

# 多焦 ERG 图形刺激器的设计与实现

张泾周, 李 陈, 李 婷, 戴冠中

ZHANG Jing-zhou, LI Chen, LI Ting, DAI Guan-zhong

西北工业大学 自动化学院, 西安 710072

Department of Automatic Control, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China

ZHANG Jing-zhou, LI Chen, LI Ting, et al. Design and implementation of mfERG figure stimulator. Computer Engineering and Applications, 2008, 44(20): 232-234.

**Abstract:** The detection of mfERG, could help to consecutively record and test the wave of a great deal of local retinal electro-response in comparative short time, has satisfied the clinical application to a wide extent. As the crucial part of mfERG inspecting system, the mfERG figure stimulator sufficiently impersonates the record principle of mfERG and features in detecting of retinal signals. This paper mainly discusses a myriad of parameters of mfERG figure stimulator and control method of m-sequences. It presents concrete arithmetic and implementation of mfERG figure stimulator by adopting graph plotting and transform method in VC++ environment.

**Key words:** mfERG figure stimulator; hexagon array; m-sequences; plot transform

**摘 要:** 多焦视网膜电图(mfERG)检测,可以在相对较短的时间内连续记录测试野多个局部视网膜电生理响应信号的波形,有着重要的临床应用价值。多焦 ERG 图形刺激器作为多焦 ERG 检测系统的关键部分,充分体现了多焦 ERG 的记录原理,对视觉电信号的检测起重要作用。对多焦 ERG 图形刺激器的各种参数及 m-序列对图象的控制方式作了论述,通过 VC++环境下绘图的基本知识及绘图变换算法,给出了具体的多焦 ERG 图形刺激器生成算法及实现。

**关键词:** 多焦 ERG 图形刺激器;六边形阵列;m-序列;绘图变换

**DOI:** 10.3778/j.issn.1002-8331.2008.20.070 **文章编号:** 1002-8331(2008)20-0232-03 **文献标识码:** A **中图分类号:** TN911.72

## 1 引言

视觉电生理学就是通过电生理研究,阐明生物电在视觉系统各级神经元产生的机理,研究如何测定和验证这些生物电的科学。视觉电生理检测揭示视觉系统受到疾病侵害时生物电改变的规律,因其客观、无创伤、易于重复和定量的特点对临床诊断、指导治疗和愈后估计等提供客观依据。

国际临床视觉电生理协会(ISCEV)对 ERG 检测过程中所用到的几类刺激器,如全视野闪光刺激器、图像 ERG 刺激器和黄斑区 ERG 刺激器等,都有相应的指标要求。这些刺激器都有一定的局限性,总结了各种刺激器的优点并参考 ISCEV 的技术标准,根据多焦原理设计了多焦视网膜电图(mfERG)<sup>[1]</sup>刺激器。多焦刺激器是一种通用刺激器。刺激器的刺激阵列由随离心度增加而面积相应增加的六边形组成,各个六边形均有两种状态:黑与白。在刺激时每个小区域在两种状态之间交替切换,这些小区域看上去是随机闪烁出现的,但实际上它们是按照一个固定的、预置的规律出现在显示器上的。

本文讨论了多焦 ERG 刺激器的组成和相关参数,并详细分析其刺激图形的基本构成,采用计算机图形的对称变换及旋转变换来简化刺激图形的结构,避免了其它方法在绘图过程中出现的计算误差所造成的重线及缝隙的图形错误,实现其在计

算机上的构造。通过 Visual C++具体实现刺激器的仿真,并设计一个参数输入窗口来控制图形的具体大小、位置、颜色等各个方面,方便灵活应用刺激程序。

## 2 多焦 ERG 刺激器基本原理

在视觉电生理检测中,眼组织要产生反应,必须有一定强度、持续一定时间和达到一定强度变化率的光刺激。多焦刺激器的刺激源一般由阴极射线管(CRT)提供,刺激野为大小  $20^{\circ}\sim 30^{\circ}$ , CRT 屏幕上的刺激单元在亮状态下刺激光强度为  $100\sim 200\text{ cd/m}^2$ , 在暗状态下应小于  $1\text{ cd/m}^2$ 。平均屏幕亮度为  $50\sim 100\text{ cd/m}^2$ , 亮和暗刺激单元之间的对比度不小于 90%。

