR_n)、Y 轴代表其后的一个 RR 间期(RR_{n+1});既生成 I 象限的单象限心电散点图。根据散点图临床诊断模型和散点分布情况对从试验对象处采集而来的散点图进行识别,快速筛查心血管风险和识别运动强度,并判定心脏在当前负荷下是否失代偿。

取两个 R 波峰值间期为一个心动周期,记为 RR_i ;相邻两个心动周期的比值记为 RR_n/RR_{n+1} ;相邻两个心率的加速度记为加速度,3、5 和 15 个 RR_i 时间间隔的平均心率加速度记为 3 加速度、5 加速度和 15 加速度。3、5 和 15 个 RR_i 时间间隔的平均 R 波电压记为 3R 波电压、5R 波电压和 15R 波电压。以 3、5 和 15 个心动周期中的平均心率加速度和平均 R 波电压反应一个短的时间段内的心脏功能表现。

应用 Pearson 相关分析,研究 RR_n/RR_{n+1} 与 R 波电压的关系;应用线性回归分析,研究加速度、3 加速度、5 加速度、15 加速度与其对应的 R 波电压的关系。所有统计结果均采用双侧检验,检验水准 $\alpha=0.05$ 。采用 Excel 和 SPSS 23.0 进行统计学分析,计量资料以均数±标准差表示。

图 1 动态心电监测设备及其佩戴



2 结果

2.1 总体的基本动态心电监测结果

应用动态心电监测,可连续测量个体的 RR_i 、瞬时心率和 R 波电压,通过计算得到总体的 RR_i 、瞬时心率、R 波电压、加速度和 RR_n/RR_{n+1} ,结果见表 1。

2.2 心率加速、匀速和减速时 R 波电压比较

可以使用相邻两个心动周期的比值(RR_n/RR_{n+1})观察心率的加减速或匀速,其中比值大于 1 时反应心率加速、等于 1 时反应心率匀速、小于 1 时反应心率减速,将 $RR_n/RR_{n+1}>1$ 、 $=1$ 和 <1 分类展示出对应的平均 R 波电压值。结果见表 2,以观察不同心率变化下的左室兴奋,大部分个例(51.72%)及总体反应出的左室电压均在心率加速时较高,部分个例(13.79%)的左室电压在心率减速区间更高。

2.3 个体和总体的相关分析和回归分析

将 RR_n/RR_{n+1} 与 R 波电压应用 Pearson 相关分析,得出个体 29 人次中有 22 人次差异有显著性意义($P<0.05$),具有相关性。将具有相关性的 22 人次作加速度、3 加速度、5 加速度、15 加速度与对应 R 波电压的线性回归分析,结果见表 3—4,个体 22 人次测试中,加速度、3 加速度、5 加速度、15 加速度与对应 R 波电压线性回归分析,分别有 16 人次、18 人次、20 人次和 22 人次,差异有显著性意义($P<0.05$),具有线性回归关系。对此 22 人次的总数据分析结果显示,除 3 加速度外,加速度、5 加速度、15 加速度与

表 1 总体的基本动态心电监测结果

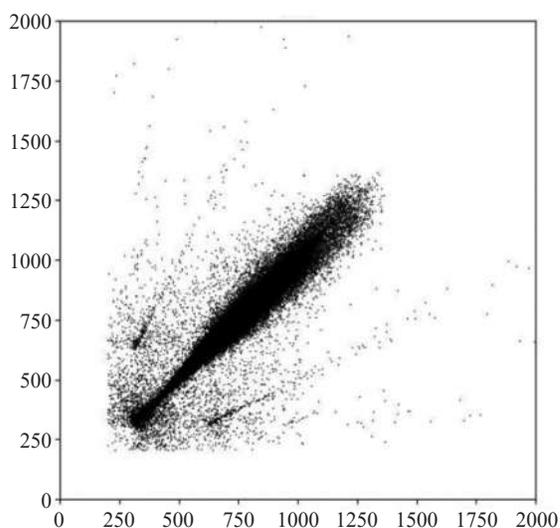
	RRi(ms)	瞬时心率(次/分)	R 波电压(mV)	加速度(次/ms ²)	RR_n/RR_{n+1}
总体	650.54±241.62	101.28±31.63	2.43±1.21	109.67±2443.04	1.01±0.30

