

# 基于最大长序列的听觉诱发电位噪声抑制能力分析



陈韵儿<sup>1</sup>, 詹长安<sup>1</sup>, 彭贤<sup>2</sup>, 符秋养<sup>3</sup>, 王涛<sup>1</sup>

1. 南方医科大学 生物医学工程学院 (广州 510515)
2. 广东省工伤康复中心 康复工程研究所 (广州 510440)
3. 广东省第二人民医院 耳鼻咽喉-头颈外科 (广州 510317)

**【摘要】** 最大长序列 (m 序列) 是在高刺激率条件下研究听觉诱发电位 (AEP) 线性/非线性成分的一种有效手段。但在实用中如何评估 m 序列的阶数选择对噪声抑制能力的影响是有待明确的问题。本研究主要采用两种类型实测数据评估 m 序列噪声抑制。根据 m 序列互相关法在去卷积计算过程中的两个计算步骤, 即叠加平均和互相关, 分别估算不同阶数 (5~12 阶) 条件下自发脑电噪声抑制比, 并选择 7 阶和 9 阶 m 序列进行非线性 AEP 实验。结果表明, m 序列对自发脑电的噪声抑制比与随机噪声条件下的理论值完全符合, 证实噪声抑制比主要取决于序列的总长度或总的记录时间。对于 7 阶和 9 阶 m 序列的线性/非线性成分进行相似比较, 提示 AEP 成分对阶数不敏感。本研究提供了一种选择 m 序列的更全面的解决方案, 可更好地促进基于 m 序列的非线性 AEP 的应用。

**【关键词】** 听觉诱发电位; 最大长序列; 噪声抑制

## Noise attenuation analysis on auditory evoked potential based on maximum length sequence

CHEN Yun'er<sup>1</sup>, ZHAN Changan<sup>1</sup>, PENG Xian<sup>2</sup>, FU Qiuyang<sup>3</sup>, WANG Tao<sup>1</sup>

1. School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, P.R.China
  2. Institute of Rehabilitation Engineering, Guangdong Provincial Work Injury Rehabilitation Center, Guangzhou 510440, P.R.China
  3. Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Guangdong No.2 Provincial People's Hospital, Guangzhou 510317, P.R.China
- Corresponding author: WANG Tao, Email: taowang@smu.edu.cn

**【Abstract】** The maximum length sequence (m-sequence) has been successfully used to study the linear/nonlinear components of auditory evoked potential (AEP) with rapid stimulation. However, more study is needed to evaluate the effect of the m-sequence order in terms of the noise attenuation performance. This study aimed to address this issue using response-free electroencephalogram (EEG) and EEGs with nonlinear AEPs. We examined the noise attenuation ratios to evaluate the noise variation for the calculations of superimposed averaging and cross-correlation, respectively, which constitutes the main process in the deconvolution method using the dataset of spontaneous EEGs to simulate the cases of different orders (order 5 to 12) of m-sequences. And an experiment using m-sequences of order 7 and 9 was performed to in true cases with substantial linear and nonlinear AEPs. The results demonstrate that the noise attenuation ratio is well agreed with the theoretical value we derived from the properties of m-sequences on the random noise condition. The comparison of waveforms for AEP components from two m-sequences showed high similarity suggesting the insensitivity of AEP to the m-sequence order. This study provides a more comprehensive solution to the selection of m-sequences which will facilitate the feasible application on the nonlinear AEP with m-sequence method.

**【Key words】** auditory evoked potential; maximum length sequence; noise attenuation

DOI: 10.7507/1001-5515.201703065

基金项目: 国家自然科学基金 (61271154); 广东省医学科研基金 (A2015074)

通信作者: 王涛, Email: taowang@smu.edu.cn

## 引言

利用最大长序列 (maximum length sequence,  $m$  序列) 作为听觉诱发电位 (auditory evoked potential, AEP) 的一种刺激方案, 可同时提取 AEP 中的线性和非线性成分。 $m$  序列是一种伪随机二值序列, 所包括的数值单元个数由序列的阶数确定。研究人员通常采用低阶  $m$  序列, 利用线性去卷积技术提取快速刺激条件下的线性 AEP<sup>[1-2]</sup>, 或者采用高阶  $m$  序列提取非线性 AEP<sup>[3-4]</sup>。该过程实质上是一种线性或非线性的去卷积处理, 包括两个重要步骤: 首先按照刺激序列的重复次数做叠加平均处理, 然后利用互相关法恢复 AEP 的线性或非线性成分<sup>[2-4]</sup>。按照上述计算过程,  $m$  序列的阶数对叠加平均和互相关的噪声抑制都有影响, 在记录时间不变的情况下这两种影响是互为补偿的。因此有必要根据处理过程对噪声的影响和实际测试结果给出  $m$  序列的选择依据。

