

## 基于连续交替采样的电子耳蜗等间隔多刺激算法研究

陈又圣,王健,陈艳,张春晓  
深圳信息职业技术学院,广东 深圳 518000

**【摘要】**电子耳蜗连续交替采样算法是目前常见于各种电子耳蜗言语处理策略的基本算法架构,该算法通过滤波器组信号进行频带划分并与刺激电极对应,在刺激听觉神经的特定一个时刻只有一个电极在工作,目的是减少电极间刺激电流的互相干扰。由连续交替单刺激的方法可以延伸为连续等间隔交替多刺激的模式,通过该方式在增加刺激信号信息的同时避免了相邻电极同时刺激听神经而产生的刺激电流串扰,具有较大的应用前景。本文深入研究了基于连续交替采样的等间隔多刺激策略的算法架构,提出了等间隔多刺激的算法具体工程实现方式,并进一步分析了等间隔多刺激算法的特征和参数特性,为多刺激模式的算法应用研究提供了基础,同时,本文的失配分析有助于工程上刺激模式的选取,所提出的等间隔多刺激的算法模式则为算法的工程实现提供了具体方案。

**【关键词】**电子耳蜗;多刺激模式;等间隔刺激;连续交替采样

**【中图分类号】**TH776;R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)05-0585-07

## Continuous interleaved sampling-based multiple equal-interval stimulation algorithm for cochlear implant

CHEN Yousheng, WANG Jian, CHEN Yan, ZHANG Chunxiao  
Shenzhen Institute of Information Technology, Shenzhen 518100, China

**Abstract:** At present, continuous interleaved sampling algorithm is the basic algorithm architecture for ordinary speech processing strategies in cochlear implant. The algorithm uses filter bank to divide signal to sub frequency bands, corresponding to stimulating electrodes. During a fixed time, only one electrode is working and stimulating the auditory nerves for reducing the mutual interference between electrodes. The continuous interleaved stimulating method has important application prospect for it can provide a continuous equal-interval stimulating mode, which is advantageous in increasing stimulating signal information and avoiding the current interference between adjacent electrodes. Herein we research the algorithm frame of continuous interleaved sampling-based multiple equal-interval stimulation algorithm, put forward its engineering realization and further analyze its algorithm features and parameter characteristics in order to provide the basis of further application research of multiple stimulating algorithm in cochlear implant. Meanwhile, the mismatch analysis used in this research is helpful for the stimulation mode selection in engineering realization. The proposed multiple equal-interval stimulation algorithm provides a practical method for engineering realization.

**Keywords:** cochlear implant; multiple stimulation mode; equal-interval stimulation; continuous interleaved sampling

### 前言

**【收稿日期】**2018-03-05

**【基金项目】**深圳科技计划项目(JCYJ20160415114250896, JCYJ2016-0527101842119, GRCK2017042409552883);广东省自然科学基金博士启动基金(2016A030310073);国家自然科学基金(61704113)

**【作者简介】**陈又圣,博士,讲师,主要研究方向:语音增强,麦克风阵列波束形成,电子耳蜗言语处理,医疗仪器设计, E-mail: chenyoushengsinghua@aliyun.com

**【通信作者】**王健,博士,副教授,主要研究方向:听觉音高感知、语音信号处理, E-mail: wangj01@szit.edu.cn

据2015年世界卫生组织官网的报道,全世界患有听力损失人群人数已达360 000 000,其中成人的人数约有328 000 000,儿童的人数约32 000 000。以2015年中国人口占世界人口比例接近19%来估算人数,按照世界卫生组织的听力损失标准来计算,中国境内听力损失人群接近7 000万。在庞大的听力损失人群中,按照患者听力损失状况可以佩戴助听器或者植入电子耳蜗<sup>[1-2]</sup>,尤其对于听力损伤严重患者来说,通过电子耳蜗刺激听神经来产生听觉感知是有效的方式<sup>[3-5]</sup>。经过多年的发展,目前电子耳蜗已经可以在安静环境下有着较高的言语识别率,并形成了多种言语处理算法。基于滤

波器组的言语处理策略<sup>[6-12]</sup>是目前广泛使用的算法模式,连续交替采样策略是经典的电子耳蜗言语处理算法,该算法是SPEAK(Spectral PEAK Strategy)策略<sup>[6]</sup>和ACE(Advanced Combined Encoder Strategy)策略<sup>[7]</sup>和n of m策略<sup>[8-9]</sup>等常见言语处理策略的基础。连续交替采样策略在每一个时刻都只有一个电极在工作,电极之间相互不干扰,不在同一时刻产生刺激电流,这样就可以避免电子耳蜗电极之间的电流扩散。连续交替采样策略<sup>[10-15]</sup>从方法上来说刺激电极瞬间单刺激的模式,而这一模式可以进一步衍生为多刺激的模式,也就是非相邻的多个电极(等间隔)同时刺激并依次交替转换的算法模式,该模式兼顾了增加电极信息和防止相邻电极间的电流串扰的两个需求。本文研究了基于连续交替采样的电子耳蜗等间隔多刺激的算法特征,并比较了不同参数条件下的刺激模式的信号特性,为进一步的算法工程实现和参数选取提供基础。