多焦 ERG 刺激器的中心和周边部六边形面积之比大约为 1:4,这种编排也与视网膜视锥细胞分布的密度相对应。如图 1 所示,在进行刺激时,各个刺激斑由伪随机二进制 m-序列<sup>[2]</sup>控制在明和暗(即黑与白)这两种状态之间交替切换,由于其伪随机性,每种状态出现的概率为 0.5。测试必须用完整的 m-序列进行,不能只用一部分 m-序列。各个小区域的刺激是由相同的 m-序列进行控制,但它们之间分别有一定的时间延迟<sup>[3]</sup>。多焦 ERG 刺激器<sup>[4]</sup>是多焦 ERG 系统中的关键部分,体现了多焦 ERG 的记录原理、m-序列控制的刺激方式、数据采集和处理<sup>[5]</sup>。

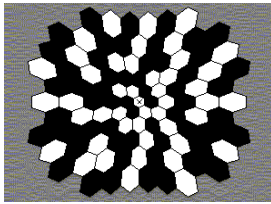


图1 多焦 ERG 刺激器的刺激图形

## 2.1 伪随机 m-序列<sup>[6]</sup>

如果一个序列由 0 和 1 两个元素组成, 它的结构一方面是可以预先确定的, 并且是可以重复产生和复制的; 另一方面它又具有随机序列的随机特性, 这种序列就称为伪随机二元序列 (Pseudo Random Binary Sequence-PRBS)。m-序列可作为伪随机二元序列的一种, 具有双值自相关函数, 其离散形式为:

$$R_{mm}(k) = \begin{cases} 1 & k=0, L, 2L, \dots \\ -\frac{1}{L} & k \neq 0, L, 2L, \dots \end{cases} \quad (1)$$

m-序列越长即  $L$  越大,  $-\frac{1}{L}$  越接近于 0, m-序列就越接近随机序列。

在多焦视网膜电图检测中, 所需要的刺激源要求具有二元随机性。最典型的刺激源为白噪声或伪随机序列。白噪声是一种最能反映系统特性的刺激源, 但无法实现, 因而只能用具有类似于带限白噪声统计特性的伪随机码来逼近它, 故选择伪随机二进制 m-序列作为刺激源。

## 2.2 m-序列的生成原理

m-序列是最长线性移位序列, 其产生机理可看作是由移位寄存器加反馈后形成的。一个以二元有限域的元素  $a_n$  ( $n=1, 2, \dots$ ) 为系数的多项式

$$G(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n + \dots = \sum_{n=0}^{\infty} a_nx^n \quad (2)$$

称为序列的生成多项式, 简称序列多项式。序列  $\{a_n\}$  与多项式  $G(x)$  是一一对应的。

对反馈移位寄存器, 可用一个矩阵来描述它, 即  $A$  矩阵, 称为状态转移矩阵。  $A$  是一个  $r \times r$  的矩阵, 其结构为:

$$A = \begin{bmatrix} c_1 & c_2 & \dots & c_{r-1} & 1 \\ 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

由  $A$  矩阵, 可以得到其特征方程:

$$F(x) = |A - xI| = 0 \quad (4)$$

于是可得:

$$f(x) = \sum_{i=0}^{r-1} c_i x^i \quad (5)$$

$f(x)$  为序列的特征多项式。由上可见, 反馈结构给定后,  $f(x)$  也随之确定。

若移位寄存器的初始状态为  $0 \dots 01$  (即只有第  $r$  位为 1), 则特征多项式  $f(x)$  与序列多项式  $G(x)$  的关系为  $G(x) = I/f(x)$ 。由于  $G(x)$  与  $\{a_n\}$  序列一一对应, 这样只要对  $f(x)$  进行长除, 得到序列多项式, 序列多项式的系数就是所求的 m-序列。

## 2.3 多焦 ERG 刺激器

临床视网膜电图中被国际临床视觉电生理学学会 (ISCEV)

推荐记录 ERG 的刺激器有 CRT 刺激系统、液晶刺激系统、激光刺激系统<sup>[8]</sup>。

### 2.3.1 刺激装置

通常为阴极射线管 (CRT), 也就是显示器。为了有较大的刺激视野, 刺激屏需采用 21 in 以上, 并要求有高分辨率和短余辉的特性。

### 2.3.2 屏幕参数

(1) 场频: CRT 的场频应该为 75 Hz 或更高。避开工频干扰 (50 Hz 或 60 Hz)。

(2) 亮度: CRT 的亮度应该为, 亮时为  $100 \text{ cd/m}^2 \sim 200 \text{ cd/m}^2$ , 暗时为小于  $1 \text{ cd/m}^2$ , 平均亮度应该为  $50 \text{ cd/m}^2 \sim 100 \text{ cd/m}^2$ 。由于刺激斑有足够的刺激强度, 因此允许在不扩瞳的条件下进行记录。

