

动态心电图最新进展

DONGTAI XINDIANTU ZUIXIN JINZHAN

主编 郭继鸿

张海澄

北京大学医学出版社

动态心电图最新进展

主 编 郭继鸿 张海澄
副主编 许 原 卢喜烈 张兆国

北京大学医学出版社

DONGTAI XINDIANTU ZUIXIN JINZHAN

图书在版编目 (CIP) 数据

动态心电图最新进展/郭继鸿, 张海澄主编. —北京:
北京大学医学出版社, 2005. 9
ISBN 7-81071-859-2

I. 动... II. ①郭... ②张... III. 心电图—进展
IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2005) 第 085822 号

动态心电图最新进展

主 编: 郭继鸿 张海澄

出版发行: 北京大学医学出版社 (电话: 010—82802230)

地 址: (100083) 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内

网 址: <http://www.pumpress.com.cn>

E-mail: booksale@bjmu.edu.cn

印 刷: 北京东方圣雅印刷有限公司

经 销: 新华书店

责任编辑: 安 林 责任校对: 杜 悦 责任印制: 郭桂兰

开 本: 787mm×1092mm 1/16 印张: 28.25 字数: 687 千字

版 次: 2005 年 9 月第 1 版 2005 年 9 月第 1 次印刷 印数: 1—3000 册

书 号: ISBN 7-81071-859-2/R·859

定 价: 65.00 元

版权所有, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

前 言

两年前，全国第一届动态心电图临床应用研讨会召开之际，我们曾协同全国几十位心电学及动态心电图学的专家周密讨论，潜心策划，精心撰稿，编写出版了《动态心电图学》；在北京隆重召开的全国第一届动态心电图临床应用研讨会，更是荟集了来自全国各地的 600 余名心血管病专家、动态心电图工作者和生物医学工程学专家，这些来自不同领域，不同专业的教授和专家，为了提高我国动态心电图水平这一共同的目的，汇聚一堂，百花齐放，各抒己见，针对动态心电图临床应用中学术及技术方面的热点问题进行深入细致的探讨，使我国动态心电图第一线工作者获得了很多书本上难以查询的知识、技术和实践经验。

两年转瞬即逝，在短暂的两年中，随着心脏病学、心电图学、心脏电生理学的持续发展，动态心电图学在理论和技术等各方面发生了令人瞩目的改变。这大大提高了动态心电图临床应用的范围和价值，使心血管疾病，尤其是心律失常的诊断水平大为改观。近两年，窦性心率震荡、T 波电交替等新技术和新理论，已融进动态心电图技术，正在逐渐广泛应用于临床；动态心电图初筛睡眠呼吸暂停综合征的新技术也崭露出令人鼓舞的结果，动态心电图起搏通道评估起搏器功能的水平也在提高；对心肌缺血的诊断作用、对心率变异性的再评价等也成为广大动态心电图工作者瞩目与关心的热点话题。这些都亟待知识的更新，理论的提高，经验的切磋。

为此，在全国第二届动态心电图临床应用研讨会即将召开之际，我们再次邀请了十余位教授和专家，挥毫洒墨，欣然撰文，阐述和介绍动态心电图近两年来的新技术、新理论、新进展及热点问题，并编纂成《动态心电图最新进展》一书。本书的初衷仍是抛砖引玉，激发大家对动态心电图新技术的重视，规范临床动态心电图的常规工作，并积极开展相关的基础与临床研究，不断提高我国动态心电图的应用与诊断水平。

鉴于时间紧迫及编著者的水平，书中难免存在疏漏或谬误，敬请各位同道直言斧正。

编著者

2005 年 8 月于北京

目 录

第一章 动态心电图工程和分析技术新进展	1
第一节 动态心电图工程技术进展	1
第二节 动态心电图分析技术进展	5
第二章 动态心电图窦性心率震荡检测技术与应用	21
第一节 窦性心率震荡检测的基本技术	21
第二节 诱发性窦性心率震荡的检测	26
第三节 窦性心率震荡检测的新指标	28
第四节 窦性心率震荡检测在冠心病中的应用	29
第五节 其他常见疾病与窦性心率震荡	35
第六节 窦性心率震荡检测的影响因素	37
第七节 房室结震荡和血压震荡	43
第八节 压力反射敏感性试验与窦性心率震荡的检测	48
第九节 窦性心率震荡检测的工程学原理	55
第三章 T波电交替的临床应用与评价	63
第一节 T波电交替的发生机制	63
第二节 T波电交替频域分析与检测方法	66
第三节 T波电交替的时域分析与检测方法	75
第四节 T波电交替的临床意义	81
第四章 动态心电图心率变异性检测及临床评价	86
第一节 心率变异性概述	86
第二节 心率变异性线性分析	92
第三节 心率变异性非线性分析	107
第四节 心率变异性的临床意义	111
第五章 真正将动态心电图诊断心肌缺血的功能应用于临床	120
第一节 引言	120
第二节 动态心电图诊断心肌缺血功能的研究持续发展	121
第三节 动态心电图对心肌缺血的诊断功能仍待提高	123
第四节 动态心电图在心肌缺血诊断中的特殊价值	126
第五节 心肌缺血的动态心电图诊断及标准	131
第六节 动态心电图对心肌缺血诊断的补充意见	139
第七节 动态心电图诊断心肌缺血应注意的问题	148
第八节 动态心电图心肌缺血诊断功能的临床应用	150
第六章 动态心电图在睡眠呼吸暂停综合征诊断中的应用	156
第一节 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征概述	157
第二节 阻塞性睡眠呼吸暂停:心血管疾病的潜在危险	165

