

## 电子耳蜗双麦克风信号采集及不同参数波束形成特征研究

陈又圣,张春晓,陈伟芳,林崇博  
深圳信息职业技术学院电子与通信学院,广东 深圳 518000

**【摘要】**为了提高噪声环境下的电子耳蜗言语识别率,麦克风阵列语音增强的方法逐渐应用在电子耳蜗前端信号采集。由于电子耳蜗尺寸的限制,双麦克风阵列信号采集是常见的模式,其形成的系统波束指向可用于特定方位的干扰信号的抑制。延迟、权重、频率和间距等参数影响着双麦克风系统的极性图。本文研究基于双麦克风模式的电子耳蜗信号采集和不同参数条件下的波束形成特点,为双麦克风模式的语音增强算法研究提供支持。

**【关键词】**电子耳蜗;双麦克风阵列;信号采集;波束形成

**【中图分类号】**R318,TH776

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)07-0811-05

### Dual-microphone based signal acquisition and different parameters based beamforming features for cochlear implant

CHEN Yousheng, ZHANG Chunxiao, CHEN Weifang, LIN Chongbo  
School of Electronics and Communications, Shenzhen Institute of Information Technology, Shenzhen 518000, China

**Abstract:** To improve the speech recognition in noisy environment, the microphone array-based speech enhancement methods are applied in the front-end signal acquisition for cochlear implant. As size restriction in cochlear implant, dual-microphone signal acquisition is the most common mode, and the system beamforming can be used in ambient signal suppression. Parameters of delay, weight, frequency and distance can influence the beam patterns of dual-microphone system. Herein we research the dual-microphone based signal acquisition in cochlear implant and the beamforming feature for different parameters, which provides supports for the research of speech enhancement based on dual-microphone mode.

**Keywords:** cochlear implant; dual-microphone array; signal acquisition; beamforming

### 前言

目前电子耳蜗在安静环境下的言语识别率较高,使用者可以顺畅地进行面对面的交流或者使用手机进行沟通,但是,在噪声环境以及各种失配环境下,电子耳蜗的言语识别率会明显降低。为了提高电子耳蜗的言语识别率,近年来学者们在电子耳蜗的精细结构编码<sup>[1-2]</sup>、电流导引<sup>[3-4]</sup>、电场聚焦<sup>[5-6]</sup>、光学

耳蜗<sup>[7-11]</sup>、虚拟电极<sup>[12-16]</sup>和麦克风阵列<sup>[17-19]</sup>等方面做了很多努力和研究工作,其中,采用麦克风阵列来提高前端信号采集的信噪比是目前提高言语识别率研究中的热门方法。由于电子耳蜗使用者日常使用场景中的目标有效信号是源于正在交谈的正向方位,而干扰噪声往往是源于其他方位的竞争性语音噪声或者是多方位的环境噪声,因此,空间方位的差异可用于噪声去除。麦克风阵列方法利用了麦克风之间位置差异,可用于空间滤波,抑制方向性干扰噪声。但是,电子耳蜗本身的尺寸很小,不适合使用太多的麦克风用于信号采集,双麦克风信号采集<sup>[20-22]</sup>是较为合适的模式。

在双麦克风信号采集的系统中,算法延迟、麦克风权重、信号频率和麦克风间距是影响系统极性图的主要参数。本研究基于双麦克风模式对电子耳蜗信号采集和不同参数条件下的波束形成特点进行研究,为双麦克风模式的语音增强算法的研究提供支持。

**【收稿日期】**2018-03-09

**【基金项目】**广东省自然科学基金(2016A030310073, 2018A030313146); 深圳市科技计划项目(JCYJ20160415114250896, GRCK2017042409552883); 广东大学生科技创新培育专项资金(2018年攀登计划专项:pdjhb0859)