目前  $m$  序列的噪声特性研究已有一些可借鉴的工作, 由于恢复诱发反应采用的具体算法有所不同, 这些研究所得到的具体形式也有差别。比如 Marsh 利用 sub-average 方法来实现 AEP 的提取, 并证明其信噪比低于常规方式的诱发反应。若要获取与常规方式相当的信噪比, 需增加平均次数<sup>[5]</sup>。 $m$  序列用于耳声发射问题时, Thornton 等提出一种简单的改善信噪比的估算公式<sup>[6-7]</sup>, 和常规方法相比,  $m$  序列可提升 3 dB 的信噪比。Bohorquez 等<sup>[8]</sup>则在频域上进行去线性卷积计算, 利用 parseval 原理提出了一种  $m$  序列信噪比的频域估计方法。

本文根据叠加平均和互相关技术得到一种  $m$  序列对随机噪声抑制比的计算方法, 定量说明平均过程和互相关过程在抑制噪声方面的互补性, 并通过自发脑电 (electroencephalogram, EEG) 和诱发反应的提取实验, 研究阶数和数据记录时间对噪声抑制以及诱发反应恢复的影响。

## 1 方法

### 1.1 基于 $m$ 序列的非线性系统辨识

数学上对于非线性系统的描述一般用 Volterra 级数形式<sup>[4]</sup>, 该模型描述了有限记忆长度非线性系统的 Volterra 核。去卷积计算时, Volterra 核难以估计, 可通过正交化过程<sup>[9]</sup>转化为具有正交特性的维纳核。如果采用高斯白噪声输入, Volterra 核或维纳核可估计<sup>[10]</sup>。但对瞬态声诱发反应来说, 更适合采用脉冲型序列作为刺激。Sutter 等<sup>[11]</sup>利用  $m$

序列的相关函数为脉冲函数这一性质, 提出一种基于互相关的计算方法。Shi 等<sup>[3]</sup>则进一步将  $\{1, -1\}$  的二元  $m$  序列拓展到  $\{1, 0\}$  形式的  $m$  脉冲序列, 使得诱发刺激序列的生成更加直接便利。

$m$  序列产生是根据不同阶数的本原多项式所确定的移位寄存器实现<sup>[12-13]</sup>。在给定阶数  $r$  的情况下, 本原多项式的个数有限, 为不超过  $L = 2^r - 1$  的所有正整数中质数的个数。 $m$  序列包含单元的个数或序列长度为  $L$ 。若选定一个本原多项式, 可生成一个原型  $m$  序列。根据实际问题要求, 确定刺激率或最小刺激间隔, 根据刺激系统时间离散化的要求, 确定刺激序列的采样率, 在原型  $m$  序列单元之间插零稀疏化, 调整最终的刺激间隔。若实际刺激采用的  $m$  序列, 最小刺激间隔为  $q$ , 则其它刺激间隔为  $q$  的整数倍, 一个周期的  $m$  序列的实际长度即为  $N = L * q$ 。去卷积过程是使用  $m$  序列对应的一个  $\{+1, -1\}$  的恢复序列进行互相关运算实现<sup>[3]</sup>。

整个刺激和信号提取过程如图 1 所示。由于诱发反应信号十分微弱, 实验时  $m$  脉冲刺激序列会重复刺激听觉系统, 其中序列中“1”表示刺激声出现时刻。图 1a 给出的是一个 5 阶  $m$  脉冲序列, 所记录的 EEG 信号如图 1b 所示。按  $m$  序列的一个刺激周期 (又称扫程) 的起始点为基准叠加平均, 得到的平均信号实际上是刺激扫程诱发反应 (见图 1c)。这个平均过程显然可以抑制非锁时的信号和随机噪声。互相关法提取诱发反应的过程是利用恢复序列  $s_r(t)$  和扫程诱发反应  $y(t)$  做循环互相关 (见图 1c-d), 得到互相关信号 (见图 1e), 即:

$$\phi_{y,s}(t) = \frac{2}{L+1} y(t) \otimes s_r(-t) \quad (1)$$

该过程是恢复系统成分的一个关键步骤, 因为所有的脉冲核切片都分布于互相关信号上, 核切片的起始位置由位移函数决定, 而位移函数是根据所需的核切片个数以及  $m$  序列的循环右移, 通过相等性比较得到<sup>[3]</sup>。

