

临床研究

DOI: 10.13406/j.cnki.cyxh.002127

新型 18 导联动态心电图与常规 18 导联心电图图形的相关性分析

杜新月, 邓国兰

(重庆医科大学附属第一医院心血管内科, 重庆 400016)

【摘要】目的:评估新型 18 导联动态心电图记录心电信号的可靠性,探讨新型 18 导联动态心电图的临床价值。**方法:**入组 41 例受试者,分别接受常规 18 导联心电图和新型 18 导联动态心电图检查,获取 2 种检查的心电图图形,进行对比分析,包括各个导联 P 波振幅、QRS 波形态、q 波振幅、R 波振幅、S 波振幅、J 点、ST 段(J 点后 60 ms)偏移、T 波振幅。**结果:**①2 种检查的心电图(electrocardiography, ECG)图形相关性较高(r 值在 V_8 最大,为 0.994,在 V_{SR} 最小,为 0.805, $P < 0.05$)。②2 种检查的 ECG 在 q 波描记上差异无统计学意义($P > 0.05$)。③两者各波振幅及 ST 段偏移的配对 t 检验结果,在少部分导联差异具有统计学意义($P < 0.05$),包括 aVR、 $V_2 \sim V_6$ 导联上的 P 波振幅, V_2 、 V_9 、 V_{3R} 、 V_{4R} 导联上的 R 波振幅, V_3 、 V_4 、 V_9 导联上的 T 波振幅, V_2 、 V_{3R} 、 V_{4R} 导联上的 ST 段偏移。**结论:**综合判断,新型 18 导联动态心电图记录的心电信号具有较高可靠性,在一过性心肌缺血及急性心肌梗死的诊断上,结合对应壁及相邻其他导联的指标,可提高其检查的准确性。

【关键词】18 导联;动态心电图;新型**【中图分类号】**R541.7 R540.4⁺1**【文献标志码】**A**【收稿日期】**2018-11-03

A comparative analysis of the new 18-lead ambulatory electrocardiography and the traditional 18-lead electrocardiography

Du Xinyue, Deng Guolan

(Department of Cardiology, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University)

【Abstract】Objective: To investigate the reliability and clinical value of the new 18-lead ambulatory electrocardiography (ECG). **Methods:** A total of 41 subjects were enrolled and received both traditional and new 18-lead ECG. The findings of these two ECG methods were compared in terms of P-wave amplitude, shape of QRS wave, Q-wave amplitude, R-wave amplitude, S-wave amplitude, J-point, ST-segment shift (60 ms after J-point), and T-wave amplitude. **Results:** There was a good correlation between the findings of these two ECG methods, with the highest correlation coefficient of 0.994 in V_8 lead and the lowest correlation coefficient of 0.805 in V_{SR} ($P < 0.05$). There was no significant difference in Q wave between the two ECG methods ($P > 0.05$). According to the results of the paired t -test, there were significant differences between the two ECG methods in P-wave amplitude in aVR and $V_2 \sim V_6$ leads, R-wave amplitude in V_2 , V_9 , V_{3R} , and V_{4R} leads, T-wave amplitude in V_3 , V_4 , and V_9 leads, and ST-segment shift in V_2 , V_{3R} , and V_{4R} leads ($P < 0.05$). **Conclusion:** The new 18-lead ECG has higher reliability than the traditional ECG, and its combination with the parameters of other leads can improve the accuracy of the diagnosis of transient myocardial ischemia and acute myocardial infarction.

【Key words】18-lead; ambulatory electrocardiography; new-type

动态心电图 (ambulatory electrocardiography, AECG) 于 1957 年由 Norman J. Holter 发明, 现广泛

应用于临床心血管疾病的辅助诊断。1961 年, AECG 首次应用于临床时只有一个监测导联^[1-2], 随着心电学技术的进步, AECG 逐渐向多导联方向发展, 目前临床已广泛使用 12 导联 AECG。增加导联可获得更多的心电信息, 这不仅提高了心律失常和心肌缺血的检出率, 还能对心律失常和心肌缺血更加准确地定位^[3]。近年来, 1 种新研发的新型 18 导联动态心电图系统开始逐渐投入临床。在 12 导联的基础上, 18

