

## 方向性麦克风的极性图特性及增益变化特征研究

陈又圣,张春晓,林炜臻,颜桂灵,林崇博,李国昱,叶伟坚,马里东  
深圳信息职业技术学院,深圳 518000

**【摘要】**在传统的电子耳蜗体外机中,信号采集采用的是全向性麦克风。近年来的研究和产业中逐渐出现了方向性麦克风的使用以及麦克风阵列语音增强算法的研究。本文基于实际的方向性麦克风的尺寸及信号输出模式来探讨其信号采集特点、波束形成特征和增益变化的特性,研究正增益变化和负增益变化的系统响应曲线及变化特征,分析增益变化对高低频信号的不同影响,有助于方向性麦克风的进一步应用及电子耳蜗前端语音增强的研究。

**【关键词】**电子耳蜗;方向性麦克风;极性图;增益

**【中图分类号】**R318;TH776

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)12-1468-05

## Beam pattern characteristics of directional microphone and features of gain changes in cochlear implant

CHEN Yousheng, ZHANG Chunxiao, LIN Weizhen, YAN Guiling, LIN Chongbo, LI Guoyu, YE Weijian, MA Lidong  
Shenzhen Institute of Information Technology, Shenzhen 518000, China

**Abstract:** Omni-directional microphone is traditionally applied in the outside part of cochlear implant for signal acquisition. Directional microphone and the microphone array-based speech enhancement algorithm are gradually applied in recent researches and industries. Herein the features of signal acquisition, beamforming and gain change are analyzed based on the size parameters and signal transmission modes of actual directional microphone. Moreover, the characteristics of system response curve with positive gain changes and negative gain changes are researched, and the effects of gain change on high-frequency signals and low-frequency signals are investigated, which helps the further application of directional microphone and the research of speech enhancement in the front-end of cochlear implant.

**Keywords:** cochlear implant; directional microphone; beam pattern; gain

### 前言

传统的电子耳蜗前端配置了一个全向性麦克风用于信号采集,采集到的信号经过电子耳蜗本身的言语处理策略进行信号处理和调制,然后通过无线方式传入植入体的电极阵列中,电极阵列产生电流脉冲刺激听觉神经并让耳聋患者获得部分的听觉感知能力<sup>[1-4]</sup>。由于环境噪声的存在,电子耳蜗使用者在实际应用场景中的言语识别率会降低<sup>[5-8]</sup>。对于电

子耳蜗使用者日常使用来说,他们主要关心正常进行交谈的目标信号是否清晰获取,此时,目标信号往往来自正向方位,而干扰噪声则源于其他方位<sup>[9-11]</sup>。麦克风阵列的方法通过在空间不同位置上放置声音采集传感器,可以获取空间方位信息,用于电子耳蜗使用场景中的不同方位信号的语音增强,因此,麦克风阵列前端语音增强和空间滤波的方法被逐渐应用在电子耳蜗前端信号采集中,由于尺寸的限制,双麦克风信号采集系统得到更多的关注<sup>[12-16]</sup>。

但是,电子耳蜗本身的尺寸较小,因此,目前有关麦克风阵列方法应用于电子耳蜗的研究主要集中在小数量和小间距的麦克风阵列波束形成上。双麦克风语音增强方法是一种满足电子耳蜗尺寸限制并且计算复杂度较低的模式,近年来有关双麦克风的文献逐渐增多。双麦克风阵列可形成一定的波束指向模式,可用于特定方位的目标信号增强和干扰噪声的抑制。Knowles公司也开发了一系列双声管的

**【收稿日期】**2018-07-15

**【基金项目】**广东省自然科学基金(2018A030313146, 2016A030310073);  
广东大学生科技创新培育专项资金(2018年攀登计划专项,  
pdjhb0859);广东大学生科技创新培育专项资金(2019年攀  
登计划专项);深圳市科技计划(GRCK2017042409552883)

**【作者简介】**陈又圣,博士,讲师,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:  
chenyoushengtsinghua@aliyun.com

方向性麦克风模块,通过一个声电传感器就可形成特定波束指向的信号输出,有助于减少尺寸。Knowles的麦克风模块尺寸极小,精度高,在电子耳蜗和助听器等产品中有广泛的应用,本文基于Knowles的麦克风模块研究方向性麦克风的极性图特性,并进一步探讨在增益变化时信号的波束指向特征。