以上过程中叠加平均和互相关运算分别对随机噪声产生抑制作用。假设背景噪声不存在时间相关性, 可分别估计叠加平均和互相关运算两过程对随机噪声的抑制程度<sup>[14]</sup>。已知平均处理对随机噪声幅度的抑制能力为  $1/\sqrt{K}$ , 其中,  $K$  为平均次数。设噪声的均方根 (root mean square, RMS) 值为  $\sigma_n$ , 原始记录扫程反应  $y(t)$  中包含  $K$  个扫程的 EEG 参与叠加平均, 则平均过程对噪声的抑制比为:

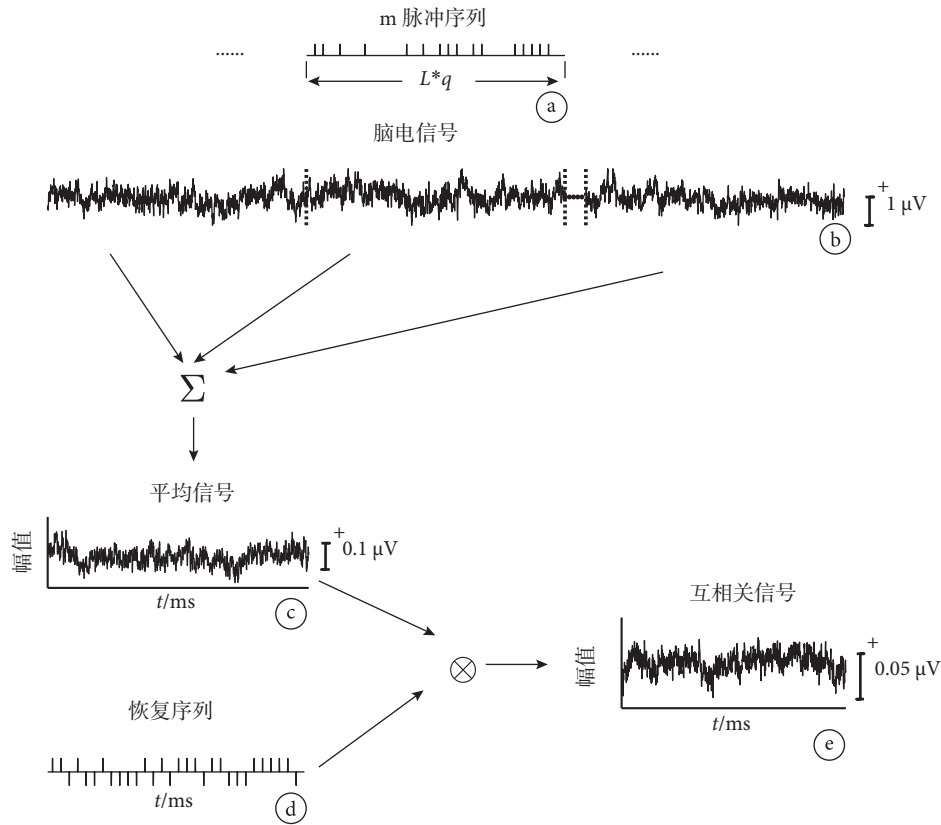


图1 一个5阶m序列去卷积过程示意图 a. m脉冲序列; b. 脑电信号; c. 平均信号; d. 恢复序列; e. 互相关信号

Fig.1 Diagram of the deconvolution process using an m-sequence of order 5 a. m-pulse sequence; b. electroencephalogram; c. averaged signal; d. recovery sequence; e. cross-correlation signal

$$\eta_a = 20\log_{10}\left(\frac{\sigma_a}{\sigma_n}\right) = -10\log_{10}(K) \quad (2)$$

其中,  $\sigma_a$  为叠加平均后噪声的 RMS 值, 单位为 dB。假定 EEG 实验记录时间相同, 不同阶数 m 序列的稀疏化系数  $q$  一样, 那么叠加平均次数与 m 序列阶数  $r$  的关系可以表示为:

$$K = \frac{N}{Lq} = \frac{N}{(2^r - 1)q} \quad (3)$$

相对高阶 m 序列诱发信号而言, 低阶 m 序列诱发信号在叠加平均过程中, 叠加平均次数多, 抑制能力强。叠加平均后的互相关运算将进一步抑制加性噪声, 使得其 RMS 值从  $\sigma_a$  变为  $\sigma_\phi$ 。式 (1) 的互相关运算是叠加平均过程得到的扫程诱发反应  $y(t)$  与  $s_r(t)$  进行卷积实现的。 $s_r(t)$  包含  $L$  个交替极性的脉冲 (见图 1d), 该卷积过程相当于将  $y(t)$  进行  $L$  次移位循环叠加。因此卷积后的噪声 RMS 值将会增至原来  $\sqrt{L}$  倍, 考虑到式 (1) 的系数  $2/(L+1)$ , 则互相关运算过程对噪声的抑制程度定义为相关噪声抑制比:

$$\eta_\phi = 20\log\left(\frac{\sigma_\phi}{\sigma_a}\right) = 20\log\left(\frac{2\sqrt{L}}{L+1}\right) \approx 20\log 2 - 10\log(L) \quad (4)$$