## 1 电子耳蜗的各模块组成和连续交替等间隔多刺激策略的算法实现流程

### 1.1 电子耳蜗的各模块组成结构

电子耳蜗是一种电子装置,包括体内植入体和体外机两部分<sup>[16]</sup>,如图1所示。

图1表示电子耳蜗的基本结构,包括体外部分和体内部分。其中体外部分也称为体外机,主要包括麦克风、言语处理器、线圈和磁体。麦克风用于信号采集,言语处理器用于实现特定的电子耳蜗言语策略,内含数字信号处理芯片。言语处理器提取信号参数并调制后通过发射线圈发射到体内,而发射线圈嵌入磁体中通过磁场吸引固定。体内植入了线圈用于接收信号的

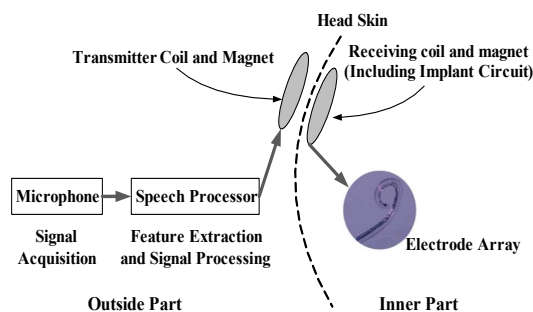


图1 电子耳蜗系统结构

Fig.1 System structure of cochlear implant

参数和能量,同时也通过体内磁体吸引和固定。接收线圈提取的信息传递到植入体电路中,然后解析出电子耳蜗言语处理算法中对应的电极刺激参数,控制电极以一定的刺激模式、速率和强度刺激听神经以产生听觉感知信号。我们所探讨的电子耳蜗言语处理算法是编程实现并植入到体外机的言语处理器中,电子耳蜗言语处理算法是实现电子耳蜗听力产生和性能恢复最为关键的部分之一。

### 1.2 电子耳蜗连续交替等间隔多刺激模式的算法架构

电子耳蜗连续交替等间隔多刺激的算法基础是连续交替采样策略(Continuous Interleaved Sampling Strategy, CIS)<sup>[17-18]</sup>,通过选取不相邻的多电极同时刺激听神经以增加刺激信号,其算法结构如图2所示。

图2是基于CIS的电子耳蜗等间隔多刺激算法的实现流程图。目标信号通过电子耳蜗体外机所嵌入的微型麦克风采集,然后经过信号预处理后在电子耳蜗滤波器组中进行频带划分,形成子带信号,子带信号对应电子耳蜗各个通道。对电子耳蜗每个通道的信号提取其信号包络及能量等参数。然后依据

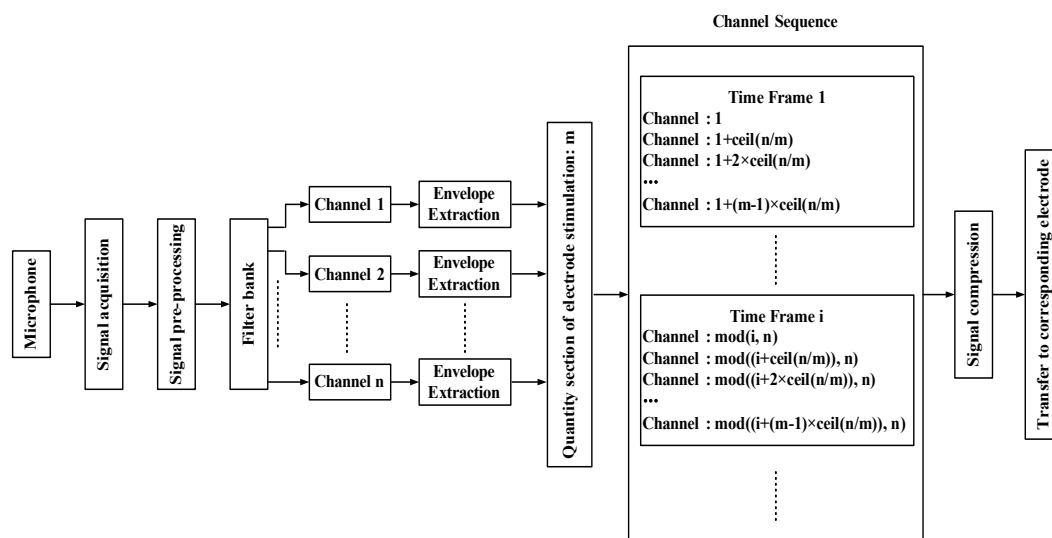


图2 电子耳蜗连续交替等间隔多刺激算法结构图

Fig.2 Algorithm structure of continuous interleaved sampling-based multiple equal-interval stimulation strategy