## 1 方向性麦克风及波束指向特性

### 1.1 EL型方向性麦克风的尺寸参数及特性

采用两个麦克风模块可以形成一定波束指向的极性图。为了进一步减少封装尺寸,可以通过两个声管采集信号并直接形成指向性输出,如Knowles典型的EL方向性麦克风<sup>[17]</sup>。EL方向性麦克风具有完整的FET放大器,同时具有高的声电灵敏度和低噪声的特征。以EL-23077-000型麦克风<sup>[18]</sup>为例,其外观示意图和尺寸参数如图1所示。

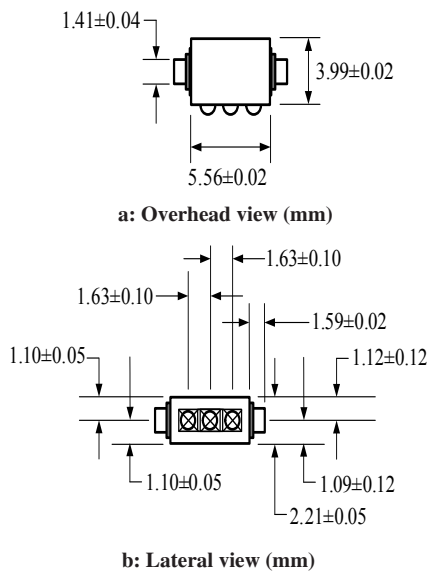


图1 EL型麦克风的尺寸参数

Fig.1 Size parameter of EL microphone

图1表示EL-23077-000麦克风的俯视和侧视的外观图以及尺寸参数。EL型麦克风有两个对称的声管,有一个信号输出端、一个接地端和一个电源端。从图1的详细尺寸可以看到,两个声管之间的距离是 $5.56+1.59+1.59=8.74$  mm。选定右侧声管对应的方位为 $0^\circ$ ,则对于远场声源(近似平行传播)来说,声音到达两个声管的时间不同,如图2所示。从图2可以看到,从不同方位来的声音信号,到达两个声管的时间是不同的,存在一个延迟距离。其中,方位不同,延迟距离也不同,最大的延迟距离对应来自 $0^\circ$ 和 $180^\circ$ 的声音信号,此时延迟距离 $d_{\max}=8.74$  mm。

### 1.2 方向性麦克风的极性图特性

从麦克风的两个声管采集信号来看,信号存在延迟,这个延迟是变化的,与信号方位有关。而在声管内部则进一步设置了额外的延迟,这个延迟是固定的,用于形成特定的波束。从EL型麦克风的技术说明来看,该类型声电传感器模块可形成心型和超心型两种输出信号的模式。按照麦克风波束形成的理论,心型波束的延迟时间 $\tau_1$ 和超心型波束的延迟时间 $\tau_2$ 如式(1)和(2)所示:

$$\tau_1 = \frac{d_{\max}}{c} = \frac{8.74 \times 10^{-3} \text{ m}}{340 \text{ m/s}} = 2.571 \times 10^{-5} \text{ s} \quad (1)$$

$$\tau_2 = 0.342 \times \frac{d_{\max}}{c} = 8.791 \times 10^{-6} \text{ s} \quad (2)$$

式中 $c$ 表示声速。从式(1)和(2)来看,EL型麦克风形成心型波束和超心型波束所对应的内部延迟时间为 $25.71 \mu\text{s}$ 和 $8.791 \mu\text{s}$ 。

而不同频率的极性图是不同的,因此分析极性图需要基于特定频率。本研究选用诺尔康神经电子科技股份有限公司电子耳蜗滤波器组中心频率来分析方向性麦克风的极性图。以24通道的电子耳蜗为例,其频带划分是:[152 Hz, 274 Hz]、[274 Hz, 396 Hz]、[396 Hz, 517 Hz]、[517 Hz, 639 Hz]、[639 Hz, 761 Hz]、[761 Hz, 883 Hz]、[883 Hz, 1 005 Hz]、[1 005 Hz, 1 127 Hz]、

