

分类号: TP391

密 级: 公开

学校代码: 10363

学 号: 2220320170



安徽工程大学

Anhui Polytechnic University

硕士学位论文

题 目 多模式耳鸣康复算法
的研发

论 文 作 者 陈欢

校 内 导 师 宫琴（教授）

校 外 导 师 范军（研究员）

专业学位类别 电子信息

研究方向（领域） 控制工程

论文提交日期: 2025 年 05 月 15 日

安徽工程大学学位论文原创性声明

本人郑重声明：我恪守学术道德，崇尚严谨学风。所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已明确注明和引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品及成果的内容。论文为本人亲自撰写，我对所写的内容负责，并完全意识到本声明的法律后果由本人承担。

学位论文作者签名：陈欢

日期：2025年5月15日

安徽工程大学学位论文版权使用授权书

学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅或借阅。本人授权安徽工程大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密 ☐，在 _____ 年解密后适用本版权书。

本学位论文属于

不保密 ☒。

学位论文作者签名：陈欢

指导教师签名：宫碧

日期：2025 年 5 月 15 日

日期：2025 年 5 月 15 日

多模式耳鸣康复算法的研发

摘 要

主观性耳鸣是一种无外界声源刺激下的一种声音感知现象，常伴随睡眠障碍、注意力分散及情绪波动，对患者的日常生活和工作造成严重干扰。目前，因其复杂产生机制尚无定论，现有声治疗方法的众多但具体治疗效果存在争议。临床上评估康复效果主要依赖于主观量表，缺乏客观标准的生理指标。主观性耳鸣患者自身特征存个体差异性，同种声疗法对不同患者的治疗效果存在差异。且临床研究中对于耳鸣患者的检测与治疗分离，也是影响治疗效果的重要因素。本研究旨在探究个性化切迹掩蔽疗法(Tailor-made notched music training, TMNMMT)对主观性耳鸣患者短期首诊治疗的有效性及其有效特征参数，然后根据实验中耳鸣患者的特征参数，优化声疗法方案并设计相应的检测治疗平台。

首先，为了探究声疗法在主观性耳鸣患者中的疗效和有效特征参数，本文设计了基于 TMNMMT 的短期首诊治疗实验，对声疗法的实际疗效进行验证。在本实验中，采用多中心研究的方法，收集 20 余家医院 769 名主观性耳鸣患者的个体特征参数，利用“耳鸣康复治疗仪（QEHS-TI01）”生成个性化治疗声并接受 10 分钟的治疗。通过分析治疗前、中、后残余抑制（residual inhibition, RI）时长和主观量表，包括对耳鸣响度（Loudness, VAS_L）和烦恼程度（Annoyance, VAS_A）的主观评分来评估声治疗方案的有效性。结

果显示, 耳鸣患者在首诊治疗前后 VAS_L 和 VAS_A 量表得分均有显著降低($P<0.05$), 治疗结束后平均 RI 时间为 81.02 ± 125.7 秒。其中 79.5% 的患者 RI 超过 10 秒, 仅有 76 名患者残余抑制小于 2 秒。对 769 名患者中部分 THI 评分大于 38 的患者增加脑电实验, 通过分析治疗过程中全频带和分频带脑区的功率谱 (PSD) 变化来探究耳鸣康复中的特征参数。结果表明, Delta 和 Alpha 在治疗前后有显著性差异($P<0.05$), 并引起了受试者 Delta 频段中额叶、颞叶及左中央区和 Alpha 频段的枕叶功率谱密度变化。其中, VAS 量表在 Delta 频段之间的关联性较为紧密, 尤其 VAS_A 在左颞叶和左额叶区之间的负相关系数达到了 -0.45 及以上。这些变化为后续优化声治疗方案奠定了基础。

其次, 通过短期首诊治疗实验发现, 耳鸣患者在临床上存在个体差异性。针对多模式多特征的耳鸣, 为了进一步提高基于声疗法的疗效, 本文提出基于患者特征的多模式耳鸣康复治疗优化方案。本实验中使用患者自述耳鸣声较多的口哨声作为耳鸣原始声, 首先, 采用 LPC 线性预测方法预测耳鸣原始声的三个共振峰, 随后设计 3 个有限冲击响应带通滤波器对共振峰信息分频提取。然后通过能量分离算法分离三个频段的瞬时幅度和频率。最后利用调幅调频模型合成耳鸣合成声, 对比原始音频和合成音频的均方误差 MSE 和平均误差 MAE 的结果均小于 0.005。随后根据患者个体特征设置多样性的共振频率和幅度。最后, 结合掩蔽疗法和切迹音乐疗法的基本原理, 生成多模式耳鸣康复治疗声。

最后，为了实现对耳鸣检测治疗平台的研发，我们选取 RK3568 开发板作为检测治疗的核心硬件平台搭载 Linux 系统，通过平台植入多模式耳鸣康复算法并连接数据库，实现录入患者信息，选择与患者接近的耳鸣声匹配治疗参数，并结合多模式耳鸣康复算法输出治疗声。操作人员可以通过上述平台对患者的治疗参数进行个性化调整和优化，最终实现多模式耳鸣康复治疗声的输出。

本文利用信号处理和临床医学技术，通过短期首诊的特征参数，探讨了声疗法的有效性。进一步设计优化了声疗法并部署到系统中，为全球耳鸣声疗法诊疗方案的建立奠定基础。研究成果不仅为精准化、个性化治疗提供了新思路，也为临床实践中的定制化治疗方案奠定了理论基础和技术支持。