作者介绍: 杜新月, Email: 943966029@qq.com,

研究方向: 影像学与心脏电生理相关性研究。

通信作者: 邓国兰, Email: dengguolan0201@163.com。

基金项目: 重庆市委资助项目 (编号: cstc2015jcsf0012-5); 国家临床重点专科建设资助项目 (财社[2011]170 号)。

优先出版: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.R.20190510.1440.018.html> (2019-05-13)

导联系统增加了可反映左心室正后壁(V_7 、 V_8 、 V_9 导联)及右心室(V_{3R} 、 V_{4R} 、 V_{5R} 导联)的心电信息,可全面覆盖左室的心电活动,展现出更大的临床应用价值。新型 18 导联 AECG 使用 4 个肢体导联电极(即 Mason-Likar 体系)和 5 个胸导联电极(即 V_1 、 V_2 、 V_5 、 V_{5R} 、 V_9)实际记录体表心电信息,而余下导联通过算法推衍合成(即 V_3 、 V_4 、 V_6 、 V_7 、 V_8 、 V_{3R} 、 V_{4R})。这种新型 18 导联 AECG 所记录数据的准确性尚缺乏临床对比验证,故本研究拟将新型 18 导联 AECG 记录结果同 GE 心电图机描记结果进行对比分析,评估新型 18 导联动态心电图记录心电信号的可靠性,探讨新型 18 导联动态心电图的临床价值。

1 资料与方法

1.1 一般资料

通过招募纳入志愿者参与研究。纳入标准:既往体检未见异常;中青年男性。排除标准:不能积极配合研究者。共纳入“健康”男性 41 名,平均年龄(23.73 ± 4.32)岁(21~43 岁),平均体质量指数(body mass index, BMI)为 22.09 ± 3.10 。相较于女性,男性的胸导联电极片安置定位准确,不会受下垂乳房影响。本研究因胸部连接胸导联电极,需完全裸露胸背部,且整个过程长约 30 min,女性及老年人配合度很差,而年龄及性别并非本研究影响因素,故本研究仅纳入中青年男性作为研究对象。

1.2 方法

1.2.1 电极位置 肢体导联采用 Mason-Likar 体系,电极位置为左锁骨下窝 LA、右锁骨下窝 RA、左腋前线与肋弓交点 LL、右腋前线与肋弓交点 RL;胸导联为 $V_1 \sim V_9$ 、 $V_{3R} \sim V_{5R}$ 。用 3M 电极片粘贴在电极位置。受试者取平卧位。

1.2.2 操作方法 常规 18 导联检查:使用设备为 GE MAC5500 心电图机,先采集 12 导联心电图,肢体导联连接于 LA、RA、LL、RL,胸导联连接于 $V_1 \sim V_6$,待基线平稳记录心电图 5 min;然后将胸导联再连接于 V_7 、 V_8 、 V_9 、 V_{3R} 、 V_{4R} 、 V_{5R} ,采集右胸及正后壁心电图,待基线平稳记录心电图 5 min,并将这种常规 18 导联心电图作为本研究的对比标准(简称 GE-18-ECG)。新型 18 导联 AECG 检查:使用设备为蓬阳 18 导联动态心电图机,肢体导联连接于 LA、RA、LL、RL;胸导联连接于 V_1 、 V_2 、 V_5 、 V_{5R} 、 V_9 ,采集新型 18 导联动态心电图(简称新型-18-AECG),待基线平稳记录心电图 5 min,并将这种新型 18 导联动态心电图作为本研究的研究对象(GE-18-AECG)。2 种心电图机的定标电压均为 10 mm/mV,走纸的速度均为 25 mm/s。

1.3 观察指标

分析每位受检者的 2 份心电图各个导联 P 波振幅、

QRS 波形态、q 波振幅(本文统计时按照 R 波之前的负向波为 q 波来标记)、R 波振幅、S 波振幅、J 点、ST 段(J 点后 60 ms)偏移、T 波振幅。其中负相波计负值;J 点后 60 ms 若低于基线,ST 段也计负值。P 波和 T 波若存在正负双相,振幅为正负相波幅的代数和。若某个波形因干扰较大,数据读取困难,则舍弃该值。

1.4 统计学方法

采用 SPSS 25.0 进行数据统计,比较每位受检者的 2 份心电图,对 1 个心动周期的心电图图形进行皮尔逊相关性检验;对 QRS 波群中是否描记出 q 波进行配对四格表资料的卡方检验;对 P 波振幅、R 波振幅、ST 段(J 点后 60 ms)偏移、T 波振幅进行配对 t 检验。检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 的相关性