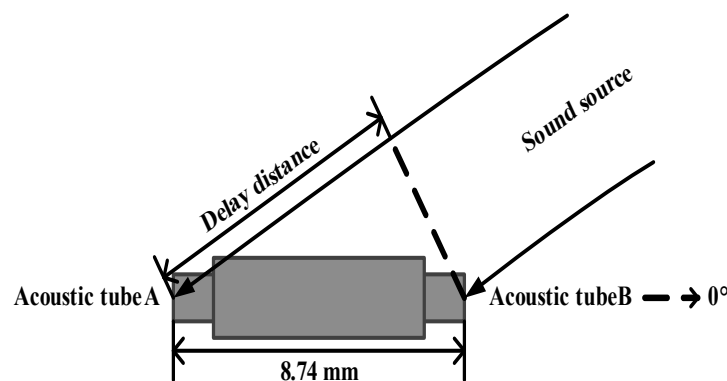


图2 EL麦克风两个声管的信号采集

Fig.2 Signal acquisition in the dual acoustic tubes of EL microphone

[1 127 Hz, 1 249 Hz]、[1 249 Hz, 1432 Hz]、[1 432 Hz, 1 614 Hz]、[1 614 Hz, 1 797 Hz]、[1 797 Hz, 2 041 Hz]、[2 041 Hz, 2 346 Hz]、[2 346 Hz, 2 650 Hz]、[2 650 Hz, 2 955 Hz]、[2 955 Hz, 3 321 Hz]、[3 321 Hz, 3 747 Hz]、[3 747 Hz, 4 235 Hz]、[4 235 Hz, 4 783 Hz]、[4 783 Hz, 5 392 Hz]、[5 392 Hz, 6 124 Hz]、[6 124 Hz, 6 916 Hz]、[6 916 Hz, 7 769 Hz]。因此,从24通道的频带划分可以计算出滤波器组的24个中心频率分别是:213、335、456.5、578、700、822、944、1 066、1 188、1 340.5、1 523、1 705.5、1 919、2 193.5、2 498、2 802.5、3 138、3 534、3 991、4 509、5 087.5、5 758、6 520、7 342.5 Hz,即中心频率的范围是213~7 342.5 Hz。

为了简化波束的分析,可以对中心频率范围的两个端点频率(213 Hz和7 342.5 Hz)的极性图进行分析,如图3所示。从图3可以看到,频率为213 Hz和7 342.5 Hz的信号在延迟25.71  $\mu$ s时极性图为心型,在延迟8.791  $\mu$ s时为超心型。两种频率下波束具有很大的相似性,但幅度不同,对于213 Hz的信号来说,0°方位的心型和超心型极性图对应的系统幅频响应值分别为0.068 79和0.046 16,而对于7 342.5 Hz的信号来说,0°方位的心型和超心型极性图对应的系统幅频响应值则分别为1.854和1.429。两种情形下都是满足0°方位是系统幅频响应最大指向的位置,可用于电子耳蜗面对面的正向方位的目标信号的增强。

