

心外膜标测系统图形显示软件的设计

侯凤贞, 马小飞, 杨 希, 宁新宝

(南京大学 电子科学与工程系, 江苏 南京 210093)

[摘要] 心外膜标测是一种精确测量和观察分析心脏电活动的方法, 辅以直观的实时显示图能为外科及内科医生提供一条准确迅速的判断指标. 介绍了基于VC++的64导心外膜 Mapping 标测系统的软件设计与实现, 包括特征点提取算法、多导同步心电图监测、等值线图的绘制等. 并着重介绍了其中的等值线图绘制的两种方法: 一是对网格数据实施等值线追踪后, 连接各等值点, 再加注数值标记即可; 二是对网格化的数据按照一定的规则, 直接对各分块填充不同的颜色, 配上颜色尺度条便可表征不同的数据.

[关键词] 心外膜, Mapping, 等值线图

[中图分类号] R312 **[文献标识码]** B **[文章编号]** 1672-1292(2006)02-0038-04

The Design of Graphic Software in Epicardial Mapping System

HOU Fengzhen, MA Xiaofei, YANG Xi, NING Xinbao

(Department of Electronics Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China)

Abstract: Isopleth graphic is a denotation of discrete data, widely used in many fields of engineering and technology such as water conservancy, civil engineering, geological engineering, petroleum reconnaissance etc. Epicardial mapping is a method of observing, detecting and analyzing cardiac electropotential signals with precision. Doctors can clearly acquire information of blood-supply in the ischemia myocardium through real-time potential map or activation map during the bridging operation of coronary artery. In this paper, we describe the design of Graphic-display software based on VC++64 epicardial mapping system, which includes the algorithm for keypoint-distilling, multi-channel ECG signals detecting, drawing of the isoline etc; and the two methods of the isoline's drawing are introduced emphatically: one is based on grid data and contour line tracing is necessary, then join each separate point and mark the data; the other is also based on grid data but contour line tracing is unnecessary, which just needs parting the filed and filling the small blocks with diverse colors.

Key words: epicardial, mapping, isopleth graphic

0 引言

心外膜标测是指采用心电生理技术在心脏表面指定区域, 多个电极同步标记电位, 然后寻找所需信号特征点按一定的方式绘制成图. 等值线图是一种离散数据的图形表示方法, 在水利、土木、地质、石油勘探等工程和技术领域内都有广泛的应用. 借助直观的等值线图和常规的心电波形图, 在心外科手术时进行标测, 能同时捕捉多个异位兴奋灶并标记出它们各自的传播途径和相互间的作用, 为手术和射频治疗心动过速提供定位依据, 可以使医生立即掌握冠状动脉搭桥手术时心肌供血变化的情况, 从而在手术台上了解桥的通畅与否以及通畅度. 这种标测方法也通常称为 mapping 标测.

1 原理概述

心肌缺血是由心脏冠状动脉供血不足或相对供血不足所致, 一般发生在左室. 心肌缺血可引起心脏功

收稿日期: 2005-10-09.

作者简介: 侯凤贞(1980-), 女, 硕士研究生, 主要从事生物医学电子学的学习与研究. E-mail: hou_fz@hotmail.com

通讯联系人: 宁新宝(1941-), 教授, 博士生导师, 主要从事医学物理、生物医学电子学的教学与研究. E-mail: xbning@nju.edu.cn

能的明显变化,并诱发一系列严重事件,如心肌梗死、心律失常、肺水肿,甚至死亡.研究表明^[1],心肌缺血与心室除极、复极异常有密切的关系,会导致心外膜上除极波与复极波间隔(ARI, activation-recovery intervals)的离散度增大;同时心外膜心电图上会发生明显的变化,例如在急性缺血时会出现大的R波,在心肌梗塞时会出现病理性、明显的Q波.

如图1所示,在开胸手术中将高密度的探查电极安放在心外膜上,将采集到的心电信号送至多路同步生理信号放大器进行放大,经滤波、通道选择、光耦隔离等处理后送至高速的PCI采集卡,经A/D转换后存入计算机中,在实时显示时医生可以根据各自的习惯,选择将采集的心电信号绘制成同步的多导波形图、等值线或者彩色填充图,而在数据回放时则可对信号进一步分析处理,提取特征点并将其以等势图或等时图的形式显示出来.系统在调整放大倍数后,也可以进行体表mapping的检测.