对每位受检者的 2 份心电图(即新型-18-AECG 和 GE-18-ECG)之间 1 个心动周期的 ECG 信号[包括 P 波振幅、q 波振幅、R 波振幅、S 波振幅、J 点、ST 段(J 点后 60 ms)偏移、T 波振幅]进行皮尔逊相关性检验,其中 $r>0.8$ 时,表示有很高相关性, $r=0$ 时,表示无相关。41 位受检者新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间相关性分布见表 1。在各个导联上,多数受检者的新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 1 个心动周期的 ECG 信号相关系数都非常高,且都主要集中于 $r>0.9$ 。

表 1 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 1 周期 ECG 信号的相关系数分布

导联	$r=0$	$0 < r \leq 0.8$	$0.8 < r \leq 0.9$	$0.9 < r \leq 1$	总例数	$r > 0.8$ 占比 (%)	平均相关系数
I	6	0	2	32	40	85.00	0.864 ± 0.301
II	3	0	3	35	41	92.68	0.955 ± 0.161
III	2	0	1	38	41	95.12	0.939 ± 0.218
aVR	7	0	0	34	41	82.93	0.886 ± 0.308
aVL	11	0	1	29	41	73.17	0.839 ± 0.350
aVF	2	0	0	39	41	95.12	0.945 ± 0.217
V_1	2	0	0	38	40	95.00	0.967 ± 0.159
V_2	3	0	2	36	41	92.68	0.930 ± 0.219
V_3	9	0	5	27	41	78.05	0.863 ± 0.273
V_4	6	0	3	32	41	85.37	0.863 ± 0.286
V_5	3	0	0	38	41	92.68	0.946 ± 0.188
V_6	2	0	0	39	41	95.12	0.957 ± 0.204
V_7	1	0	0	40	41	97.56	0.981 ± 0.058
V_8	0	0	0	41	41	100.00	0.994 ± 0.012
V_9	1	0	1	39	41	97.56	0.978 ± 0.041
V_{3R}	4	0	0	37	41	90.24	0.911 ± 0.263
V_{4R}	9	0	3	29	41	78.05	0.844 ± 0.340
V_{5R}	10	0	1	30	41	75.61	0.805 ± 0.357

2.2 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 QRS 形态的比较

QRS 形态比较的是 QRS 波群是否出现 q 波、R 波或 S 波,并不比较各波振幅大小。新型-18-AECG 的 QRS 形态在各导联与 GE-18-ECG 的匹配度均较高, V_1 、 V_2 、 V_3 导联 QRS 波形态完全一致(匹配度 100%), V_{4R} 最低(匹配度 65.85%)。其中以 q 波为例,对 2 种检查的 ECG 信号中 QRS 波群是否存在 q 波进行配对四格表资料的卡方检验(标准的配对卡方检验的四格表以 I 导联为例,见表 2),各导联差异均不具统计学意义。具体统计数据见表 3。

表 2 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 中 I 导联 q 波的配对卡方检验

新型-18-AECG	GE-18-ECG		合计
	+	-	
+	3	0	3
-	5	32	37
合计	8	32	40

注:“+”表示 q 波存在;“-”表示 q 波未出现; $\chi^2=(0-5-1)2/(0+5)=3.2$

2.3 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 P 波和 R 波振幅的比较

新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 P 波振幅及 R 波振幅的统计结果见表 4、表 5。两者在 aVR 、 $V_2 \sim V_6$ 导联中 P 波的差异具有统计学意义,而在 V_2 、 V_9 、 V_{3R} 、 V_{4R} 导联中 R 波差异具有统计学意义。

2.4 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 ST 段偏移和 T 波振幅的比较

新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间的 ST 段(J 点后 60 ms)偏移和 T 波振幅在部分导联上差异具有统计学意义,即 V_2 、 V_{3R} 、 V_{4R} 导联上的 ST 段(J 点后 60 ms)偏移, V_3 、 V_4 、 V_9 导联上的 T 波振幅,具体统计结果见表 6、表 7。

