

目录

心电标准化的关键是导联设计科学化.....	1
尹炳生 张警 林才瀚 周翔 喻德旷 农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣	
从WILSON导联与FRANK导联体系的发展推向ECG与VCG的合理组合.....	9
王兆梅 吴杰	
房颤的心外膜标测.....	13
谭琛 杜日映 郑强荪	
初论心电源与心电场.....	18
尹炳生	
心肌细胞动作电位向心电图衍化的计算模拟.....	21
尹炳生 张警 田玉荣 林才瀚 周翔 喻德旷 朱浩 李本富 农德斌 严启贤	
心电向量综合观念的实验反论证.....	25
尹炳生 张警 周翔 林才瀚 田玉荣 喻德旷 朱浩 李本富 农德斌 严启贤	
心电容积导体学说的反论证(一) 理论剖释.....	29
尹炳生 周翔 张警 林才瀚 喻德旷 农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣	
心电容积导体学说反论证(二) 容积媒质中的心电测试.....	33
尹炳生 周翔 张警 农德斌 严启贤 喻德旷	
心电容积导体学说反论证(三) 体腔内心电分布.....	39
尹炳生 周翔 张警 林才瀚 喻德旷 樊英杰 农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣	
心电容积导体学说的反论证(四) 容积导体中偶极电位的分布.....	45
尹炳生 周翔 张警 林才瀚 喻德旷 农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣	
心电容积导体学说的反论证(五) 容积介质中的直流电特性.....	47
尹炳生 周翔 张警 林才瀚 喻德旷 农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣	
心周立方体导联系统简介.....	49
郭躬太 王可	
用反向法描记“F”导联心电图.....	53
靖陵零 张卓一	
QT间期和心率之间的关系式(一).....	56
蔡维	

QT间期和心率之间的关系式(二).....	63
蔡忠应 蔡维	
谈生物电磁学——兼答心电偶极学说研究.....	66
尹炳生 农德斌 张 周翔 喻德旷 严启贤	
高分辨心电图记录心室、心房晚电位.....	76
李益民 胡大一	
心外膜标测对房颤机制的研究进展.....	77
谭琛 杜日映 陈马丁	
头胸导联的临床应用优势.....	82
李益民	
头胸导联的临床应用.....	84
尹炳生 张警 农德斌 严启贤 周翔 喻德旷	
读张淑玉大夫《再论右前额电位为负值》.....	90
田玉荣 周翔	
头胸HC导联临床心电图学的创立与展望.....	94
尹炳生	
头胸导联心电图诊断左心室肥厚的探讨——附33例分析.....	99
邓景元 刘秀琦 钱学贤	
HC导联和VCG对室内终末传导延缓的对比研究.....	101
陈力华	
头胸导联右胸心电图的系列临床研究.....	106
李益民 崔吉君 胡大一	
冠状动脉造影124例心电图分析.....	108
刘秀琦 胡自安 肖恒燕	
冠心病患者反搏前后头胸导联与常规导联右室心电图变化的临床意义.....	112
解维芳	
110例冠脉造影病人头胸导联与常规导联心电图的对照.....	115
丁明学 胡自安 刘秀琦 肖恒燕	
HC导联、HF(高频)心电图与心脏B超观察右室病变30例报告.....	118
董丽梅	
HC导联对100例冠脉造影病人右胸Q波的鉴别.....	122
丁明学 刘秀琦 胡自安 肖恒燕	

急性下后壁并右室梗塞中ST段抬高程度及动态变化的观察.....	125
托娅 孟极敏	
头胸导联与常规导联对下壁心肌梗塞检测的对比研究.....	127
刘秀琦 胡自安 肖恒燕	
头胸导联心电图对预激综合征的诊断探讨.....	130
刘秀琦 胡自安 肖恒燕	
头胸导联ECG对急性右室梗塞诊断价值的探讨.....	133
孙志方	
HC导联心电图对右室梗塞的诊断价值.....	135
宋阳山	
WILSON'S导联与HC导联心电图对PTF-V ₁ 临床意义的比较.....	140
宋阳山	
头胸导联诊断三例陈旧性右室梗塞的报告.....	145
靳文姝	
60例冠心病与60例健康人头胸导联和WILSON导联分析.....	147
胡自安 刘秀琦 肖恒燕	
陈旧性右室心肌梗塞定位的临床观察.....	150
张警 梁东辉 喻德旷	
正常人右胸头胸导联与习用导联心电图的对照分析.....	153
纪承寅 黄良金 吴伟 郭青 雷著斌 贾立太	
30例正常人HC导联与习用导联心电图比较.....	155
王芝琴 赵捷	
34例中老年人HC导联与习用导联心电图对比分析.....	160
向多文 王玉山 文佑淑 李晓毛 王启辉	
42例正常人HC导联与常规导联右胸ECG Q波对比分析.....	163
向多文 文佑淑 龙有本 王玉山 赵红	
HC导联与WILSON导联在家兔高血钾症实验中的对比使用.....	166
农德斌 尹炳生	
HC导联右室梗塞的价值.....	169
吕其雪	
头胸导联作为监护导联的可行性分析.....	171
王晓梅	
房性快速性心律失常的治疗.....	173
杜日映	