其中, 近似成立条件是  $L \gg 1$ ,  $\eta_\phi$  单位为 dB。综合式 (2) 和 (4), EEG 整体的噪声抑制比为:

$$\eta_{a\phi} = \eta_\phi + \eta_a = 20\log\left(\frac{2L\sqrt{q}}{(L+1)\sqrt{N}}\right) \approx C - 10\log N \quad (5)$$

其中, 当给定  $q$  后,  $C = 20\log 2 + 10\log q$  可以认为是一个常数。式 (5) 表明 EEG 信号经过叠加平均与互相关运算两个过程后, 整体噪声水平取决于信号的总长度  $N$ , m 序列的阶数对整体噪声抑制比不产生影响。

### 1.2 基于背景脑电的 m 序列仿真实验

为验证上述噪声抑制比计算公式, 我们选取阶数从 5 到 12 阶的 8 个原型 m 序列。设定时间离散的采样率为 20 kHz, 稀疏化系数  $q = 40$ , 这样得到实际刺激序列的最小刺激间隔为 2 ms, 最大刺激率为 500 Hz。一个扫程序列的时间长度分别为 {62, 126, 254, 510, 1 022, 2 046, 4 094, 8 190} ms。假设每个 m 序列实际记录时间相等, 约为 13.5 min。由于序列总长度必须为刺激扫程的整数倍, 每个序列的实际长度经调整后略有差别。根据式 (3), 我们可以得到 5 到 12 阶 m 序列的个数分别为  $K =$

{12 800, 6 400, 3 200, 1 600, 800, 400, 200, 100}。EEG 信号选择在 m 序列刺激条件下记录的自发脑电部分,即刺激停止阶段的背景脑电信号。由于这些信号并不包含任何诱发反应的成分,经过相关滤波后信号的强度即可反应 m 序列对噪声的抑制情况。

### 1.3 非线性诱发电位实验

**1.3.1 实验刺激序列的选取** 利用 m 序列作为刺激序列时,系统成分在其互相关信号上的分布位置与 m 序列阶数有关。低阶 m 序列对应的互相关函数的长度相对短,非线性成分之间会发生重叠,导致失真。刺激序列阶数太高时,对实验设计、数据处理计算会带来一定的负担。综合这两个情况,我们选取 7 阶和 9 阶 m 序列作为刺激序列。

**1.3.2 实验方案** 受试者为 9 名听力正常的青年(3 名女性),年龄(21.5 ± 0.85)岁,均为右利手。所有受试者自述无神经系统、听觉系统疾病。本文实验得到南方医科大学附属南方医院伦理委员会的批准,并且各受试者均对实验知情,同意进行实验。EEG 采集在声电屏蔽室进行,采用澳大利亚 Neuroscan 公司的 SynAmps2 系统。实验前皮肤处理:75% 的医用酒精拭擦局部皮肤,之后用磨砂膏去除局部角质,再用相同浓度的医用酒精消毒去污。记录电极放置于额头正中发际线处,参考电极置于右耳乳突,眉心接地,并使得阻抗 < 5 kΩ。记录数据时,受试者放松平躺在椅子上,尽量避免身体移动。记录的参数设置为:采样频率为 20 kHz,带通滤波范围为:100 ~ 2 000 Hz,测试采用 7 阶和 9 阶 m 序列,稀疏化系数、采样频率和最小刺激间隔的设定与仿真实验一致。刺激声为 0.2 ms 持续时间的疏波短声(click),峰值声强校准为 82 dB SPL,通过 Etymotic Research ER-3A 耳机进行播放。7 阶和 9 阶 m 序列记录的扫程个数分别为 2 000 和 500,对应的实验时间分别为 8.47 min 和 8.52 min。

## 2 结果

### 2.1 自发背景脑电仿真结果

图 2a 中给出记录时间约为 13.44 min 时,15 次仿真计算时,噪声抑制比的平均值和标准差(见图 2a 实线),这些实验计算值与式(2)给出随机噪声条件下的理论值(见图 2a 虚线)高度一致,几近重合。对平均信号的互相关运算结果如图 2b 所示,其中实验计算值与 m 序列的阶数 r 呈线性递减关系(见图 2b 实线),与公式(4)的理论值(见图 2b 虚线)也高度一致。