关键词：耳鸣，声治疗，脑电信号，主观量表，残余抑制

Development of Multi-Modal Rehabilitation Algorithm

ABSTRACT

Subjective tinnitus is a phenomenon of sound perception without external auditory stimuli, often accompanied by sleep disturbances, distraction, and emotional fluctuations, significantly affecting patients' daily lives and work. Due to its complex mechanisms, there is no conclusive understanding, and although numerous sound therapies exist, their effectiveness remains controversial. Currently, clinical evaluations of rehabilitation outcomes largely rely on subjective scales, lacking objective physiological indicators. Individual characteristics of subjective tinnitus patients vary, and the effectiveness of the same sound therapy differs among patients. Moreover, the separation of detection and treatment in clinical studies also impacts the treatment outcomes. This research aims to explore the effectiveness of personalized Notch-Masking Music Therapy (TMNMMT) for the short-term initial treatment of subjective tinnitus patients, identify effective characteristic parameters, optimize the sound therapy plan based on patient-specific parameters, and design a corresponding detection and treatment platform.

First, to explore the efficacy and effective characteristic parameters of sound therapy in subjective tinnitus patients, a short-term initial treatment

experiment based on TMNMMT was designed to verify the actual therapeutic effects. In this experiment, a multi-center study approach was used to collect individual characteristic parameters from 769 subjective tinnitus patients from more than 20 hospitals. The "Tinnitus Rehabilitation Therapy Instrument (QEHS-TI01)" was used to generate personalized therapeutic sounds, with patients receiving 10 minutes of therapy. The effectiveness of the sound therapy plan was evaluated by analyzing the residual inhibition (RI) duration before, during, and after treatment, as well as the subjective scale scores (VAS_L and VAS_A). The results showed significant reductions in the VAS_L and VAS_A scores before and after the initial treatment ($P < 0.05$). The average RI time after treatment was 81.02 ± 125.7 seconds, with 79.5% of patients showing an RI duration greater than 10 seconds, and only 76 patients had an RI duration of less than 2 seconds. In patients with a THI score greater than 38, EEG experiments were conducted to analyze changes in the power spectral density (PSD) in full-band and sub-band brain regions during the treatment process. Results indicated significant differences in the Delta and Alpha bands before and after treatment ($p < 0.05$), leading to changes in the power spectral density in the frontal, temporal, left central, and occipital regions. Notably, the VAS scale had a strong correlation with the Delta band, with a negative correlation coefficient of -0.45 or higher between VAS_A and the left temporal and left frontal regions. These findings lay the foundation

for optimizing the sound therapy plan.

Next, the short-term initial treatment experiment revealed individual differences among tinnitus patients. To further improve the effectiveness of sound therapy, a multi-modal tinnitus rehabilitation therapy optimization plan based on patient characteristics was proposed. In this experiment, the whistle sound, most commonly reported by patients as the tinnitus sound, was used as the original tinnitus sound. Linear Predictive Coding (LPC) was employed to predict the three resonance peaks of the tinnitus sound. Three Finite Impulse Response (FIR) band-pass filters were designed to extract the resonance peak information from the frequency bands. Energy separation algorithms were then applied to separate the instantaneous amplitude and frequency of the three frequency bands. Finally, an amplitude modulation and frequency modulation model was used to synthesize the tinnitus sound. The comparison of the Mean Squared Error (MSE) and Mean Absolute Error (MAE) between the original and synthesized audio showed that both were less than 0.005. The resonance frequencies and amplitudes were set based on individual patient characteristics, and multi-modal tinnitus rehabilitation treatment sounds were generated by combining masking therapy and notch music therapy.

Finally, to realize the development of the tinnitus detection and treatment platform, we selected the RK3568 development board as the core hardware platform for detection and treatment, running a Linux system.

The platform integrates the multi-modal tinnitus rehabilitation algorithm and connects to a database, enabling the input of patient information, selecting tinnitus sounds that closely match the patient's characteristics, and outputting therapeutic sounds based on the multi-modal tinnitus rehabilitation algorithm. Operators can personalize and optimize the treatment parameters through this platform, ultimately achieving the output of multi-modal tinnitus rehabilitation therapeutic sounds.

This research utilized signal processing and clinical medical technology to explore the effectiveness of sound therapy based on short-term initial treatment characteristic parameters. It further designed and optimized sound therapy and deployed it in a system, laying the foundation for establishing global tinnitus sound therapy diagnostic and treatment protocols. The research not only provides new insights for precision and personalized treatment but also lays the theoretical foundation and technical support for customized treatment plans in clinical practice.