等间隔模式进行按规律的通道选取,选取的通道信号经过压缩到合适的范围,通过无线方式传递到电子耳蜗体内部分的对应电极阵列上,刺激听神经并让电子耳蜗使用者产生听觉感知。

对于 $n$ 通道电子耳蜗来说,每次刺激的时长固定,并分为 $n$ 个时刻进行刺激,即使依次在时刻1、时刻2、……、时刻 $n$ 进行对应电极的刺激,然后循环。对于等间隔 $m$ 刺激算法来说,每两个刺激电极之间隔了 $\text{ceil}(n/m)-1$ 个电极,其中 $\text{ceil}$ 为向下取整函数。对于第 $i$ 时刻,在电子耳蜗 $n$ 个通道中被筛选用于刺激的通道如式(1)所示:

$$\text{mod}((i+(j-1)\times\text{ceil}(n/m)), n) \quad (1)$$

其中 $j=1\sim m$ ,式(1)中的 $\text{mod}$ 为求余函数。在不同的时刻传递不同的电极通道,在第1个时刻,传递的 $m$ 个通道分别是:通道1、通道 $1+\text{ceil}(n/m)$ 、通道 $1+2\times\text{ceil}(n/m)$ 、通道 $1+3\times\text{ceil}(n/m)$ 、……、通道 $1+(m-1)\times\text{ceil}(n/m)$ 。而在第 $i$ 个时刻,由于传递的通道数不会超过 $n$ ,因此该时刻选择的通道用求余函数来表示,传递的 $m$ 个通道分别是:通道 $\text{mod}(i, n)$ 、通道 $\text{mod}((i+\text{ceil}(n/m)), n)$ 、通道 $\text{mod}((i+2\times\text{ceil}(n/m)), n)$ 、通道 $\text{mod}((i+3\times\text{ceil}(n/m)), n)$ 、……、通道 $\text{mod}((i+(m-1)\times\text{ceil}(n/m)), n)$ ,对于24通道电子耳蜗来说,等间隔3刺激的24个时刻用于电极刺激的通道标号如表1所示。

对于表1中的24通道电子耳蜗等间隔3刺激来说,3能被24整除,刺激通道的间隔是7个电极,每次都有3个电极进行刺激,并依次按序列进行。例如,时刻1的刺激电极是1、9、17;时刻2的刺激电极是2、10、18;……;时刻24的刺激电极是24、8、16。刺激序列以24个时刻为一个周期,并循环按序列进行刺激。

对于不能整除的情形,如等间隔5刺激,刺激序列如表2所示。

对于表2中的24通道电子耳蜗等间隔5刺激来说,刺激电极之间相差3个电极,在第 $i$ 时刻,所选取的用于刺激的电极分别是: $\text{mod}(i, 24)$ 、 $\text{mod}((i+\text{ceil}(24/5)), 24)$ 、 $\text{mod}((i+2\times\text{ceil}(24/5)), 24)$ 、 $\text{mod}((i+3\times\text{ceil}(24/5)), 24)$ 、 $\text{mod}((i+4\times\text{ceil}(24/5)), 24)$ 。例如,时刻1的刺激电极是1、5、9、13、17;时刻2的刺激电极是2、6、10、14、18;……;时刻24的刺激电极是24、4、8、12、16。刺激序列同样以24个时刻为一个周期,并循环按序列进行刺激。

## 2 电子耳蜗等间隔多刺激模式信号分析与比较

### 2.1 信号采集实验及参数选取

本文用电子耳蜗信号采集硬件平台进行信号的采集,基于实验中所探讨的不同刺激情形的信号特征,在硬件平台前端选用 Knowles 全向性麦克风采集

表1 24通道电子耳蜗等间隔3刺激的通道序列

Tab.1 Stimulation channel sequence of equal-interval 3 stimulating for 24-channel cochlear implant

| Time frame | Stimulation channel |     |     |
|------------|---------------------|-----|-----|
| 1          | 1                   | 9   | 17  |
| 2          | 2                   | 10  | 18  |
| 3          | 3                   | 11  | 19  |
| 4          | 4                   | 12  | 20  |
| 5          | 5                   | 13  | 21  |
| 6          | 6                   | 14  | 22  |
| 7          | 7                   | 15  | 23  |
| 8          | 8                   | 16  | 24  |
| 9          | 9                   | 17  | 1   |
| 10         | 10                  | 18  | 2   |
| 11         | 11                  | 19  | 3   |
| 12         | 12                  | 20  | 4   |
| 13         | 13                  | 21  | 5   |
| 14         | 14                  | 22  | 6   |
| 15         | 15                  | 23  | 7   |
| 16         | 16                  | 24  | 8   |
| 17         | 17                  | 1   | 9   |
| 18         | 18                  | 2   | 10  |
| 19         | 19                  | 3   | 11  |
| 20         | 20                  | 4   | 12  |
| 21         | 21                  | 5   | 13  |
| 22         | 22                  | 6   | 14  |
| 23         | 23                  | 7   | 15  |
| 24         | 24                  | 8   | 16  |
| 25         | 1                   | 9   | 17  |
| 26         | ...                 | ... | ... |