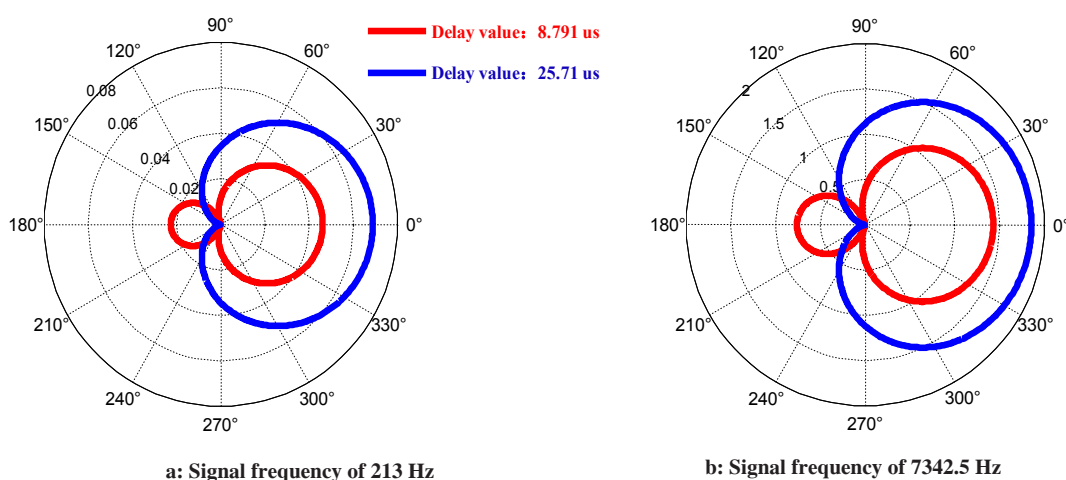


图3 213 Hz和7 342.5 Hz的信号在延迟25.71  $\mu$ s和8.791  $\mu$ s条件下的极性图

Fig.3 Beam pattern for signal with frequencies of 213 Hz and 7 342.5 Hz based on the situation of 25.71  $\mu$ s and 8.791  $\mu$ s

## 2 增益变化特征

从麦克风两个声管采集到声音信号后,传入内部的路径有所差异,而且其中一个声管的信号还需要经过一个额外的延迟,因此,信号的衰减和增益的变化会对信号产生影响。为了进一步分析增益变化的响应特征,用系统幅频响应曲线分析声管增益变化-2%~+2%的波束指向特征,如图4和图5所示。图4和图5分别表示在213 Hz和7 342.5 Hz条件下系统幅频响应曲线及增益变化-2%~+2%的曲线失配对比,其中子图(a)和(b)分别对应表示在延迟参数25.71  $\mu$ s和8.791  $\mu$ s条件下的结果。系统幅频响应曲线的获取方法是:根据图2中EL麦克风两个声管的信号采集的尺寸推导出系统响应函数的表达式,然后对系统响应函数取绝对值即可得到系统的幅频响应的表达式。在幅频响应的表达式中,角度是变化

量,不同的角度可以计算出不同的幅频响应值,用Matlab画出对应的不同方位和幅频响应值可形成幅频响应曲线。从幅频响应曲线可以观察到系统对于来自不同方位信号的响应大小,对目标信号给予大的幅频响应值,同时对于干扰噪声给予小的幅频响应值,有助于不同方位的语音增强的实现。

从图4可以看到,当频率较小时,系统的幅频响应的偏差较大,与理想的响应曲线(黑实线)有着明显的失配。图4a为心型极性图参数条件下的系统幅频曲线,理想情况下在180°方位有一个零值的系统响应,而在声管增益变化-2%~+2%时(蓝:增益变化+2%;红:增益变化-2%),该零值已经不存在。系统响应的零值方位一般用于干扰噪声的去除,因此,从图中可以看到,增益的变化会导致系统零响应位置的去噪效果的降低。另一方面,增益变化+2%和增益变化-2%两种情形所对应的响应曲线是互相接近的,

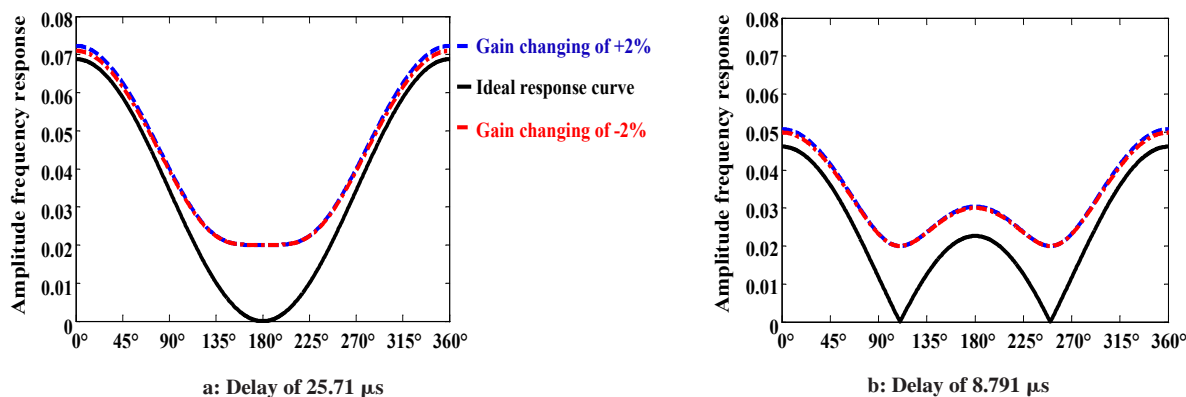


图4 213 Hz条件下系统幅频响应曲线及增益变化-2%~+2%的对比

Fig.4 Comparison of amplitude response curve based on the situation of 213 Hz with gain changing from -2% to +2%