Chen Huan (Electronic Information)

Supervised by Professor Gong Qin

KEY WORDS: Tinnitus, Sound Therapy, Electroencephalographic (EEG) signals, Subjective scales, Residual inhibition

目录

第 1 章 绪论.....	1
1.1 研究背景和意义.....	1
1.2 国内外研究现状.....	4
1.2.1 耳鸣治疗方法.....	4
1.2.2 耳鸣声治疗的原理及疗效.....	6
1.2.3 耳鸣疗效的评估方法.....	9
1.2.4 耳鸣的脑电分析.....	12
1.3 论文结构安排.....	12
第 2 章 耳鸣声治疗短期首诊实验.....	14
2.1 研究对象及方案.....	14
2.1.1 听力检查及耳鸣评估.....	15
2.1.2 耳鸣参数匹配治疗.....	15
2.2 脑电数据采集及处理.....	16
2.2.1 脑电的采集.....	16
2.2.2 脑电预处理及特征提取.....	17
2.3 实验流程.....	19
2.4 治疗数据分析.....	20
2.4.1 受试者特征分析.....	20
2.4.2 耳鸣主观量表分析.....	21
2.4.3 脑电分析.....	22
2.5 主观量表和脑电数据.....	27
2.6 结果分析.....	30
2.7 本章小结.....	33
第 3 章 多模式耳鸣康复算法的设计研发.....	34
3.1 多模式耳鸣检测基本原理.....	34
3.1.1 LPC 线性预测	35
3.1.2 能量分离算法.....	37

3.1.3 耳鸣声分离合成系统.....	38
3.1.4 耳鸣声合成多样性.....	40
3.2 基于自然耳鸣声的多样化合成结果.....	41
3.2.1 基于 LPC 共振峰预测的结果	42
3.2.2 基于能量分离算法的结果.....	43
3.2.3 多样性耳鸣声的合成.....	44
3.3 基于自然音乐背景治疗声的生成.....	47
3.3.1 基于自然音乐的叠加掩蔽.....	48
3.3.2 基于自然声的切迹.....	49
3.4 本章小结.....	50
第 4 章 耳鸣检测治疗平台的搭建.....	51
4.1 耳鸣检测治疗平台的硬件设计.....	51
4.2 耳鸣检测治疗平台的软件设计.....	52
4.2.1 需求分析.....	53
4.2.2 架构设计.....	53
4.2.3 开发板编译环境.....	54
4.2.4 耳鸣检测治疗平台功能设计.....	55
4.2.5 数据库连接.....	58
4.2.6 检测治疗平台的部署.....	60
4.3 本章小结.....	61
第 5 章 工作总结与展望.....	62
5.1 工作总结.....	62
5.2 展望.....	63
参考文献.....	64
攻读学位期间发表的学位论文及参加的科研项目.....	70
致谢.....	71

第 1 章 绪论

1.1 研究背景和意义

耳鸣是听觉通路的病理性改变引发的感知异常现象，分为主观性耳鸣和客观性耳鸣。主观性耳鸣其典型临床特征为患者于无外界声源或电刺激状态下，主观感知耳内或颅内的持续性声响^[1]。这类异常听觉感知常被描述为嘶嘶声、哨鸣声、蝉鸣音或持续性咔哒声等多样化声学特征。相关研究表明，耳鸣发生率介于 10~15%之间^[2]，其流行率呈现显著的年龄相关性特征，根据临床流行病学数据显示，60~80 岁老年群体的患病风险较青年人群升高 2.3~3.1 倍^[3]（如图 1.1）。



图 1.1 2408 例门诊就诊人群中耳鸣患者的年龄构成比研究

值得注意的是，约 83%的成年个体在一生中至少经历过一次性耳鸣体验，其中绝大多数表现为短暂性听觉感知异常，仅持续数秒至数分钟。然而，约 10%~20%的患者会发展为持续超过 5 分钟的慢性耳鸣^[4]。近年来国外的一些研究调查统计结果显示，全球大约有 5%~42%的人群深受到耳鸣带来的困扰^[5]。伴随社会经济发展及都市化进程加速，我国耳鸣发病率呈显著上升态势。最新研究数据显示，当前国内受耳鸣困扰人群基数已达 1.3 亿，其中需临床干预的重症患者占比约 1%至 5%^[6]。该病症不仅引发听觉系统异常，更可导致系列神经精神并发症。

主观性耳鸣是一种不能明确病因的以耳鸣为突出症状的疾病，其产生机制有多种解释^[7]。普遍认为听觉中枢在耳鸣的产生中发挥关键作用，耳蜗神经自发活动模式异常是引起耳鸣相关中枢改变的必要原因或触发因素^[8]。耳蜗基底

膜特定区域的毛细胞损伤会导致持续去极化，进而引发中枢听觉结构的代偿性可塑性变化，使得上级耳蜗神经元产生异常自发放电，这种放电信号被听觉皮层感知为耳鸣^[9]（如图 1.2）。