目标信号。所采集的信号经过硬件电路的放大、滤波、AD转换等过程后,用USB方式传递到计算机中用于算法研究。汉语中声调信息是言语识别的重要参数之一,本文的声源选取男声发音的语料“ā、á、ǎ、à”,语料中分别带阴平、阳平、上声、去声4声。

在24通道电子耳蜗中,分别选用等间隔3刺激、5刺激和8刺激模式进行言语处理,并与原始信号进行比较,其波形如图3所示。

图3为电子耳蜗不同等间隔刺激算法处理后的信号波形结果。与图3a中的原始信号比较,等间隔3、5、8刺激算法的信号幅度均有大幅度降低,原始信号的幅



表2 24通道电子耳蜗等间隔5刺激的通道序列  
Tab.2 Stimulation channel sequence of equal-interval 5  
stimulating for 24-channel cochlear implant

| Time frame |     | Stimulation channel |     |     |     |  |
|------------|-----|---------------------|-----|-----|-----|--|
| 1          | 1   | 5                   | 9   | 13  | 17  |  |
| 2          | 2   | 6                   | 10  | 14  | 18  |  |
| 3          | 3   | 7                   | 11  | 15  | 19  |  |
| 4          | 4   | 8                   | 12  | 16  | 20  |  |
| 5          | 5   | 9                   | 13  | 17  | 21  |  |
| 6          | 6   | 10                  | 14  | 18  | 22  |  |
| 7          | 7   | 11                  | 15  | 19  | 23  |  |
| 8          | 8   | 12                  | 16  | 20  | 24  |  |
| 9          | 9   | 13                  | 17  | 21  | 1   |  |
| 10         | 10  | 14                  | 18  | 22  | 2   |  |
| 11         | 11  | 15                  | 19  | 23  | 3   |  |
| 12         | 12  | 16                  | 20  | 24  | 4   |  |
| 13         | 13  | 17                  | 21  | 1   | 5   |  |
| 14         | 14  | 18                  | 22  | 2   | 6   |  |
| 15         | 15  | 19                  | 23  | 3   | 7   |  |
| 16         | 16  | 20                  | 24  | 4   | 8   |  |
| 17         | 17  | 21                  | 1   | 5   | 9   |  |
| 18         | 18  | 22                  | 2   | 6   | 10  |  |
| 19         | 19  | 23                  | 3   | 7   | 11  |  |
| 20         | 20  | 24                  | 4   | 8   | 12  |  |
| 21         | 21  | 1                   | 5   | 9   | 13  |  |
| 22         | 22  | 2                   | 6   | 10  | 14  |  |
| 23         | 23  | 3                   | 7   | 11  | 15  |  |
| 24         | 24  | 4                   | 8   | 12  | 16  |  |
| 25         | 1   | 5                   | 9   | 13  | 17  |  |
| 26         | ... | ...                 | ... | ... | ... |  |

度范围约为-0.3~0.3,而算法处理后的波形幅度则大致是-0.03~0.03,这是由于等间隔多刺激算法只是从电子耳蜗24通道信息中选取部分通道信息用于电极刺激,能量损失较大。另一方面,连续交替等间隔不同刺激数的信号波形匹配度也有差异。对于等间隔3刺激算法来说,信号包络与原始信号的包络有较大的差异,而随着刺激数的增加,信号的匹配度增大,在等间隔8刺激情形下,信号包络与原始信号的包络的一致性较好。

