

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2210694

一种耳鸣治疗声优化算法的研究*

宫琴^{1,2}, 王赫³, 马涛³, 丁鹤翔²

(1. 清华大学无锡应用技术研究院 无锡 214000; 2. 清华大学医学院生物医学工程系 北京 100084;
3. 无锡清耳话声科技有限公司 无锡 214000)

摘要:为解决传统耳鸣治疗声难以兼顾治疗效果和音频悦耳程度等问题,本文提出了一种兼顾音频悦耳程度和耳鸣治疗效果的创新音频处理算法。首先遵循耳蜗感音的对数分布特性,基于固定上下限截止频率的数字滤波器组对原始自然声的音频进行分频滤波;然后对原始自然声的音频沿着频率对数轴均衡,使得声频在全频率范围内实现能量均衡的同时,兼顾治疗效果。结果显示,经过对数能量均衡处理后的音频,不但整体符合粉红噪声的分布,且在4 001~8 000 Hz和8 001~10 000 Hz高频段内的能量得到显著提高,处理后的音频能量分别超过原始音频能量15倍和100倍。本文提出的创新算法不但满足耳鸣患耳对音频感音的悦耳习惯,而且为高频耳鸣无疗效的国际难题提供了治疗方案。

关键词: 耳鸣; 治疗声; 音频能量均衡; 高频耳鸣疗效

中图分类号: TH785+.1 R318.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4

Research on an optimized algorithm of tinnitus therapeutic sound

Gong Qin^{1,2}, Wang He³, Ma Tao³, Ding Dongxiang²

(1. Wuxi Research Institute of Applied Technologies, Tsinghua University, Wuxi 214000, China; 2. Department of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 3. Wuxi QingEr HuaSheng Technology Co., Ltd., Wuxi 214000, China)

Abstract: To solve the problem that it is difficult to balance the therapeutic effect and the pleasant degree of audio in the traditional tinnitus treatment, an innovative audio processing algorithm is proposed, which considers the pleasant degree of audio and the therapeutic effect of tinnitus. The logarithmic distribution characteristics of cochlear sensing are followed. The original natural sound based on the digital filter set with fixed upper and lower limit cutoff frequencies is divided and filtered, and the original natural sound along the frequency logarithmic axis is equalized. The therapeutic sound can achieve energy balance in the full frequency range while taking into account the therapeutic effect. The results show that the audio after logarithmic energy balance processing not only conforms to the distribution of pink noise at whole frequency bands, but also significantly improves the energy at the high frequency bands of 4 001~8 000 Hz and 8 001~10 000 Hz. The audio energy after processing increased to 15 times and 100 times more than the original audio energy, respectively. The proposed innovative algorithm not only satisfies the pleasant habit of tinnitus-affected ears to audio sensibility, but also provides a treatment scheme for the international problem that high-frequency tinnitus has no effective therapy.

Keywords: tinnitus; therapeutic sound; audio energy balance; high frequency therapeutic effect

0 引言

耳鸣是一种在无外界声源或电刺激情况下,患者在耳内或颅内感知到类似蝉鸣声的主观感觉^[1]。耳鸣的发病学说认为耳蜗毛细胞的损害是耳鸣发生的主要机制之

一^[2]。毛细胞的损伤可产生持久的去极化状态,继而引起神经元产生异常的自发性放电信号,异常的自发性放电被大脑听觉皮层错误地感知而产生耳鸣^[3]。近年来,声疗法作为一种有效、方便且快捷的方法被广泛应用于耳鸣的临床治疗^[1]。声疗法是一种用声音改变耳鸣的感知及反应的方法,根据患者耳鸣声特性,为患者提供声治

收稿日期:2022-11-11 Received Date: 2022-11-11

* 基金项目:国家自然科学基金(61871252, 61271133)、江苏省重点研发计划社会发展项目(BE2020635)资助

疗方案;希望最终能缓解、消除耳鸣症状或能与耳鸣和平共处,改善患者的心理精神状态^[4]。目前推出的声疗方法有:耳鸣掩蔽疗法(tinnitus masking therapy, TMT)^[5-7]、切迹音乐治疗(tailor-made notched music training, TMNMT)^[8-10]、耳鸣习服疗法^[11]、海德堡神经音乐疗法^[12]、助听器疗法、强直声刺激(tetanus stimulation, TS)疗法等。其中,TMT和TMNMT是目前被研究应用较广泛的两种方法。

耳鸣的TMT的原理是通过外界给予与耳鸣频率相对应的宽带或窄带噪声为掩蔽声,以此抑制耳蜗或蜗神经的自发性兴奋增强的活动,降低异常自发放电活动,从而达到减轻或消除耳鸣的作用。通常,根据给声大小又可将TMT进一步分为完全掩蔽和部分掩蔽^[13-14]。耳鸣的TMNMT最早是由Okamoto等^[15]和Stracke等^[16]提出的,在白噪声或自然音频中,通过移除一段以患者耳鸣频率为中心频率的窄带信号后生成治疗声,来治愈患者的耳鸣。其基本原理为:患者长时间感受移除耳鸣频率及其附近频率的治疗音乐,降低大脑皮层对耳鸣频率的刺激感受,从而抑制切迹范围内频率对应的听皮层神经活动,激活耳鸣频率附近的听皮层神经活动,产生侧抑制效果,促进听皮层特定区域的重塑,减弱耳鸣活动及其相关感知。