**【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

**【通信作者】**陈伟芳,硕士,讲师,研究方向:心理学、实验设计, E-mail: 517225605@qq.com

### 1 电子耳蜗双麦克风信号采集

当声源位置较远时,信号可近似为具有平行传播的特征,以电子耳蜗使用者正向方位为 $0^\circ$ ,双麦克风阵列所在的直线与正向平行放置,其信号采集如图1所示。

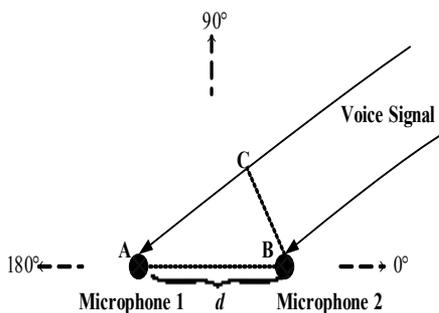


图1 电子耳蜗前端双麦克风信号采集示意图

Fig.1 Sketch of front-end signal acquisition for cochlear implant

在图1的电子耳蜗双麦克风信号采集示意图中,两个麦克风间隔一定的距离排列。由于空间方位不同,两个麦克风并没有同时采集到目标信号,存在一定的时间延迟。对于图1的情形,来源于 $0^\circ\sim 90^\circ$ 方位的声音信号,麦克风2会首先获取到目标信号,而麦克风1则需要延迟一个时间,延迟距离为图中的AC,再除以声音在空气中的传播速度就能得到实际的延迟时间。对于实际的双麦克风应用中,还需要对麦克风2添加一个算法延迟和增益(权重系数),以设计特定波束指向的极性图。极性图表明不同方位的系统响应大小,极性图的最大幅度的方位应指向目标信号,而极性图本身的波束类型则随着延迟、权重、频率和间距的变化而变化。

### 2 不同参数的双麦克风波束形成特征

#### 2.1 延迟参数

这里的延迟参数是指在波束设计中给予麦克风2额外的算法延迟。两个麦克风采集到的信号最大延迟时间是 $d/c$ ,其中 $d$ 是双麦克风的间距, $c$ 是声音在空气中的传播速度。在算法延迟的设置中,给予的算法延迟参数范围一般设置为0到双麦克风采集的最大信号延迟时间,即 $0\sim d/c$ 。电子耳蜗的尺寸较小,双麦克风的间距不能太大,一般设置为1 cm左右。当两个麦克风的信号采集权重相同时,麦克风2的权重系数为1,在此情形下分析1 000 Hz纯音信号在此条件下的波束指向特征。取延迟参数范围 $0\sim d/c$ 并以 $0.01 d/c$ 等间隔变化,对应的极性图如图2所示。

当延迟数值从0变化到 $d/c$ 时(间隔 $0.01 d/c$ 取

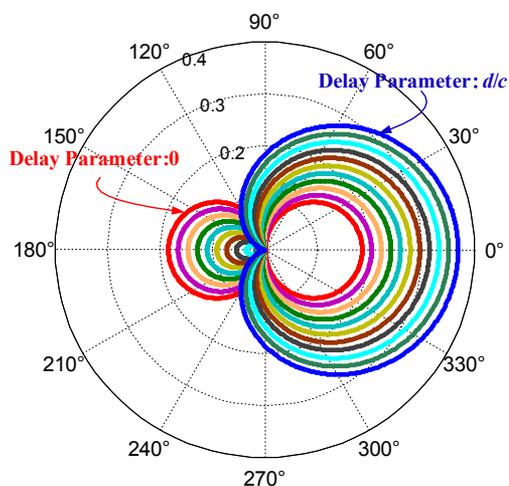


图2 不同延迟参数的双麦克风系统的极性图

Fig.2 Beam patterns of dual-microphone system based on different delay parameters