图 3 为选择 4 种记录时间条件下,整个过程的噪声抑制比和 m 序列阶数 r 的关系,计算结果与公式(5)给出的理论值一致,并且对于不同记录时间,整个过程的总体噪声抑制比是上述叠加平均和互相关运算两过程的噪声抑制比之和,与阶数无关。这说明不同阶数 m 序列的叠加平均和互相关运算两过程在噪声抑制方面具有互补性。记录时间相同时,两者之和在不同阶数情况下近似不变。因为在此情况下,单次的平均运算和互相关过程中加法运算对随机噪声具有相同的抑制能力,而两者的运算次数存在此消彼长关系。由于总的记录时间和一个扫程的长度存在倍数关系,实际上每个阶数对应的记录时间和设定值略有差别,这可能是导致图 3 中实验值(实线)偏离理论值(虚线)较大的原因。

### 2.2 m 序列实际实验结果

在实际 AEP 实验时,EEG 信号除了各种伪迹

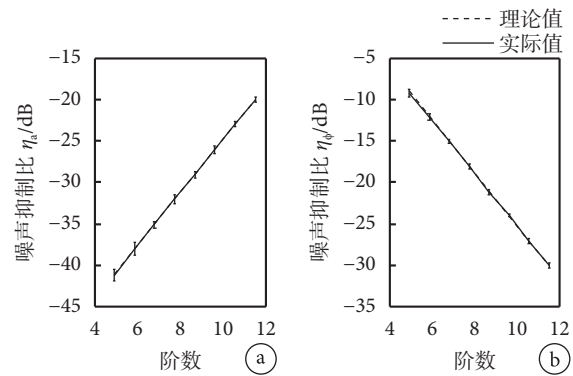


图 2 噪声抑制比 ( $\eta_a$  和  $\eta_\phi$ ) 与阶数 r 的线性关系 a.  $\eta_a$  与阶数 r 的关系; b.  $\eta_\phi$  与阶数 r 的关系

Fig.2 Relationships between noise attenuation ratios ( $\eta_a$  and  $\eta_\phi$ ) and m-sequence orders a.  $\eta_a$  for averaging vs. order r; b.  $\eta_\phi$  for correlation vs. order r

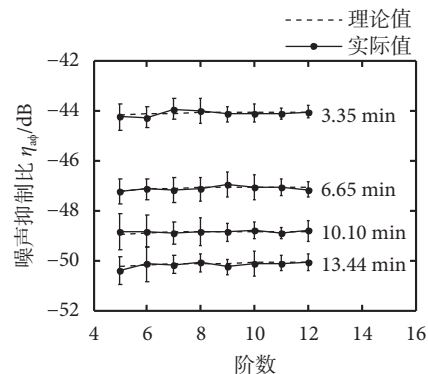


图 3 不同记录时间条件下,整个去卷积过程的噪声抑制比  $\eta_{a\phi}$  与阶数 r 的关系

Fig.3 Relationships between the whole noise attenuation ration  $\eta_{a\phi}$  and m-sequence order r for different recording times



和噪声外还包括相对固定的确定性诱发反应，即 AEP 成分。经过叠加平均和互相关运算两过程后，噪声能量被抑制到一定程度时，AEP 成分对噪声抑制比计算的影响会导致计算误差。一种简便的消除诱发反应信号影响的方法是奇偶交替平均技术<sup>[15]</sup>，即将所有参与平均的 EEG 样本的奇数平均或偶数平均取反后再平均，这样可抵消其中锁相的诱发反应。图 4 分别给出 7 阶和 9 阶所有受试者不同次数平均处理的噪声抑制比的结果。可见直接

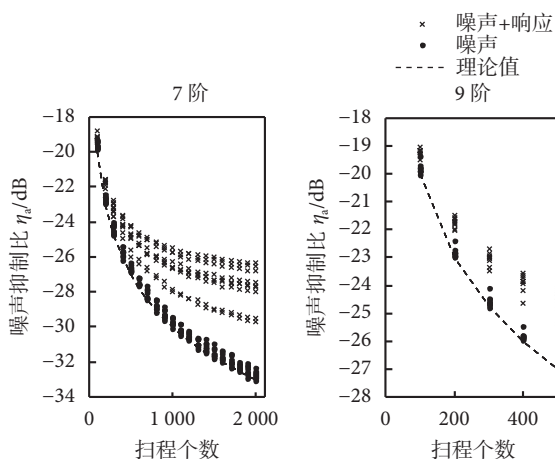


图 4 叠加平均过程的噪声抑制比与叠加次数的关系 a. 7 阶; b. 9 阶

Fig.4 Relationship between the noise attenuation ratio of averaging process and sweep number for 7 and 9 m-sequence orders a. order 7; b. order 9