对应R波电压均差异有显著性意义($P < 0.05$),具有线性回归关系。

2.4 总体心电散点图描述

总体心电散点图如图2可见,呈三分布,由两个稳态吸引子和两个非稳态吸引子构成,两个稳态吸引子都均匀分布在 45° 线两侧,一个近圆形,一个呈棒球拍形,两个非稳态吸引子偏离 45° 线,均呈线状,较对称分布。总体呈现为窦性心律和运动负荷诱发的窦速,伴偶发房早。

图2 总体的心电散点图



3 讨论

3.1 心率加速度推测躯体外周负荷

心率加速度是实际躯体外周负荷的反应。当躯体承受较高的外周负荷强度,导致外周运动系统缺氧,心率会出现应激性的增高,用心率加速度可直接推测躯体的外周负荷强度。相邻QRS波中R波之间的时间间隔即为RRi,应用RRi可计算出心率、加速度和 RR_n/RR_{n+1} 。由于胃电刺激等因素产生心率变异性^[7],即心率模式会产生短暂的心率加速、减速,随后恢复异位前水平,使心率产生波动^[8-9]。联合技能试验条件下的不同运动强度,也对心率产生不同的影响^[10-11]。加上个体差异等原因,使心率在总体中差异较大,RRi、加速度和 RR_n/RR_{n+1} 计算结果值相应差异也大。其中,加速度和 RR_n/RR_{n+1} 可用于推测躯体外周负荷, RR_n/RR_{n+1} 减少了计算过程产生

的误差,结果更加精确。因此,研究结果对 RR_n/RR_{n+1} 进行分析,大于1反应心率加速,等于1反应心率匀速,小于1反应心率减速,可直观反应心率的加速、匀速或者减速变化,从而推测躯体外周负荷的大小。将个体 RR_n/RR_{n+1} 结果与总数据结果相比,若值更大,或代表个体具有相比其他个体更强的爆发力,一定时间内所承受的躯体外周负荷更大。

3.2 R波电压推测心脏实际负荷

本研究中心电采集采用标准导联体系II导联,QRS波群的R波电压反映的是左室除极,其电压高低可用于推测心肌收缩力,心脏的前后负荷大小,即心脏的实际负荷^[12-14],从而反映体能储备。在联合机能试验的标准负荷模式下,R波电压越高,心肌收缩力越强,心脏实际负荷越大,显示更高的躯体耗氧量,能量物质的合成效率和运动能耗经济性越差,是体能储备越低的反应;反之,则体能储备越好。由于联合机能试验中的不同运动强度以及个体差异等原因,使R波电压波动较大。将R波电压按照心率的加速、减速或者匀速分别计算,即按照 $RR_n/RR_{n+1} > 1$ 、 $= 1$ 和 < 1 计算。大部分个例(51.72%)及总体反应出的左室电压均在心率加速时较高,在运动负荷实验中心脏的兴奋更多出现在心率加速区间。不同类型运动项目和不同运动负荷对心脏产生不同的特异性效应,心脏负荷和心脏功能影响不同^[15]。Bupha-Intr等^[16]研究表明,长期规律中等强度运动可增强心脏 Ca^{2+} 摄取活性。李淑荣等^[17]研究发现,康复运动可调节心脏自主神经的功能。因此,可以推测心脏兴奋和外周负荷强度可能具有相关性。部分个例(13.79%)的左室电压在心率减速区间更高,或反应更强的心脏恢复能力,是耐力较好的表现。

3.3 联合机能试验的标准负荷下,外周躯体负荷和心脏实际负荷的相关性

联合机能试验,是一项定量的标准运动负荷试验^[6],在本研究中,我们在传统的负荷后定时测量基础上进行改良,利用新型设备实现了全负荷过程的心电监测,本设备可实现自动测量、网络铯钟校时,操作简单、精确可靠,获取的心率变异性数据完整且实时。心脏在联合机能试验的标准负荷条件下,心功失代偿之前,若躯体负荷增加,机体需氧量增加,心率应激性加快,因此躯体负荷和心脏负荷应该负

表2 心率加速、减速和匀速时的平均R波电压值

($\bar{x} \pm s$, mV)