值),图2中对应的双麦克风系统的极性图也发生变化,其中红色和蓝色的波束为延迟范围两个端点值(红:延迟0;蓝:延迟 $d/c$ )的极性图,其他是中间延迟值( $0.1 d/c\sim 0.9 d/c$ )所对应的极性图。可以看到,延迟参数是决定波束形状的主要参数,其变化会导致极性图。例如,延迟为0时(红),系统极性图的最大幅度指向 $0^\circ$ 方位和 $180^\circ$ 方位,而 $90^\circ$ 方位和 $270^\circ$ 方位的系统响应值为0。而当延迟为 $d/c$ 时(蓝),系统极性图的最大幅度只是指向 $0^\circ$ 方位,而系统响应值为0的方位也只有一个,即 $180^\circ$ 方位。在工程上,延迟为0的波束称为双极型极性图,延迟为 $d/c$ 的波束称为心型极性图。系统响应值为0的方位常常指向噪声信号,用于特定方位的语音增强,而不同延迟参数所产生的波束可用于不同应用场景的噪声去除。

#### 2.2 权重参数

权重参数是给予麦克风2的增益倍数或者麦克风2中采集信号的衰减系数。从理论上说,权重系数的范围可以是 $0\sim \infty$ ,但是,对两个麦克风的权重系数具有对称性。例如,对麦克风2给予的权重是 $1\sim \infty$ ,相当于对麦克风1给予对应权重 $1\sim 0$ 。因此,本研究的权重参数的设置范围是 $0\sim 1$ ,以0.1为间隔依次选取系数值,选取延迟参数0(双极型波束的延迟系数),所对应的极性图如图3所示。

图3表示选用双极型波束的延迟系数(延迟值为0)时在不同权重参数条件下的极性图,其中,红色波束对应权重系数1,蓝色波束对应权重系数0,中间的波束由小到大对应的系数依次为 $0.9\sim 0.1$ 。从图3可以看到,权重系数为1时,双麦克风系统产生双极型波束,而当系数减少时,波束形状迅速趋向于圆形,圆形的波束具有各个相位一致的系统幅频响应,即

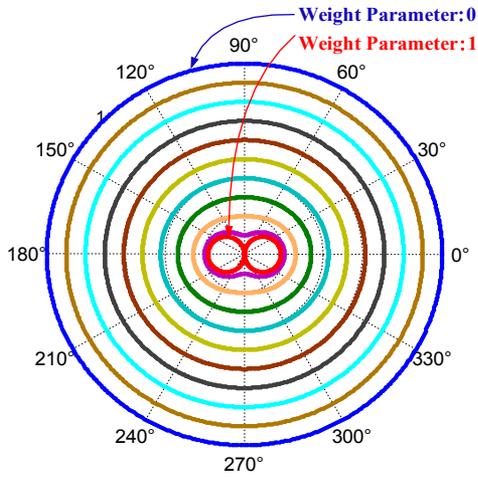


图3 不同权重参数的双麦克风系统的极线图  
Fig.3 Beam patterns of dual-microphone system based on different weight parameters

全向性的特征。进一步比较图3中不同权重值的极线图,可以看到,当权重值小于0.8时,极线图已经具有较好的全向性特征,而且权重值越小,波束越圆,全向性特征越好。

### 2.3 频率参数

在双麦克风系统的幅频响应函数中,频率 $f$ 是其中一个参数,表明极线图是基于特定的频率的,不同的频率对应不同的波束。本研究选用诺尔康电子耳蜗中的一组16通道电子耳蜗滤波器组的中心频率(分别是:156、276、410、560、730、922、1 138、1 380、1 653、1 960、2 305、2 694、3 131、3 623、4 176、4 798、5 498 Hz)来分析不同频率的极线图,如图4所示。

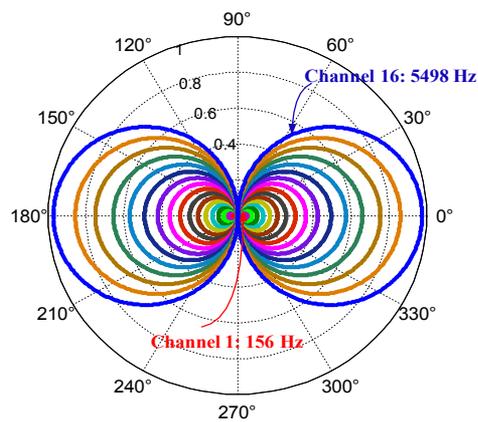


图4 不同频率参数的双麦克风系统的极线图  
Fig.4 Beam patterns of dual-microphone system based on different frequency parameters