2.2 频谱及能量分布特征

从前面的分析和比较可知,连续交替等间隔多刺激言语策略中,增加刺激数有助于提高波形的匹配度,

对应地,等间隔多刺激的信号频谱比较如图4所示。  
图4a为原始信号的频谱,图4b、c和d分别是电子耳蜗连续交替等间隔3刺激、5刺激和8刺激算法模式下信号的频谱。与原始信号频谱比较,经过等间隔多刺激策略处理后的信号能量更为集中在少数频率上,尤其在信号的高频段,形成较为明显的线谱分布。具体来说,连续交替等间隔多刺激算法让信号的能量重新分布,并且集中在24通道滤波器组的中心频率位置,在高频段,信号能量的聚集情形较为明显,而低频段则出现部分重叠,这与电子耳蜗滤波器组低频子带的频率间距相对较小有关。原始信号及经过等间隔多刺激算法处理后的信号时长约为5 s,图4中的频谱描述了整个时间段的不同频率的信号能量分布情况。通过图4中的频谱比较,连续交替等间隔3刺激(图4b)、5刺激(图4c)和8刺激(图4d)算法的信号频谱与原始信号频谱(图4a)相比,不仅频谱幅度明显降低,而且频谱包络上有偏差,存在失配的情形,图4b、c和d没有哪个频谱图明显表现出更匹配原始信号频谱。因此,从频谱及能量分布情况可以看到,采用固定等间隔多刺激模式的电子耳蜗言语处理算法提高刺激数并不能提高频谱上的匹配度。

2.3 基频提取及比较

在电子耳蜗的言语处理算法中,滤波器组每个通道的信号都用单一频率的纯音信号来调制,在言语识别中,基频的表征和匹配是重要参数之一。本文采用自相关方法计算信号的基频曲线,如图5所示。

图5比较了电子耳蜗连续交替等间隔多刺激算法处理前后的信号基频变化情况。图5a原始信号的基频曲线连续且清晰,基频曲线的变化与声音的音调基本一致,其中一声、二声和四声的ā、á、à的信号基频的变化与音调完全一致,而三声ǎ则存在部分不一致,总体上没有经过处理的信号基频能较好地反应信号的音调变化。而对比图5b、c和d中的电子耳蜗等间隔3刺激、5刺激和8刺激策略处理后的信号基频曲线来看,基频大量缺失,尤其是等间隔8刺激策略的信号基频只在极少数位置存在基频,而且处理后的信号基频曲线呈现不规则变化特征,与声调的一声、二声、三声和四声的特点没有对应关系。基频曲线的缺失与电子耳蜗连续交替等间隔多刺激的算法过程有关,声音的基频一般是在小于500 Hz的低频范围,而等间隔刺激算法则是按一定的规律和模式依次选取频带信息,所选取的频带包含了高频带的信息,尤其是多刺激数的情形,包含了较多大于500 Hz的频带正弦调制信号被选取用于电极刺激,因此按自相关方法计算得到的基频存在大量缺失

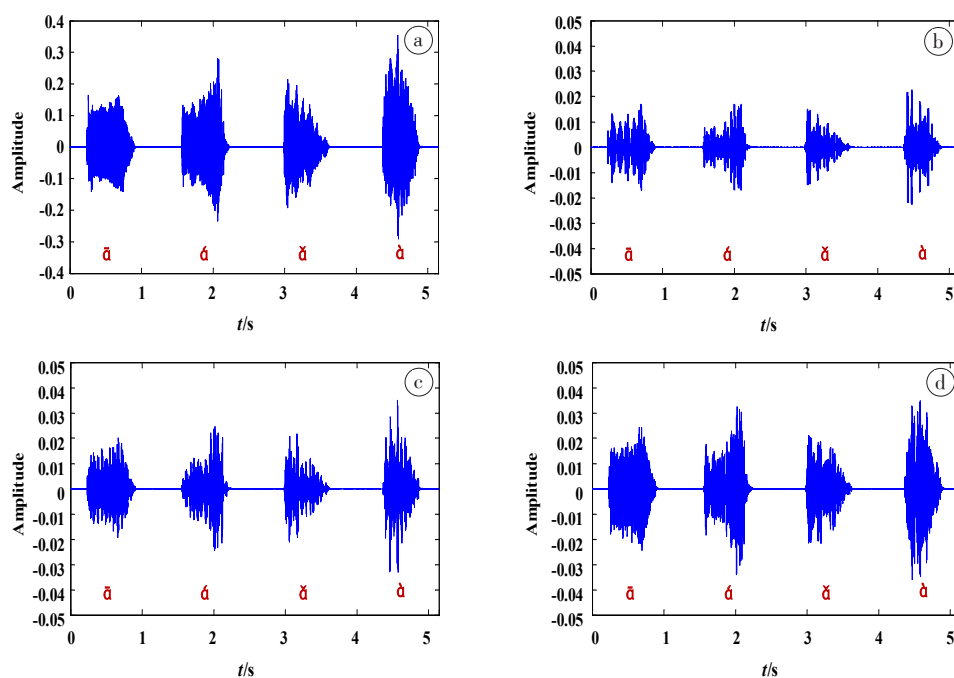


图3 电子耳蜗等间隔3、5、8刺激算法与原始信号的波形对比

Fig.3 Comparison of the waveforms of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3, 5, and 8 stimulating strategies in cochlear implant and original signals

a: Waveform of original signal; b: Waveform of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3 stimulating algorithm; c: Waveform of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 5 stimulating algorithm; d: Waveform of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 8 stimulating algorithm