无并发症急性心肌梗塞患者早期运动试验的临床意义.....	177
范淑芳 朱小莹 陈金明 黄高忠 王小涛 陈颖 张国元	
射频消融术治疗阵发性室上性心动过速的初探.....	180
杜修海 张明旭 张卫泽 秦勉 胡静冷 王艳春 胡林 刘春梅	
急性心肌梗塞再灌注性心律失常.....	183
贾满盈 侯玉清 刘伊丽 翁昌鸿 秦建新 郭志刚 张建青 陈厚柏 张远慧等	
WILSON导联在双室肥大ECG正常的探讨.....	186
尹炳生 张贤 周翔 林才瀚 喻德旷 朱浩 李本富 田玉荣 农德斌 严启贤	
射频消融术后心率变异性改变的临床研究.....	189
宋治远 胡亚琴 何国祥 舒茂琴	
房室双重传导及其在房室结改良术中的意义.....	192
王毅 杜日映	
经导管栓塞PDA前后的心电观察.....	194
李福慧	
起搏法定位不同类室速起源点准确性的实验研究.....	197
何勇 杜日映 王毅	
1738例健康人群QT离散度正常值.....	201
高晓梅 凡平 许志余 陈晓燕 何忠民	
动态心电图检测射频消融术前、后心脏早搏的意义.....	205
宋治远 胡亚琴 何国祥 舒茂琴	
冠状动脉造影对心电图ST段变化的评价.....	208
白小澎 荆全民 韩雅玲 崔丽娟 佟铭	
冠心病的动态心电图.....	211
陈祖德	
心房按需起搏后阈值变化的长期观察.....	213
陈锐华 李俭春 刘保军 乐伟	
动态心电图ST-T改变对冠状动脉病变程度的诊断价值(附36例尸检材料分析).....	216
邹竞 韩亚玲 崔丽娟 胡慧民 李辉 白小澎	
经食道心房调搏后心律失常对病窦分型诊断的价值.....	220
洪少勇 黄自珍 邓昭文	
阿托品试验诱发室性早搏伴RONP.....	224
范军梅	

次极量二级梯运动试验的可行性.....	226
靖陕零 刘燕 王华 沈土珍 朱秀云	
右室导联异常Q波的鉴别诊断.....	228
刘海燕	
102例冠心病患者心电ST段变化的分析	230
刘元成 郝世国	
以量变分析心肌复极化质变221例心电图分析.....	232
李可佳 郭晓伟	
小儿心脏收缩时间间期特点(附108例报告).....	234
刘安锋 李琳娜 侯斌	
电话传输心电图监测系统的临床应用.....	236
孟庆恒 贾燕黎 罗先润 李琳娜 刘安锋 陈金升	
完全性右束支传导阻滞168例分析.....	239
陈佩佩	
动态心电图(DCG)监测在空军疗养院的应用.....	242
肖桂蓉 李雪冰	
强化军事训练所致迷走神经张力增高的动态心电图改变.....	244
董宁宁 张砚芳	
努力提高动态心电图诊断的准确性.....	246
张砚芳	
52例急性一氧化碳中毒的心电图分析.....	248
霍玉玺 杨淑珍 朴农秀	
急性心肌梗塞QTc散度与室性心律失常的关系	250
冯志存	
房早伴交替性右束支内差异传导.....	252
韦启灵	
觉醒与睡眠状态QT间期对比研究.....	253
常振华 崔晋荣 刘建英	
双内关电脉冲刺激试验诊断功能性ST-T改变的探讨	255
崔晋荣 常振华	
48例右胸导联Q波心电图分析	258
王志仁 顾丙军	

以重度顺钟向转位为表现的左心室肥厚30例研究.....	260
吴翔明 陈芬	
冠状动脉痉挛引起急性缺血心电图改变一例.....	263
边亚和	
心房分离(附1例报告).....	266
杨 柳 宋治远 胡亚琴	
卧位性文氏型房室传导阻滞 1 例.....	269
柳丽萍 吴绍萍	
口服甲酚皂溶液致心率失常一例.....	270
刘苏红 马韬 周岚	
头胸导联与常规导联右胸心电图对比分析.....	271
黄丽玲	
计算机分析心电图的临床应用评价.....	273
童正坤 彭香梅 毛丽	
数字化全同步多导心电图采样分析系统--ML2000功能介绍.....	277
林才瀚 尹炳生 李本富 朱浩 田玉荣 农德斌 周翔	
心电信号处理中的非递归陷波数字滤波.....	280
李本富 尹炳生 朱浩 林才瀚 田玉荣	
如何选择心电图机的采样率.....	283
田玉荣 尹炳生	
HC导联简介及其与习用导联的对比.....	287
农德斌 尹炳生 严启贤	
二级梯运动试验器材的改进.....	291
沈国理 靖陕零	
心尖快速自检探头简介及其使用.....	293
农德斌 尹炳生 严启贤	
导联转换盒研制简介.....	295
农德斌 尹炳生 严启贤	
HCT--6型导联转换盒使用说明.....	299
农德斌 尹炳生 严启贤	
一种简单实用的单导心电前置放大电路的设计.....	301
李本富 尹炳生 田玉荣	