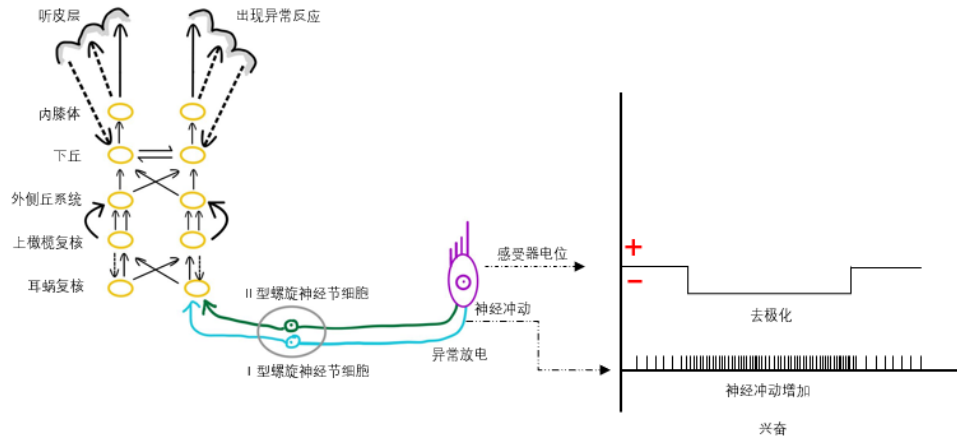


图 1.2 耳鸣的中枢化机制

耳鸣的神经生理学模型^[10]反驳了耳鸣机制的主流观点，提出听觉脑区起次要作用而其他脑区占主导地位的假设，认为听觉皮层的异常神经元活动会激活边缘系统和自主神经系统。Jastreboff^[11]认为耳鸣不一定因听觉系统病变而产生，例如大多数听力正常的人在安静环境中都能听到耳鸣样的声音。许多人在意识到耳鸣后，经过一段时间会发生习惯化，此时耳鸣不再被有意识地感知，但是在存在恐惧、焦虑或紧张等负面情绪时，边缘系统和自主神经激活会导致耳鸣相关活动的增强和感知。边缘系统参与情绪、行为及长期记忆等心理活动，反之又会加重耳鸣患者在日常生活中的负面情感，进而产生恶性循环^[12]。尽管现有研究已在分子生物学到系统神经科学的多个层面展开，但对机制的解释仍存在显著分歧，这使得基于病因的治疗策略的研发面临着重大挑战。

目前对于耳鸣的临床干预手段包括药物治疗^[13]、心理干预^[14]、人工耳蜗及声治疗等。研究表明，精神类药物（如抗抑郁药类）通过调节神经递质水平，能够有效改善患者的心理应激状态，降低耳鸣相关的情绪困扰，但尚未发现可以完全治愈耳鸣的药物。另外，为了改善因耳鸣引起的负面情绪困扰，研究人员通过心理干预的方法为患者重建认知，改变患者对耳鸣症状的感知方式和情绪调节能力。这些干预措施旨在让患者适应耳鸣主张与耳鸣共存的方式，并不能从响度上消除耳鸣症状。人工耳蜗是通过手术植入患者体内，主要适用于耳鸣耳聋共存并有严重听力损失的患者，但手术植入存在一定的风险，该方法仅适用于其它保守治疗无效的患者。然而，上述这些治疗方案在临床应用中并非

完全有效。耳鸣个体差异性是影响实验治疗疗效低的重要原因。

基于听觉可塑性原理的声学干预策略展现出独特治疗潜力。《耳鸣临床应用指南》将个性化声治疗列为耳鸣的首要干预方案^[15]。声治疗是一种通过外部声音刺激来调节耳鸣感知与反应的治疗方法，其主要作用于中央听觉系统。根据耳鸣的个体特征，治疗过程中会对声音进行个性化调整，通过特定频率和强度的声音刺激，旨在降低受影响的听觉通路核团神经元的活性，并促进听觉中枢功能的重塑，从而实现耳鸣的治疗效果。

然而，现有声治疗体系仍面临双重困境：其一，声治疗康复疗效存在争议且评估方法缺乏客观、多维的标准，传统主观量表受限于患者主观偏差，神经影像生物标志物尚未形成临床共识；其二，声疗法的研发存在“靶点模糊”难题，现有声刺激参数与神经可塑性应答的量化关系尚未建立。且患者个体特征存在差异性，制约了个性化方案的精准实施，是影响治疗效果的重要因素。

目前，针对耳鸣治疗效果的评估涉及三大特征参数。第一类为主观量表评估方法，采用临床上具有良好信效度的标准化工具（如耳鸣致残量表、耳鸣功能指数量表及耳鸣响度/烦恼度视觉模拟评分量表）评估耳鸣的严重程度和对患者生活质量的影响；第二类为耳鸣的行为学数据，通过心理物理检测法精准量化耳鸣感知特性参数（涵盖频率、响度、宽度、听阈等关键指标），这些定量数据为声刺激参数的个性化匹配提供核心依据；第三类耳鸣患者的客观神经生理信号，借助神经影像技术（如静息态脑电 EEG）捕捉耳鸣相关的大脑网络振荡特征与异常神经同步化活动，从神经编码层面揭示耳鸣相关的大脑神经活动。

由于患者耳鸣存在个体差异，声疗法需要对每位患者进行个性化治疗，即根据患者个体症状来匹配相应的音调（也指耳鸣频率）、响度、宽度和听阈等并对治疗参数进行个性化设置。这些参数的具体数值取决于患者自身对耳鸣的感知，这与每个患者的主观感受相关。迄今为止，许多研究应用了不同的声疗法来治疗耳鸣。虽然相关研究表明多种声治疗方法在治疗耳鸣方面具有一定的疗效，不同的研究者得到的实验结果也不尽相同，导致声治疗疗效存在争议。各种耳鸣声治疗的有效性仍在探索阶段，因此还需进一步开展针对耳鸣声治疗的大型多中心的临床研究，为声治疗的具体疗效提供更加强有力的证据。并且基于患者耳鸣多模式多特征特异性，优化个性化声治疗方案，是提高声治疗效果