第三节	阻塞性睡眠呼吸暂停患者动态心电图的变化·····	172
第四节	应用动态心电图初筛阻塞性睡眠呼吸暂停的原理及应用·····	173
第七章	动态心电图起搏通道及临床应用·····	184
第一节	起搏心电图·····	184
第二节	动态心电图起搏通道的设计原理·····	193
第三节	动态心电图对起搏心电图的分析原理·····	196
第四节	动态心电图起搏通道的临床意义·····	210
第五节	动态心电图在评估起搏器功能中的价值·····	218
第八章	有关动态心电图的指南与解读·····	249
第一节	1998 年中国动态心电图工作指南 ·····	249
第二节	1998 年中国动态心电图工作指南解读 ·····	257
第三节	1999 年 ACC/AHA 动态心电图应用工作指南 ·····	273
第四节	1999 年 ACC/AHA 动态心电图应用工作指南解读 ·····	302
第九章	实用常规技术·····	316
第一节	动态心电图的存储与抗干扰技术·····	316
第二节	如何充分利用患者的动态心电图日记·····	319
第三节	动态心电图报告应当包括的内容·····	327
第四节	动态心电图临床应用应注意的问题·····	329
第五节	动态心电图报告书写的建议·····	333
第十章	心电学相关进展·····	346
第一节	心脏的变时性·····	346
第二节	无人区心电轴·····	363
第三节	迷走性心动过速·····	382
第四节	心脏震击猝死综合征·····	389
第五节	短暂性左室心尖球囊综合征·····	401
第六节	短 QT 综合征的心电图表现·····	404
第七节	PR 间期过度延长综合征 ·····	408
第十一章	动态心电图研究与发明史·····	414

第一章 动态心电图工程和分析技术新进展

第一节 动态心电图工程技术进展

动态心电图分析仪 (ambulatory electrocardiograph, AECG) 首先由美国 Norman J. Holter 于 1957 年提出设想用于长时间连续的记录体表心电图, 直到 1961 年才投入临床使用。动态心电图分析仪经过近 40 余年的不断发展和完善, 现在已经成为无创心电辅助诊断技术领域应用非常广泛的、临床上最为常用的心电图检查工具之一。最近 20 年来, 在动态心电图分析仪上又增加了多项新的分析功能, 如用于预测急性心肌梗死后发生猝死危险的心率变异性的检测与分析, 信号平均心电图的检测与分析, QT 离散度的测量和分析, T 波交替的检测和分析, 窦性心律震荡的检测和分析等, 这些新功能的应用将动态心电图分析仪的临床辅助诊断功能扩展到对临床治疗的随访和预后的评价, 为动态心电图分析仪的临床应用开拓了更广泛的应用领域, 提高了动态心电图分析仪的临床应用价值。现在应用动态心电图分析仪来记录和分析埋植心脏起搏器和植入型自动除颤起搏器 (ICD) 的病人的起搏心电图, 用来评价心脏起搏器和 ICD 长时间的工作情况, 已经引起广大临床工作者的广泛关注。随着计算机网络在医院的广泛使用和电子病例的逐步推广, 推出适合医院信息化建设并具有网络传输功能的动态心电图分析系统是十分必要的。动态心电图形成的报告应能在没有装备动态心电图分析软件的终端计算机上浏览, 以便整合到医院的电子病例中, 也能够通过网络传输进行远程会诊。美国心脏病学会 (ACC) 和美国心脏协会 (AHA) 于 1999 年公布了动态心电图的实践工作指南, 这些文件将成为动态心电图仪器设计制造、质量评估和临床应用的指导性文件。

一、记录介质

记录器实际上就是一台便携式的心电图机, 理想的记录器要求体积小, 重量轻, 耗电低, 方便病人长时间携带, 能够连续记录和存储 24~48h 的心电图信息。最初的动态心电图记录器是背在患者背上的一个重约 31.9kg 的设备 (图 1-1A), 随着电子学和计算机技术的发展, 出现了以盒式磁带为记录介质的记录器 (图 1-1B), 大大减少了记录器的重量, 极大的方便了患者佩戴和临床应用, 在当时的临床应用极为广泛。由于磁带的低频响应较差, 导致 ST 段波形的失真, 早期的动态心电分析仪只用于心律失常事件的检测, 随着低频补偿式心电放大器的应用, 使磁带记录器记录的 ST 段的波形明显改善, 但由于机械故障较多, 现在基本上淘汰出临床。随着大规模集成电路存储器的问世, 出现了数字化的固态记录器 (图 1-1C), 早期的固态记录器由于存储芯片的容量比较小, 记录器只能存储若干个心电图的片段; 后来的存储芯片容量有所提高, 并在记录器中使用数据压缩算法可以连续记录 24h 的心电图, 经压缩之后存储在记录器中, 在回放时再将被压缩的数据恢复成 24h 连续的心电图进

行分析。在压缩和恢复的过程中,动态心电图数据将产生误差并引起波形的失真。图形失真的程度取决于压缩算法和压缩比的大小。进入 21 世纪之后,存储元件的制造技术进一步的发展,电子硬盘和闪光卡存储器 (flash memory) 容量可以达到 1000MB 以上,体积又很小,以电子硬盘和闪光卡为存储介质的记录器可以采用不压缩或无失真压缩来记录 24h 的动态心电图信息,回放时也没有电—磁以及磁—电转换过程,因此,电子硬盘和闪光卡记录器的心电图波形记录质量优于磁带记录器。由于闪光卡存储器的体积小,耗电低,具有记忆功能,克服了断电后数据丢失的缺点,成为目前临床上普遍应用的记录器 (图 1-1D)。