RR _n /RR _{n+1}	R波电压	RR _n /RR _{n+1}	R波电压	RR _n /RR _{n+1}	R波电压
A1^①		D2		G2	
>1	2.73±0.76	>1	4.50±0.63	>1	3.24±3.32
1	2.64±0.38	1	4.50±0.57	1	2.18±0.83
<1	2.72±0.75	<1	4.37±0.53	<1	3.24±3.39
A2		D3		G3	
>1	2.54±0.46	>1	2.17±0.39	>1	1.49±0.98
1	2.59±0.36	1	2.15±0.28	1	1.22±0.37
<1	2.61±0.87	<1	2.12±0.34	<1	1.43±0.91
B1		E1		H1	
>1	1.59±0.48	>1	1.64±0.21	>1	2.54±0.67
1	1.51±0.26	1	1.56±0.17	1	2.43±0.35
<1	1.56±0.61	<1	1.64±0.23	<1	2.49±0.68
B2		E2		H2	
>1	1.60±0.34	>1	1.78±0.30	>1	4.13±0.80
1	1.52±0.21	1	1.72±0.31	1	4.09±1.07
<1	1.58±0.46	<1	1.79±0.31	<1	4.05±0.80
B3		E3		H3	
>1	3.52±0.87	>1	4.14±0.58	>1	2.09±0.42
1	3.21±0.55	1	3.94±0.62	1	2.02±0.38
<1	3.48±0.89	<1	4.14±0.66	<1	2.10±0.52
B4		E4		I1	
>1	1.79±0.44	>1	3.77±1.03	>1	2.51±0.09
1	1.68±0.55	1	3.47±0.71	1	2.49±0.09
<1	1.73±0.42	<1	3.73±0.87	<1	2.49±0.12
C1		F1		I2	
>1	1.68±0.40	>1	2.50±0.48	>1	2.61±0.34
1	1.63±0.33	1	2.51±0.52	1	2.47±0.19
<1	1.67±0.39	<1	2.43±0.45	<1	2.59±0.30
C2		F2		J1	
>1	2.86±0.40	>1	3.21±0.48	>1	1.42±0.17
1	2.94±0.57	1	3.25±0.56	1	1.38±0.18
<1	2.86±0.51	<1	3.22±0.52	<1	1.44±0.20
C3		F3		J2	
>1	3.62±1.70	>1	4.42±0.87	>1	1.50±0.87
1	3.39±0.73	1	4.06±0.53	1	1.28±0.24
<1	3.57±1.53	<1	4.40±0.85	<1	1.50±0.84
D1		G1		总体	
>1	2.25±0.80	>1	1.24±0.22	>1	2.45±1.23
1	2.25±0.17	1	1.27±0.33	1	2.39±1.00
<1	2.21±0.25	<1	1.23±0.23	<1	2.41±1.22

注:①“A1”表示A个体的第一次测试,以此类推,下同。

荷程度相吻合;心功失代偿之后,躯体负荷已突破心脏负荷极限,实际心脏负荷和躯体负荷已经不具有吻合关系。熊正英等^[18-19]研究也表明,适宜运动负荷条件下,可使大鼠心肌实质细胞和间质胶原成分比例增长,左心室舒张功能增强;超负荷之后,心肌结构受到破坏,左心室舒张功能损伤,与本研究的推测结果类似。

为减少偶发室上性早搏对相邻心动周期的干扰以及获取一段心动周期内心率加速度情况,本研究选择心率加速度的时间间隔为1个RRi、3个RRi、5

个RRi和15个RRi。由于RR_n/RR_{n+1}比加速度值更精确,减少计算的误差,因此选择RR_n/RR_{n+1}与R波电压做相关分析。本研究中,首先将躯体负荷(RR_n/RR_{n+1})与心脏负荷(R波电压)做Pearson相关分析,具有相关性的个例即是在心功失代偿之前的状态,由结果可知29人次的个例中,22人次的RR_n/RR_{n+1}与R波电压具有相关性。具有相关性的个例及其总体再做加速度、3加速度、5加速度、15加速度与对应R波电压的线性回归分析。理论上,躯体负荷与心脏负荷具有相关性的个例及其总体应该加速度、3