的关键。

针对上述问题，本研究将通过多中心研究方法探讨耳鸣声治疗对慢性主观性耳鸣短期首诊治疗的有效性。同时通过研究不同患者个体特征差异，设计多模式耳鸣康复算法，并设计检测治疗平台，为耳鸣的治疗方法提供新的思路。具体来说，本研究分为耳鸣声治疗短期首诊实验、多模式耳鸣康复算法研发设计和耳鸣检测治疗平台设计三部分。耳鸣声治疗短期首诊实验通过收集多中心大样本量的短期治疗数据全面了解主观性耳鸣的临床特征；并通过记录患者治疗前、中、后的主观量表、行为学数据和脑电数据的变化，探究声疗法的治疗方案和匹配参数对不同耳鸣患者的有效性，为后续多模式耳鸣康复算法的研发提供实际依据。多模式耳鸣康复算法的研发采用患者相近的耳鸣自然声，利用线性预测出共振峰的特征，结合能量分离算法提取各频段共振峰信息。利用耳鸣复合系统生成多样性的耳鸣匹配声源，结合掩蔽和切迹的治疗原理，升沉基于患者特征的多模式耳鸣康复治疗声，为耳鸣声治疗提供新的治疗思路。最后，通过 RK3586 开发板作为核心硬件平台，完成耳鸣检测治疗平台的设计研发，并在开发板中植入多模式耳鸣康复算法连接相应数据库，为后续临床治疗提供有价值的应用平台。

1.2 国内外研究现状

1.2.1 耳鸣治疗方法

目前临床上针对主观性耳鸣的治疗方法种类繁多，涉及药物治疗、心理干预、外科手术和声疗法等多种手段（如图 1.3）。由于耳鸣的发病机制涉及听觉通路异常、中枢神经系统重塑等多重因素，且患者的主观感受和耐受程度差异显著，临床治疗方法需要结合病史、听力评估精选精准化方案设计。理想的治疗方案不仅着眼于消除耳鸣声响本身，更需要通过耳鸣评估量表等工具，系统改善患者的睡眠障碍、焦虑抑郁等继发问题。现代耳鸣管理强调多学科协作模式，整合耳鼻喉科、神经科、心理科和康复科的专业优势，形成个体化的阶梯治疗体系。最终治疗目标是通过症状控制—心理调适—社会功能恢复的三级干预，帮助患者重建正常生活节律，实现身心健康的整体提升。

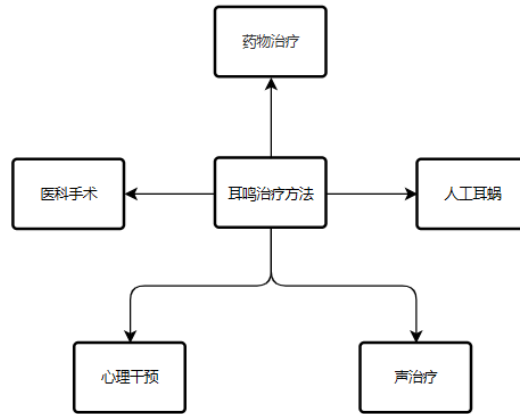


图 1.3 耳鸣的治疗方法

在耳鸣的临床干预中，药物疗法主要针对症状缓解及伴随的情绪障碍进行调控。研究表明，精神类药物通过调节神经递质水平，能够有效改善患者的心理应激状态，降低耳鸣相关的情绪困扰^[16]。从病理生理学角度，改善血管扩张类药物和神经修复剂可增强内耳的血供，促进毛细胞功能恢复，进而达到症状缓解的目的。Kenneth 研究团队^[17]采用随机对照试验证实，新型制剂 OTO-313 经鼓室给药后，在响度、困扰度等主观评价指标上均呈现显著改善 ($p<0.05$)。这为耳鸣的靶向治疗提供了新思路。然而，考虑到药物治疗可能存在一定的副作用并且不同患者存在适应症的问题，美国耳鼻咽喉头颈外科学会在其 2014 版诊疗规范中明确指出，不推荐把药物作为治疗的第一方案。

在耳鸣的临床管理中，心理调节策略发挥着重要作用，其核心在于改变患者对症状的感知方式和情绪调节能力。目前主流的心理干预手段主要包括认知行为疗法和习服疗法，这两种方法在临床实践中展现出良好的应用价值。

认知行为疗法 (Cognitive behavior therapy, CBT) 是如今全球最为公认的干预方案^[18]。该疗法通过系统化的心理调适程序，包括认知重建、情绪管理、压力缓解等技术，帮助患者建立积极的症状应对模式。研究发现相对于治疗前，CBT 能够有效降低治疗后量表评分，且在治疗中没有发现不良反应的现象。但大量研究发现，耳鸣患者的响度经过心理干预治疗后，客观数据上并没有发生变化。这些研究结果表明 CBT 疗法主要作用于患者的情绪调节系统，而非直接改变听觉通路异常的神经活动。

在耳鸣的治疗中，对于一些由身体器官引起耳鸣症状的情况，通常选择外科手术作为有效的治疗手段。外科手术治疗耳鸣的方法有临床手术和人工耳蜗植入等方法。这些方法一般适用于耳鸣是由可以治疗的耳部疾病、严重听损失

或者由身体疾病引起的耳鸣患者。

外科手术主要针对身体病理性因素带来耳鸣症状的就诊患者。例如听神经瘤、高血压或者其他耳部疾病等。手术干预治疗的基础理论是将病变或异常的组织切除，从而消除或者一定程度上缓解耳鸣症状。例如听神经瘤切除术不仅能改善耳鸣症状，还可恢复患者的一部分听觉功能。此外，神经调节技术如星状神经节阻滞术，通过调节神经系统的自主性，实现改善内耳血液循环功能。这种方法为部分患者提供了新的治疗选择，对耳鸣的缓解也起到一定作用。