当前心电仪器抑制工频干扰的几种方法.....	303
李本富 尹炳生 朱浩 林才瀚 田玉荣	
滤除50HZ干扰的平滑滤波器.....	306
田玉荣 尹炳生 林才瀚 李本富 朱浩 喻德旷 周翔 农德斌	
体表心电图记录中的干扰信号.....	308
田玉荣 尹炳生 林才瀚 李本富 朱浩 喻德旷 周翔 农德斌 严启贤	
用自适应滤波器滤除心电信号中的工频干扰.....	310
田玉荣 尹炳生 林才瀚 李本富 朱浩 喻德旷 周翔 农德斌 严启贤	
去基线漂移算法.....	312
田玉荣 尹炳生 林才瀚 李本富 朱浩 喻德旷 周翔 农德斌 严启贤	
小波变换方法在心电信号处理中的应用.....	314
田玉荣 尹炳生 林才瀚 李本富 朱浩 喻德旷 周翔 农德斌 严启贤	

心电标准化的关键是导联设计科学化^{*}

尹炳生 张警 林才瀚 周翔 喻德旷
农德斌 严启贤 朱浩 李本富 田玉荣

(第一军医大学心电研究中心)

一、概 述

临床心电图学迄今仍是一门经验学科,百年来各国学者一直致力于使其向实验学科转化。为了保证心电图记录和诊断的质量,人们努力地制定并完善有关的质量控制标准。包括心电图机设计与选用、心电图仪操作、心电图名词术语、心电图测量和心电图诊断等一系列相关环节的标准化。对许多技术细节都作了统一明确规定。近年又大力推广应用12导同步记录心电图仪,以期达到规范化之目的。

我们认为:上述各环节的标准化十分必要。但是,为了使临床心电图学产生质的飞跃,更需设计符合现代检测原理的导联系统和突破原有基础理论中不符合电磁学原理的禁锢。

二、历史的局限性

心电图学的发展史是一部新技术引入、新导联发现和新学说提出的历史。1856年 Muller 和 Kolliker 发现蛙心舒缩运动时伴有电活动出现。1887年 Waller 用 Maregy 研制的 Lippmann 微电计首次在人体上记录到心电活动。

1903年 Einthoven 在 Van der Woerd 的帮助下造出第一台弦线型心电计,提出正三角形学说和 I, II, III 导联。

1909年 Waller 在英国皇家科学院公开演示,用这种心电计证实犬在静息状态下心电活动的存在,心电现象得到各国学术界的正式认可。1912年 Waller 将所记录的的心脏电变化曲线命名为心电图(electrocardiogram ECG)。

30年代 Wilson 提出单极胸导联,Goldberger 提出单极加压肢体导联,经过实践的筛选,演化出常规12导联,沿用至今。

对心电体表偶极分布和容积导体的认识,源于1898年 Waller 把人当成一个足够大的容积导体,并将心脏假定为胸腔内的一个电偶极子,根据静电学原理推导,在躯干表面由右上至左下轴线上,心电的电力线为对称分布。这与50多年后 Grant 氏用 Wilson 导联作体表电位标测的结果惊人地一致。并成为近代临床心电图学的主要实验依据之

可见,常规临床心电导联的优化与理论体系在20世纪中叶成形,是科学技术发展较

^{*} 本文为国家自然科学基金资助项目No39270647

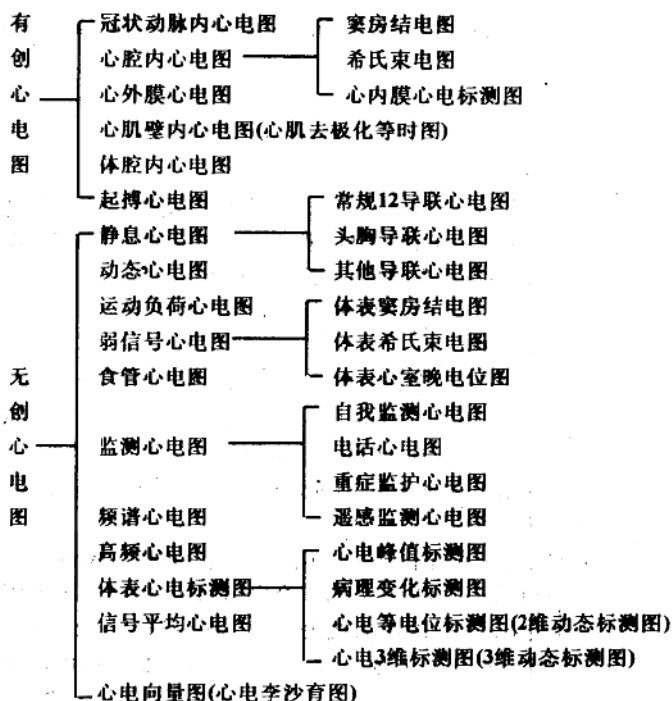
低年代之作品。在20世纪后半叶没有突破性进展。

本来,心电生理学的发展为临床心电图学的腾飞准备了条件。但是,在长期的临床实践中,临床心电图学与相关的理工学科明显分割,某些关键的名词概念之内涵与理工学科的本义相悖。临床心电图学的基础理论又自成体系。触其一处,牵动全线;讨其一点,则面临整个体系的挑战。这种状况严重地阻碍着临床心电图学自身的发展。