2 特征点提取

由于本系统采用单极导联标测,其记录的图形分为缓慢变化和快速变化两种成份.前者反映了距电极较远的心肌的兴奋情况,后者则表示了电极下方心肌的兴奋情况^[2].在现阶段国外的研究中,多以QRS波群中负向斜率最大的点表征心室开始兴奋的除极时刻,以T波顶点附近正向斜率最大的点表征心室开始失活的复极时刻,而除、复极时刻点之差则表征了ARI的大小,这是检测心肌缺血的重要指标^[1,3].而国内同类研究则侧重考虑特征点识别的准确性,直接以R波的峰值点作为除极波到达该标测位点的标志^[2,4].所以将除、复极时刻点作为要检测的特征点比国内同类研究更符合生理学的要求.

与体表ECG拐点的检测方法一样,本系统中特征点的提取算法的基本思想是:采用斜率阈值法确定R波顶点以及其极性,同时可以确定除极时刻点;采用局域变换算法检测T波顶点,同时可以确定复极时刻点^[5].

3 多导同步心电监测

该部分主要为了实现同步显示64导波形.同时单击某导波形,可以放大显示,并可对放大波形进行分析,显示其频率、幅度等.这样做不仅可以让习惯观察常规心电图的医生使用本系统时也能得心应手,更是考虑到硬件的因素,比如电极接触不良或者脱落,会造成相应导联采集到的信号是错误或者失真的,应当对这些信号进行处理.可以在此程序的基础上添加信号分析及处理程序,正确地放弃错误信号,并通过插值或者拟合的方法重新产生该导信号.程序采用VC++编写,该部分功能利用MFC的ActiveX技术^[6],将同步显示64导波形与单导放大显示分别封装在两个控件中,它们之间通过发射事件和消息响应的方式进行通讯.

4 等值线图

等值线图的显示方式一般有两种^[7]:(1)等值线显示,即采用线条上加注数值标记的方式显示数据,这种方法的特点是简捷;(2)采用彩色填充的方式显示数据,即用不同的颜色来显示不同的数据,配上颜色尺度条,这种方法的特点是一目了然.

4.1 等值线显示

由一组离散数据点 (x, y, z) ,生成等值线图的过程主要包括以下步骤:将离散数据点网格化;在网格边上内插等值点,寻找等值线起始点并追踪;连结等值线并进行光滑处理;标注等值线.在本系统中,由于没有准确的电极三维定位系统,所以只能依电极片平面绘制二维等值线图.银质电极是以 $M \times N$ 的形式均匀缝合在电极基底材料上,可以认为特征点数据就是 $M \times N$ 的矩形网格化数据;如果电极是自由分布的,或者在进一步的研究中需要绘制三维等值线图,则可以通过各种插值方法,转换成网格数据.