人工耳蜗适用于重度耳聋并存在耳鸣症状的患者。尤其对于一些存在听力丧失较为严重，并且使用传统助听器但仍然无法缓解的耳鸣患者。人工耳蜗植入技术通过电刺激直接激活听觉通路，不仅能改善听力，还能通过神经重塑机制缓解耳鸣症状。研究表明，约 75% 的植入者在获得听觉改善的同时，耳鸣困扰程度也显著降低。植入人工耳蜗后可以帮助患者快速重新适应环境声源，并通过神经重塑功能减轻耳鸣带来的响度感知。

需要强调的是，由于手术存在一定的风险，并且有一定的恢复周期。外科干预仅在保守治疗无效且严重影响生活质量时考虑实施。同时患者需要根据实际情况，与相关耳科专家认真探讨并决定能否使用手术干预。

美国耳鼻咽喉头颈外科学会在其 2014 版诊疗规范中明确指出，推荐使用声治疗作为改善耳鸣困扰的治疗方法，但并未给出明确的治疗共识和标准。因为感觉、情绪和认知过程中均有神经振荡调节的参与。而声刺激对神经振荡的作用可能会逆转耳鸣神经元的异常同步性。耳鸣的声治疗方法便是通过声音刺激听觉通路，从而达到适应和/或残余抑制来逆转与耳鸣相关的神经可塑性变化。

1.2.2 耳鸣声治疗的原理及疗效

耳鸣的发生机制复杂且目前研究中尚无统一的定论，但部分研究表明耳蜗神经的自发活动模式异常是引起耳鸣相关中枢改变的触发因素。如耳蜗基底膜某一节段毛细胞损伤会产生持久的去极化状态，导致中枢听觉结构的可塑性补偿性变化，引起上一级的耳蜗神经元产生异常的自发性放电信号，这一异常的自发性放电被大脑听觉皮层感知为耳鸣。这些反映了主观性耳鸣的潜在治疗机制，为主观性耳鸣的声治疗干预方法提供了思路。声治疗是一种通过特定频率

与强度的外源性声刺激改变耳鸣的感知和反应的方法。本研究在声疗法短期首诊治疗实验中使用的声疗法是一种结合了掩蔽和切迹的治疗的个性化切迹掩蔽疗法^[19]（Tailor-made notched music training, TMNMMT）。其中掩蔽疗法（Tinnitus masking therapy, TMT）的基本原理是通过聆听与毛细胞通过聆听与毛细胞活动相对应的一定频率和时间的掩蔽声，引起基底膜的明显振动，掩盖由耳鸣引起的基底膜的较小振动^[20]，减少毛细胞的自发活动，恢复传出神经的兴奋性，降低异常的自发放电活动^[21]，在部分患者中可引发残余抑制效应，从而减轻或消除耳鸣。传统的耳鸣掩蔽声以窄带噪声、宽带噪声等令人不悦的声音作为掩蔽声（图 1.4），难以被患者接受。因此，一些改进的掩蔽疗法通过将患者喜爱的音乐作为治疗的背景音，达到减少耳鸣感知，减轻耳鸣困扰的目的。

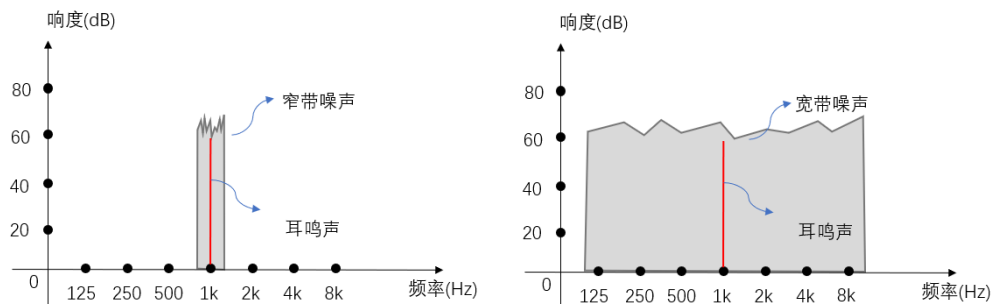


图 1.4 耳鸣掩蔽治疗的基本原理

个性化切迹音乐治疗（Tailor-made Notched Music Training, TMNMT）的基本原理是对耳鸣中心频率周围的音乐进行切除的方法，基于耳鸣是由不良的听觉皮层重组引起的机理^[22]，让耳鸣患者长期聆听经过后期特殊的声学信号处理（如去除以耳鸣频率为中心的 1/2 倍或 1/3 倍的频带）的音乐（图 1.5），抑制切迹范围内频率对应的听觉皮层神经活动，产生侧抑制效果。重塑听觉皮层特定区域^[23]，进而引起自下而上和自上而下神经元活动的双向重组，逆转与耳鸣发生、持续存在相关的听觉皮层不良重组^[24]，从而达到减弱耳鸣活动的效果。