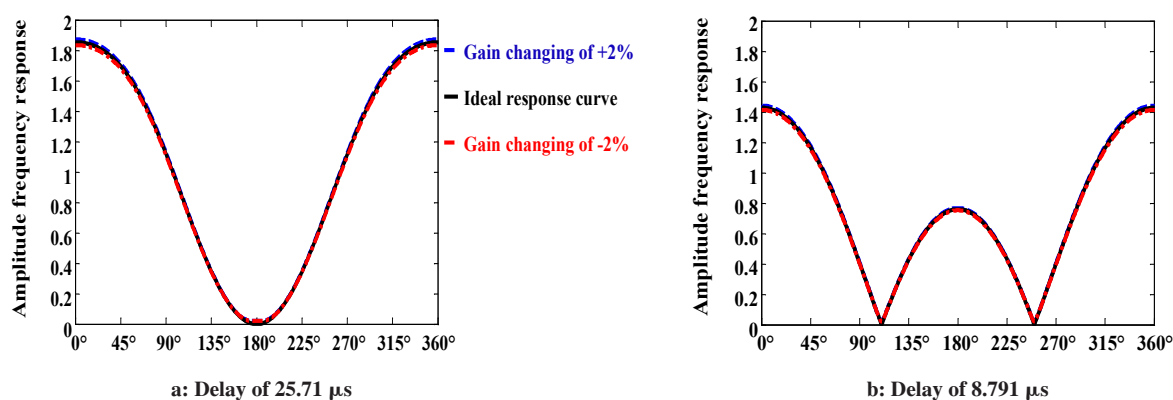


图5 7342.5 Hz条件下系统幅频响应曲线及增益变化-2%~+2%的对比

Fig.5 Comparison of amplitude response curve based on the situation of 7342.5 Hz with gain changing from -2% to +2%.

表明增益往正向和负向变化具有类似的结果。对比图5,当频率较大时,不管是心型参数(延迟25.71  $\mu\text{s}$ )还是超心型参数(延迟8.791  $\mu\text{s}$ ),增益变化+2%和-2%的系统幅频响应曲线均与理想的响应曲线一致,失配很少。因此,对比图4和图5可以看到,正的增益变化和负的增益变化有类似的特征,而增益变化主要影响低频的波束形成及系统响应。本文选用诺尔康神经电子科技股份有限公司电子耳蜗滤波器组中心频率来分析方向性麦克风的极性图,因此,本研究具有工程背景和应用价值。通过幅频响应曲线可以观察到系统对于来自不同方位信号的响应大小,对于特定的应用来说,需要调整合适的延迟参数,来形成对目标信号的最大指向,幅频响应曲线的最大值和最小值可用于目标信号的增强和干扰噪声的削减。而针对诺尔康神经电子科技股份有限公司电子耳蜗滤波器组中的低频信号(213 Hz)和高频信号(7342.5 Hz)的分析,可以看到增益变化后高低频的不同特性,即增益变化对高频信号影响小,对低频信号影响大,该结论有助于后续针对不同频率的波束形成调整方式的研究。

### 3 结束语

本文是基于根据特定尺寸的方向性麦克风开展研究的,但其结果具有一般性,由于Knowles麦克风在电子耳蜗和助听器中应用广泛,同时Knowles本身所生产的众多型号的麦克风具有类似的尺寸,因此针对小尺寸的双声管的方向性麦克风的研究具有普遍的应用价值。另一方面,本文所探讨的双声管信号采集的模式本身以及研究不同延迟和增益系数的变化的方法也适合用在其他类型麦克风特性的分析。方向性麦克风采用双声管信号采集的模式有助于形成特定应用的波束指向并大幅度降低尺寸,通过方向性麦克风模块内部的额外延迟的设置可以产生不同的极性图。本文进一步探讨了方向性麦克风的信号采集和增益变化所产生的波束指向及系统响应的特征,总结了方向性麦克风对正的增益变化和负的增益变化有类似的波束指向特征以及增益变化主要影响低频的波束形成及系统响应等结论,为方向性麦克风在电子耳蜗的进一步应用及复杂语音增强算法的设计提供基础。