声疗法中的TMT和TMNMT是目前备受关注的两种治疗方法,但在临床研究发现TMT仍然存在一定的缺陷:混入窄带噪声的音频会让大多数耳鸣患者感觉不适,导致该方法不易被患者接受。尽管也有方案使用增强原始音频文件中耳鸣频段的能量来提高该部分音频的响度,以达到掩蔽的效果。但对于耳鸣患病率占绝大多数的高频耳鸣患者,一些原始音频本身存在高频能量缺失的问题,若仅将音频的高频部分提高5~10 dB,其掩蔽效果不佳;但若将耳鸣高频部分的能量提高至能达到掩蔽的效果,则音频文件的本身结构又会被破坏,导致悦耳程度不佳。同样的问题也存在于TMNMT。TMNMT使用滤除耳鸣声附近频段的音频作为治疗声,使感受该频段声音的听觉皮层活动减少,实现对其侧向抑制从而减轻耳鸣的严重程度。对于低、中频耳鸣患者,虽然使用切迹疗法能达到良好的治疗效果,但是对于耳鸣频率为高频的耳鸣患者,由于耳鸣频率附近的音频能量较低,无法有效地实现侧向抑制效应以达到减轻耳鸣的效果。Teismann等^[17]将音频能量按频率线性轴均衡处理之后再行切迹滤波;Alwina等^[18]又进一步将切除频段以外3/8倍频程部分频段的音频响度提高20 dB,以增加侧向抑制的效果。虽然这种治疗方案得到了好的反馈效果,但是经过该方法均衡处理后的音频能量,由于音频的频谱近似于白噪声,音频的悦耳程度差、不符合人耳的听觉习惯。

心理声学研究表明:粉红噪声的悦耳感受对人的睡眠有一定的促进作用^[19-20]。相较于白噪声,粉红噪声更符合人耳的听觉习惯,因为粉红噪声在各个倍频程内的能量都是相等的。为了解决上文提到的治疗疗效与悦耳程度难以兼顾的问题,本文提出了一种兼顾音频悦耳程度以及耳鸣治疗效果的创新音频处理算法:即在做掩蔽处理和切迹滤波处理之前,先对音频做能量重新分配,对用于耳鸣治疗的原始音频沿着频率对数轴均衡,使音频的频谱与粉红噪声相近,在频率对数轴上,令音频能量在每个八度内呈现与粉红噪声相近的线性关系。然后,对处理后的音频再采用TMT或TMNMT滤波处理,使治疗声兼顾治疗效果和悦耳程度。以保证个性化的治疗声在符合人耳听觉习惯的前提下,音频的频谱分布也更接近粉红噪声的频谱。既保证了在原有音频层次的基础上,低频与高频部分的能量更接近,又解决了高频部分能量不足所导致的治疗效果不佳等问题。

1 理论分析

1.1 耳鸣治疗声能量均衡算法的理论分析

音频能量按照频率对数轴均匀分布,指的是在音频的频谱上取4个频率点,如: f_a, f_b, f_c, f_d ,使之满足:

$$\log f_b - \log f_a = \log f_d - \log f_c \quad (1)$$

即满足:

$$f_b/f_a = f_d/f_c \quad (2)$$

此时, $f_a \sim f_b$ 的连续频段内音频的能量等于 $f_c \sim f_d$ 的连续频段内音频的能量,音频能量均衡过程的示意如图1所示。首先计算原始音频能量(图1(a)),采用有限冲激响应(finite impulse response, FIR)滤波器组对原始音频进行分频滤波(图1(b))。FIR滤波器组中每个子滤波器的上、下限截止频率之比为固定值,固定值的选取取决于患者对于治疗声的需求。即滤波器组中,子滤波器的上、下限截止频率之比要小于掩蔽疗法的掩蔽频段和切迹疗法的切除频段上、下限频率之比的平方根。这样既保证了掩蔽疗法中音频掩蔽频段的能量,又可以保证切迹滤波疗法中切除频段两侧音频的能量。其次,分别计算各段滤波器滤出音频的总能量(图1(c)),将各段滤波器滤出的音频数字量分别乘上系数,使乘上系数后各段音频的能量成比例递减(图1(d))。将乘上系数后各段音频相叠加,最终得到按频率对数轴进行能量均衡的音频文件(图1(e))。

具体而言,在实际应用中首先获取音频文件的数据 $originalData$,其中采样频率为 F_s ,音频总点数为 N 。计算该音频文件数组的总能量 E :

$$E = \sum_{i=1}^N originalData(i)^2 \quad (3)$$

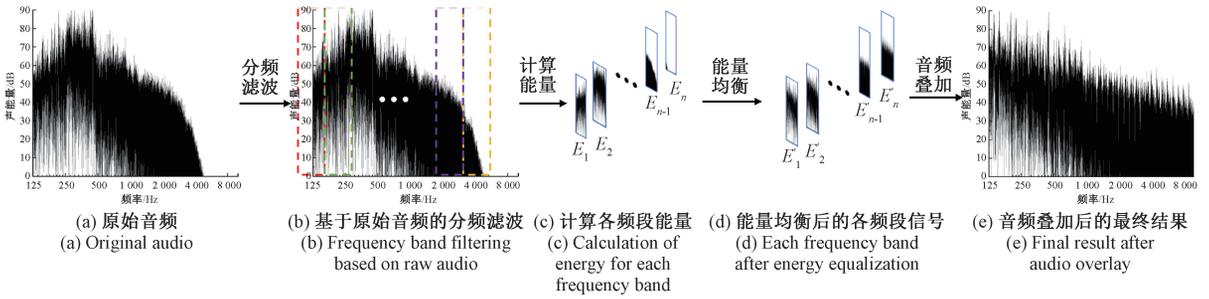


图1 音频能量均衡流程示意

Fig. 1 Audio energy equalization processing

随后确定滤波器组数 cnt ，并根据滤波器组的采样频率对原始音频文件的数组进行重采样。其目的在于避免低频滤波器使用高采样率而造成的失真。使用滤波器组分别滤出各频段音频，再将音频重新插值采样，使之与原始采样频率一致，得到各组音频 $tempData_j$ ，计算各组音频 $tempData_j$ 的能量 E_j ：