三、心电图的多向发展

随着近年科技迅速发展,心电图学衍生许多分支,出现前所未有的学术繁荣。我们建议对心电图作系统分类。根据放置电极是否对机体造成损伤,分为有创心电图与无创心电图两大类(见表)。在有创心电图中,根据电极放置的部位分为冠状动脉心电图、心腔内心电图(包括窦房结电图、希氏束电图和心内膜心电图)、心肌壁心电图(心肌去极化等时图)、心外膜(标测)心电图和体腔内(标测)心电图等。随着人工心脏起搏学的出现,起搏部位、起搏方式和起搏器的种类等的差异,起搏心电图所反映的心电活动与单纯客观记录的心电活动图形有很大不同。

表 心电图分类



体腔内(标测)心电图由我国学者尹炳生提出,并首次应用于体腔内心电传播规律的研究,取得良好效果。

在无创心电图中,①按机体的活动状态分静息心电图、动态心电图和运动心电图。静息心电图包括常规12导联心电图、食管心电图、头胸导联心电图、各种导联的心电图和弱信号心电图(体表窦房结电图、体表希氏束电图和体表心室晚电位图);②按记录方法不同分高频心电图、频谱心电图、信号平均心电图、监测心电图、心电李沙育图(平面心电向量图)和体表标测心电图;③监测心电图包括遥测心电图、电话心电图、重症监护心电图和自我监测心电图;④标测心电图包括心电峰值标测图、病理变化标测图、等电位标测图、3维标测图以及2维、3维动态标测图。

四、导联系统设计科学化

导联(lead)在电子学的原意是导线,指在电路中连接两点的电线。在生物电记录中转意成一个专有名词“导联”。心电导联指在记录心电信号时,输入导线与电极放置在机体特定的测试部位(正输入端)、参比部位(负输入端)和接地部位的连接方式。

1. 导联的演进

19世纪末以来临床心电图学经历了发生、发展和“成熟”过程,据不完全统计心电导联系统试用过115个。导联系统的设计原则,经历过几个发展阶段:

(1) 随意选择:19世纪末,人们为发现人类心电现象而高兴,并致力研究如何把这种心电现象用于临床。但是,对导联的价值并不了解,连接方式较随意。

(2) 以图形形态稳定、振幅大为准:20世纪初 Einthoven 提出的导联 I, II, III, 独领风骚30年。单极加压肢体导联比单极肢体导联的振幅大1/2而取代了后者; V_4 和 II 导联因其振幅大且稳定,成为仅有的4个一级导联。

(3) 按几何学与电学原理的近似设计:30年代 Wilson 从 Kirchhoff 电流定律,在网络节点中电流总和为零的基点出发,设计了中心电端,并假设该电端的电势为0。

正立方体系、倍立方体系等, X, Y, Z 导联则强调在像空间中各导联轴之间的几何正交关系,以 Franck 导联体系为典型代表。尽管设计原理进了一大步,但是在实践中没有显示出比12导联有任何优势,至今未能推广。

(4) 根据心电图仪设计原理构思:1973年我国学者尹炳生根据心电差动放大器的电子学原理,设计出一种新的导联系统—头胸(HC)导联,又称尹氏导联(Yin's lead)。旨在进一步实现单极导联的设想。HC 导联形式上是双极导联,实际上它比 Wilson 导联更具单极性。与常规12导联比较,其一级导联有23个,这一优势尚待高水平临床实践的严格考验。

2. 12导联设计的失误

12导联设计的理论基石是电偶在容积导体中产生主电位的概念和心电向量综合的观念。其失误在于:

(1) 不正确地引用电子学概念:在国内临床心电图学的阐述中广泛地采用“电偶(dipole)”一词,并定义为“电偶是一对电源(source)和电穴(sink)组成的”。这与电子学辞典的解释相距甚远。

“dipole”是偶极子,广义是指两点上电荷或极性相反的物体或体系,例如磁体或有极分子。狭义是指任一电荷趋于无限大,间距趋于零而乘积保持恒定的极限,亦称

偶极、电偶极。

“couple”是电偶，它是指两种互相接触的金属，如温差电偶；也可以是电耦，指连接两个电路，使信号由一个电路传输到另一个电路。

“electric dipole”是电偶极子，它指一对距离极小、大小相等、符号相反的电荷组成的系统，以一矢量表示之，称为偶极距，其大小等于电荷电量与其距离之乘积，方向自负电荷指向正电荷。

由于电偶极子正负电荷之间的距离极小，在正负电荷间不可能存在流动着的电流；也不知道有哪个围绕分开的等值异号电荷对的表面，能使 E 的法线分量在面上保持为常量，即找不到合理的高斯面，故在此不能采用高斯定理来计算电偶极子电场的有关参量。