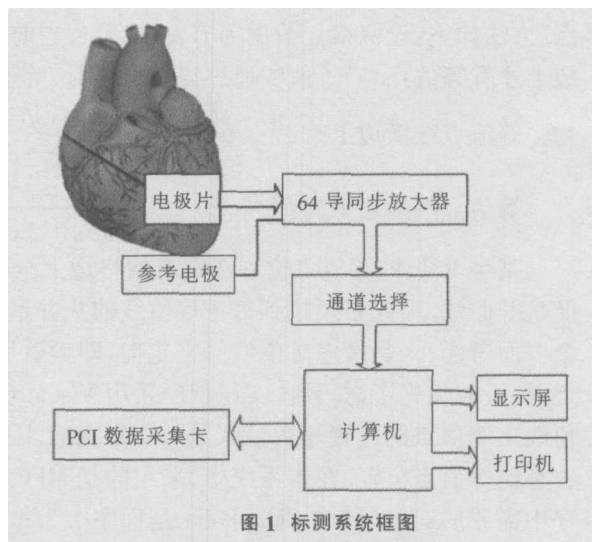


图1 标测系统框图

由于电极间距不可能做得很小,对于这样的网格数据,为了满足等值线平滑度的要求,笔者在每两电极点间等间距插入一定数量的点.如两电极点间插入 n 个点,就形成了一个行 $M1 = (n+1) * (M-1) + 1$,列 $N1 = (n+1) * (N-1) + 1$ 的新的矩形网格阵列,在此矩形网格的基础上采用线性内插法再寻找等值点^[7].内插等值点需要先判断等值线是否通过某个单元网格的横边或纵边,即网格边上是否存在等值点.方法如下:设网格点数据为 $f(A)$ 、 $f(B)$,当前等值点数据为 W ,当 $[f(A) - W] * [f(B) - W] < 0$ 时,该边上才有等值点.当等值线通过该网格边时,等值点在横边上和纵边上的位置可以通过下列公式求出.

$$\text{等值点在横边上时: } \frac{W - f(A)}{x - x_A} = \frac{f(B) - f(A)}{x_B - x_A}.$$

$$\text{等值点在纵边上时: } \frac{W - f(A)}{y - y_A} = \frac{f(B) - f(A)}{y_B - y_A}.$$

某个 W 值的等值点位置在所有网格边上全部内插完后,这些等值点可能组成若干条等值线,而且可能是开曲线.因此必须找到每条等值线的头并追踪到尾.在追踪等值线过程中,等值线的离去方向可从两个方面考虑,一是考虑等值线原来走向,即顺着原来等值线走向延伸;二是考虑插值点与 (x, y) 点距离的远近,近的优先考虑.具体实现程序采用 Visual C++ 编写,在遍历之前其具体的等值线的条数以及每条等值线上等值点的位置与数目都是无法知晓的,因此不能采用建立数组或者简单开辟一片连续内存的方法去存储等值点位置.在本系统中,采用的是 MFC 的数组类 CArray 和列表类 Clist 来实现的^[6],如下声明程序中需要的对象(其中 CMapPoint 是程序中为每个等值点的位置特别的一个结构):

```
typedef CArray<CMapPoint, CMapPoint&> CCurve;           //一条等值线曲线
typedef CTypedPtrList<CPtrList, CCurve*> CCurveList;    //对于给定值的等值线曲线链表
typedef CTypedPtrArray<CPtrArray, CCurveList*> CContourArray; //所有给定值遍历完的等值线链表
```

由于这几个对象在程序中都是根据项目的多少自行生长的,没有预先指定的大小,就无法得到连续的空间.这是一种比较浪费效率的方法.由前所述,自行生长是必需的.为了优化程序,在数据的遍历过程中让动态数组自行生长,而当遍历完以后,取得最终数组的大小建立连续内存区,将动态数组的内容拷贝至该内存,然后释放动态数组所占有的内存空间并清空所有数组项.最终显示的数据将全部来至连续的内存区,从而避免了在等值线重绘时访问动态数组效率不高的问题.

4.2 彩色填充

彩色填充可以作为等值线的一个补充,在追踪出等值线后,对相邻等值线之间的区域进行填充,使之更加直观;也可以不绘制等值线而直接在插值后的网格阵列上着色填充,形成一个彩色图,图上相同颜色的区域代表相同的数值.由于相邻等值线之间的区域通常是极不规则的多边形,且要判断每条等值线的相邻线也是一件很复杂的事情,事实上在实时显示时,为了提高帧速,通常只绘制纯粹的等值线或者彩色图,而在数据回放时,则可以综合采用这两种方法.

在本系统中,彩色填充的具体实现采用的是不进行等值线追踪,只需要对网格化的数据直接着色填充的方法.这种方法程序实现比较容易,数据计算量小.填充算法可以有两种实现方式:一是对原始网格平面的所有像素点插值赋值,然后根据各像素点数值调用 SetPixel 函数对其着色;二是在如前所述的等间距插值后的网格阵列上,根据网格数据调用 FillRect 函数以各网格结点为中心对边长为网格间距的小正方形进行填充.第一种方法图像平滑度很好,但是速度较慢,在数据回放时采用;第二种方法的效果由插值的点数决定,点数越多,

效果越好,但速度也越慢.实时采集时可以折中选择一种.图2是综合采用等值线显示和彩色填充所绘制的心电等势图.其中电极矩阵为 $4 * 8$,电极间距为48pixel,插值点数为7.