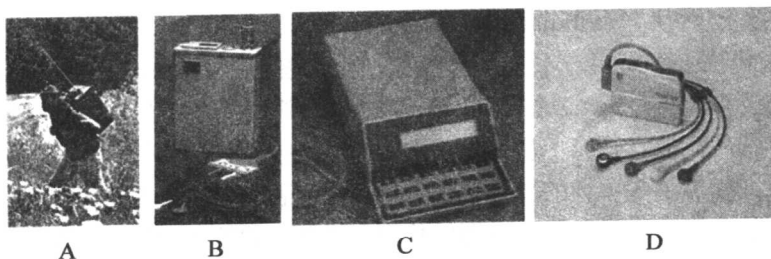


图 1-1 A 为最早的电子管记录器, B 为磁带记录器, C 为固态记录器, D 为闪存记录器

二、实时监测

记录器的另一个快速发展是实时监测心电图功能的进步。最早的记录器是通过声光的变化来提醒操作医生进行记录,当记录器检测阻抗合格后通过声音提示下一步操作,通过灯光的变化提示心电信号记录的启动和记录运行是否正常 (图 1-2A),后来的记录器作心电波形监测可以通过电缆连接计算机,在显示屏上实时监测心电信号,在心电信号质量显示较好时开始启动记录器运行,但这种方法比较繁琐,增加操作医生的工作和时间。在记录器上通过液晶显示屏直接显示心电波形, (图 1-2B),是记录器比较实用的心电信号监测方法之一,操作医生可以清楚地看到心电波形的质量而启动记录,但记录器启动记录后心电波形不能继续显示;通过红外线连接记录器与计算机显示屏或掌上电脑 (PDA) 来监测心电波形是现代动态心电分析仪的记录器功能进展之一 (图 1-2C),操作医生可以随身携带掌上电脑在患者身边监测心电波形,以保证记录器记录心电信号的质量较佳时启动记录,但大多数记录器的实时监测心电图功能是为了满足记录前检测心电信号的质量,在记录器记录运行后几分

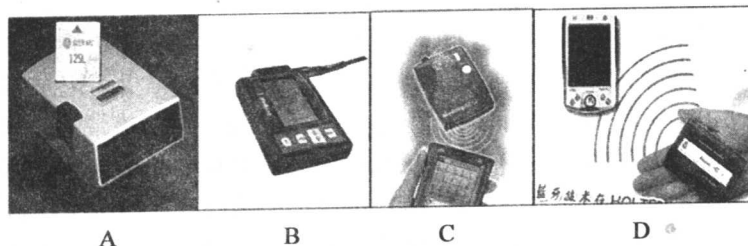


图 1-2 A 为早期通过声光提示操作的记录器, B 为带有液晶显示心电波形的记录器, C 为通过红外线经掌上电脑显示心电波形的记录器, D 为通过蓝牙技术经掌上电脑实时显示心电波形的记录器

钟内就取消了实时监测心电图的功能,不能满足医生需要随时监测心电波形的要求,而通过蓝牙技术佩戴附件显示功能的记录器可以满足医生需要随时监测心电波形的要求(图1-2D),在动态心电图分析仪的记录器上实时监测心电波形变成了现实。

三、采样率与分辨率

记录器每秒钟采集心电信号电压的点数就是采样频率(sampling rate),采样频率越高,采样周期就越短,误差就越小,所采集的数据就能更加精确的表示连续的心电波形的形状。心电信号是随时间连续变化的电压信号,记录器必须通过采样把连续变化的心电信号变成在时间上是间断的数字信号,时间上间断的数字信号可以通过处理恢复成无失真的连续变化的心电信号,从理论上讲,当采样频率足够高时(超过信号的上限频率的二倍),可以由采样后的数字信号准确无误地复原连续变化的心电信号,可见,采样的过程实际上是用离散的数据近似地表示连续变化的心电波形的过程。采样频率的高低对动态心电图的波形会产生很大的影响。当采样频率过低时,Q波,R波,S波的幅度都会减小,波形会变得圆钝,R波上的切迹消失, δ 波也会变得不明显,心电图上很多有意义的信息将会丢失;提高采样频率将能提高动态心电图波形的质量,减少QRS综合波的失真。但当采样频率过高时,记录器需要更大容量的存储器,分析系统的计算机需要更大的硬盘空间来存储每个病人的数据,同时由记录器向计算机传送数据的时间和编辑分析的时间都要加长。当采样频率大到一定的数值之后(超过信号的上限频率的2倍时),再进一步提高采样频率对改善心电波形的作用就不那么明显了。因此,记录器应用适宜的采样频率是必要的,目前多数记录器的频响范围是0.5~60Hz,其采样频率应为125Hz左右,如果记录器的上限频率达到100Hz时,合适的采样频率应该达到250Hz就完全能够满足包括心率分析在内的要求了。而用于记录起搏信号和植入型自动除颤起搏器信号的记录器,其采样频率在理论上应该达到4000Hz,实际上记录器的某一通道的采样频率达到1000Hz时,记录起搏心电图和植入型自动除颤起搏器工作的记录器一般就能够准确的记录起搏脉冲,检测到起搏器和植入型自动除颤起搏器的实际工作情况。

分辨率(sampling resolution)是记录器芯片运算采样数据并进行模—数转换采集信号的能力,用数码的二进制位数(bit)来表示,最小分辨率为8bit,还有10bit、12bit和16bit,如果记录器的分辨率达到32bit,就达到当前常用的计算机运算水平了。例如某记录器的采样率为250Hz,如果采用8bit的芯片运算,只能测量的最小电压为19.5 μ V;如果采用10bit的芯片运算,能测量的最小电压为4.9 μ V;如果采用12bit的芯片运算,能测量的最小电压为1.2 μ V;如果采用16bit的芯片运算,能测量的最小电压为0.3 μ V。如果要检测电压范围在 $\pm 2.5\mu$ V的T波电交替,至少要用分辨率为12bit的记录器才能达到要求。因此,记录器的分辨率也能决定QRS复合波振幅测量的准确性。

记录器的采样率和分辨率应该是一个和谐的统一。如果过分追求极高的采样率,会使记录的数据成倍的增加,为数据的下载和存储带来很大的麻烦,如果采用较低的分辨率(8bit),则会使测量QRS复合波振幅的精确性降低。因此应用动态心电图分析仪测量T波电交替所应用的记录器的分辨率至少应在12bit以上才能满足准确测量的要求。