倘据电偶学说把电偶极子放大到肉眼能分辨的程度，正负极之间真有电力线穿过和电流流动，心脏就变成一个由正负电源组成的电流源系统，也不是电偶，更不是电偶极子。事实上，在心脏不可能形成这样的电流源系统，况且至今还未发现整个机体心电的特殊回路。研究表明：在细胞膜上、在相邻的心肌细胞之间、在心内膜与心腔血池交界的部位，有局部的心电流在流动，这是心电场场源中的电磁扰动。因此，心电流一说值得商榷。

(2) 不正确地运用综合向量方法：对于电磁运动的综合而言，时空一致性是必备的前提。静态电磁场的电磁力只要在同一地点相遇即可综合；时变电磁场的电磁力迭加，则需要时空的一致和频率的协调。心电活动是一种缓变电磁场活动，因此，用简单的平行四边形法则来解释心电综合向量问题，显得不太合理。因为：①正常人心室去极化的 QRS 前后持续 110 ms，以电磁波运动速度计，走过了 3 万多公里。动作电位 0 相 1~2 ms，1 相约 10 ms，而内层心肌去极化比外层心肌早 20~40 ms，这些时间不一的量又怎能合成一个心电综合向量呢。②左心室的前后左右 4 壁隔着心腔，垂直距离 6~8 cm，缺乏空间的一致性，各壁的心电活动又怎能合成一个综合的向量呢。

去极化时心肌细胞的电活动呈混沌态，4 壁的中央是个大血池，血液是良导体，心内膜方向的电活动强度不等，在界面上有明显的电位差，势必形成局部的宏观电流并短路衰减。

可见，整体的心电综合向量观念是一种主观随意性的解释，需要修正。

五、导联系统科学化的前提

1. 心电图学理论必需深化

诸如心肌细胞单相动作电位怎样演变成为普通 ECG；心电从心表至体表怎样传播；体表各部电位差怎样被测出来……等诸问题尚未有合理的解释和实验论证。

(1) 心电图学的现行理论依据：经过几代人的努力，建立了在迭加原理、互逆原理和等效双层原理基础上的临床心电基础理论，包括电偶学说、容积导体学说、综合向量学说、立体向量环二次投影学说、及其引伸的镜像学说等，已自成体系，作为目前临床心电图学的基石。同时，世人在实践中强烈地感觉到这套理论与临床实践脱节。因此，不得不承认临床心电图学仍是一门经验学科。

近年国外导联理论提及 Helmholtz 曾指出支配线性物理系统的三个基本原理: ① 迭加原理(the principle of superposition); ② 互反原理(the principle of reciprocity); ③ 等效双层原理(the principle of the equivalent double layer), 并认为这三条原理是心电学的重要理论基础, 前两个原理是导联学说的理论根据。

值得注意, Helmholtz 三原理是有条件的它只适用于线性物理系统; 一般只符合静态场与恒定场; 导体是无限大、均质、线性的。然而, 机体不具备上述条件, 心电活动具有明显的时相性, 若要恢复心电缓变场原貌来考虑, 情况要复杂得多, 这三条过于简化的原理就显得无能为力。

(2) “心脏静电场”: 假设心电场是静电场, 而且是保守场。因静电场强度绕任何闭合路径的标量线积分为零。所以, 心电静电场不能在闭合电路中维持同一方向的稳定电流, 可见心电立体向量环假说违反高斯定理。

假设心肌细胞去极复极作用是心电非保守场场源的话, 人们至今仍不知道有哪些电流回路能让不同相和不同强度的心电流由心脏流至体表各部, 然后流回心脏。

总之, 客观呼唤心电导联设计必须科学化; 心电理论基础必须实验化。

2. 导联理论的新进展

我们的研究表明:

(1) 机体的导电特性: 人不是一个均匀的容积导体, 也不是一个线性物理系统。尽管人的体液充满电解质, 但是它被高阻抗的细胞膜及其它组织结构分隔, 变成一个分布不均匀的非良导体, 平均阻抗 $500 \sim 800 \Omega\text{cm}$, 与半导体阻抗相仿。机体的“良导”作用主要是通过血管及其内含的低阻抗血液实现的。

(2) 心电活动的本质是一种特定的缓变场活动: 心脏去极化与复极化过程是一种生物电磁扰动过程, 以有限的速度($3 \times 10^8 \text{ m/s}$)向外传播, 这种生物电磁波是一种缓变的低能级的电磁波。心电场是一种缓变的时变场, 体表心电变化与心脏源的电活动之间可以看成没有时相差异(因为 $\lambda \gg r$)。这样, 按目前电磁学接受的看法, 缓变场(如 50 Hz 工频所形成的电磁场)每一瞬间场量服从静态场和恒定场的规律, 可以用静电场的规律来求场中的电场, 用恒定磁场的规律来求场中的磁场。一些电气设备的电容、电感等参数可据其缓变场特性用静电学原理进行推导。然而这样应用的前提是人们只考察电器设备的电容电感等总的技术参量, 而有意忽略在每个正弦波电位处于正相、零相或负相时, 电容或电感本身有何差异。同时, 人们并没有否认工频电磁场 50 Hz 的时变特性。