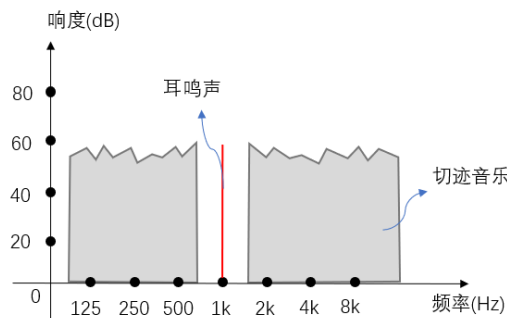


图 1.5 个性化切迹音乐的基本原理

在临床研究中其它声疗法的方法有很多，包括了声学协调复位，助听器治疗、耳鸣习服疗法、移相法等。近年来使用不同声疗法进行耳鸣治疗的方案和疗效如表 1.1 所示。

表 1.1 各种声疗法具体治疗方案、疗效对比

	耳鸣掩蔽疗法	助听器治疗	个性化切迹音乐治疗	耳鸣习服疗法
适应症	耳鸣程度较轻的患者 ^[25] 。	耳鸣中心频率小于 4k Hz，伴有轻度或中度听力损失的患者 ^[27] 。	耳鸣中心频率小于 8kHz ^[30] 。	因耳鸣而引发不良心理状态的患者。
治疗声类型	宽带噪声、窄带噪声、自然声。	与耳鸣频率相近的窄带噪声 ^[6] 。	切迹音乐 ^[31] 。	宽带噪声。
治疗时长	一般为 30 到 60 分钟，每日 2~3 次。疗程最少不低于一月 ^[26] 。	每天至少 6 小时 ^[27] 。	治疗时长 5 天到 12 个月不等。	有效改善时间 1 个月，达到具有统计学意义的明显改善为 3~5 个月。
疗效	有效率大于 83%。	疗效为 89.7%，助听器佩戴时间越长，治疗效果越好 ^[29] 。	有效率为 75%，短期疗效并不显著 ^[31] ，但长期应用可以降低耳鸣响度以及恼人程度 ^[32]	有效率 80% 以上 ^[33] 。

续表 1.1 各种声疗法具体治疗方案、疗效对比

	声学协调复位	移相法治疗	五行音乐疗法
适应症	所有耳鸣患者	音调性耳鸣	所有耳鸣患者
治疗声	窄带噪声：与耳鸣声频率匹配 ^[34] 。	耳鸣声的相反版本 ^[36] 。	五行音乐 ^[40] 。
治疗时长	每治疗 12 周暂停 4 周，共治疗 10 个月。	每个移相片段的持续时间为 1 分钟到 20 分钟 ^[37] 。	至少需要连续 1 个月的治疗，每周需要治疗 3 次，治疗时长 20 分钟 ^[41] 。
疗效	长期疗效较好，75% 的患者平均耳鸣问卷评分降低 50% ^[35] 。	有效率为 61% ^[38] 。	对于肝火上扰型患者疗效更明显 ^[41] 。

声治疗方法在几十年的发展中不断进行着创新和改良，但由于主观性耳鸣的发病机制复杂且涉及听觉系统的多个层次，目前国内外尚无统一有效的治疗方案。虽然已有研究证明各种声治疗的疗效，但仍缺乏大样本多中心的统计。并且也没有严格合理的随机对照实验来比较这些治疗方式对不同耳鸣患者的治疗机理。现有研究中不同的研究者得到的实验结果也不尽相同，导致声治疗疗效存在争议。对于目前临床研究的各种耳鸣声治疗的具体有效性，现如今仍处

于探索阶段。因此，迫切需要加强进一步开展针对耳鸣声治疗机制的基础研究，并推动大型多中心的临床治疗有效性研究的开展，来获取更具有说服力的科学依据。同时还需要对评价声治疗疗效的方法进行探索，除了主观量表和行为学数据外，是否能够找到更加客观的评判标准，可以从机制上探讨其临床应用价值。帮助耳鸣患者制定更加针对性的个性化的有效的治疗方案。

通过对各种声疗法疗效的对比研究发现：掩蔽疗法和切迹疗法能够在一定程度上缓解患者的耳鸣困扰，有效率达 70%以上。并且针对治疗方法有效性的问题，本文在探究声疗法对短期首诊治疗耳鸣的有效性研究中，使用由无锡清耳话声科技有限公司设计研发的便携式“耳鸣康复治疗仪（QEHS-TI01）”进行耳鸣参数匹配，并选用该治疗设备中的“切迹掩蔽”方案对患者进行治疗。探究该声疗法在短期首诊治疗有效性和耳鸣治疗过程中的作用机制，为主观性耳鸣患者的治疗制定个性化和有效的长期声治疗策略提供科学依据并为后续对耳鸣康复疗法的优化设计提供实际基础。

1.2.3 耳鸣疗效的评估方法

在耳鸣的临床治疗中，为了判断治疗方案是否对受试者具有疗效，需要在治疗前后对患者耳鸣严重情况进行记录。临床实验中使用正确的评估方法对合理评估治疗效果至关重要。由于耳鸣的个体特征存在差异性并且有较强的主观性，所以不同患者对耳鸣响度的感知，耳鸣带来情绪上的困扰程度可能存在较大差异。因此需要采用标准化、合理化的评价工具来评估耳鸣的严重程度。临床研究中常用行为学数据或主观量表数据来评估耳鸣严重程度及治疗效果，近年来一些对耳鸣脑电分析的研究表明，脑电分析可能是检测耳鸣的客观手段。