四、数据下载 (download) 与数据存储 (storage)

动态心电图分析仪的设计制造技术进展与电子工程学和计算机技术的发展密切相关,随着这些学科的快速发展和互联网技术的普遍应用,动态心电图分析仪的硬件和软件将日新月异的发展,除记录器的快速发展外,回放分析系统分析的速度和准确性将会不断的提高,数据的下载速度和存储技术也会产生较大的变革。最初的数据下载为磁带回放器,以保存磁带和打印的原始动态心电图报告来存储数据,由于磁带的回放速度比较慢,极大的影响了分析和编辑速度,同时磁带的磁粉会减少或出现机械故障,磁带记录的动态心电图数据几乎很少能够永久的保存下来;后来的固态记录器通过电缆连接的方式下载心电数据,采用 SCIS 接口使心电数据的下载速度明显加快,分析速度较磁带记录器加快,成为 21 世纪 80 年代中期动态心电图分析仪器最重要的进展之一;随着闪光卡记录器的问世,采用 ATA 接口的数据下载方式成为快速下载心电图数据的主要方法,使 24h 的心电数据能够在 90 秒左右的时间完全下载到计算机的分析系统中;现在有些厂家的记录器采用 USB 数据接口来下载心电数据(图 1-3),极大地加快了心电数据下载的速度,使 24h 的心电数据能够在 60 秒钟内完全下载到计算机的分析系统中,显著的提高了操作医生的分析效率。

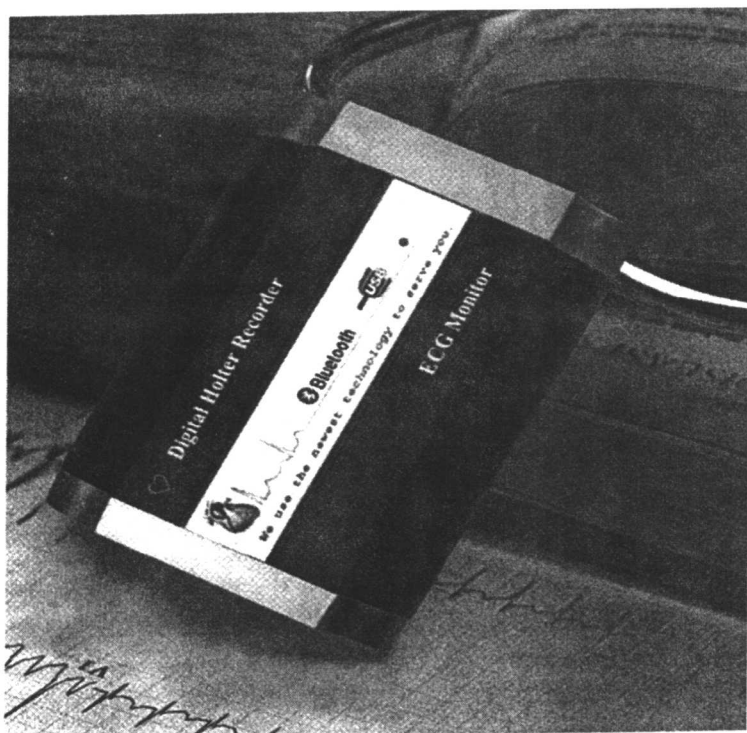


图 1-3 应用蓝牙技术实时检测线电波形和应用 USB 电缆连接下载数据的记录器

随着计算机硬盘容量的扩大,动态心电图数据由保存磁带或纸质报告变成了在硬盘中保存心电数据,但硬盘的容量也是有限的,在独立的计算机分析系统中,按 120G 的硬盘为

例,最多只能存储 2000~3000 个 24h 记录的数据,如果存储这样大的数据一定会影响主机的运行速度,造成编辑和分析速度减慢;如果将不常用且需要保存的数据资料通过刻录光盘的形式将数据存储在 CD 或 DVD 光盘上,则可以避免因数据量多而造成影响主机运行速度的不足之处,一张 DVD 光盘 (2.0G) 至少可以存储 50~80 个 24h 记录的数据。近年来,随着计算机网络技术在医院的广泛使用和电子病例的逐步推广,动态心电图的报告能整合到医院的电子病例中,在没有装备动态心电图软件的终端计算机上浏览,极大的方便了报告的调阅和存储,同时也能将所有的动态心电图原始数据存储在服务器上,通过磁盘阵列来达到大量存储心电数据的目的。

第二节 动态心电图分析技术进展

一、栅状图

栅状图 (tachogram) 是指动态瞬时变化的 RR 间期的趋势图 (图 1-4)。

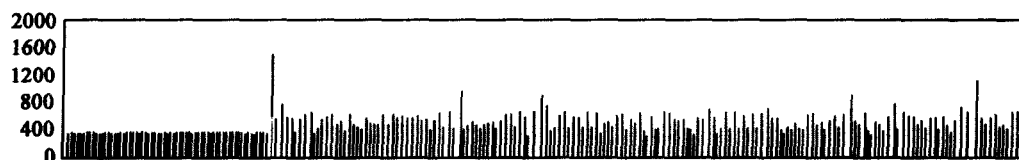


图 1-4 栅状图,表现为动态瞬时变化的 RR 间期的趋势图,提示有阵发性心房颤动的发生

分析系统用一条线段的长度来表示每个心动周期的 RR 间期,并画出 RR 间期的趋势图,该趋势图以前瞻式扫描 (prospective scanning) 心搏的方式作不断的瞬时更新,动态的显示瞬时更新的 RR 间期的趋势图,每条线段的长度表示 RR 间期的大小,心率快时线段的长度较短,心率慢时线段的长度较长。在动态瞬时变化的 RR 间期的趋势图上,以不同的颜色来表示该心搏的性质,如用绿色表示窦性心律,红色表示室性心律,棕色表示房性心律等。