$$E_j = \sum_{i=1}^N tempData_j(i)^2 \quad (4)$$

得到各组音频能量 E_j 之后，计算各组音频均衡所需补偿的增益 $gain_j$ ，其中：

$$gain_j = \sqrt{\frac{E}{E_j \times cnt}} \quad (5)$$

再将 $gain_j$ 补偿到每组滤波器滤除的音频数据上，得到增益补偿后各组音频数据 $harmoniousData_j$ ：

$$harmoniousData_j = tempData_j \times gain_j \quad (6)$$

最终将每组音频数据相加，得到均衡后的音频文件的音频数字量 $resData$ ：

$$resData = \sum_{j=1}^{cnt} harmoniousData_j \quad (7)$$

1.2 基于均衡音频的耳鸣治疗声生成算法的理论分析

基于上述能量均衡后的音频文件可分别生成掩蔽疗法和切迹疗法的治疗声^[21-25]。对于生成掩蔽疗法的治疗声，根据掩蔽的宽度选择需要使用的带通滤波器 (band-pass filter, BPF) 以及带阻滤波器 (band-stop filter, BSF)，设定带通滤波器与带阻滤波器上、下限截止频率相等。假设掩蔽前的音频信号为 $Audio_{pre}$ ，其采样频率为 F_s ，采样点数为 N 。若 F_s 与滤波器采样频率不同，则须根据滤波器的采样频率对音频进行重新采样获得新的音频数据 $dataResample$ 。将音频数据分别通过带通滤波器获得 $Audio_{BPF}$ 和带阻滤波器 $Audio_{BSF}$ 。掩蔽后的音频信号为 $Audio_{Mask}$ ，则掩蔽前的音频能量 E_{pre} 为：

$$E_{pre} = \sum_{i=1}^N Audio_{pre}(i)^2 \quad (8)$$

掩蔽后的音频能量 E_{mask} 为：

$$E_{mask} = \sum_{i=1}^N (Audio_{pre}(i)^2 + Audio_{BPF}(i)^2 \times (gain_i^2 - 1)) \quad (9)$$

由于掩蔽疗法需要使掩蔽后的音频能量比掩蔽之前的音频能量高 M dB，因此掩蔽关系为：

$$20\log E_{mask} - 20\log E_{pre} = M \quad (10)$$

由此可得，掩蔽频段的增益补偿 $gain_i$ 为：

$$gain_i = \sqrt{\frac{(10^{\frac{M}{20}} - 1) \times E_{pre}}{\sum_{i=1}^N Audio_{BPF}(i)^2} + 1} \quad (11)$$

因此，掩蔽频段部分的能量提升为：

$$Audio'_{BPF} = gain_i \times Audio_{BPF} \quad (12)$$

最终，掩蔽治疗声为：

$$Audio_{mask} = Audio'_{BPF} + Audio_{BSF} \quad (13)$$

对于生成切迹疗法的治疗声，根据切迹位置选择两个 BSF 和一个 BPF。其中一个 BSF1 与 BPF 上下限截止频率相等，上限截止频率记为 f_{c11} 、下限截止频率记为 f_{c12} ，另一个 BSF2 上、下限截止频率分别记为 f_{c21} 和 f_{c22} 。上述四者大小关系为 $f_{c11} < f_{c21} < f_{c22} < f_{c12}$ 。设切迹滤波疗法处理前的音频数据为 $preData$ ，其采样频率为 F_s ，若其采样频率 F_s 与滤波器采样频率不相等，则根据滤波器的采样频率对 $preData$ 进行重新采样获得 $dataResample$ 。将音频数据分别通过 BSF1 和 BPF 获得 $Audio_{BSF1}$ 和 $Audio_{BPF}$ ，将 $Audio_{BPF}$ 的响度增加 20 dB 即：

$$Audio'_{BPF} = 10 \times Audio_{BPF} \quad (14)$$

将上述 $Audio'_{BPF}$ 通过 BSF2 得到 $Audio_{BSF2}$ ，并与通过 BSF1 的音频 $Audio_{BSF1}$ 相加，可得到最终切迹疗法治疗声音频 $Audio_{notch}$ ，即：

$$Audio_{notch} = Audio_{BSF1} + Audio_{BSF2} \quad (15)$$

2 实验验证

2.1 实验环境和方法

本文基于专业音频校准设备对算法结果进行实验验证。实验设备组成示意图如图 2 所示：主要实验设备由声学测量软件、电声数据采集设备 (3160, B&K, 丹麦)、仿

真耳(4157, B&K, 丹麦)、耳鸣检测治疗仪(TI01-A, 无锡清耳话声科技有限公司, 中国)。搭载本文所述算法的耳鸣检测治疗仪播放治疗声, 由耳机输出至仿真耳, 仿真耳连接至 B&K 电声数据采集设备。该设备将仿真耳采集

到的声音号转换为电信号并经由其搭配的声学测量软件上绘制出频谱图, 记录保存采集到的各频率点数据, 由 Origin 2021(OriginLab, 美国) 绘制出基于线性轴和对数轴的频谱图。



图2 实验设备组成示意图

Fig. 2 Diagram of the composition of experimental equipment

2.2 实验结果及数据分析

1) 对数能量均衡实验验证结果

本节选用一段海浪声作为实验验证的原始音乐, 其原始音频频谱和能量均衡后频谱如图3所示, 海浪声是众多自然背景声中的一种, 相较于白噪声更舒适悦耳且易被患者所接受, 但该类音乐与大多数语音信号类似, 能量集中在中低频段, 高频能量缺失。其中图3(a)为原始音乐在对数轴的频谱图, 图3(b)为原始音乐能量均衡后在对数轴的频谱图。可以看出, 原始的海浪声在低频部分能量较高, 但在4000 Hz以上则能量骤减直至消失。如果使用该类音频治疗高于4000 Hz的高频耳鸣, 则无