表3 加速度、3加速度与对应R波电压回归分析

	加速度与R波电压			3加速度与3R波电压		
	F	P	方程	F	P	方程
A1	19.10	0.00	$\hat{y}=-392.41+158.28x$	5.01	0.03	$\hat{y}=-74.14+26.55x$
B2	31.13	0.00	$\hat{y}=-1272.48+976.84x$	62.16	0.00	$\hat{y}=-657.48+431.28x$
B3	12.11	0.00	$\hat{y}=-778.20+293.04x$	25.75	0.00	$\hat{y}=-234.60+139.86x$
B4	10.74	0.00	$\hat{y}=-453.84+336.30x$	0.00	0.97	—
C1	59.87	0.00	$\hat{y}=-1081.62+724.44x$	11.43	0.00	$\hat{y}=-176.16+113.28x$
C2	0.35	0.56	—*	9.245	0.00	$\hat{y}=-202.80+72.36x$
C3	21.34	0.00	$\hat{y}=-333.96+132.30x$	6.90	0.01	$\hat{y}=-67.44+23.1x$
D1	1.78	0.18	—	11.45	0.00	$\hat{y}=-218.58+97.68x$
D2	10.53	0.00	$\hat{y}=-493.32+116.76x$	15.87	0.00	$\hat{y}=-286.56+63.72x$
E2	27.77	0.00	$\hat{y}=-1051.56+643.68x$	18.55	0.00	$\hat{y}=-330.06+189.66x$
E3	19.16	0.00	$\hat{y}=-2091.42+555.54x$	3.09	0.08	—
E4	0.19	0.66	—	0.35	0.55	—
F1	0.00	0.98	—	5.06	0.03	$\hat{y}=-190.38+79.86x$
F3	11.06	0.00	$\hat{y}=-397.86+952.14x$	9.63	0.00	$\hat{y}=-317.58+76.62x$
G1	1.47	0.23	—	4.22	0.04	$\hat{y}=-51.66-40.92x$
G2	62.60	0.00	$\hat{y}=-274.61+195.00x$	9.63	0.00	$\hat{y}=-41.4+24.90x$
G3	90.12	0.00	$\hat{y}=-816.84+755.16x$	15.26	0.00	$\hat{y}=-102.60+84.36x$
H1	51.50	0.00	$\hat{y}=-875.64+404.70x$	17.40	0.00	$\hat{y}=-176.88+75.18x$
H2	3.27	0.07	—	8.22	0.00	$\hat{y}=-510.96+130.92x$
I2	30.61	0.00	$\hat{y}=-1403.63+575.15x$	1.54	0.22	—
J1	35.07	0.00	$\hat{y}=-321.42+233.52x$	20.00	0.00	$\hat{y}=-198.18+138.78x$
J2	5.57	0.02	$\hat{y}=-32.36+98.82x$	5.34	0.02	$\hat{y}=-47.70+40.44x$
总体	300.09	0.00	$\hat{y}=-182.61+122.96x$	0.73	0.39	—