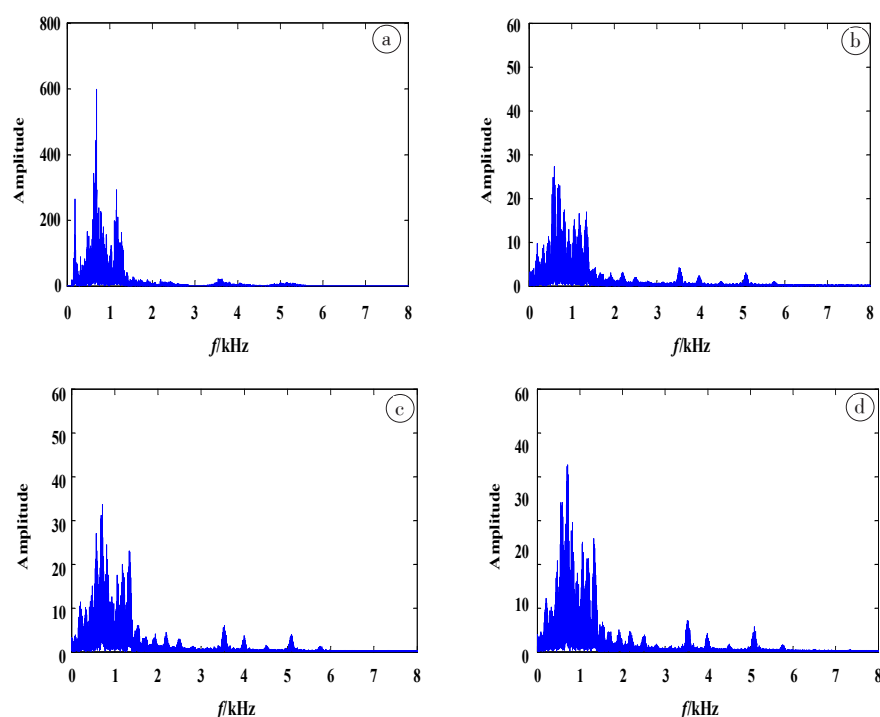


图4 电子耳蜗等间隔3、5、8刺激算法与原始信号的频谱对比

Fig.4 Comparison of the frequency spectra of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3, 5, and 8 stimulating strategies in cochlear implant and original signals

a: Frequency spectrum of original signals; b: Frequency spectrum of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3 stimulating algorithm; c: Frequency spectrum of signal processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 5 stimulating algorithm; d: Frequency spectrum of signal processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 8 stimulating algorithm

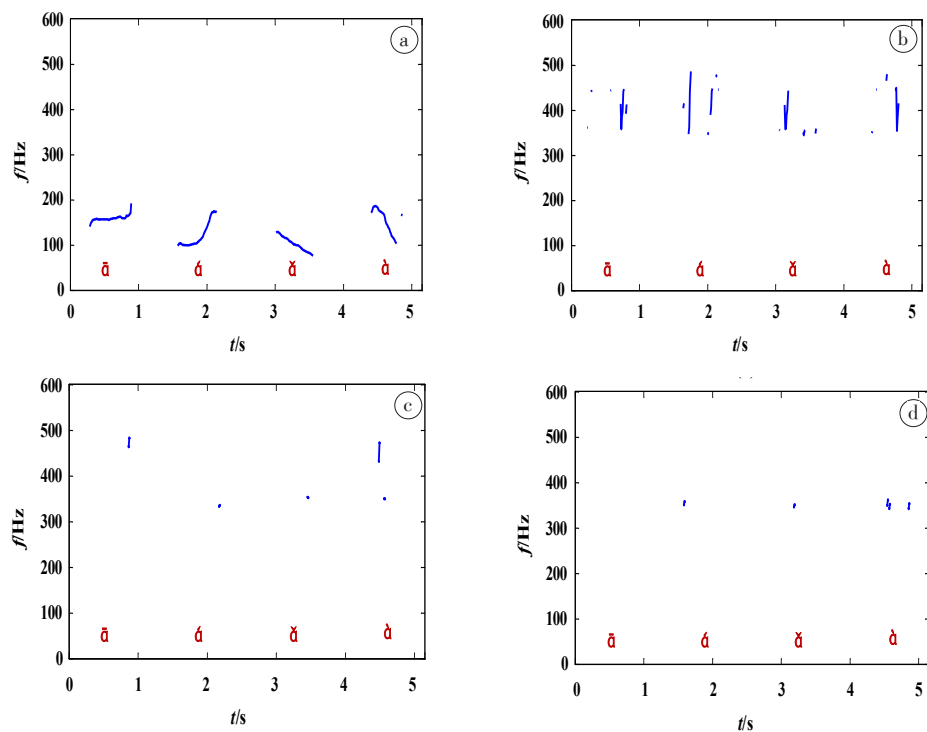


图5 电子耳蜗等间隔3、5、8刺激算法与原始信号的基频对比

Fig.5 Comparison of the fundamental frequencies of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3, 5, and 8 stimulating strategies in cochlear implant and original signals

a: Fundamental frequency curve of original signals; b: Fundamental frequency curve of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3 stimulating algorithm; c: Fundamental frequency curve of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 5 stimulating algorithm; d: Fundamental frequency curve of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 8 stimulating algorithm