法实现经过切迹疗法或掩蔽疗法处理后还具有悦耳的效果。图3(b)显示, 经过本算法的能量均衡处理后, 不但实现了对音频按频率对数轴的等比例均衡, 既压低了低频的突出部分又补偿了高频能量不足的部分, 且经过能量均衡后的分布更接近粉红噪声, 保证了音频的悦耳舒适度。表1对比了经过对数能量均衡后的治疗音乐与原始音乐在不同频段上平均能量(对应频段内声能量的均值)。可以看出, 经过对数能量均衡后的音乐能量分布更均匀, 更符合粉红噪声的分布。另外, 4001~8000 Hz和8001~10000 Hz频段内声强级能量分别从4和0.4提升到60和48, 显著提升了高频段的音频能量。

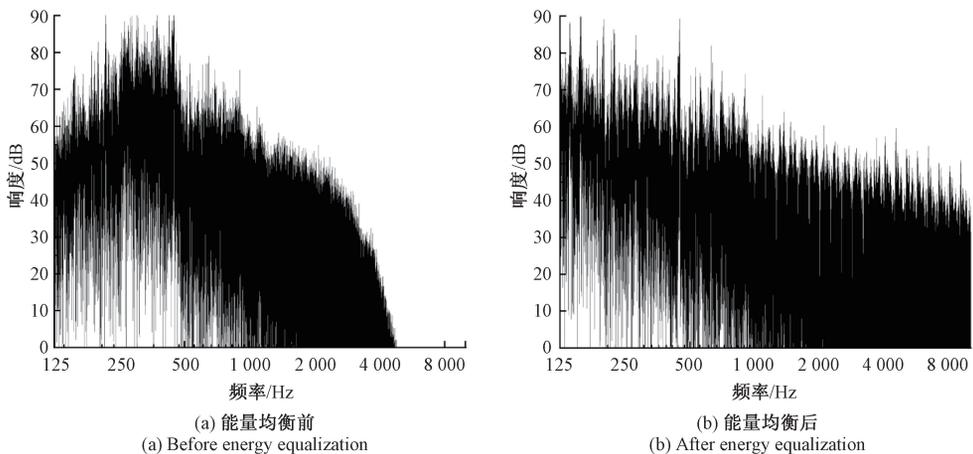


图3 基于对数轴的耳鸣治疗声的频谱图

Fig. 3 Logarithmic spectrogram of tinnitus therapy sound

表1 对数能量均衡前后, 不同频段内平均能量对比关系

Table 1 Energy comparison relationship table before and after logarithmic energy equilibrium

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 均衡前 | 298 | 472 | 206 | 108 | 49 | 4 | 0.4 |
| 均衡后 | 365 | 259 | 179 | 106 | 77 | 60 | 48.0 |

图4对比了基于传统的切迹方法和按照对数均衡处理后的切迹方法的结果。图4的(a)和(d)、(b)和(e)、(c)和(f)分别选择了能够代表低频、中频和高频耳鸣的3个中心频率为758、2 000、6 063 Hz处理前后的切迹疗法的频谱。其中,图4(a)~(c)为基于传统的切迹疗法处理后的音频频谱,图4(d)~(f)为按照对数轴进行能量均衡后的结果。对比相同频段在对数均衡处理前后的结果可以看出:使用沿对数轴进行能量均衡后的效果明显优于未均衡前的切迹效果,不但实现了耳鸣频段能量的切除,而且在切迹附近提高了相邻频段的能量,保证了侧抑制效果的实施,实现对耳鸣活动的减弱。即,在符合人耳悦耳听觉习惯的前提下,降

低了低频信号的能量并提高了高频信号的能量,解决了高频能量不足而导致的疗效不佳等问题((图4(e)~(f));尤其是很好地均衡了高频能量(图4(f)),从而为高频耳鸣的有效治疗提供了治疗方案。表2~4对比分析了中心频率分别为758、2 000和6 063 Hz,对原始音频和对数能量均衡处理后的音频进行切迹疗法的能量。与图4结合可以看出,表中的数据展示出经过对数能量均衡算法处理后的音频整体符合粉红噪声分布,且在原始音频4 000~8 000 Hz能量不足处,对能量进行了充分补充,4 001~8 000 Hz和8 001~10 000 Hz频段内声强级能量分别增加超过15倍和100倍,保证了高频耳鸣的治疗效果。