3 讨 论

新型-18-AECG 是在 12 导联 AECG 的基础上增加了 V_7 、 V_8 、 V_9 、 V_{3R} 、 V_{4R} 、 V_{5R} 导联,所以新型-18-AECG 不仅包含 12 导联 AECG 的全部心电信息,还能检测左心室正后壁和右心室心电活动。而在临床上,为了判断正后壁、右心室心肌缺血及心肌梗死情况,常在静息 12 导联的基础上,加做 V_7 、 V_8 、 V_9 、 V_{3R} 、 V_{4R} 、 V_{5R} 导联,但这显然无法应用于动态心电图。因为每个导联都安放电极实际记录,除 4 个肢体导联电极,胸壁还需安放 12 个胸导联电极,密集的电极不仅增加电极间的静电干扰和肌电干扰,还会增加电极片脱落概率以及影响受检者的佩戴舒适度^[4]。新型-18-AECG 使用 4 个肢体导联电极和 5 个胸导联电极实际记录体表心电信息,余下导联通过推算得出。其中肢体导联按 Mason-Likar 连接,即

表 3 新型-18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 QRS 形态比较

导联	总例数	QRS 完全匹配		GE q+		GE q-		配对卡方检验	
		例数	百分比 (%)	新型 q+	新型 q-	新型 q+	新型 q-	χ^2 值	P 值
I	40	28	70.00	3	5	0	32	3.200	0.063
II	41	29	70.73	27	4	0	10	2.250	0.125
III	41	36	87.80	28	0	2	11	0.500	0.500
aVR	41	36	87.80	30	0	0	11	-	-
aVL	41	35	85.37	30	0	0	11	-	-
aVF	41	39	95.12	29	0	0	12	-	-
V_1	40	40	100.00	1	0	0	39	-	-
V_2	41	41	100.00	0	0	0	41	-	-
V_3	41	41	100.00	1	0	0	40	-	-
V_4	41	34	82.93	16	4	1	20	0.800	0.375
V_5	41	37	90.24	28	1	1	11	0.500	1.000
V_6	41	35	85.37	30	2	2	7	0.250	1.000
V_7	41	34	82.93	38	1	1	1	0.500	1.000
V_8	41	37	90.24	40	0	1	0	0.000	1.000
V_9	41	38	92.68	41	0	0	0	-	-
V_{3R}	41	38	92.68	4	0	0	37	-	-
V_{4R}	41	27	65.85	5	2	0	34	0.500	0.500
V_{5R}	41	32	78.05	20	1	0	20	0.000	1.000

注:“q+”表示 q 波存在;“q-”表示 q 波未出现;- χ^2 值计算无意义

表 4 新型 -18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 P 波振幅对比

导联	配对数	新型 -18-AECG (mV)	GE-18-ECG (mV)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
I	39	0.056 ± 0.022	0.050 ± 0.018	-1.497	0.143
II	41	0.121 ± 0.048	0.136 ± 0.064	1.753	0.087
III	40	0.091 ± 0.052	0.085 ± 0.057	-0.643	0.524
aVR	41	-0.074 ± 0.038	-0.088 ± 0.027	-2.535	0.023
aVL	39	-0.003 ± 0.041	-0.015 ± 0.042	-1.423	0.163
aVF	41	0.143 ± 0.164	0.110 ± 0.054	-1.338	0.189
V ₁	39	0.047 ± 0.028	0.045 ± 0.040	-0.214	0.832
V ₂	40	0.056 ± 0.034	0.067 ± 0.037	2.590	0.013
V ₃	41	0.101 ± 0.031	0.077 ± 0.034	-4.569	0.000
V ₄	41	0.091 ± 0.032	0.080 ± 0.029	-2.661	0.011
V ₅	41	0.060 ± 0.027	0.074 ± 0.029	3.288	0.002
V ₆	41	0.050 ± 0.031	0.068 ± 0.029	4.778	0.000
V ₇	41	0.044 ± 0.028	0.059 ± 0.048	1.762	0.086
V ₈	41	0.044 ± 0.031	0.052 ± 0.030	1.574	0.123
V ₉	41	0.053 ± 0.035	0.048 ± 0.033	-0.853	0.399
V _{3R}	41	0.035 ± 0.032	0.037 ± 0.044	0.405	0.687
V _{4R}	41	0.028 ± 0.030	0.032 ± 0.047	0.547	0.587
V _{5R}	41	0.036 ± 0.047	0.023 ± 0.052	-1.705	0.096