通过栅状图可以很方便的观察到软件自动分析的即时结果,并可以迅速的调出相应的一段动态心电图的波形,人工验证自动分析的结果是否正确,也可以对该段动态心电图进行再定义。例如,如果栅状图上出现几条连续的红色较短的线段,就意味着此时出现了一阵室性心动过速,操作人员可以停止扫描,调出该段动态心电图进行验证,确定或者重新定义该段动态心电图;如果栅状图上出现连续的长短不一致的线段,就意味着此时出现了阵发性心房颤动,在栅状图上开始出现长短不一致的线段时,即为阵发性心房颤动的开始,栅状图由长短不一致的线段变为整齐的线段时,即为阵发性心房颤动的结束。可见,栅状图是医生在动态心电图分析过程中监视分析结果和进行人机对话操作强有力的分析工具,可以帮助医生完成诊断心房颤动、传导阻滞、预激综合征、逸搏等分析软件不能自动完成的分析功能,是进行各种复杂心律失常分析的重要手段之一 (图 1-5)。

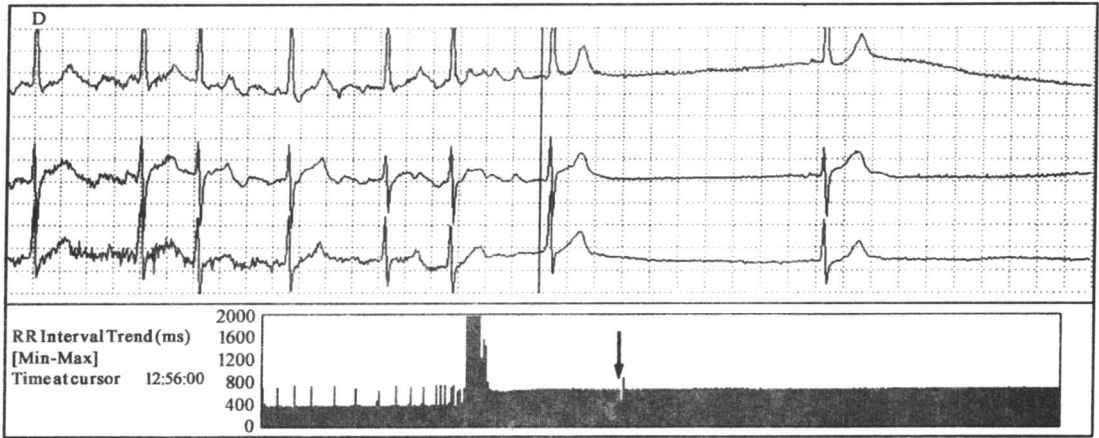


图 1-5 栅状图，提示有阵发性心房颤动的结束，出现几个较长的 RR 间期，↓表示有室性早搏发生

二、动态波形叠加图

动态波形叠加图 (superimposition) 是指动态的显示 QRS 复合波的瞬时变化轨迹，进

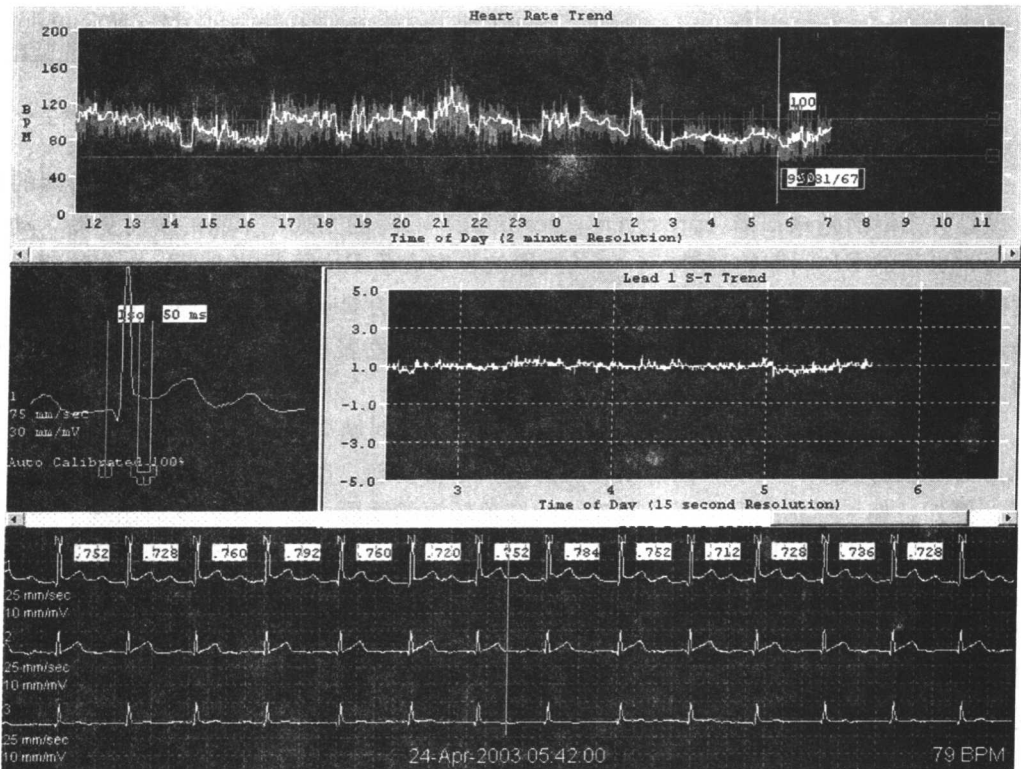


图 1-6 软件自动分析 ST-T 形态及位移时需要随时调节的各个参考点，扫描分析后以趋势图来表示 ST 段的移位

行前瞻式扫描 (prospective scanning) 分析的过程 (图 1-6)。

软件测量 ST-T 形态及位移是否准确, 主要取决于等电位点 (I 点)、ST-T 起始点 (J 点) 和 ST-T 终点三个点的定位是否准确, 由于这三点的位置与心率有密切的关系, 在分析过程中操作医生要随时监视这三个关键点的位置并根据心率的变化及时修正, 以提高对 ST-T 的形态及位移测量的准确性, 因此, 在分析过程中要动态地显示窦性的 QRS 复合波的 I 点、J 点和 ST-T 终点的位置和动态地显示窦性的 QRS 波形叠加图, 操作人员可以随时停止扫描并修正这三点的位置。