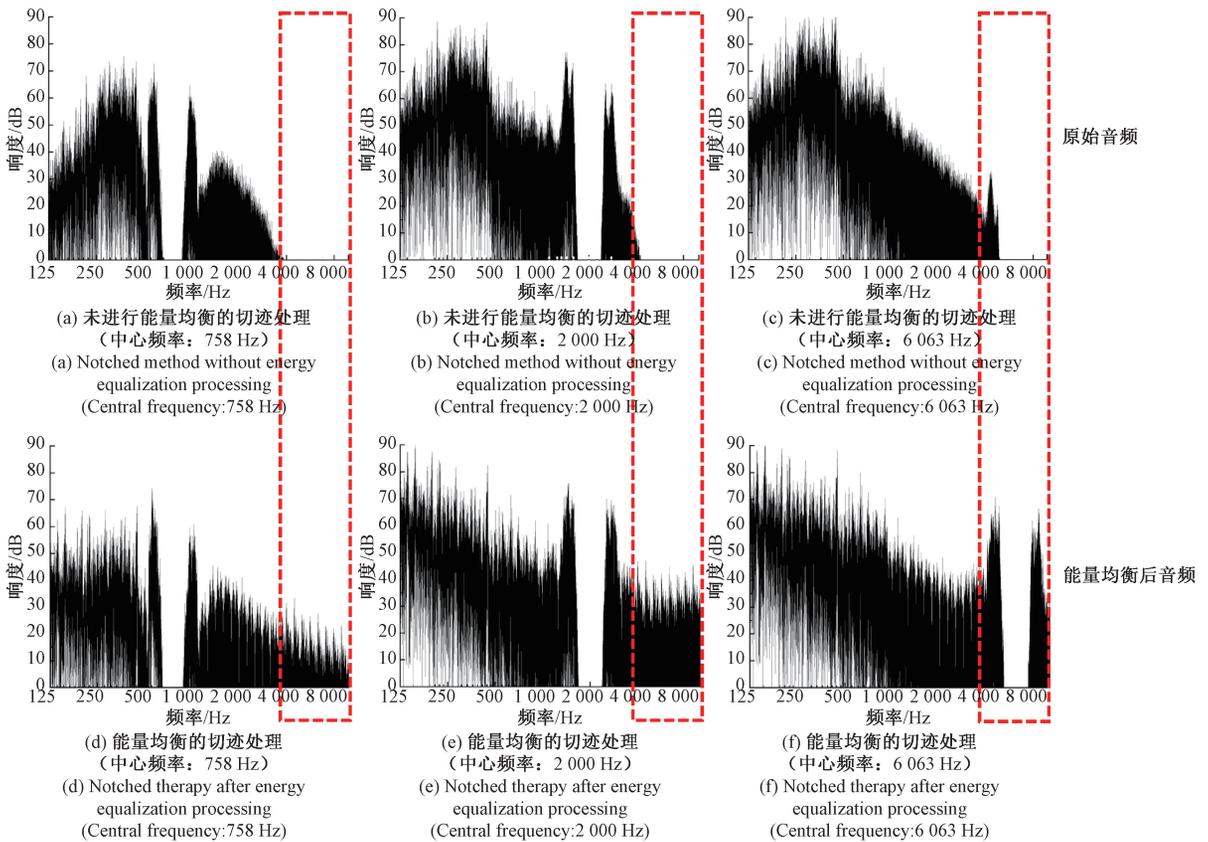


图4 按照对数轴进行频谱能量均衡处理前后的切迹疗法的频谱

Fig. 4 Spectrum of notched therapy before and after spectral energy equalization treatment according to the logarithmic axis

表2 对数能量均衡前后切迹方法的平均能量对比 (中心频率:758 Hz)

Table 2 Average energy comparison before and after logarithmic energy equilibrium based on the notched music method (central frequency: 758 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 78 | 160 | 76 | 38 | 13 | 1 | 0.1 |
| 均衡后音频 | 96 | 87 | 62 | 38 | 20 | 15 | 12.0 |

表 3 对数能量均衡前后切迹方法的平均能量对比(中心频率:2 000 Hz)

Table 3 Average energy comparison before and after logarithmic energy equilibrium based on the notched music method (central frequency: 2 000 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 291 | 438 | 154 | 76 | 36 | 3 | 0.4 |
| 均衡后音频 | 358 | 241 | 135 | 76 | 54 | 47 | 46.0 |

表 4 对数能量均衡前后切迹方法的平均能量对比(中心频率:6 063 Hz)

Table 4 Average energy comparison before and after logarithmic energy equilibrium based on the notched music method (central frequency: 6 063 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 297 | 468 | 199 | 93 | 32 | 3.2 | 0.2 |
| 均衡后音频 | 365 | 257 | 173 | 93 | 48 | 52 | 28.0 |

同理,图5对比了基于传统的掩蔽疗法和按照对数均衡处理后的掩蔽方法的结果。由图5可知,在中频耳鸣(2 000 Hz,如图5(a)和(e))和低频耳鸣(6 063 Hz,见图5(c)和(f))处,应用对数能量均衡算法处理后的掩

蔽效果明显优于未进行对数能量均衡算法效果。表5~7对比分析了在中心频率分别为758、2 000和6 063 Hz对原始音频和对数能量均衡处理后的音频进行掩蔽疗法的能量,结论与上述切迹疗法相同。