计算时，诱发反应的影响使得噪声抑制比(‘x’)普遍大于理论值(虚线)，且波动较大。利用奇偶交替平均技术消除诱发反应影响后，所有受试者的结果(‘o’)与理论值都很好吻合了。本例中 7 阶和 9 阶最多的叠加次数分别为 2 000 和 500，其对应时间大约为 8.5 min。

如果线性和非线性 AEP 成分存在，它们将分布在互相关信号的不同部位，并或强或弱地突出于背景噪声。除了利用奇偶交替技术抵消 AEP 成分外，还可利用位移函数定位并剪除这些有效 AEP 成分，仅保留残余噪声部分。图 5a-c 反映了叠加平均与互相关运算两个过程的总体噪声抑制比。其中水平虚线是式 (5) 给出两个过程整体的理论值，因为实验时间近似，所以 7 阶和 9 阶 m 序列诱发的 EEG 总体噪声抑制比的理论值近似相同。如果不排除有效的 AEP 成分，采用全部信息计算整体噪声抑制比，不管是 7 阶(‘x’)还是 9 阶(‘o’)对应的结果均与理论值偏离较大(见图 5a)；将互相关信号上的 AEP 成分剪除后，7 阶和 9 阶对应的总体噪声抑制比结果与理论值吻合(见图 5b)。类似地利用奇偶交替技术抵消 AEP 成分，7 阶和 9 阶对应的总体噪声抑制比与理论值也基本吻合(见图 5c)。这些结果显示，平均与互相关处理去除确定性诱发反应后，噪声抑制比与理论值吻合较好。

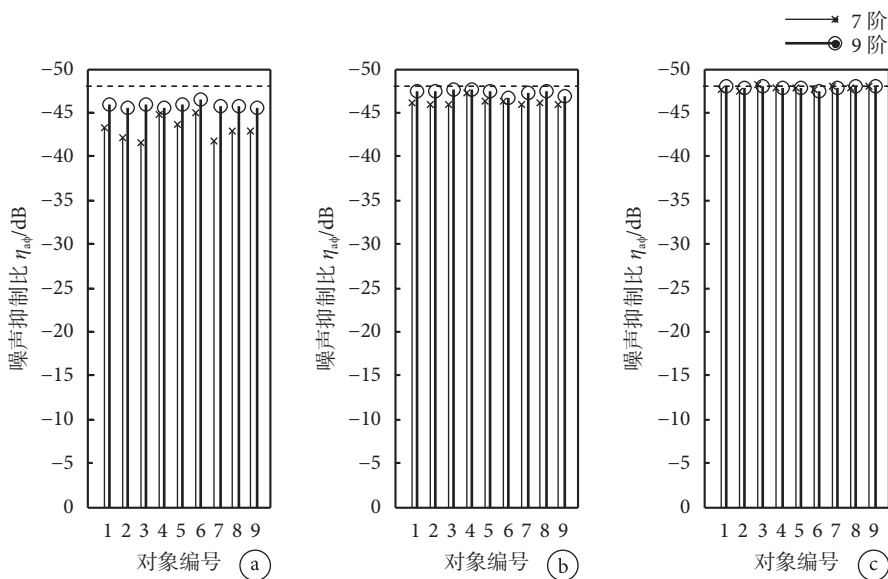


图 5 两个 m 序列在相同实验时间条件下，每个受试者的总体噪声抑制比 a. 含有诱发反应；b. 去除互相关阶段诱发反应成分；c. 交替平均去除诱发反应成分；虚线表示式 (5) 计算得到的理论值

Fig.5 Individual noise attenuation ratios of two m-sequences for true data with different noise approximation methods a. noise with evoked responses; b. response excluded from the correlation process; c. noise-only by alternative averaging; dashed lines indicate theoretical values given by equation (5)

### 2.3 两个 m 序列对应的线性和非线性成分的相似性比较

本节旨在比较在记录时间近似的情况下，两个阶数的 m 序列所诱发的 AEP 成分是否相近，从而初步判断阶数是否对有效 AEP 成分产生影响。图 6 给出 7 阶(细实线)和 9 阶(粗实线) m 序列得到的 4 个 AEP 的波形。其中包括一个线性 AEP 成分，即一阶核切片 KS11，以及三个非线性 AEP 成分——二阶核切片 KS21、KS22 和三阶核切片 KS31。选择系统的记忆长度为  $T = 20 \text{ ms}$ 。视觉评估可见，两个 m 序列的诱发反应相似性较好，特别是 KS11 中标出的三个主波对应的幅度和潜伏期一致性很高。而在当前信噪比条件下，三个非线性成分的主波难以辨识。