表 6 新型 -18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 ST 段偏移对比

导联	配对数	新型 -18-AECG (mV)	GE-18-ECG (mV)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
I	40	0.039 ± 0.044	0.033 ± 0.035	-2.121	0.301
II	41	0.129 ± 0.059	0.118 ± 0.076	-1.427	0.214
III	41	0.077 ± 0.066	0.071 ± 0.070	0.186	0.399
aVR	41	-0.064 ± 0.068	-0.056 ± 0.070	0.607	0.487
aVL	41	-0.004 ± 0.044	-0.005 ± 0.052	-0.037	0.866
aVF	41	0.106 ± 0.063	0.092 ± 0.062	2.206	0.064
V ₁	41	0.087 ± 0.066	0.098 ± 0.073	-0.246	0.059
V ₂	41	0.285 ± 0.108	0.316 ± 0.119	-0.670	0.001
V ₃	41	0.272 ± 0.122	0.254 ± 0.124	-1.686	0.179
V ₄	41	0.178 ± 0.088	0.159 ± 0.102	0.127	0.064
V ₅	41	0.087 ± 0.058	0.082 ± 0.068	0.681	0.447
V ₆	41	0.049 ± 0.047	0.046 ± 0.051	0.320	0.579
V ₇	41	0.031 ± 0.046	0.025 ± 0.040	-0.077	0.419
V ₈	41	0.018 ± 0.028	0.011 ± 0.049	-1.254	0.202
V ₉	41	-0.002 ± 0.036	0.002 ± 0.024	0.606	0.362
V _{3R}	41	0.029 ± 0.035	0.052 ± 0.053	2.134	0.000
V _{4R}	41	0.010 ± 0.032	0.023 ± 0.042	2.429	0.017
V _{5R}	41	-0.004 ± 0.034	-0.003 ± 0.030	0.824	0.706

左锁骨下窝 LA、右锁骨下窝 RA、左腋前线与肋弓交点 LL、右腋前线与肋弓交点 RL;胸导联按 V₁、V₂、V₅、V_{5R}、V₉ 导联位置连接。其推导原理简单介绍如下:连接 V₅ 和 V_{5R} 电极为 X 轴,连接 V₂ 和 V₉ 电极为 Z 轴,连接 RA 及 LL 电极为 Y 轴,构建三维坐标

表 5 新型 -18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 R 波振幅对比

导联	配对数	新型 -18-AECG (mV)	GE-18-ECG (mV)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
I	40	3.100 ± 2.033	3.182 ± 2.139	-0.242	0.810
II	40	1.841 ± 0.605	1.850 ± 0.711	0.072	0.943
III	40	1.811 ± 0.663	1.863 ± 0.782	0.761	0.451
aVR	35	0.354 ± 0.152	0.280 ± 0.301	-1.186	0.244
aVL	35	0.164 ± 0.123	0.201 ± 0.181	1.305	0.201
aVF	40	1.804 ± 0.700	1.900 ± 0.664	0.981	0.333
V ₁	38	0.312 ± 0.178	0.350 ± 0.245	1.234	0.225
V ₂	39	0.785 ± 0.400	0.882 ± 0.423	4.114	0.000
V ₃	39	1.123 ± 0.605	1.231 ± 0.482	1.268	0.213
V ₄	40	1.626 ± 0.563	1.720 ± 0.684.97	0.717	0.478
V ₅	41	1.711 ± 0.490	1.690 ± 0.672	-0.266	0.792
V ₆	41	1.404 ± 0.421	1.340 ± 0.516	-1.048	0.301
V ₇	41	0.976 ± 0.385	0.989 ± 0.344	0.338	0.737
V ₈	41	0.863 ± 0.337	0.857 ± 0.322	-0.283	0.779
V ₉	41	0.581 ± 0.297	0.693 ± 0.317	4.582	0.000
V _{3R}	39	0.179 ± 0.131	0.237 ± 0.170	3.790	0.001
V _{4R}	34	0.139 ± 0.123	0.234 ± 0.253	2.491	0.018
V _{5R}	32	0.181 ± 0.166	0.222 ± 0.220	1.499	0.144