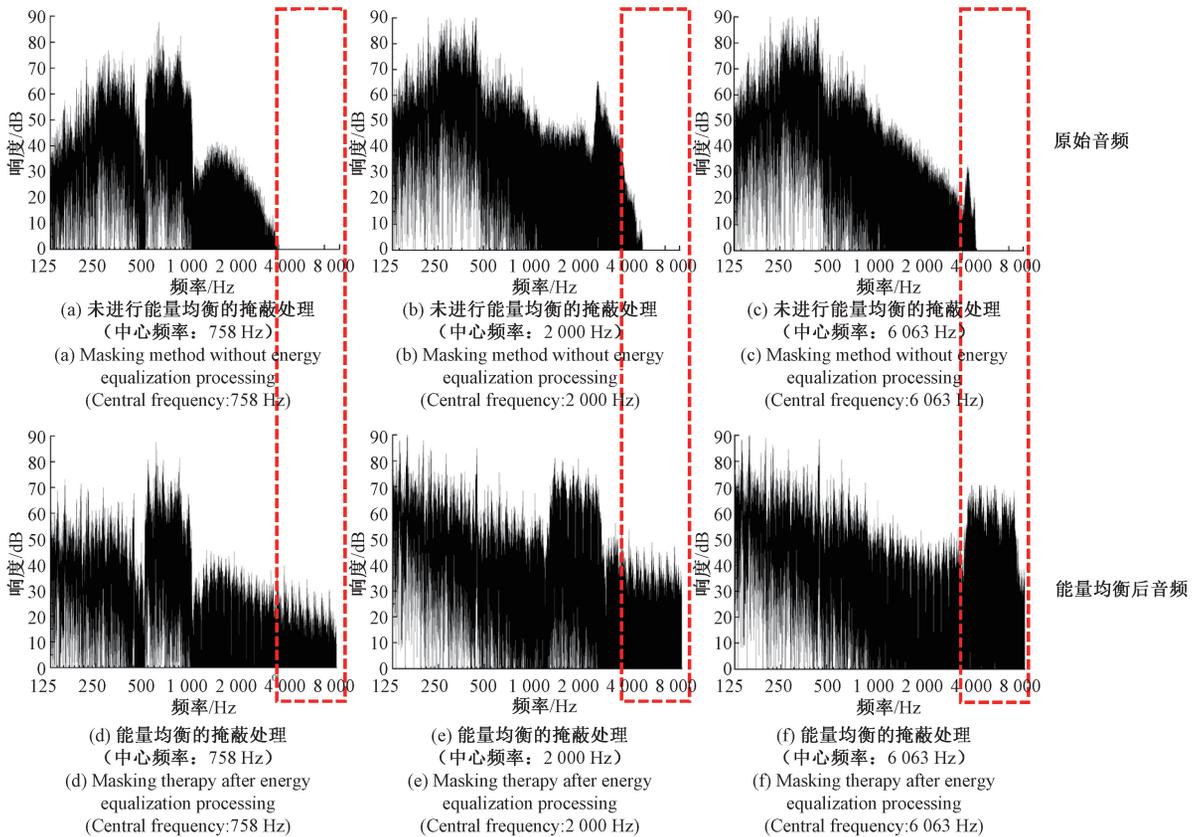


图 5 按照对数轴进行频谱能量均衡处理前后的掩蔽疗法的频谱

Fig. 5 Spectrum of masking therapy before and after spectral energy equalization treatment according to the logarithmic axis

2) 对数能量均衡与线性能量均衡的实验结果对比
图6对比了基于线性能量均衡和对数能量均衡的结

果,第1行为未做任何处理的音频、第2行为加以切迹处理的音频、第3行为加以掩蔽处理的音频;第1列为基于

表 5 对数能量均衡前后掩蔽方法的平均能量对比 (中心频率:758 Hz)

Table 5 Average energy comparison before and after logarithmic energy equilibrium based on the masking method (central frequency: 758 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 109 | 203 | 178 | 47 | 18 | 1 | 0.1 |
| 均衡后音频 | 134 | 112 | 154 | 47 | 29 | 22 | 17.0 |

表 6 对数能量均衡前后掩蔽方法的平均能量对比 (中心频率:2 000 Hz)

Table 6 Energy comparison relationship table before and after logarithmic energy equilibrium based on the masking method (central frequency: 2 000 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 293 | 448 | 170 | 114 | 70 | 3 | 0.4 |
| 均衡后音频 | 361 | 246 | 149 | 146 | 95 | 51 | 46.0 |

表 7 对数能量均衡前后掩蔽方法的平均能量对比 (中心频率:6 063 Hz)

Table 7 Energy comparison relationship table before and after logarithmic energy equilibrium based on the masking method (central frequency: 6 063 Hz)

| 频率/Hz | 125~250 | 251~500 | 501~1 000 | 1 001~2 000 | 2 001~4 000 | 4 001~8 000 | 8 001~10 000 |
|-------|---------|---------|-----------|-------------|-------------|-------------|--------------|
| 原始音频 | 297 | 469 | 201 | 98 | 38 | 6 | 0.3 |
| 均衡后音频 | 365 | 258 | 175 | 97 | 59 | 114 | 38.0 |