注:“—”表示P<0.05时,不具有线性回归关系,无线性回归方程,下同。

表4 5加速度、15加速度与对应R波电压回归分析

	5加速度与5R波电压			15加速度与15R波电压		
	F	P	方程	F	P	方程
A1	8.90	0.00	$\hat{y}=-84.12+28.62x$	71.71	0.00	$\hat{y}=-206.94+71.76x$
B2	80.28	0.00	$\hat{y}=-494.64+262.98x$	107.24	0.00	$\hat{y}=-322.92+200.16x$
B3	21.62	0.00	$\hat{y}=-323.16+92.82x$	103.02	0.00	$\hat{y}=-477.78+124.56x$
B4	0.02	0.89	—	76.37	0.00	$\hat{y}=-248.82+138.00x$
C1	10.64	0.00	$\hat{y}=-128.64+64.02x$	58.94	0.00	$\hat{y}=-224.16+127.86x$
C2	28.08	0.00	$\hat{y}=-248.28+85.32x$	135.03	0.00	$\hat{y}=-365.04+123.42x$
C3	9.12	0.00	$\hat{y}=-56.58+13.8x$	28.64	0.00	$\hat{y}=-60.72+15.12x$
D1	175.75	0.00	$\hat{y}=-79.98+297.54x$	1394.08	0.00	$\hat{y}=-2117.64+946.92x$
D2	66.11	0.00	$\hat{y}=-544.02+121.26x$	409.52	0.00	$\hat{y}=-1255.80+280.14x$
E2	35.96	0.00	$\hat{y}=-323.52+150.24x$	180.48	0.00	$\hat{y}=-492.12+270.72x$
E3	6.30	0.01	$\hat{y}=-223.86+54.30x$	149.63	0.00	$\hat{y}=-535.56+127.74x$
E4	8.69	0.00	$\hat{y}=-190.86+42.78x$	169.51	0.00	$\hat{y}=-568.14+149.88x$
F1	21.15	0.00	$\hat{y}=-272.16+90.78x$	139.90	0.00	$\hat{y}=-428.28+168.9x$
F3	10.43	0.00	$\hat{y}=-199.20+158.46x$	73.98	0.00	$\hat{y}=-254.88+56.70x$
G1	1.24	0.27	—	140.56	0.00	$\hat{y}=-220.80+174.78x$
G2	5.11	0.02	$\hat{y}=-31.86+11.40x$	5.90	0.02	$\hat{y}=-40.08+7.14x$
G3	12.88	0.00	$\hat{y}=-69.66+41.58x$	14.18	0.00	$\hat{y}=-48.00+26.52x$
H1	27.52	0.00	$\hat{y}=-150.54+50.52x$	112.34	0.00	$\hat{y}=-189.36+73.38x$
H2	21.96	0.00	$\hat{y}=-593.52+120.36x$	219.14	0.00	$\hat{y}=-1242.54+297.96x$
I2	17.17	0.00	$\hat{y}=-201.00+64.80x$	364.02	0.00	$\hat{y}=-392.88+150.48x$
J1	53.97	0.00	$\hat{y}=-301.50+174.30x$	365.63	0.00	$\hat{y}=-676.62+469.38x$
J2	6.44	0.01	$\hat{y}=-46.14+24.66x$	25.67	0.00	$\hat{y}=-71.28+40.62x$
总体	53.04	0.00	$\hat{y}=-21.82+8.37x$	108.44	0.00	$\hat{y}=-48.64+15.23x$

加速度、5加速度、15加速度与对应R波电压均具有线性回归关系。但本研究结果中,并不完全符合。

个例中,加速度、3加速度、5加速度、15加速度与对应R波电压线性回归分析,分别有16人次,18人次、

20人次和22人次具有线性回归关系。对具有相关性的22人次的总数据分析结果显示,除3加速度外,加速度、5加速度、15加速度与对应R波电压均具有线性回归关系。分析这些个例的心电散点图可以看出,或由于心动过速、房早和心房颤动等原因,加之采样时间的点和面的不同,计算的平均化等,导致加速度、3加速度、5加速度和15加速度与对应R波电压具有回归关系的情况不同,但是在一定时间段内外周躯体负荷和心脏负荷是具有线性回归关系趋势的,至15加速度时,所有数据的15加速度与对应R波电压均具有线性回归关系。

因此,在心功失代偿之前,在联合机能试验的标准负荷量下,外周躯体负荷强度和心脏实际负荷强度具有相关性,且可通过线性回归用心脏实际负荷推论外周躯体负荷。一般认为,心率和运动强度存在线性关系,心率作为整体活动强度的指标,既反映心脏负荷强度,又反映生理负荷强度^[20-22]。Gilman等^[23]根据心率将运动强度划分为小中大3个等级。本研究中创新应用动态心电监测的方式改变传统联合机能试验的评价方式,实时的全程动态心电监测获得全过程的心电数据,联合应用心率、R波电压和RRi等进行统计分析,使运动强度的表达更加精确。

3.4 心电散点图技术用于运动时的心血管风险快筛和运动强度的快速识别

心电散点图,以非线性分析方法为基础,运用计算机基础将较长时间记录的心电图数据转换成一种高密度的、数据,并制成直观简约图形的技术,是心率变化的直观反映^[24]。简易的心电散点图穿戴设备,大大提高数据采集的持续性和广泛性,还具有直观、整体、智能、远程和便捷等特征,因此在临床中应用越来越广泛,也为运动领域的应用提供巨大的可能性^[25-26]。