图4表示采用诺尔康其中一组16通道电子耳蜗滤波器组中心频率所产生的不同频率下的双麦克风

系统极线图。对比图中的各个波束,可以发现波束的规律性如下:(1)各个波束具有相似性,均在0°方位和180°方位具有最大的系统幅频响应值,而在90°方位和270°方位的系统响应值为0;(2)频率越大,波束越大,也就是在电子耳蜗选定的频率范围中,波束大小与频率是正相关的关系。为了进一步分析不同频率波束的相似性特征,可以把各个波束在0°方位的幅频响应值归一化,波束归一化后的不同频率的极线图如图5所示。

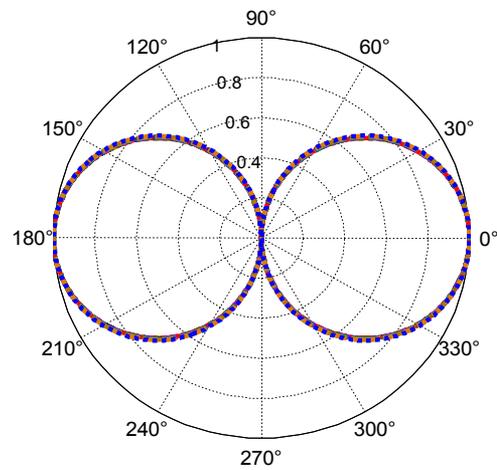


图5 不同频率参数的双麦克风系统的归一化极线图  
Fig.5 Normalized beam patterns of dual-microphone system based on different frequency parameters

从图5中的归一化极线图可以看到,各个波束归一化后具有很好的一致性,波束相互匹配,误差很小。对比图4可以看到,不同频率条件下的波束虽然幅度不同,但是具有很高的相似性,因此归一化后可以实现波束的一致性。

### 2.4 间距参数

由于尺寸的限制,麦克风的间距一般设置为1 cm,而近年来的研究则开始探讨采用双耳电子耳蜗<sup>[23]</sup>的方法来提高言语识别率。如果两耳都放置麦克风用于信号采集,则可以增大麦克风间距,增加空间分辨率。正常人两耳距离一般是18 cm,本研究首先对1~18 cm(等间隔1 cm取值)的麦克风间距条件下的极线图进行分析(基于延迟参数0、权重参数1和频率1 000 Hz),如图6所示。

通过比较图6中不同麦克风间距参数(间距1~18 cm)下的极线图,可以看到,间距越大,波束也越大;另一方面,各个波束之间也具有较高的相似性。进一步分析不同距离之间的波束差别,可以看到,当间距越大,越接近18 cm时,原先的双极型波束

已经发生明显的畸变,失真变大。因此,波束的一致性只在小间距情形下产生,当间距大于人耳正常距离 18 cm时,波束畸变更加明显,如图7所示。

麦克风放置的距离超过两耳距离时(例如放置在躯干位置),波束会发生变化,产生与小间距不同特征的极性图。

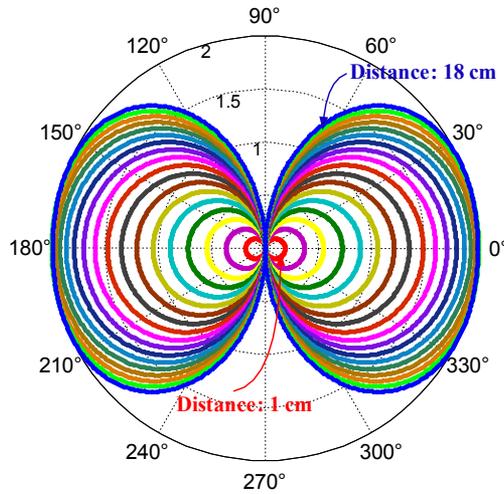


图6 不同麦克风间距参数(间距1~18 cm)条件下的双麦克风系统的极性图

Fig.6 Beam patterns of dual-microphone system based on different inter-microphone distance parameters (distance ranging from 1 to 18 cm)