表 7 新型 -18-AECG 和 GE-18-ECG 之间 T 波振幅对比

导联	配对数	新型 -18-AECG (mV)	GE-18-ECG (mV)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
I	40	1.705 ± 9.204	1.843 ± 9.505	-1.535	0.133
II	41	0.564 ± 0.178	0.540 ± 0.227	-1.164	0.251
III	41	0.391 ± 0.209	0.388 ± 0.204	-0.215	0.831
aVR	41	-0.318 ± 0.192	-0.355 ± 0.220	-0.925	0.361
aVL	41	-0.077 ± 0.152	-0.124 ± 0.187	-1.735	0.090
aVF	41	0.484 ± 0.183	0.476 ± 0.203	-0.551	0.585
V ₁	40	0.119 ± 0.214	0.126 ± 0.176	0.325	0.747
V ₂	41	0.781 ± 0.286	0.806 ± 0.315	0.795	0.431
V ₃	41	1.011 ± 0.362	0.843 ± 0.342	-4.117	0.000
V ₄	40	1.017 ± 0.403	0.669 ± 0.293	-4.293	0.000
V ₅	41	0.512 ± 0.215	0.489 ± 0.208	-1.518	0.137
V ₆	41	0.384 ± 0.168	0.345 ± 0.175	-1.938	0.060
V ₇	41	0.213 ± 0.110	0.224 ± 0.114	1.051	0.300
V ₈	41	0.173 ± 0.092	0.166 ± 0.086	-0.961	0.342
V ₉	41	0.075 ± 0.092	0.113 ± 0.077	4.016	0.000
V _{3R}	41	0.027 ± 0.111	0.037 ± 0.129	0.679	0.501
V _{4R}	41	0.000 ± 0.094	-0.003 ± 0.097	-0.246	0.807
V _{5R}	41	-0.032 ± 0.083	-0.031 ± 0.084	0.114	0.910

轴,计算心脏“0”电位;以胸前实际导联电极位置与心脏“0”电位形成的角度、系数为基础,1 次计算出相邻虚拟导联电极位置和心脏“0”电位相对角度和放大系数,V_{4R}、V_{3R} 基于 V₁、V_{5R} 实际导联记录的数据基础上按相对角度和放大系数计算所得,V₃、V₄ 是

基于 V_2 、 V_5 实际导联记录的数据基础上按相对角度和放大系数计算所得, V_6 、 V_7 、 V_8 是基于 V_5 、 V_9 实际导联记录的数据基础上按相对角度和放大系数计算所得,这样就获得了新型胸前 12 导联全信息。肢体 6 导联体系是基于传统的 Wilson 导联体系推算。将新型胸前 12 导联联合肢体 6 导联同步心电图,就重建了新型 18 导联动态心电图图形。

本研究结果中,新型-18-AECG 与 GE-18-ECG 以 1 个心动周期 ECG 信号进行相关性检验,相关性很高。以是否描记出 q 波进行配对四格表资料的卡方检验,差异无统计学意义。而 q 波的异常对心肌梗死的诊断具有重要的临床意义。新出现的 q 波(q 波时限 <30 ms, 振幅 <1 mm 或同导联 1/4R 波)或病理性 Q 波,即 q 波时限 ≥ 30 ms, 振幅 ≥ 1 mm 或同导联 1/4R 波,且在相邻的 2 个导联出现(一般不包括 III 和 aVR 导联),再结合 ST-T 动态演变及胸闷、胸痛等临床症状,有着确定急性心肌梗死的诊断意义。而在陈旧性心肌梗死时,心肌生化标记物的检查对心肌梗死的诊断已完全失去意义,此时,病理性 Q 波则有决定性诊断价值。当心梗未引起病理性 Q 波,但引起小 q 波时,尤其是 $V_1 \sim V_3$ 导联的小 q 波,或 $QV_3 > QV_4$, $QV_4 > QV_5$, $QV_5 > QV_6$ 时,也应考虑心肌梗死的诊断。除诊断价值之外,病理性 Q 波还能对梗死部位定位,以及确定相关罪犯冠状动脉等价值^[5-7]。而病理性 Q 波的演变也有着判断心血管事件预后的价值^[7]。既然新型-18-AECG 对 q 波的描记与 GE-18-ECG 差异没有统计学意义,那么新型-18-AECG 描记的 q 波是可靠的,其描记出的病理性 Q 波或小 q 波也具有对心肌梗死的诊断及定位价值。