在临床心电图学中不宜硬套, 因为心电图(各波)时相变化是心电诊断学的主要依据之一, 如在 $\text{II}、\text{V}_4-\text{6}$ 中 P 波 T 波是正常, 而负相 P 波或负相 T 波则是异常现象。因此, 心电波形时相的临床价值无法忽视。此外, 在理论上也不能否定心电场的时变特性以及产生心电场、心磁场的源——电荷、电流——随时间变化的特性。在以往心电的基础理论中, 忽略心电的时变特性, 造成失误。可见心电形成与传递的实际过程远比当年 Frank 等用人物理模型作实验的情况复杂。

(3) 心电场的不均一性: 由于心电场源各方向强度不等和体腔内各方向上对电场强度衰减程度不一。因此, 在体表各方位上同一瞬间的波阵强度有或大或小的差异。总的趋向是沿心底到心尖的轴线左前下场强强, 右后上场强弱; 同一瞬间各方位波阵

的相位亦有或大或小的差异,可以同相,也可反相。这取决于心脏各部分去极与复极的方向。

(4) 心电极化波: 心电向体表传播的主要方式是心电极化波。据 Durrer 去极化等时图可推理心电源是聚偶极子场源,心电应沿两个相反的方向向空间扩布。但是,心脏的肌肉构成了一个几近封闭的多个出入口的囊。心内膜方向的电活动被迫汇在一起。心腔内血池是一个大的均质良导体,心内膜面电活动的不均一性,形成区域性电位差,在血池中生成局部宏观电流,至使心内膜方向的心电场强度极大衰减,难以外传(在导管术中见到右房内 P 波>>QRS 波,右室内只见 QRS 波而无 P 波就是一个最佳例证)。因此,从整体角度看,心肌细胞去极复极时的偶极电活动就转化成一个类单源状态,心脏可以看作是一个类单源场源。它处在一个含有大量“有极分子”的、非均匀的、有限容积的和非良导的媒质里。在心电活动过程中,心外膜面电活动向外传播。 H_2O 等“有极分子”沿心电场方向取向极化,以极化波形式向外扩布;在被细胞脂质膜分隔包围的体液中的离子(电解质液),则可能形成细胞内涡电流,对电场起着较大的衰减作用;含有气泡结构和富含脂质的肺脏阻抗更高,衰减能力可能更强。

(5) 组织电特性的作用: 实验资料还表明,经过组织器官传导的 ECG 图形与直接从心表向外传播的图形可有显著差异,前者(如在腹区、肺区)振幅小呈 rs 或 RS 形,后者(如在心前裸区)受刺激后,可见从类似单相动作电位形态向普通 RS 形移行的一系列形态。

六、导联设计要符合现代测试技术原理

1. 参比系的唯一性

参比系唯一性原理是现代测试技术公理之一。只有比较才能鉴别。为了科学地比较,参比系统必须标准化。在现代化的任一测试中,标准化的核心是统一而稳定的参比系统,这是科学实验的基本要素,是实验性学科的必备前提。

当今流行的临床心电图学恰恰违反这一原则,常规12导联有6个参比量: 导联 I, II 以右手作参比、导联 III 以左手作参比、aVR 以左手左脚连接中点为参比、aVL 以右手左脚连接中点为参比、aVF 以右手左手连接中点为参比、胸导联以中心电端作参比。为了使这种非科学的操作合理化,经过国外几代学者的努力,“创造”了一系列违反电磁学基本原理的解释,逐渐“完善”成一套自圆其说的“理论”。诸如负输入端对心电图的成图无重要作用,是无关电极(或称无干电极);中心电端电位为零电位,后又修改为 ± 0.3 mV;左右心室的电活动可以互相抵销;整个心室的电活动可以合成一个瞬间综合向量;心电源的偶极层近似;4极子近似;像空间的坐标中比例的近大远小;心电在像空间中的映像;心电的镜像表现;心电立体向量环经2次投影可以得到心电图……等等。这是心电学历史的产物,但是已为人们所习惯。这成了临床心电图学发展的一个沉重的包袱。

我们认为在习惯与科学的冲突中,只有突破习惯的约束,学科才能飞跃。我们必须努力实现导联系统参比量单一化。让我们所采用的导联符合现代测试技术原理,以实现心电标准化之目的。我国心电学工作者应该有勇气在世界上率先实现这一目标。这

就是临床心电图学走过近百年历史仍停留在经验学科水平的根本原因之一。

2. 差动放大器三原理

在电子管晶体管到集成电路的电子技术进步过程中,几代心电图仪都采用差动放大电路设计,有三个输入端,即正极、负极和地极。正、负极分别与地极构成两个对称输入回路,互相比较。这种电路有三条原则(图1),导联设计必须注意。