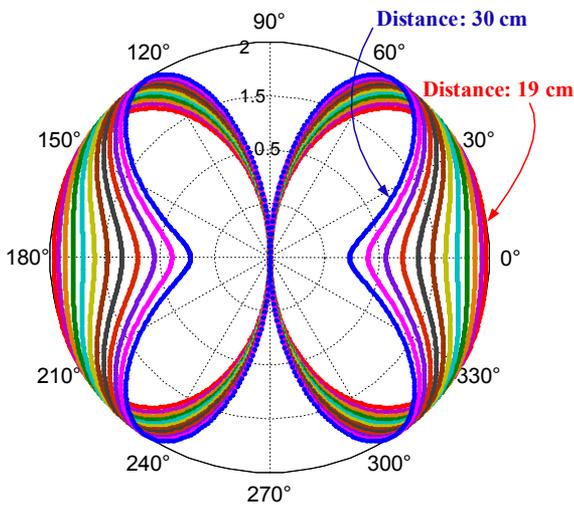


图7 不同麦克风间距参数(间距19~30 cm)条件下的双麦克风系统的极性图

Fig.7 Beam patterns of dual-microphone system based on different inter-microphone distance parameters (distance ranging from 19 to 30 cm)

从图7可以看到,麦克风间距增大后,波束形状发生更加明显的畸变。当间距为19 cm时,极性图仍然具有一定的双极型波束特征,而当间距增大后,便逐渐出现四极型的波束指向特征(即波束中有4个方位具有最大的系统幅频响应)。对比图6和图7可以看到,当双麦克风放置在两耳以内的位置时(麦克风间距<18 cm),双麦克风波束指向特征变化不大,当

### 3 结论

将麦克风阵列语音增强方法引入到电子耳蜗前端信号采集有助于提高信噪比和言语识别率,双麦克风系统所采用的麦克风数量少,适合并满足电子耳蜗尺寸的限制。本文通过研究双麦克风信号采集的特点并分析不同参数条件下的波束形成特征,形成了系统极性图跟随参数变化的特性。延迟参数直接影响着极性图的形状、系统幅频响应的最大指向和响应值为0的方位;权重参数的减少则让极性图的形状趋于圆形,并形成全向性麦克风的特征;频率参数的变化则影响着波束的大小,而对波束形状本身的影响不大,波束相似度高;麦克风间距参数的变化对波束形状产生影响,当间距小于两耳距离时,波束形状和波束指向变化不大,而当间距大于两耳距离时,波束形状和波束指向产生明显的变化。通过本文不同参数条件下波束指向的分析和极性图变化规律的探讨,有助于进一步基于双麦克风语音增强算法的研究。