## 【参考文献】

- [1] 卫铭斐, 杨放, 王民, 等. 基于双核处理器的低功耗电子耳蜗体外装置设计[J]. 电子设计工程, 2018, 26(22): 99-102.  
WEI M F, YANG F, WANG M, et al. Design of a low power electronic cochlear extracorporeal device based on dual-core processor structure [J]. International Electronic Elements, 2018, 26(22): 99-102.
- [2] 蒋涛, 宫琴. 基于嵌入式脉冲控制方式的电子耳蜗调试平台的体内系统的研发[J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(7): 1673-1680.  
JIANG T, GONG Q. Development of the *in vivo* system of the cochlear implant debugging platform based on embedded pulse control mode [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(7): 1673-1680.
- [3] 宫琴, 陈文王, 刘京雷. 电子耳蜗调试平台的教学实验系统研制[J]. 实验技术与管理, 2013, 30(12): 62-66.  
GONG Q, CHEN W W, LIU J L. Development of teaching experimental system for cochlear implant debugging platform [J]. Experimental Technology and Management, 2013, 30(12): 62-66.
- [4] ZENG F G. Trends in cochlear implant[J]. Trends Amplif, 2004, 8(1): 1-34.
- [5] CHEN Y S, CHEN W F. Research on fractional delay filter and mismatch feature based on least mean square rule for CI device[C]. IHMSC 2017, Hangzhou, 2017, 1: 308-311.
- [6] 陈又圣, 王健, 陈伟芳. 电子耳蜗n of m算法的特性[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(3): 266-271.  
CHEN Y S, WANG J, CHEN W F. Feature of n of m algorithm for cochlear implant[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(3): 266-271.
- [7] ZENG F G. Challenges in improving cochlear implant performance and accessibility[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2017, 64(8): 1662-1664.
- [8] 陈又圣, 王健, 薛国伟, 等. 电子耳蜗CIS言语处理策略参数特征研究[J]. 深圳信息职业技术学院学报, 2017, 15(3): 12-18.  
CHEN Y S, WANG J, XUE G W, et al. Research on parameter feature of continuous interleaved sampling strategy for cochlear implant[J]. Journal of Shenzhen Institute of Information Technology, 2017, 15(3): 12-18.
- [9] CHEN Y S, GONG Q. Broadband beamforming compensation algorithm in CI front-end acquisition[J]. Biomed Eng Online, 2013, 12: 18.
- [10] CHEN Y S, GONG Q. Real-time spectrum estimation-based dual-channel speech-enhancement algorithm for cochlear implant[J]. Biomed Eng Online, 2012, 11: 74.
- [11] GONG Q, CHEN Y S. Parameter selection methods of delay and beamforming for cochlear implant speech enhancement[J]. Acoust Phys, 2011, 57(4): 542-550.
- [12] 宫琴, 刘毅. 近距离双麦克风对多运动声源方向的估计[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2016, 56(8): 901-907.  
GONG Q, LIU Y. Estimation for the location of multiple moving sound sources in small-distance dual-microphone [J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2016, 56(8): 901-907.
- [13] 宫琴, 郑硕. 基于波束形成与最大似然估计的近距离双麦克风语音增强算法[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2018, 58(6): 603-608.  
GONG Q, ZHENG S. Beamforming and maximum likelihood estimation for speech enhancement using dual closely-spaced microphones [J]. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2018, 58(6): 603-608.
- [14] 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.
- [15] CHEN Y S, GONG Q, ZHANG T. Research on the amplitude mismatch in dual-microphone device[C]. 2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering, Beijing, 2013: 433-438.
- [16] TAHER M, NASSER K. Real-time dual-microphone noise classification for environment-adaptive pipelines of cochlear implants [C]. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, 2013: 5287-5290.
- [17] Hearing-instrument-microphones[DB/OL]. <http://www.knowles.com/index.php/eng/Products/Hearing-aid-components-accessories/>.
- [18] EL-series [DB/OL]. <http://www.knowles.com/index.php/eng/Products/Hearing-aid-components-accessories/Hearing-instrument-microphones/>.

(编辑:薛泽玲)