本研究中各波段振幅配对 t 检验结果显示,新型-18-AECG 与 GE-18-ECG 之间, P 波振幅在 aVR、 $V_2 \sim V_6$ 导联, R 波振幅在 V_2 、 V_9 、 V_{4R} 导联, ST 段在 V_2 、 V_{3R} 、 V_{4R} 导联以及 T 波振幅在 V_3 、 V_4 、 V_9 导联上差异具有统计学意义。显然, P 波振幅及 R 波振幅在这些导联上的差异对心电图判断心肌缺血或心肌梗死并不产生影响,而右心房肥大的诊断主要参考下壁导联 P 波振幅,故胸导联 $V_1 \sim V_6$ P 波振幅的差异不影响右心房肥大诊断。前间壁只有 V_1 导联、正后壁只有 V_9 导联 R 波振幅差异有统计学意义,由于对应壁中涉及的导联数目局限,所以对心电图诊断影响不大;右胸导联 V_{3R} 、 V_{4R} 导联 R 波振幅偏

低,差异有统计学意义, R 波振幅主要作用是帮助诊断心室肥大,而心室肥大主要参考导联是 V_1 、 V_2 及 V_5 、 V_6 , 所以 V_{3R} 、 V_{4R} 导联 R 波振幅的差异不影响心电图诊断。与 GE-18-ECG 比较, 新型-18-AECG 描记的 ST 段(J 点后 60 ms) 偏移在前间壁只有 V_2 导联差异有统计学意义, 对应壁中涉及的导联数目局限, 所以对心电图诊断影响不大。右胸导联 V_{3R} 、 V_{4R} 导联 ST 段偏移数值偏小, 差异有统计学意义, 在临床上要结合相邻导联 V_1 及 V_{5R} 以及对应改变的 I、aVL 导联^[6]的 ST-T 改变情况综合评估, 从而提高对右心室一过性心肌缺血及急性心肌梗死的早期诊断。关于 T 波振幅, V_3 、 V_4 导联的差异有统计学意义, 但是朝向一致, 对前壁心肌缺血的判断影响较小; V_9 导联 T 波振幅的差异有统计学意义, 但正后壁中涉及的导联数目局限, 所以对心电图诊断影响不大。综合分析, 新型-18-AECG 同 GE-18-ECG 相比, 相关性较高, 差异存在于少数导联的部分波段。其中 P 波及 R 波振幅的差异有统计学意义的导联, 不是房室肥大诊断的主要参考导联, 所以对房室肥大的诊断影响不大。部分导联 ST-T 的差异有统计学意义, 但是在对应壁中设计的导联数目局限, 对一过性心肌缺血或急性心肌梗死判断影响较小; 右胸导联 V_{3R} 、 V_{4R} 导联 ST 段偏移数值偏小, 差异有统计学意义, 在临床上一旦发现 V_{3R} 、 V_{4R} 导联 ST 段有抬高, 要高度重视, 并结合相邻导联 V_1 及 V_{5R} 以及可能引起对应改变的 I、aVL 导联^[6]的 ST-T 改变情况综合评估, 从而提高对右心室一过性心肌缺血及急性心肌梗死的早期诊断。

对两者在配对 t 检验中出现的差异进行分析, 发现新型-18-AECG 出现的这些差异并不具备规律性, 可能并非单一因素造成。具有差异的导联既有新型导联, 也有实际记录导联。实际记录导联数据出现差异, 相应新型导联必然受到影响。根据推算原理, V_{4R} 、 V_{3R} 在 V_1 、 V_{5R} 实际记录数据的基础上, V_3 、 V_4 在 V_2 、 V_5 实际记录数据的基础上, V_6 、 V_7 、 V_8 在 V_5 、 V_9 实际记录数据的基础上按相对角度和放大系数计算得出。而本研究结果中出现差异有统计学意义的实测导联和新型导联之间, 并不完全符合上述推导原理。其中也存在实测导联无明显差异, 而相应新型导联的差异有统计学意义。根据推算原理, 当推算的新型虚拟导联电极位置和心脏“0”电位相

对角度与该导联电极的实际位置和心脏“0”电位相对角度不相符时,以此相对角度进而推算的结果显然也会出现差异。此外,受试者在 2 次心电图采集时可能处于不同生理状态,交感或迷走神经的兴奋性、呼吸以及神经精神状态的不同也会对心电图波形和振幅产生影响。从而造成 2 次先后采集心电图结果的差异。