### 【参考文献】

- [1] MAGNUSSON L. Comparison of the fine structure processing (FSP) strategy and the CIS strategy used in the MED-EL cochlear implant system: speech intelligibility and music sound quality[J]. *Int J Audiol*, 2011, 50(4): 279-287.
- [2] LU C K, WANG S W. Peak-triggered sampling circuitry for a fine-structure-aware cochlear implant [C]. *TENCON 2017*, Penang, Malaysia, 2017: 31-34.
- [3] BUECHNER A, BRENDL M, KRÜEGER B, et al. Current steering and results from novel speech coding strategies[J]. *Otol Neurotol*, 2008, 29(2): 203-207.
- [4] LANGNER F, SAOJI A A, BÜCHNER A, et al. Adding simultaneous stimulating channels to reduce power consumption in cochlear implants [J]. *Hear Res*, 2017, 345: 96-107.
- [5] DONALDSON G S, DAWSON P K, BORDEN L Z. Within-subjects comparison of the HiRes and Fidelity120 speech processing strategies: speech perception and its relation to place-pitch sensitivity[J]. *Ear Hear*, 2011, 32(2): 238-250.
- [6] PADILLA M, STUPAK N, LANDSBERGER D M. Pitch ranking with different virtual channel configurations in electrical hearing[J]. *Hear Res*, 2017, 348: 54-62.
- [7] IZZO A D, RICHTER C P, JANSEN E D, et al. Laser stimulation of the auditory nerve[J]. *Lasers Surg Med*, 2006, 38(8): 745-753.
- [8] JIANG B, XIA N, WANG X, et al. Auditory responses to short-wavelength infrared neural stimulation of the rat cochlear nucleus[C]// 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017: 1942-1945.
- [9] TEUDT I U, MAIER H, RICHTER C P, et al. Acoustic events and

- "optophonic" cochlear responses induced by pulsed near-infrared laser [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58(6): 1648-1655.
- [10] 关添, 杨木群, 魏子昆, 等. 光刺激耳蜗听神经的机理仿真[J]. *清华大学学报*, 2017, 57(10): 1102-1105.
- GUAN T, YANG M, WEI Z, et al. Simulation of the optical stimulation mechanism of cochlear nerves[J]. *Journal of Tsinghua University*, 2017, 57(10): 1102-1105.
- [11] WANG J, LU J, TIAN L. Effect of fiberoptic collimation technique on 808 nm wavelength laser stimulation of cochlear neurons [J]. *Photomed Laser Surg*, 2016, 34(6): 252-257.
- [12] DONALDSON G S, KREFT H A, LITVAK L. Place-pitch discrimination of single-*versus* dual-electrode stimuli by cochlear implant users[J]. *J Acoust Soc Am*, 2005, 118(2): 623-626.
- [13] DUCHATEAU N, MANGADO N, CERESA M, et al. Virtual cochlear electrode insertion *via* parallel transport frame[C]. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, 2015: 1398-1401.
- [14] MA X J, SUDANTHI W, ZHOU Y, et al. Simulation for training cochlear implant electrode insertion [C]. *IEEE International Symposium on Computer-based Medical Systems*, 2017: 1-6.
- [15] ANDERSON S R, KAN A, THAKKAR T D, et al. Pitch magnitude estimation can predict across-ear pitch comparisons in cochlear-implant users[J]. *J Acoust Soc Am*, 2017, 141(5): 3815.
- [16] SPENCER T C, FALLON J B, SHIVDASANI M N, et al. Creating virtual electrodes with 2D current steering[J]. *J Neural Eng*, 2018, 15(3): 035002.
- [17] CHEN Y S, CHEN W F. Research on fractional delay filter and mismatch feature based on least mean square rule for CI device[C]//2017 9th International Conference on Intelligent Human-machine Systems and Cybernetics (IHMSC 2017), 2017: 308-311.
- [18] ARORA S V, VIG R. Comparison of speech intelligibility parameter in cochlear implants by spatial filtering and coherence function methods[C]//2016 International Conference on Micro-electronic and Telecommunication Engineering, 2016: 573-577.
- [19] KALLEL F, GHORBEL M, FRIKHA M A, et al. A noise cross PSD estimator based on improved minimum statistics method for two-microphone speech enhancement dedicated to a bilateral cochlear implant[J]. *Appl Acoust*, 2012, 73(3): 256-264.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] CHEN Y, GONG Q. Real-time spectrum estimation-based dual-channel speech-enhancement algorithm for cochlear implant[J]. *Biomed Eng Online*, 2012, 11: 74.
- [23] ZENG F G. Challenges in improving cochlear implant performance and accessibility[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2017, 64(8): 1662-1664.

(编辑:谭斯允)