图 7 是每个受试者的 AEP 成分的总体平均结果。图中 KS11 显示出听觉脑干反应 (auditory brainstem response, ABR) 的几个主要成分，如图中所标 I、III、V 波。由于 m 序列最小间隔为 2 ms，即最大刺激率为 500 Hz，这些成分的潜伏期与常规记录方式相比数值较大，与一般观测结果相符<sup>[1, 16]</sup>，说明两个刺激序列可成功获得线性 ABR 成分，并且具有良好的一致性。对于其余三个非线性 AEP 成分，不同刺激序列诱发的 AEP 成分波形之间能够较好地吻合。为了量化两个刺激序列诱发的 AEP 成分波形之间的相似度，分别计算相同 AEP 成分波形之间的相关系数，其中线性 AEP 成

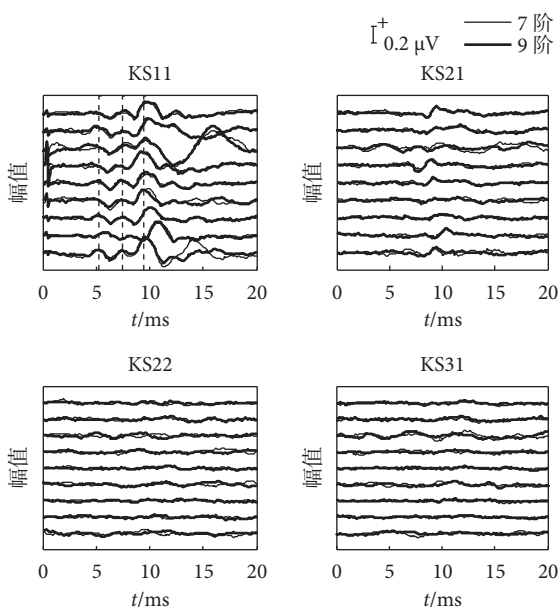


图 6 两个 m 序列诱发的线性和非线性成分对比

Fig.6 Waveform comparison of the AEP components for two m-sequences

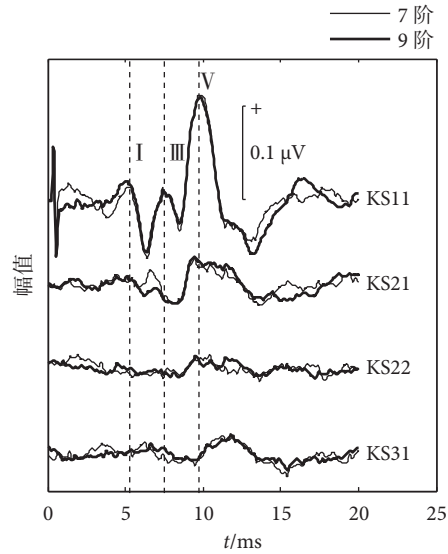


图 7 两个 m 序列诱发的 AEP 各成分总体平均波形比较

Fig.7 Comparison of the grand averaged AEP components for two m-sequences

分对应为 0.95，三个非线性 AEP 成分分别对应为 {0.81, 0.53, 0.79}。

### 3 讨论

对于常规方法而言，信噪比的提高与叠加刺激平方根呈正相关，如果 m 序列方法想要获得与常规方法相当的信噪比，需要增加叠加次数，相当于延长实验时间<sup>[5]</sup>。但是高频刺激声可以增加听觉系统的负荷，提高听觉系统和脑部病变检测的灵敏度，使得检测结果更为准确<sup>[17]</sup>。因此利用 m 序列作为高频刺激序列对于研究 AEP 线性和非线性特性具有一定的研究价值。由于 m 序列阶数的选择会对其诱发的 AEP 线性和非线性成分产生影响，以及 m 序列阶数对噪声抑制能力的评估尚无明确的评判标准，所以本文通过仿真和实际实验研究了 m 序列阶数对噪声抑制的影响，同时利用实际实验研究 m 序列阶数对 AEP 成分的影响。