(3) 校正: 对于亮和暗单元都应该用光斑亮度计进行测量。许多显示器的亮度并不均匀, 小于 15% 的亮度误差是允许的。

### 2.3.3 主要刺激参数<sup>[7]</sup>

(1) 刺激图形: 常用的刺激图形是六边形阵列, 且中心的六边形比外周的小。

(2) 闪烁序列: 目前的 mERG 装置采用伪随机 m-序列作为刺激单元的闪烁控制。

(3) 刺激尺寸: 刺激图形应该有  $20^\circ \sim 30^\circ$  的视角, 刺激图形被分割成不同的六边形, 目前常用的六边形数量为 61、103 与 241。中心和周边部六边形面积之比大约为 1:4。

(4) 刺激斑的颜色: 刺激斑的颜色用于分离视网膜的视锥细胞和视杆细胞的响应。

(5) 对比度和背景: 亮与暗刺激单元的对比度应该大于 90%。

(6) 固视点: 中心点或交叉线都可以作为固视点, 并且是有效的, 但应该尽可能小, 以避免影响中心刺激单位的反应。

(7) 时间: ①步数 (Step Number)  $SN$ , 表示一个完整的 m-序列的长度:  $SN = 2^n - 1$ ; ②步长 (frames/step), 表示每一步所含的帧数; ③状态切换的基本时间间隔 (basic period)  $bp$ , 代表两步的间隔时间, 由步长 frames/step 及每帧的时间  $t$  决定; ④总测试时间  $T$ , 表示完成一次测试需要的时间:  $T = bp \times SN$ ; ⑤延迟时间或称间隔时间  $h$ 。

### 2.3.4 m-序列对刺激的控制

各个小区域均有两种状态: 在局部闪光刺激图形中为黑与白, 在局部图形刺激图形中为细节黑白互补的两幅图形。在刺激时每个小区域在该两种状态之间交替切换, 该切换由 m-序列控制, 每种状态出现的概率为 50%。各个小区域的刺激是由相同的 m-序列控制, 但它们之间分别有一时间延迟。当一个完整的 m-序列时间长度为  $T$ , 测试野中小区域总数为  $n$  时, 该时间延迟为  $T/h$ ,  $h$  是刚大于  $n$  的 2 的幂。该时间延迟十分关键, 它保证了各小区域反应之间不相关 (正交), 从而通过对 m-序列的交叉相关分析和对反应的快速 Walsh 转换, 计算刺激与反应之间的互相关函数, 在一个通道的记录信号中提取分离各小区域反应波形<sup>[8]</sup>。

## 3 图形刺激器设计及实现

### 3.1 基本功能

本程序需要在一个绘图窗口中生成具有 61 个或 103 个不规则六边形的两种图像, 并可使图像中的每个六边形按照 m-序列规则呈现黑白色闪烁, 一个周期后停止闪烁。在窗口菜单栏中可选择菜单以决定产生那种图像和选择添加不同级 m-序列控制图像闪烁。

### 3.2 图像分析

绘制如图 2 所示的六边形图形阵列,首先将图形分割为 4 个象限,只要绘制其中一个象限的六边形阵列并得到顶点坐标,再通过对称变换得到其它 3 个象限的六边形的坐标。

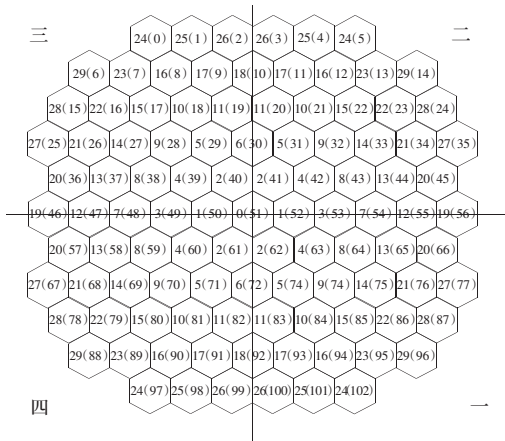


图 2 六边形刺激图(103 块)

(1)建立坐标系分割图形:以中心六边形的中心点为原点建立直角坐标系,将图像分割为 4 个部分,分别命名为第一、二、三、四象限,只进行第一象限部分的六边形顶点的计算。

(2)确定第一象限的六边形顶点坐标:将第一象限的六边形按照从里到外的顺序分别命名为 0 到 29 号六边形,如图 3 所示,然后按顺序逐一确定六边形顶点坐标。画法原理见图 4。