动态波形叠加图是较早应用于动态心电图分析软件的主要功能之一, 与栅状图分析功能相结合, 参与动态心电图的全程分析, 但出现模板分析功能后, 动态波形叠加图的分析功能仅局限于对 ST-T 的形态及位移和事件回顾的分析。现在主要是用于分析 ST-T 形态及位移, 同时动态的显示 QRS 复合波的瞬时变化轨迹, 以方便操作医生随时停止扫描并对其进行修正。

三、趋势图

趋势图 (trend) 是指软件对 24h 数据分析后的各种指标进行统计总结, 集中的显示各项分析指标的变化趋势的图形, 具有对每一个单一的心搏和事件进行编辑和修改的功能。常

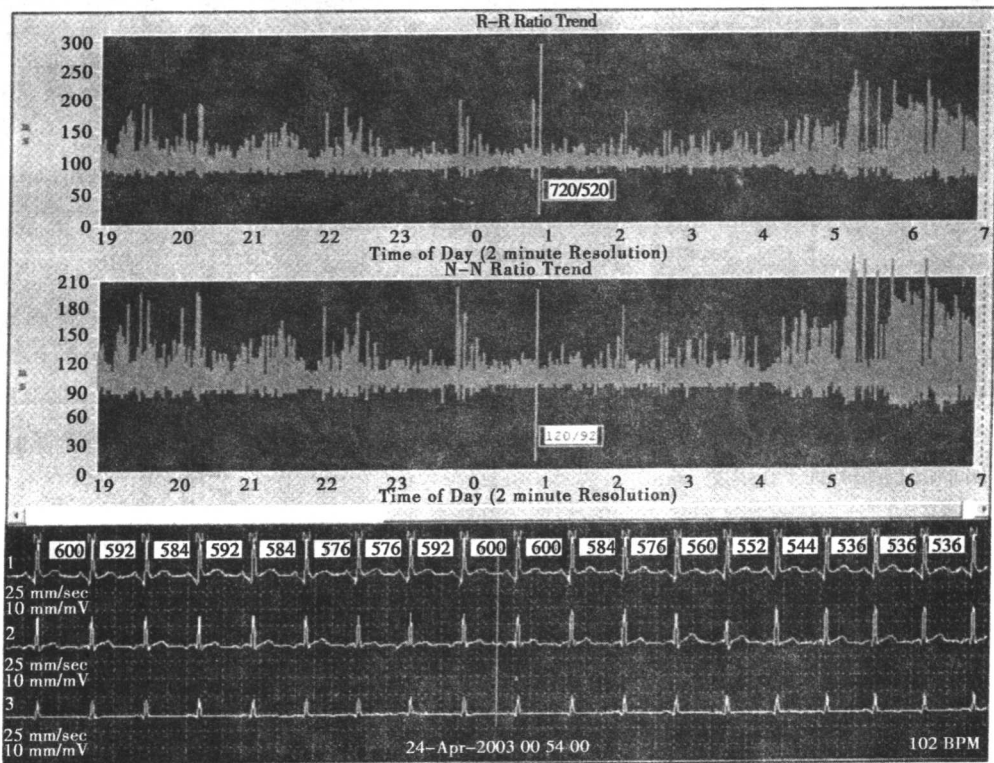


图 1-7 R-R 间期趋势图, 可以对每一个单一的心搏和事件进行编辑和修改

用的有心率趋势图, R-R 间期趋势图, ST 段趋势图, 室上性心律和室性心律异常事件趋势图等 (图 1-7)。

趋势图的横坐标一般以时间来表示, 不同的趋势图主要表现为纵坐标的内容不同, 如果纵坐标为心率, 则称为心律趋势图, 如果纵坐标为 R-R 间期 (ms), 则称为 R-R 间期趋势图, 如果纵坐标为, ST 段的偏移或斜率, 则称为 ST 段趋势图。不同的趋势图从不同的角度反映分析的内容, 最常用的心率趋势图可以反映出 24h 心率的变化趋势, 判断心率是否符合生理上的昼夜节律变化, 通过特殊的标记显示不同时间的事件记录, 包括事件按钮记录和特殊事件分析 (如阵发性心房颤动等) 记录; 同时也能反映记录心电信号的总时间和记录信号的干扰程度。(图 1-8), 正常窦性心率趋势图特点: 青少年活动量比较大, 立位或活动状态下心率偏高, 卧位或睡眠状态下心率偏低而又平稳; 成年人及老年人, 白天与夜间心率变化趋势缩小。



图 1-8 心率趋势图, 通过特殊的标记显示不同时间的事件记录、记录心电信号的总时间和记录信号的干扰程度

通过趋势图可以快速的查找各个时间点的心电图以及 ST 段的变化, 可以快速的发现最大、最小心率和最大的 ST 段偏移, 是编辑心律失常 (如阵发性心房颤动等) 和发现 ST 段的变化最有实用价值的编辑工具之一。

四、全览图

全览图 (full disclosure) 是每一次记录的所有动态心电图波形的总浏览, 具有对每一个单一的心搏和某一时段的动态心电图进行编辑和修改的功能 (图 1-9)。