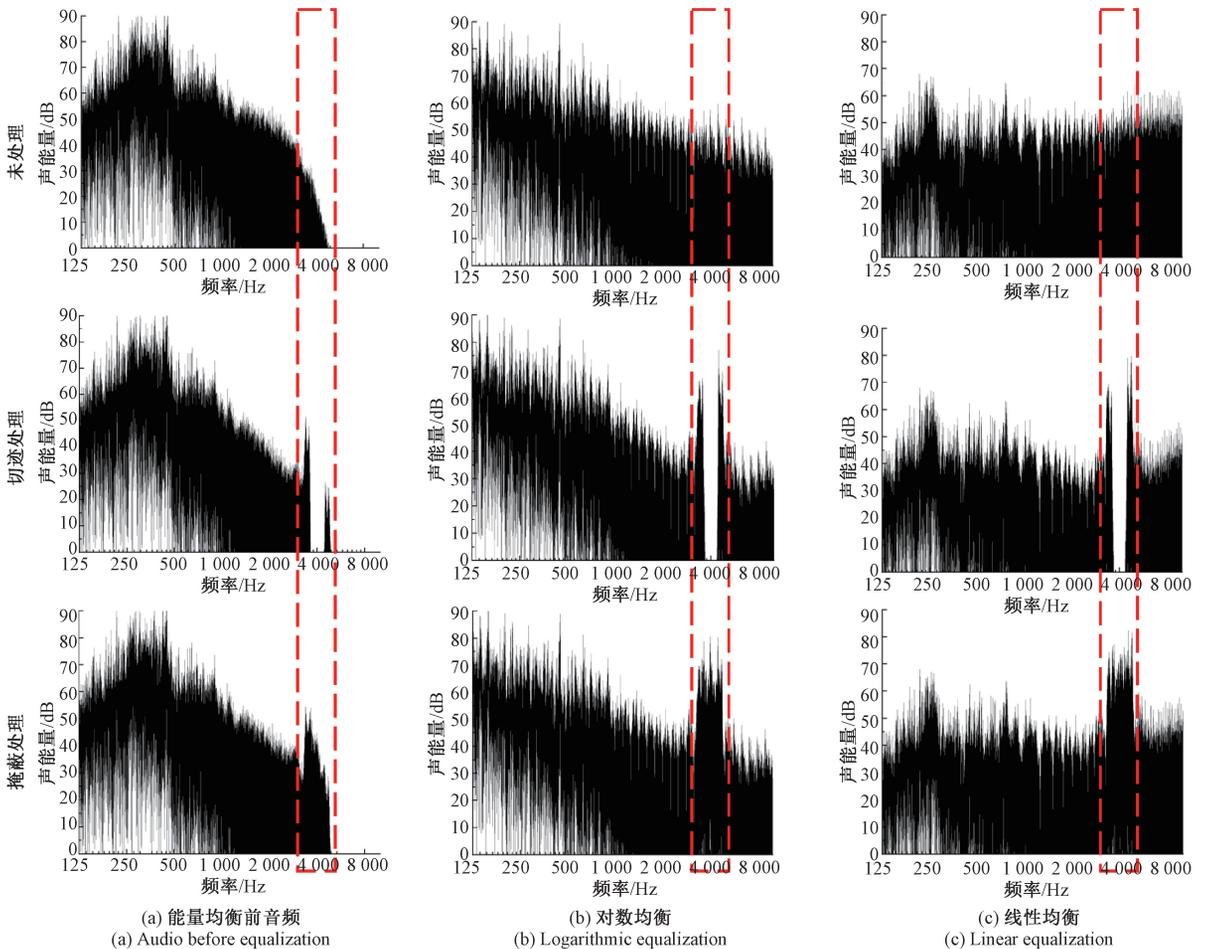


图 6 对数能量均衡与原始音频和线性能量均衡的对比

Fig. 6 Comparison of logarithmic energy balance and linear energy balance

原始音频的处理、第2列为基于对数均衡后音频的处理、第3列为基于线性均衡后音频的处理。可以看出,无论是掩蔽算法还是切迹算法,频率按照对数轴进行能量均衡的方法比频率按照线性轴进行能量均衡更能满足人耳的悦耳程度。具体而言,基于对数均衡处理后的音频相较于未经处理的原始音频,首先在高频区域实现了能量的均衡补偿,保证了高频耳鸣处的治疗效果,如图6中间列相比于左列信号,在高于4 200 Hz处的频谱;另外,经过对数均衡后的音频(中间列)相较于原始音频(左列)和线性均衡方法(右列),更接近于悦耳的粉红噪声,在保证治疗效果的同时

提高了治疗音频的悦耳程度。经过行为学测试,对数能量均衡的悦耳程度显著高于线性能量均衡的悦耳程度。

2.3 算法植入实验结果

此算法已经植入到由清华大学无锡应用技术研究院和无锡清耳话声科技有限公司联合研发的“QEHS-TI01 耳鸣康复治疗仪”产品中^[21-25],该产品目前已经获得国家二类医疗器械注册证书和生产许可证书。图7为该设备及本算法功能的展示,其中图7(a)~(b)为开机界面;图7(c)为设备功能界面;图7(d)为治疗模式界面。



图7 设备及算法展示

Fig.7 Instrument and algorithm

3 结 论

为解决传统耳鸣治疗效果与治疗声悦耳程度难以兼顾的临床问题,本研究首次提出了一种兼顾音频悦耳程度以及耳鸣治疗效果的创新音频处理算法,该算法不但基于自然音乐实现了耳鸣治疗的悦耳效果,而且突破了传统方法对高频耳鸣无效的技术瓶颈,通过对数轴的能量均衡处理,实现了对音频整体的等比例均衡,既压低了低频的突出部分又补偿了高频能量不足的部分,开拓性实现了对高频耳鸣的有效治疗,并将该算法植入了首台集耳鸣检测和个性化精准康复治疗于一体的国家二类医疗器械中。

参考文献

- [1] 李明,王洪田. 耳鸣诊治新进展(第二版)[M]. 北京:人民卫生出版社,2017:15.
LI M, WANG H T. Advance in diagnosis and treatment of tinnitus 2nd edition [M]. Beijing: The Peoples Medical Publishing House, 2017:15.

- [2] 王洪田. 耳鸣的诊断治疗新进展[J]. 实用医学杂志, 2005(2):114-116.
WANG H T. Advance in diagnosis and treatment of tinnitus [J]. The Journal of Practical Medicine, 2005(2):114-116.
- [3] 贺璐,王国鹏,彭哲,等. 耳鸣临床应用指南[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2015, 23(2):116-139.
HE L, WANG G P, PENG ZH, et al. Clinical practice guideline: Tinnitus[J]. Journal of Audiology and Speech Pathology, 2015, 23(2):116-139.
- [4] TUNKEL D E, BAUER C A, SUN G H, et al. Clinical practice guideline: Tinnitus [J]. Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2014, 151(2): S1-S40.
- [5] HOBSON J, CHISHOLM E, EL REFAIE A. Sound therapy (masking) in the management of tinnitus in adults[J]. Cochrane Database of Systematic Reviews, 2012(11):1465-1858.
- [6] HENRY J A, SCHECHTER M A, ZAUGG T L, et al. Clinical trial to compare tinnitus masking and tinnitus