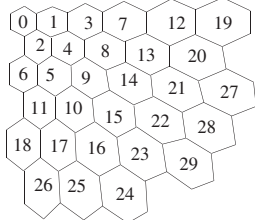


图 3 第一象限的六边形图

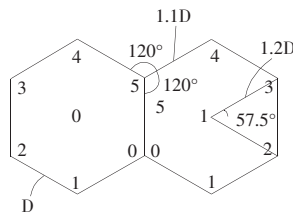
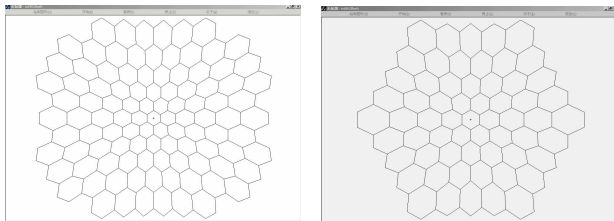


图 4 基本图形绘制原理图

(3)根据对称变换得到其余三个象限的顶点坐标:依据第一象限的 30 个六边形顶点坐标的数组,由对称原理得到其它三个象限的六边形顶点坐标。

(4)重排六边形顺序并绘制图像。



(a)103 个六边形效果图 (b)61 个六边形效果图

图 5 图形刺激器六边形效果图

### 3.3 图像的参数输入

程序在图像绘制时的相关参数允许用户自己选择输入,因此设计了一个参数输入窗口,将用户输入的参数赋给相应的变量,并根据这些数值绘制闪烁图形和控制闪烁的 m-序列。

### 3.4 m-序列添加控制闪烁

图像的闪烁则利用添加一个计时器控件控制标志位的值,并重绘图像来实现。计时的时间间隔是由用户在输入参数界面所输入,并且设定 3 个按钮,控制计时器的开始、暂停、停止。

#### 3.4.1 m-序列算法设计

m-序列发生器的结构选择简单型(SSRG),一个线性移位寄存器能否产生 m-序列,决定于它的电路反馈系数  $c_j$ ,也就是它的递归关系式。不同的反馈系数,产生不同的移位寄存器序列。如  $r=9$ ,反馈系数为 1 157,转换成二进制数,并与移位寄存器相对应。可得特征多项式为:

$$f(x)=x^9+x^6+x^5+x^3+x^2+x+1 \quad (6)$$

#### 3.4.2 闪烁控制

在 VC++绘图中,闪烁往往利用添加一个 WM\_TIMER 消息设置计时器控制。具体方法如下:调用 SetTimer(),然后把 WM\_TIMER 消息映射到应用程序窗口的一个 OnTimer()函数。计时器 ID 是一个标识计时器的非零值,当 OnTimer()响应 WM\_TIMER消息而被激活时,计数器 ID 作为参数传入。

## 4 结论

传统 ERG(LERG)必须分别刺激每个小的六边形,经过多次闪光叠加后获取每个小六边形的反应,这样需要花费很长时间,另外记录到的每个六边形的反应噪声也较大,信噪比较小,因而结果不可靠。多焦刺激器成功解决了这些问题,是多焦 ERG 记录系统的关键部分,体现了多焦 ERG 的记录原理。本文论述了多焦 ERG 刺激器的组成和相关参数,并详细分析其刺激图形的基本构成,提出了一种简单有效的绘图方法,避免了其它方法在绘图过程中出现的计算误差所造成的重线及缝隙的图形错误,实现其在计算机上的构造。这种方法就是通过计算机图形的对称变换及旋转变换来简化刺激图形的结构,避免同一点应用不同方法造成结果之间的误差。通过 Visual C++具体实现刺激器的仿真,并设计一个参数输入窗口来控制图形的具体大小、位置、颜色等各个方面,方便灵活应用刺激程序。

### 参考文献:

- [1] 徐敏忠.多焦视网膜电图的研究进展及其临床应用[J].眼视光学杂志,2001(9).
- [2] Sutter E E.The fast m-transform:a fast computation of cross-correlations with binary m-sequence[J].SJAM J Comput,1991,20(4): 686-694.
- [3] Sutter E E,Tran D.The field topography of ERG components in man-I[J].The photopic luminance Response:Vis Res,1992,32:433-466.
- [4] Sasoh M,Yoshida S,Kuze M,et al.The multifocal electroretinogram in retinal detachment[J].Doc Ophthalmol,1998,94:239-252.
- [5] Sutter E E,Bearse M.Imaging localized retinal dysfunction with the multifocal electroretinogram [J].Jo urnal of the Optical Society of America,1996,13(3):634-640.
- [6] 周师亮.伪随机序列原理[J].电视技术杂志,1997(6).