分析系统用不同的颜色将所有不同性质的心搏标记并全部显示出来, 可以用不同的分辨

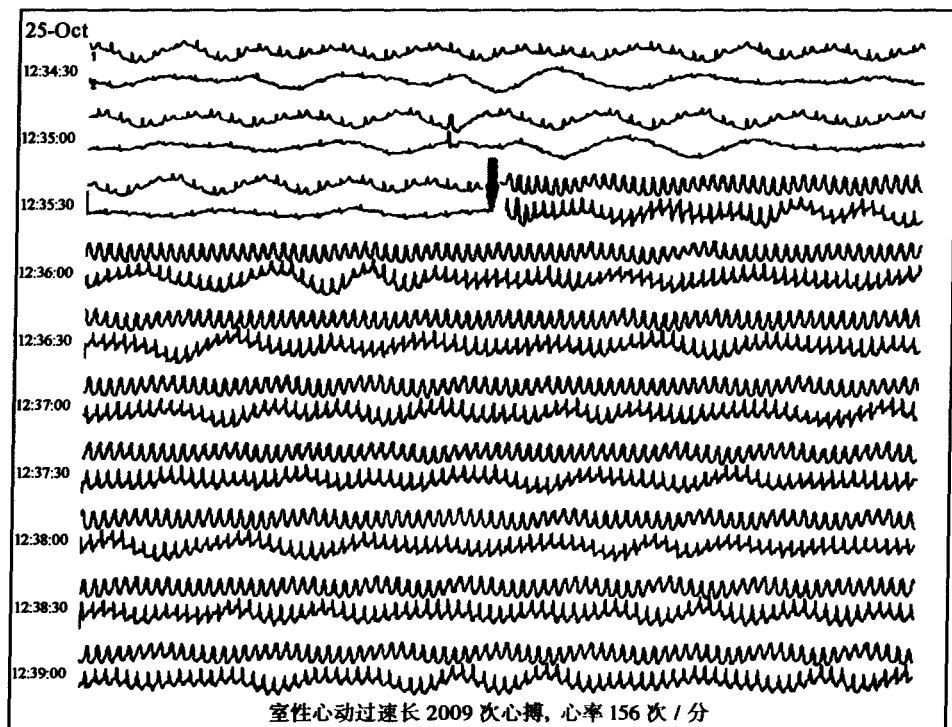


图 1-9 心搏全览图, ↓表示持续性室性心律失常开始

率改变动态心电图显示的长度,也可以用不同的扫描倍速来改变浏览速度的快慢。例如用红色波形表示室性早搏,用黄色波形表示房性早搏,蓝色的波形表示窦性心搏。在扫描浏览的过程中如果发现一串红色的波形,就意味着此时出现了一阵室性心动过速,操作人员可以停止扫描,调出该段动态心电图进行验证,确定或者重新定义该段动态心电图;但该全览图没有很方便的显示 ST 段的动态变化,近年来有的分析软件应用彩色编码技术将 ST 段的动态变化以彩色瀑布图(waterfall)的形式来显示,将所有的 ST 段的动态变化以规定颜色全部显示出来,如果发现表示 ST 段的颜色发生了变化,则该处的 ST 段必定是发生了改变,通过鼠标点击,可以迅速的调出相应的一段动态心电图的波形,人工验证该时间的 ST 段是否发生了改变,并可以对该段动态心电图进行再定义。例如将 ST 段抬高标记为红色,ST 段压低标记为蓝色,ST 段无偏移标记为白色,如果 ST 段全览图的某一时间段标记的 ST 段的颜色由白色变成了蓝色,就意味着该时间段的 ST 段出现压低;相反,如果 ST 段全览图的某一时间段标记的 ST 段的颜色由白色变成了红色,就意味着该时间段的 ST 段出现抬高(图1-10)。

心搏全览图和 ST 段全览图对快速的编辑和查找各种心律失常条图以及 ST 段的变化具有重要作用,是编辑心律失常和发现 ST 段的变化最有实用价值的编辑工具。

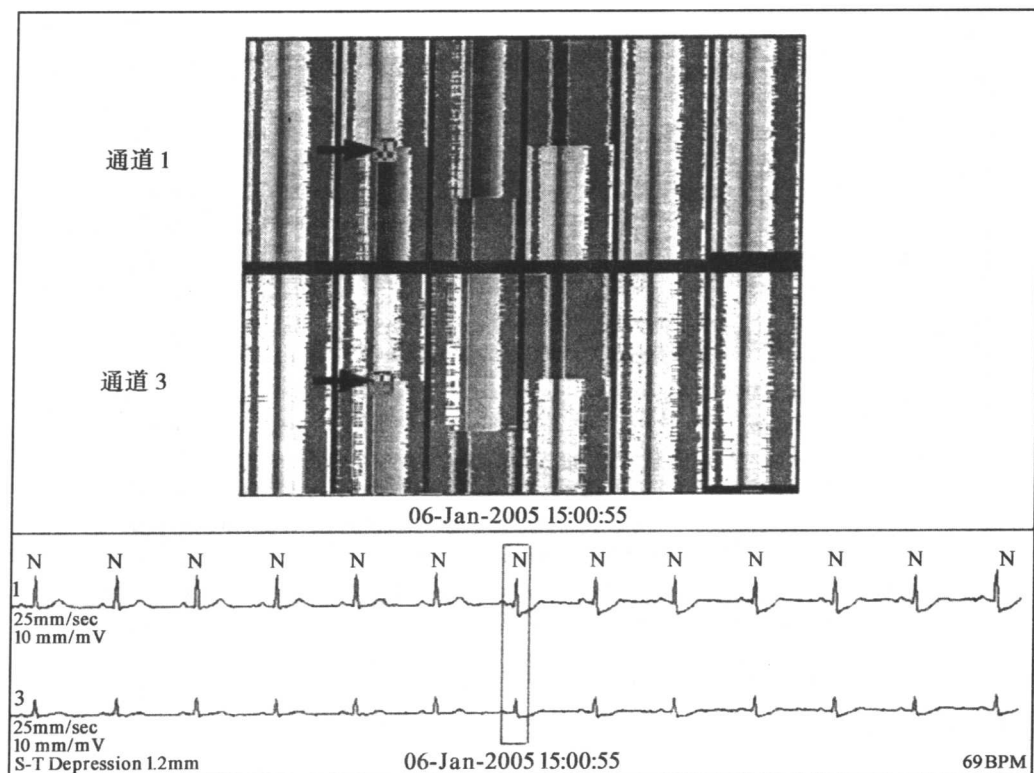


图 1-10 ST 段的动态变化以彩色瀑布图 (waterfall) 的形式来显示, 在→处 ST 段的颜色由白色变为蓝色, 表示 ST 段开始出现压低, 同时调出对应的心电图来验证