本试验总体叠加心电散点图结果显示,总体呈现为窦性心律和运动负荷诱发的窦速,伴偶发房早。所有受试者的图形叠加后展示出与实验负荷相吻合的共同趋势,个别受试者在极限强度下出现了心脏功能偶发的失代偿。心脏的偶发失代偿多在心率较高时出现室上性早搏,在较高的运动强度下,这类早搏多为瓦尔萨瓦呼吸诱发高胸腔压力和高血压后导致的交感神经兴奋诱发房性早搏。利用心电散

点图监测运动负荷下的心率变异性,可快速的图像化识别异常(失代偿)的心动和运动时的心血管风险,并能不依赖于对心电图形识别的专业技术人员。有研究表明,心电散点图诊断与动态心电图诊断结果符合率高,且快速准确^[27]。心电散点图图形特点与心率变异性线性分析指标相关性较好,常见的心血管风险疾病如室性早搏、室上性早搏、心动过速等,在心电散点图中形成典型的特征,可通过典型的心电散点图异常图形进行筛选,成为心电图异常诊断的依据^[28-30],与本研究结果相似。

心电散点图的等速线上,散点分布越集中于起点,心动周期越短,心率越快,心脏实际负荷越高。由本研究结果可知,在心功失代偿之前,在联合机能试验的标准负荷量下,外周躯体负荷强度和心脏实际负荷强度具有相关性,因此可推论躯体外周负荷也越高。因而,心电散点图的等速线上,散点分布越集中于起点,运动负荷越大,心电散点图的散点分布可直观快速地识别目前联合机能试验下的运动强度情况。

4 结论

在联合机能试验条件下,进行连续心电监测,没有场地和运动设备依赖性、测试时间短,可分析出躯体外周负荷和心脏实际负荷的关系。在心脏做功失代偿之前,二者具有良好的相关性,应用线性回归分析,或可以心脏实际负荷推论躯体外周负荷,在既定运动量下(如联合机能试验)可用以较精确的评价运动负荷强度,根据心脏的实际负荷直接识别个体当前的能量原储备及消耗的经济性和消耗及再生成的动态平衡能力。同时联合应用心电散点图分析技术,不仅可监测心率变化情况,快速识别异常(失代偿)的心动;还可作为运动时的心血管风险快筛和运动强度快速识别的方法。本研究创新将动态心电监测应用于运动领域,改变联合机能试验的评价模式,进行全过程评价,以一套简易、快速的极限负荷运动试验,面向运动人群,结合单导动态心电技术,直接采集受试者的心脏反馈,具有联合运动时心血管风险快筛、运动强度和体能储备快速识别和运动强度精确评价的优势,或可作为运动员选拔、训练水平和体能情况评价的参考方法。