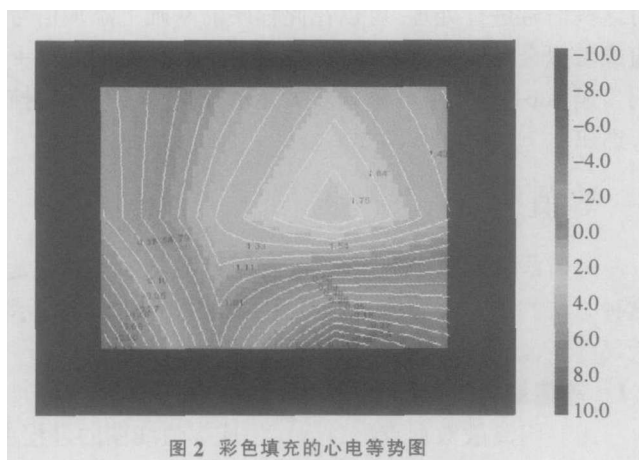


图2 彩色填充的心电等势图

5 结语

本系统不仅可以记录 64 导同步心电信号,动态观察心电等势图,而且将数据保存在 PC 机中,可以随时重演,进行浏览、分析.通过直观的实时显示图为外科及内科医生提供一条准确迅速的判断指标.在后续的研究中,笔者设想以基于 ARM 的嵌入式系统来取代 PCI 数据采集卡,从而形成一个脱离计算机的便携式仪器.同时在信号处理上中将综合利用多种信号分析方法,希望制定出适合中国人的心脏健康特性指标.随着仪器的推广使用,相信对冠心病的诊断与治疗具有一定积极的推动作用.

[参考文献] (References)

- [1] MARTYN P NASH, CHRIS P BRADLEY, DAVID J PATERSON, et al. Imaging electrocardiographic dispersion of depolarization and repolarization during ischemia[J]. Circulation, 2003, 107(17): 2257-2260.
- [2] 马杰, 邹人强, 方祖祥. 心外膜标测的技术与方法[J]. 上海生物医学工程, 2000, 21(2): 3-6.
MA Jie, ZOU Renqiang, FANG Zuxiang. The technique and method of epicardial potential mapping[J]. Shanghai Journal of Biomedical Engineering, 2000, 21(2): 3-6. (in Chinese)
- [3] TYSLER M, TURZOVA M, SVEHIKOUA J, et al. Repolarization changes displayed in surface ARI maps: a simulation study [J]. International Journal of Bioelectromagnetism, 2002, 4(2): 99-100.
- [4] 邹人强, 马杰, 方祖祥, 等. 64 路心外膜电位标测系统的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 2000, 24(30): 147-150.
ZOU Renqiang, MA Jie, FANG Zuxiang, et al. The development of a 64-channel epicardial potential mapping system[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2000, 24(3): 147-150. (in Chinese)
- [5] 李德华, 宁新宝. 临床诊断心电信号波形参数拐点检测算法研究[J]. 南京师范大学学报: 工程技术版, 2004, 4(2): 30-32.
LI Dehua, NIN Xinbao. Research of the algorithm for eigenvalue of ECG wave[J]. Journal of Nanjing Normal University: Engineering and Technology Edition, 2004, 4(2): 30-32. (in Chinese)
- [6] JEFF PROSISE. MFC Windows 程序设计[M]. 2 版. 北京: 清华大学出版社, 2001.
JEFF PROSISE. Programming Windows with MFC[M]. 2nd ed. Beijing: Tsinghua University Press, 2001. (in Chinese)
- [7] 庞世明, 蔡玉华. 等值线图的彩色填充方法[J]. 计算机应用, 2004, 24(1): 60-62.
PANG Shiming, CAI Yuhua. An algorithm for contour rendering[J]. Computer Applications, 2004, 24(1): 60-62. (in Chinese)

[责任编辑: 严海琳]