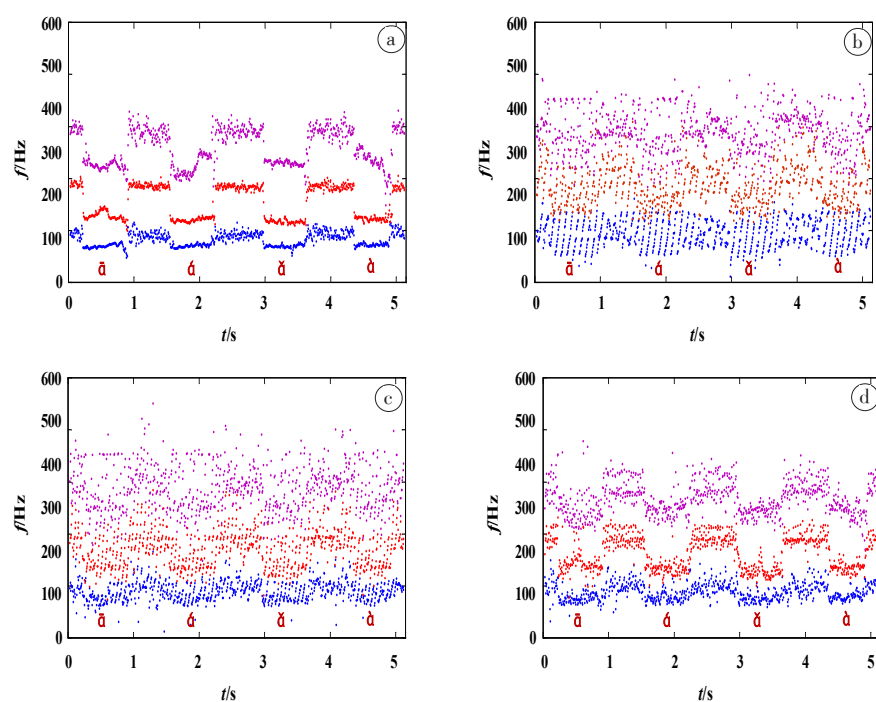


图6 电子耳蜗等间隔3、5、8刺激算法与原始信号的共振峰对比

Fig.6 Comparison of the formants of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3, 5, and 8 stimulating strategy in cochlear implant and original signals

a: Formant of original signals; b: Formant of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 3 stimulating algorithm; c: Formant of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 5 stimulating algorithm; d: Formant of signals processed with continuous interleaved sampling-based equal-interval 8 stimulating algorithm

(只有小于 500 Hz 的才认为是基频)。因此,从基频曲线的分析和对比可以看到,电子耳蜗连续交替等间隔多刺激算法会产生严重的基频失配问题,而且等间隔刺激数的增加并不能减少失配。对于汉语来说,基频与音调对应,而音调则是汉字区分的一个重要参数,电子耳蜗连续交替等间隔多刺激策略对汉语人群的使用影响较大。

#### 2.4 信号共振峰参数提取及分析

对原始信号及电子耳蜗连续交替等间隔多刺激策略处理后信号分别提取共振峰  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ ,如图 6 所示。

图 6 对比了电子耳蜗连续交替等间隔 3、5、8 刺激算法与原始信号的  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$  共振峰分布。从各共振峰子图可以看到,原始信号的共振峰分布与电子耳蜗等间隔算法的共振峰分布明显不同。在图 6a 中,原始信号的 3 个共振峰清晰,尤其是在  $\bar{a}$ 、 $\acute{a}$ 、 $\check{a}$ 、 $\grave{a}$  4 个声调位置的共振峰呈现稳定的线状分布,而在声调之间的停顿位置则出现一定的模糊。对于图 6b、c 和 d 的电子耳蜗连续交替等间隔 3、5、8 刺激算法来说,共振峰  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$  均呈面状的模糊分布,共振峰不稳定,当刺激数增大时(图 6d),共振峰的分布清晰度及稳定性有一定的提高,因此,提高等间隔刺激数有助于共振峰参数的匹配。