- retraining therapy [J]. *Acta Oto-Laryngologica*, 2006, 126(sup556): 64-69.
- [7] HENRY J A, SCHECHTER M A, NAGLER S M, et al. Comparison of tinnitus masking and tinnitus retraining therapy [J]. *Journal of the American Academy of Audiology*, 2002, 13(10): 559-581.
- [8] STEIN A, WUNDERLICH R, LAU P, et al. Clinical trial on tonal tinnitus with tailor-made notched music training[J]. *BMC Neurology*, 2016, 16(1): 1-17.
- [9] WUNDERLICH R, LAU P, STEIN A, et al. Impact of spectral notch width on neurophysiological plasticity and clinical effectiveness of the tailor-made notched music training[J]. *PLoS One*, 2015, 10(9): e0138595.
- [10] OKAMOTO H, STRACKE H, STOLL W, et al. Listening to tailor-made notched music reduces tinnitus loudness and tinnitus-related auditory cortex activity[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2010, 107(3): 1207-1210.
- [11] 屈媛怡, 孙勃, 沈学强, 等. 耳鸣掩蔽和习服治疗在特发性耳鸣治疗中的效果分析[J]. *中国听力语言康复科学杂志*, 2020, 18(5): 351-353, 357.
- QU Y Y, SUN Q, SHEN X Q, et al. Effect of tinnitus masking and habit therapy in the treatment of idiopathic tinnitus[J]. *Chinese Scientific Journal of Hearing and Speech Rehabilitation*, 2020, 18(5): 351-353, 357.
- [12] 宗小芳, 胡国华, 曾继红, 等. 海德堡耳鸣神经音乐疗法[J]. *中华耳科学杂志*, 2019, 17(2): 267-271.
- ZONG X F, HU G H, ZENG J H, et al. Heidelberg tinnitus neuromusic therapy [J]. *Journal of Otology*, 2019, 17(2): 267-271.
- [13] LÓPEZ-GONZÁLEZ M A, LÓPEZ-FERNÁNDEZ R. Sequential sound therapy in tinnitus [J]. *The International Tinnitus Journal*, 2004, 10(2): 150-155.
- [14] VONWEDEL H, VONWEDEL U, STREPPPEL M, et al. Effectiveness of partial and complete tinnitus masking[J]. *HNO*, 1997, 45(9): 690-694.
- [15] OKAMOTO H, STRACKE H, STOLL W, et al. Listening to tailor-made notched music reduces tinnitus loudness and tinnitus-related auditory cortex activity[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2010, 107(3): 1207-1210.
- [16] STRACKE H, OKAMOTO H, PANTEV C. Customized notched music training reduces tinnitus loudness [J]. *Communicative & Integrative Biology*, 2010, 3(3): 274-277.
- [17] TEISMANN H, OKAMOTO H, PANTEV C. Short and intense tailor-made notched music training against tinnitus: the tinnitus frequency matters [J]. *Plos One*, 2011, 6(9): e24685.
- [18] ALWINA S, ALVA E, PIA L, et al. Enhancing inhibition-induced plasticity in tinnitus-spectral energy contrasts in tailor-made notched music matter [J]. *Plos One*, 2015, 10(5): e0126494.
- [19] ZHOU J, LIU D, LI X, et al. Pink noise: Effect on complexity synchronization of brain activity and sleep consolidation [J]. *Journal of Theoretical Biology*, 2012, 306: 68-72.
- [20] SUZUKI S, KAWADA T, OGAWA M, et al. Sleep deepening effect of steady pink noise [J]. *Journal of Sound and Vibration*, 1991, 151(3): 407-413.
- [21] GONG Q, YANG H H, LIAN H J, et al. A sound generation method for tinnitus treatment based on natural sound masking: ZL202110525632. X [P]. 2021-08-20.
- [22] 宫琴, 范毅博. 一种用于耳鸣治疗的切迹音乐生成方法: ZL202110596826. 9 [P]. 2021-09-10.
- GONG Q, FAN Y B. A notched music generation method for tinnitus treatment: ZL202110596826. 9 [P]. 2021-09-10.
- [23] 宫琴, 丁鹤翔. 一种基于切迹与音频均衡的耳鸣治疗声生成方法: 202111546126. 5 [P]. 2022-04-08.
- GONG Q, DING D X. A sound generation method for tinnitus treatment based on notched and audio equalization: 202111546126. 5 [P]. 2022-04-08.
- [24] 宫琴, 丁鹤翔. 一种多模式耳鸣治疗声生成系统: 202111546196. 0 [P]. 2022-04-12.
- GONG Q, DING D X. A multimodal tinnitus treatment sound generation system: 202111546196. 0 [P]. 2022-04-12.
- [25] 宫琴, 丁鹤翔. 一种基于掩蔽与音频均衡的耳鸣治疗声生成方法: 202111546100. 0 [P]. 2022-04-05.

GONG Q, DING D X. A sound generation method for tinnitus treatment based on masking and audio equalization; 202111546100.0[P]. 2022-04-05.

作者简介



宫琴(通信作者),1991年于清华大学获得双学士学位,1994年于北京航空航天大学获得硕士学位,2001年于清华大学获得博士学位,2002~2005年在美国西北大学任访问副教授进行听力学的研究。现为清华大学生物医学工程系博士生导师,清华无锡院BME中心主任。主要研究方向为听觉系统的检测康复和认知工程的研究。

E-mail: gongqin@mail.tsinghua.edu.cn

Gong Qin (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Tsinghua University in 1991, M. Sc. degree from Beijing University of Aeronautics and Astronautics in 1994, and Ph. D. degree from Tsinghua University in 2001. From 2002 ~ 2005, she was a visiting associate professor at Northwestern University in the United States and focused on audiology

research. She is currently a Ph. D. advisor in the Dept. of Biomedical Engineering and the director of the BME Center of WuXi Research Institute of Applied Technologies, Tsinghua University. Her main research interests include auditory system, focusing on the detection and rehabilitation of auditory system and auditory cognitive engineering.



王赫,2019年于东华理工大学获得学士学位,2022年于北京工业大学获得硕士学位,现为无锡清耳话声科技有限公司研发工程师。主要研究方向为耳鸣的检测与声治疗。

E-mail: 871931635@qq.com

Wang He received his B. Sc. degree from East China University of Technology in 2019, and received his M. Sc. degree from Beijing University of Technology in 2022. He is currently a R&D engineer at WuXi QingEr HuaSheng Technology Co., Ltd. His research interests include the detection and acoustic therapy of tinnitus.