(1) 优势原理:从正或负输入端输入的信号,对最终放大结果有等效作用,不管从正端或负端输入,强的输入信号总是起主导作用。人为地将正端定为测试电极,负端定为参比电极(甚至称为无干电极)与差分放大器电路的放大原理并不相称。根据“优势原则”,为了最大限度地表达测试部心电活动的特征,如果探查部位心电活动从正端输入的话,参比部位(负输入端)就应选择在心电活动强度尽可能弱的位置,才能有效地突出正输入端信号的特征。这是头胸导联把参比部位选在心电准寂静区——右前额的依据之一。

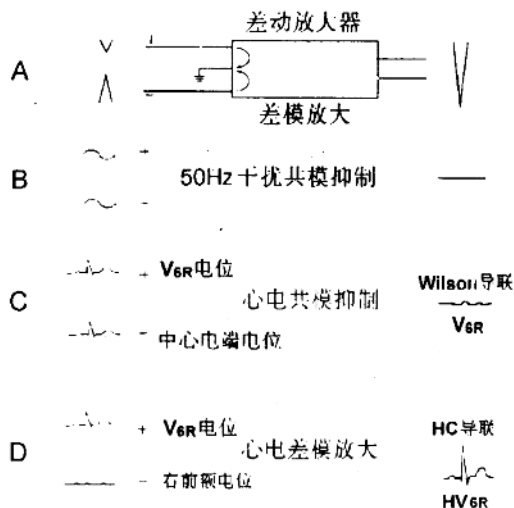


图1 心电差动放大器对心电图的影响

(2) 抑放原理:差动放大器对从正负端分别输入的信号进行比较,给差模信号放大,对共模信号产生抑制;心电信号来源于各向异性的同一心电场源,任何两个部位的心电信号相比较,都是一种包含着差模成份与共模成分的混合信号。因此,为了突出正输入端信号的特性,应尽可能选择时相变化缓的信号从负端输入,以减少负输入端信号对成图干扰,包括因与正输入端信号其模成分过大使仪器输出的图形变小甚至难辨,或因其差模成分过大而导致仪器输出的图形有假性的倒T、倒P和宽深Q变化。这是把参比部位选在右前额的依据之二。

(3) 地电极原理:在差动放大器内,地作正负输入回路的交接点,利于正负端输入

信号比较。从这一角度考虑,地电极位置可以随意选择,并与大地接通;但是,若取差动放大器负输入端部位与地电极位置十分接近,使这两者电位与相位基本一致时,差动放大器的输出信号,实际上是正输入端信号与地电极信号之间的电位差与相位差的综合放大。在这种情况下,地电极的位置需慎重选取。

地电极须放在身体某部位,它一定受到心电场的影响。在浮置地的情况下,地电极接受的亦是一个缓变心电势。为了突出正输入端信号的特性,所以地电极也应在心电准寂静区内选点。

数学形式表达如下:设心电前置放大器正、负和地三个输入端进入的信号电压与输出电压分别为 V_p, V_n, V_g, V_o 。

$$\begin{aligned} \text{放大器工作时} \quad V_o &= (V_p - V_g) - (V_n - V_g) \\ &= V_p - V_n \end{aligned}$$

$$\text{令} \quad V_n = V_g$$

$$\text{得} \quad V_o = V_p - V_g$$

可见头胸导联将负输入端与地电极位置并置右前额,相距2~5 mm 是较合理的设计。

(4) 解剖学依据:右前额等处为心电准寂静区是由其解剖方位决定的。它正对心底部,该部为房室进出口,以瓣状膜分隔为主,心电活动弱;心底周边部是最后去极化区,去极方向主要指向膜部而背向体表,与右前额的方位几成直角,其电活动对右前额影响小,可见 HC 导联参比点及地电极处在心电位场的准电寂静区,两者的电位与相位无显著差异,且接近理想零点。所产生心电共模抑制效应及异常差模放大效应的作用会尽可能弱化,这就大大地减少了仪器设计固有弱点导致的心电图失真。使测试点的 P-QRS-T 各波阵表达得更真实, P, R, T 正相波阵完整地表现出来,因此 HC 导联的单极性优于 Wilson 导联。

总之,心电标准化是临床心电图学走上实验学科的必由之路,心电基本理论的更新和导联设计的科学化可能是两个主要的突破口。

从 Wilson 导联与 Frank 导联体系的发展

推向 ECG 与 VCG 的合理组合

王兆椿 吴杰

(武汉同济医科大学附属同济医院心内科)

心电图(ECG)和心电向量图(VCG)所采用的导联体系是两者发展中至关重要的问题。心电信号通常是通过体表的某两点采集到的,从这两点所在部位出发,即可构成一个导联,这两点的连接线代表这一具体导联的导联轴。Wilson 导联与 Frank 导联为分别属于 ECG 与 VCG 两种最常用而相同的导联系统。我们在完成 Frank 导联电阻网络软化设计的基础上实现了这两种导联体系的合理组合。兹将它们各自的发展过程和优缺点,两者相组合的意义与技术措施,以及由组合所带来的益处与前景介绍如下。