本文根据叠加平均以及互相关运算对噪声抑制程度的计算公式，采用自发脑电和实际 m 序列诱发 AEP 实验进行验证。表明 AEP 的噪声抑制能力仅取决于总的记录时间，与 m 序列的阶数无关。理论上只要记录时间相近，任意阶数 m 序列的噪声抑制情况近似，而且给定记录时间，便可预判任意阶数 m 序列的噪声抑制程度或者根据噪声抑制程度反推所需的记录时间。此外，本文还分析了 7 阶和 9 阶 m 序列诱发的线性/非线性 AEP 成分之间的相似性，表明在刺激率相同时，两个序列的有效 AEP 成分波形相近，提示阶数对 AEP 成分亦

无影响。但是,  $m$  序列的阶数以及相同阶数的不同  $m$  序列可能在其他方面影响提取诱发反应的性。比如 AEP 成分的分布位置也与  $m$  序列的性质有关, 可能会导致 AEP 成分的重叠失真<sup>[17]</sup>, 提示在  $m$  序列的选择方面还需要全面考虑。

#### 4 结论

实测数据的  $m$  序列的噪声抑制比与理论值高度相符。在相同记录时间条件下,  $m$  序列的阶数对诱发反应的噪声抑制能力没有影响。结合  $m$  序列对非线性成分的分布性质影响的研究结果<sup>[18]</sup>, 本研究可提供一种选择  $m$  序列的更全面的解决方案。

致谢: 感谢南方医科大学林霖老师对本文公式的推导给予了帮助。

#### 参考文献

- 1 Eysholdt U, Schreiner C. Maximum length sequence—A fast method for measuring brain-stem evoked responses. *Audiology*, 1982, 21(3): 242-250.
- 2 Burkard R, Jones S, Jones T. Conventional and cross-correlation brain-stem auditory evoked responses in the white leghorn click: Rate manipulations. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1994, 95(4): 2136-2144.
- 3 Shi Y, Hecox K E. Nonlinear system identification by  $m$ -pulse sequence: Application to brainstem auditory evoked response. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1991, 38(9): 834-845.
- 4 Lasky R E, Veen B D V, Marier M M. Nonlinear functional modeling of scalp recorded auditory evoked responses to maximum length sequences. *Hearing Research*, 1998, 120(1/2): 133-142.
- 5 March R R. Signal to noise constraints on maximum length sequence auditory brain stem response. *Ear and Hearing*, 1992, 13(6): 396-400.
- 6 Thornton A R D. High rate otoacoustic emissions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1993, 94(1): 132-136.
- 7 Thornton A R D. Click-evoked otoacoustic emissions: New techniques and applications. *British Journal of Audiology*, 1993, 27(2): 109-115.
- 8 Bohorquez J, Ozdamar O. Signal to noise ratio analysis of maximum length sequence deconvolution of overlapping evoked potentials. *Journal of the Acoustical society of America*, 2006, 119(1): 2881-2888.
- 9 Korenberg M J, Hunter I W. The identification of nonlinear biological systems: Wiener kernel approaches. *Annals of Biomedical Engineering*, 1990, 18(6): 629-654.
- 10 Lee Y W, Schetzen M. Measurement of Wiener kernels of a nonlinear system by cross-correlation. *International Journal of Control*, 1965, 2(3): 237-254.
- 11 Sutter E E. A practical nonstochastic approach to nonlinear time-domain analysis. *Advanced Methods of Physiological System Modeling*, 1987, 1: 303-315.
- 12 吕辉, 何晶, 王刚. 伪随机序列中本原多项式生成算法. *计算机工程*, 2004, 30(16): 108-109, 165.
- 13 Barker H A, Pradisthayon T. High-order autocorrelation functions of pseudorandom signals based on  $m$  sequences. *Proceedings of the Institution of Electrical Engineers*, 1970, 117(9): 1857-1863.
- 14 Peng Xian, Chen Yuner, Wang Tao *et al.* Noise attenuation estimation for maximum length sequences in deconvolution process of auditory evoked potentials. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2017, 2017: 3927486-3927495.
- 15 Schimmel H. The ( $\pm$ ) reference: Accuracy of estimated mean components in average response studies. *Science*, 1967, 157(3784): 92-94.
- 16 黄召辉, 林霖, 王涛. 最大长序列诱发听性脑干反应的线性与非线性成分引出率和稳定性分析. *生物医学工程学报*, 2016, 35(2): 148-154.
- 17 Hecox K E, Cone B, Blaw M E. Brainstem auditory evoked response in the diagnosis of pediatric neurologic diseases. *Neurology*, 1981, 31(7): 832-840.
- 18 Hu Jinyan, Yan Gang, Wang Tao. Identifying odd/even-order binary kernel slices for a nonlinear system using inverse repeat  $m$ -sequences. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, 2015(3): 454638-454647.

收稿日期: 2017-03-21 修回日期: 2017-10-19

本文编辑: 李蓓兰