五、心搏模板

心搏模板 (beat template) 是指用来代表一类形态相似的 QRS 复合波形态的 QRS 波, 每一类中的 QRS 复合波在形态上都与模板的 QRS 波形态相近似。分析系统根据医学相关的概念将时限在 80~100ms 的 QRS 复合波标记为窦性心律模板或房性心律模板, 将时限大于 120ms 的 QRS 复合波标记为室性心律模板, 将时限在 100~120ms 之间的 QRS 复合波根据主波的极性归类到室上性或室性心律的模板中, 不符合以上 QRS 波分类条件和极性的波形均标记为伪差模板。

根据上述规则, 遵照 Bayes 分类原理, 应用统计分类方法对 QRS 波进行分类。当记录的心电信号由记录介质下载到分析系统时, 进入的第一个 QRS 复合波形成第一个分析模板, 进入的第二个 QRS 复合波的形态与第一个 QRS 波相似, 则被放在第一个分析模板中统计, 否则形成第二个分析模板; 进入的第三个 QRS 波如果与第一个 QRS 波相似, 则被放在第一个分析模板中统计, 如果与第二个 QRS 波相似, 则被放在第二个分析模板中统计, 如果与第一和第二个分析模板都不相似, 则形成第三个分析模板, 依次类推, 所有 QRS 波最终都会被分类到各自的模板中统计, 按照模板中波形数量的多少排列 (图 1-11)。随着分类的不

断进行,在同一模板中的 QRS 复合波的特征都会有微小的差别,应用 Bayes 分类原理将各分类的中心点进行不断地调整,以反映出每一类的最优的中心点。当一个新的分析模板积累了足够数量的 QRS 复合波时,需要经过计算得出新的中心点。每一模板的中心点随着 QRS 复合波的增加进行不断优化和调整的过程称为动态聚类。在数据回放分析的过程中,通过不断的对 QRS 复合波的分类和聚类的过程,形成很多个 QRS 模板,每个模板都从属着很多个 QRS 形态相似的心搏,依照心搏数的多少顺序排列。

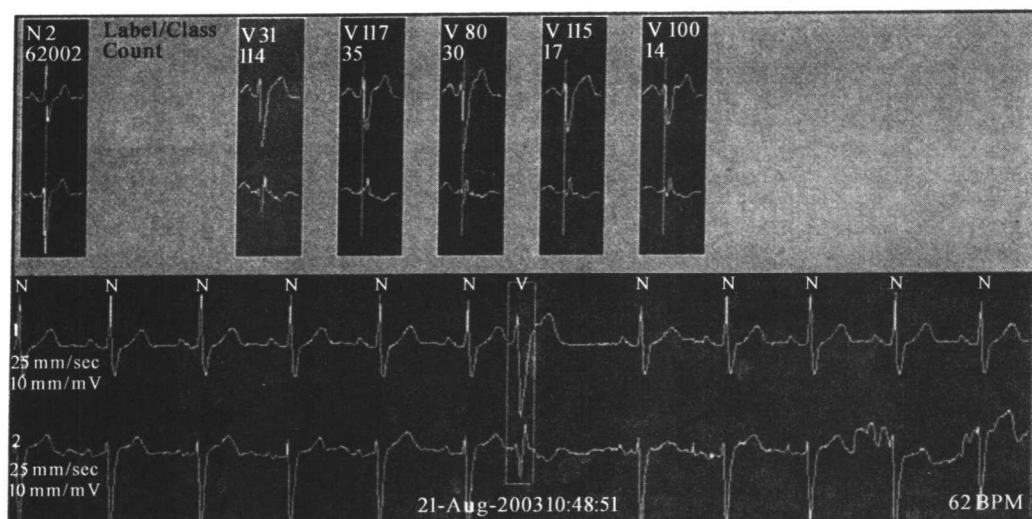


图 1-11 模板分析和编辑功能

模板分析是现代动态心电图分析功能最重要的进展之一,该方法采用页扫描方式,对心搏进行回顾式扫描 (retrospective scanning) 分析和页扫描 (page scanning) 分析方法,弥补了前瞻式扫描 (prospective scanning) 分析时间长、人工参与对话较多的缺点,大大地提高了软件自动分析的速度。由于分析系统设计的模板只能由 QRS 复合波的形态来产生,模板尚不能准确地识别 P 波的形态。分析软件只根据 QRS 复合波的时限来识别窦性、房性和室性心搏,这样判定的室性 QRS 复合波有时是不可靠的,当患者有完全性左或右束支传导阻滞、室内阻滞、心房纤颤伴差异传导和预激综合征时,都会出现很宽的 QRS 波,自动分析系统会把较宽的 QRS 波误判为室性节律,这必然会产生很多的错误,分析的结果还远远不能满足医生的要求。为了纠正分析系统的判断错误,有的分析软件设计了 Demix 分析功能 (图1-12),该分析功能是应用叠加扫描的原理,将所有心搏的 QRS 复合波叠加在一个模板中,根据叠加的波形利用模板功能可以分解成多个模板,以进一步区分出不伴有 P 波的宽 QRS 复合波和伴有 P 波的宽 QRS 复合波,然后由操作人员根据实践经验通过灵活的人机对话功能进行修正。