一、ECG 导联体系的发展

从心电图的发展史来看,自百年前 Einthoven 采用双极肢体导联及其等边三角形假说,以至发展为当今在临床上广为应用的常规 Wilson 导联体系,应视为一次重大的改革进程。Wilson 于1932年提出了一项对 ECG 临床发展具有重要意义的设计,即如将自右臂、左臂、左腿所采集的心电信号相加,即可达到“0”电位,称之为“无干电极”或“中心电端”。在此基础上,他于1934年又提出了所谓“单极”导联的理论,从而创设了(加压)“单极”胸前导联,认为可用以反映有关局部的心电变化而起到定位的作用:胸导联的 V_1 , V_2 导联可用以大致反映右心的心电变化; V_5 , V_6 用以反映左心的心电变化;以及 V_3 , V_4 则用以反映室间隔等部位的心电变化。肢体导联的心电图则可用以表示额面的心电变化,及判定额面心电轴。导联位置与解剖学变化的部位之间一定的相关性得到了大致肯定。Wilson 导联系统的设置为近60多年来的 ECG 应用和发展起到了推进作用。ECG 一直保持为在临床上应用最广的一项无创性检测技术,也累积了最为丰富的经验和资料。在常规心电图检测的基础上发展了一系列的相关技术,如心电监护(包括床边及远程心电监测),运动试验、长时程动态心电图等。除心腔内导联、食道导联等特殊部位外,无不是以 Wilson 导联为基础的。

二、VCG 导联体系的发展

开展一定时间的 ECG 工作之后,人们对 ECG 的单维图像难以表达心电活动的空间关系而感到不能满足。于是,自30年代起,VCG 就应运而生。

为了表达心电活动的三维空间特性,要求其导联体系需具有表达三维方位变化的

作用,具体采用正交导联和极坐标的表达方式,以显示已心电活动的确切时相关系。为此,在50年代中曾有相当多的学者提出了多达30余种 VCG 导联体系。通过相当一段时期的对比和权衡之后,终于集中选用了于1956年由 Frank 所创设的 X, Y, Z 校正,正交导联体系。由于其设计合理,具有校正心脏位于胸腔的左,前方而偏离正中的作用,且具有电极数精简(为7个)等优点,即除了位于左、右、上、下、前、后方向的6个电极之外,只增加了一个校正用的“C”电极(一度受到重视的 McFee 导联体系,其电极数多达18个),故为多数 VCG 工作者所采纳,并沿用至今。

Frank 正交、校正导联体系仅由相互垂直的 X, Y, Z 三个导联所组成,三者均属双极导联,设置有一个为校正之用的电阻网络。VCG 通过 P, QRS, T 环显示心电活动的相应关系,特别对于具有方位性质的心电活动,能有力地补充心电图的不足。VCG 环在有关导联轴上的投影,与相应导联的常规 ECG,在定性关系上的一致性,于 Frank 导联体系显得比较满意,故受到国内外心电图向量工作者的欢迎。两者的相关性可以概括为:胸前导联的 ECG 图形是横面 VCG 环在相应导联轴上的投影;肢体导联的 ECG 图形是额面 VCG 环在相应导联轴上的投影。

国内自50年代起的40余年中,亦已应用了 Frank 导联体系并积累了相当多的资料,包括大系列(3000余例)不同年龄组 VCG 正常值的详细统计与分析,以及累积长达20余年的慢性肺心病的 VCG 诊断等,均具中国特色。

三、Wilson 导联与 Frank 导联所存在的问题及其改革的前景

1. 应用 Wilson 导联中发现的问题

Wilson 导联体系有关“单极”导联设计思想的基础在于,设定肢体导联的所谓“中心电端”系处于“0”电位。然而有人通过实验和临床试验已获知,其实测电位甚至可高达0.3~0.8 mV。再者,肢体导联均处于额面上而胸前导联的一系列电极位置则处于水平面上,两者处于不同平面。采用这种“中心电端”为参比点的所谓“单极”波幅较低,其所得数据的定量意义就值得怀疑了。再者,常规 Wilson 胸前导联共设置了 V_1 ~ V_6 共6个电极,主要均位于左胸,根据与解剖部位相关性的分析,自以反映左心的心电变化为主。临床实践也提示, Wilson 导联体系(包括其加设的右胸导联 V_{3R} ~ V_{6R} 等)特别对于右心(右心室及其前后壁)的心电变化(如右心室肥大,右室及下壁心肌梗塞等)的诊断,显得颇为欠缺,致有“死角”之称,尚难于克服。

2. Frank 导联所存在的缺点

VCG 所采用的 Frank 导联虽具有前述优点,但其校正作用以一青年的实验模型为基础,并未深入考虑如何适应不同情况(性别、年龄、体型……)的需要,以充分发挥其校正作用。

再者, Frank 导联所设置的一套为校正之用的电阻网络,由于其在电子技术方面的非对称性,致对心电放大器的共模抑制比水平起到了阻抑作用,从而降低了其抗干扰性能,为 VCG 的检测工作带来不利。

总之,在 ECG 采用 Wilson 以来的60多年中,以及在 VCG 采用 Frank 导联的40多年中,既肯定了其所取得的成绩,也还发现了一些值得提出有待克服的问题。