参考文献

- [1] Tang M, Yao J, Chen Z, et al. Implementation of wearable terminal used for dynamic ECG real-time monitoring based on Internet of things[J]. Zhongguo Yiliao Qixie Zazhi, 2018, 42(3):161—165.
- [2] Lipski J, Cohen L, Espinoza J, et al. Value of Holter monitoring in assessing cardiac arrhythmias in symptomatic patients[J]. American Journal of Cardiology, 1976, 37(1): 102—107.
- [3] 谢金玉, 黄颖. 动态心电图在老年冠心病心肌缺血和心律失常诊断中的价值[J]. 中国老年学杂志, 2017, 37(2):340—342.
- [4] Parisi A, Tranchita E, Minganti C, et al. Young athletes with ventricular premature beats: Continuing or not intense training and competition? [J]. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2017, 28(2):541—548.
- [5] 殷馥薇, 杨华, 郭莹, 等. 高校高水平运动员60例动态心电图及心率变异性分析[J]. 湖南师范大学学报(医学版), 2016, 13(4):10—12.
- [6] 高云秋. 实用运动医学[M]. 北京:人民体育出版社, 1982.
- [7] Rashed H, Luo J, Juburi AA, et al. Gastric electrical stimulation: Autonomic modulation of enteric nerves (AMEN) in gastric electrical stimulation—evidence from heart rate variability[J]. American Journal of Gastroenterology, 2001, 96(9): 68—71.
- [8] 陈尔冬, 周善. 心率变异性的研究及应用进展[J]. 心血管病学进展, 2014, 35(4): 435—439.
- [9] Bauer A, Malik M, Schmidt G, et al. Heart rate turbulence: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2008, 52(17): 1353—1365.
- [10] Stanley J, Peake JM, Buchheit M. Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: implications for training prescription[J]. Sports Medicine, 2013, 43(12): 1259—1277.
- [11] Garet M, Toumaire N, Roche F, et al. Individual interdependence between nocturnal ANS activity and performance in swimmers[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004, 36(12): 2112—2118.
- [12] 高德恩, 张运. R波振幅改变在运动试验中的诊断价值及发生机理[J]. 天津医药, 1982, (4): 205—210.
- [13] 徐淑芳, 李坤, 吕本如, 等. 前后负荷对在体蟾蜍心输出量、心电图及 ΔR 波的影响[J]. 四川生理科学动态, 1985, (1): 35—36.
- [14] 陈青萍, 黄学成, 张凤玲, 等. 平板运动试验致R波电压降低及T波增高的临床意义[J]. 临床心血管病杂志, 2009, 25(8): 632—633.
- [15] 张振英, 孙兴国, 席家宁, 等. 心肺运动试验制定运动强度对慢性心力衰竭患者心脏运动康复治疗效果影响的临床研究[J]. 中国全科医学, 2016, 19(35):4302—4309.
- [16] Bupha-Intr T, Laosirisan J, Wattanapernpool J. Moderate intensity of regular exercise improves cardiac SR Ca^{2+} uptake activity in ovariectomized rats[J]. Journal of Applied Physiology, 2009, 107(4): 1105—1112.
- [17] 李淑荣, 刘润, 陈彦平, 等. 康复运动对冠心病患者心脏自主神经功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(7):619—623.
- [18] 熊正英, 田振军, 郭进, 等. 运动超负荷与压力超负荷大鼠心肌胶原含量变化和左心室舒张功能改变的实验研究[J]. 体育科学, 1996, 16(6): 48—53.
- [19] 田振军, 熊正英. 运动超负荷和压力超负荷大鼠心肌间质胶原重构与心肌局部RAS-ALd系统变化关系的研究[J]. 体育科学, 1998, 18(5): 63—67.
- [20] Portier H, Louisy F, Laude D, et al. Intense endurance training on heart rate and blood pressure variability in runners[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2001, 33(7): 1120—1125.
- [21] Howley, Edward T. Precision heart rate training[J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 1998, 30(12):1751—1752.
- [22] 赵海燕, 王林霞, 赵德峰, 等. 心率变异性指标RMSSD和TL₁(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, 2018, 37(6):461—467.
- [23] Gilman MB, Wells CL. The use of heart rates to monitor exercise intensity in relation to metabolic variables[J]. International Journal of Sports Medicine, 1993, 14(6): 339—344.
- [24] 李方洁, 向晋涛. 心电散点图[M]. 北京:人民卫生出版社, 2014.
- [25] 任晓霞, 卢焯. 可穿戴医疗设备的安全性研究以及策略分析[J]. 中国数字医学, 2017, 12(5): 100—102.
- [26] 李方洁. 心电散点图——大数据分析的新视野 [J]. 实用心电学杂志, 2018, 27(1): 7—8.
- [27] 李方洁, 杨新春, 白净, 等. 1153例Lorenz散点图与动态心电图诊断的对比研究[J]. 临床心电学杂志, 2006, 15(5): 330—333.
- [28] 李花莲, 杜树国, 杨晓云, 等. 妊娠期室性心律失常发生的类型与心率变异性的关系[J]. 临床心血管病杂志, 2018, 34(4): 370—375.
- [29] Keeley EC, Lange RA, Hills LD, et al. Correlation between time-domain measures of heart rate variability and scatterplots in patients with healed myocardial infarcts and the influence of metoprolol [J]. American Journal of Cardiology, 1997, 79(4): 412—414.
- [30] LIN F, LIU J, HE L, et al. Scatter plot based ECG intelligent analyzing method, involves drawing detection scatter plot according to original detection data of ECG, and obtaining arrhythmia type analysis of ECG:China, CN108784680-A [P]. 2018-11-13.