AECG 是唯一一种评估受检者日常活动心肌缺血的有效手段,对心肌缺血的诊治具有不可替代的临床意义^[8]。冠心病患者无症状性心肌缺血(silent myocardial ischemia, SMI)发生率非常高,SMI 被认为是冠心病预后不良的高危因素^[9]。动态心电图可提高心肌缺血,尤其是 SMI 的检出率。且对疾病严重程度的判断及指导治疗具有重要意义^[10-11]。新型-18-AECG 在 12 导联基础上增加了可反映左心室正后壁心电信息的 V_7 、 V_8 、 V_9 导联以及右心室心电信息的 V_{3R} 、 V_{4R} 、 V_{5R} 导联,可有效检测到常规 12 导联难以检查的左心室正后壁和右心室电活动情况,显著提高这些部位一过性心肌缺血及超急性心肌梗死的及时检出。

附加的导联不仅有助于对左右心室肌心肌缺血的全面判断,对心律失常的诊断也具有重要价值。有研究提出 V_{5R} 导联的 QRS 形态可以简单有效的分辨特发性流出道室性心律失常, V_{5R} 导联 QRS 形态在特发性流出道室性心律失常起源于右心室流出道前壁(RVOT-ant)时呈 R_s ,起源于右心室流出道后壁(RVOT-post)时呈 rS ,起源于右冠窦(right coronary cusp, RCC)时呈 QS,起源于左冠窦与右冠窦之间(RLJ)时呈 qR,起源于左冠窦(left coronary cusp, LCC)时呈 R。该研究显示其准确率达 75%^[12]。据此可以推测,新型-18-AECG 在心律失常起源的定位上的具有较 12 导联 AECG 更优的价值,但还需要进一步的临床研究来确立具体的参考指标及标准。

综上所述,新型-18-AECG 所需电极少,操作可行,全面记录心室电活动,且图形可靠,在一过性心

肌缺血及超急性心肌梗死的检出上优于 12 导联 AECG,可作为临床相关心血管疾病的一种重要检测方法在临床推广应用。而新型-18-AECG 的其他应用潜能,可通过更多的对比研究进一步探索发现。

参 考 文 献

- [1] 杨 静,刘 鸣. 动态心电图导联系统的前世今生[J]. 实用心电学杂志,2017,26(4):263-266,270.
- [2] 范美珍,吴中玉,谢松城. 动态心电图[J]. 心电学杂志,1982(1):57-59,65.
- [3] Su L, Borov S, Zrenner B. 12-lead Holter electrocardiography. Review of the literature and clinical application update[J]. Herzschriftmacherther Elektrophysiol, 2013, 24(2):92-96.
- [4] 卢喜烈,段 扬. 18 导联动态心电图的临床价值[J]. 实用心电学杂志,2018,27(1):53-57.
- [5] Thygesen K, Alpert JS, Jaffe AS, et al. Third universal definition of myocardial infarction[J]. Circulation, 2012, 126(16):2020-2035.
- [6] 郭继鸿. 急性冠脉综合征心电图[J]. 临床心电学杂志,2006, 15(2):128-137.
- [7] Michael MA, El Masry H, Khan BR, et al. Electrocardiographic signs of remote myocardial infarction[J]. Progress in Cardiovascular Diseases, 2007, 50(3):198-208.
- [8] Tzivoni D. Value and limitations of ambulatory ECG monitoring for assessment of myocardial ischemia[J]. Ann Noninvasive Electrocardiol, 2001, 6(3):236-242.
- [9] Aronow WS. Silent MI. Prevalence and prognosis in older patients diagnosed by routine electrocardiograms[J]. Geriatrics, 2003, (1):24-26, 36-38, 40.
- [10] Wimmer NJ, Scirica BM, Stone PH. The clinical significance of continuous ECG(ambulatory ECG or Holter) monitoring of the ST-segment to evaluate ischemia: a review[J]. Prog Cardiovasc Dis, 2013, 56(2):195-202.
- [11] Stern S, Tzivoni D. Early detection of silent ischaemic heart disease by 24-hour electrocardiographic monitoring of active subjects[J]. Br Heart J, 1974, 36(5):481-486.
- [12] Igarashi M, Nogami A, Sekiguchi Y, et al. The QRS morphology pattern in V_{5R} is a novel and simple parameter for differentiating the origin of idiopathic outflow tract ventricular arrhythmias[J]. Europace, 2015, 17(7):1107-1116.

(责任编辑:冉明会)