### 3 结 论

本文探讨了目前电子耳蜗言语处理策略的连续交替采样算法架构及等间隔多刺激算法的模式,通过等间隔交替刺激模式的分析,并结合信号采集实验来探讨电子耳蜗连续交替等间隔多刺激算法的参数变化特征。连续交替等间隔多刺激算法会导致信号失真,提高等间隔刺激数有助于提高波形包络和共振峰的匹配度,但对整个波形的频谱成分及基频影响不大,尤其算法对信号基频产生明显的失配。对于以汉语等声调语言来说,目前主流的电子耳蜗言语处理策略需要主要解决基频特征的提取和算法表达问题,以提升电子耳蜗国产化中电子耳蜗的言语识别率。

#### 【参考文献】

- [1] MENNOV N S, WON J H, DRENNAN W R, et al. Detection of acoustic temporal fine structure by cochlear implant listeners: behavioral results and computational modeling[J]. *Hear Res*, 2013, 298: 60-72.
- [2] LIN P, LU T, ZENG F G. Central masking with bilateral cochlear implants[J]. *J Acoust Soc Am*, 2013, 133(2): 962-969.
- [3] 陈又圣. 基于 Matlab 的电子耳蜗信号采集研究[J]. *深圳信息职业技术学院学报*, 2016, 14(3): 6-10.

CHEN Y S. Research on Matlab based signal acquisition for cochlear

implant[J]. *Journal of Shenzhen Institute of Information Technology*, 2016, 14(3): 6-10.

- [4] 陈又圣, 宫琴. 基于双 TP 型麦克风的电子耳蜗前端指向性语音增强系统的研制[J]. *仪器仪表学报*, 2010, 31(9): 1952-1958.
- CHEN Y S, GONG Q. Study on dual TP microphone-based directional speech enhancement system for cochlear implant[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2010, 31(9): 1952-1958.
- [5] 关添, 叶大田. 电子耳蜗 n of m 语音处理算法仿真模型的建立和研究[J]. *北京生物医学工程*, 2006, 25(6): 576-578.
- GUAN T, YE D T. A speech processing study through building the acoustic model of n of m strategy used in cochlear implant[J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2006, 25(6): 576-578.
- [6] SKINNER M W, HOLDER L K, WHITFORD L A, et al. Speech recognition with the nucleus 24 SPEAK, ACE, and CIS speech coding strategies in newly implanted adults[J]. *Ear Hearing*, 2002, 23(3): 207-223.
- [7] PSARROS C E, PLANT K L, LEE K, et al. Conversion from the SPEAK to the ACE strategy in children using the nucleus 24 cochlear implant system: speech perception and speech production outcomes[J]. *Ear Hearing*, 2002, 23(1 Suppl): 18S-27S.
- [8] ZIESE M, STUTZEL A, SPECHT H. Speech understanding with the CIS and the n-of-m strategy in the MED-EL COMBI 40+ system[J]. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 2000, 62(6): 321-329.
- [9] BUECHNER A, FROHNE-BUECHNER C, BOYLE P, et al. A high rate n-of-m speech processing strategy for the first generation Clarion cochlear implant[J]. *Int J Audiol*, 2009, 48(12): 868-875.
- [10] ZHAO H C, DENG X, ZHAO Y, et al. ASIC/FPGA implementation of cochlear implant CIS algorithm based on FFT filter bank[C]. 2013 IEEE International Conference of IEEE Region 10. IEEE: Xi'an, 2013: 1-5.
- [11] WU S Y, MAI S, ZHANG C. FPGA implementation of CIS speech processing strategy for cochlear implants[C]. 2011 4th International Congress on Image and Signal Processing. IEEE: Shanghai, 2011: 162-166.
- [12] AHMAD T J, ALI H, AJAI M A, et al. Efficient algorithm development of CIS speech processing strategy for cochlear implants[C]. 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE: Minneapolis, USA, 2009: 1270-1273.
- [13] WANG L J, ZHOU L H, XU Y J, et al. Computer simulation of multichannel CIS strategy for cochlear implant[C]. 2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. IEEE: Beijing, 2009: 1-4.
- [14] YU S L, GUAN T. An improvement of speech synthesis in acoustic simulation model of cochlear implants with CIS Strategy[C]. 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE: Shanghai, 2005: 5343-5346.
- [15] NIE K B, LAN N, GAO S, et al. Implementation of CIS speech processing strategy for cochlear implants by using wavelet transform[C]. Fourth International Conference on Signal Processing Proceedings. IEEE: Beijing, 1998(2): 1395-1398.
- [16] ZENG F G. Trends in cochlear implant[J]. *Trends Amplif*, 2004, 8(1): 1-34.
- [17] BOËX C, PELIZZONE M, MONTANDON P. Speech recognition with a CIS strategy for the ineraid multichannel cochlear implant[J]. *Am J Otol*, 1996, 17(1): 61-68.
- [18] CHEN Y S, GONG Q. A normalized beamforming algorithm for broadband speech using a continuous interleaved sampling strategy[J]. *IEEE Trans Audio Speech Lang Process*, 2012, 20(3): 868-874.

(编辑:薛泽玲)