在临床实践中，对耳鸣患者的行为学评估主要包含以下几个关键指标：

（1）耳鸣音调（频率）评估：基于患者的纯音听力图，采用菲尔德斯曼法进行频率匹配。具体操作流程如下：首先在听力图中使用纯音进行检测，给予阈上 5 dB 的响度。当检测频率接近耳鸣主调频率时，以该位点为中心，检测其周围 1/12 频程范围内的频率，并与耳鸣主调声频率进行比对。临床研究中一般采用纯音测量耳鸣频率，若纯音无法准确测定耳鸣频率，则依次更换为窄带噪声或白噪声对患者音调进行重复检测。最后确定与耳鸣最为相近的声音频率，

结果以赫兹（Hz）记录。表 1.2 根据频率范围划分的耳鸣等级。

表 1.2 根据频率范围划分的耳鸣等级

等级	频率范围
低频耳鸣	<1k Hz
中频耳鸣	1k Hz~3k Hz
高频耳鸣	≥3k Hz

（2）耳鸣响度评估：在确定耳鸣主调声频率后，通过 2 dB 递增或递减调节测试音强度，直至测试音刚好掩蔽耳鸣响度。目前学界普遍认为耳鸣响度具有显著的个体差异性和主观感知性。WHO 听力障碍分级标准（≤25 dB，26~40 dB，41~60 dB，61~80 dB，≥81dB）可为耳鸣响度的评估提供参考。

（3）掩蔽级（Minimum Masking Level, MML）：在耳鸣音调下，所给刺激声刚好掩蔽患者耳鸣声。

（4）残余抑制（residual inhibition, RI）评估^[42]：通过精细化检测确定耳鸣主调音高后，将 MML 上 10 dB 处给予 300 秒刺激，然后询问患者耳鸣的改变情况。阳性反应为耳鸣完全消失；部分阳性反应表现为响度减轻或音调改变；阴性反应则显示耳鸣无明显变化。记录残余抑制的时长，则表示耳鸣完全消失或减小的时长。

由于缺乏客观评价手段，临床上普遍使用主观量表是评估耳鸣严重程度的重要方法。常用量表包括：

（1）耳鸣障碍（Tinnitus Handicap Inventory, THI）量表，Newman 等^[43]人于 1996 年提出，是目前应用最广泛的耳鸣自评量表^[44]。在本文的实验中使用的 THI 量表是由本研究团队改进的精细化调查问卷。该量表中患者一共有五个答复（“一直”指持续长时间出现这种情况，“频繁”指间歇但多次出现这种情况，“有时”指这种情况时有发生，“很少”指这种情况很少发生，“从不”指该情况从未发生）。量表评估耳鸣的三个方面的^[45]：功能性（评估患者的身体、精神和社会职业功能）、情绪性（患者对耳鸣的情绪反应）和严重性（耳鸣严重程度）评价。共有 25 个题目，每个题目有可能有不同的分值，总分为 100 分，分数与耳鸣程度的对应关系（如表 1.3），分数越高表明耳鸣对患者的心理影响越显著^[46]。

表 1.3 根据 THI 评分的耳鸣等级划分

等级	THI 评分
1 级 (轻微)	1~17 分
2 级 (轻度)	18~37 分
3 级 (中度)	38~57 分
4 级 (重度)	58~77 分
5 级 (灾难性)	78~100 分

(2) 视觉模拟评分 (visual analogue scale, VAS) 量表^[47], 分为患者对响度和烦恼程度两个维度进行评分。均采用 0-10 级评分, 其中 0 表示没有耳鸣或者说耳鸣对患者没有影响, 10 表述耳鸣带来极大的烦恼。该量表常用于评估耳鸣引起的心理烦躁程度。同样具有较强的主观判断成分, 会因为个体理解的差异而产生不同评分结果。本文研究中根据 THI 分数将耳鸣分为轻微、轻度、中度、重度和灾难性五个等级, 根据 VAS 的分数, 也可以将耳鸣分为以下五个等级 (表 1.4)。

表 1.4 根据 VAS 评分的耳鸣等级划分

等级	THI 评分
1 级 (轻微)	1~2 分
2 级 (轻度)	3~4 分
3 级 (中度)	5~6 分
4 级 (重度)	7~8 分
5 级 (灾难性)	9~10 分

(3) 耳鸣功能指数 (Tinnitus Functional Index, TFI) 量表, 该量表是 Meikle 等^[48]人于 2012 年研发的。TFI 包括八个维度的子量表: 包括侵入性、控制感、认知、睡眠、听觉、放松、生活质量和情感。该量表在国内外的部分研究中广泛使用, 因为其广泛的维度可以较为全面的评估耳鸣严重程度及治疗效果。下表 1.5 根据 TFI 评分的耳鸣等级划分。

表 1.5 根据 TFI 评分的耳鸣等级划分

等级	TFI 评分
相对轻微的耳鸣 (很少或不需要干预)	< 25 分
严重的耳鸣 (可能需要干预)	25~50 分
耳鸣很严重 (需要更积极的干预)	>50 分

无论是行为学数据还是量表测试的结果都是由患者主观判断得到的, 到目前为止还没有有效的客观评价耳鸣的方法。如今神经成像技术广泛应用于监测

大脑活动，以帮助诊断脑部疾病并判断治疗效果。脑电图（EEG）技术已被应用于耳鸣的研究中，用于探讨耳鸣可能存在的神经生理机制。

1.2.4 耳鸣的脑电分析

如上述中，耳鸣行为学数据和主观量表数据在评估耳鸣疗效时存在较强的主观性，所以在本研究中对于声疗法的疗效评估上尝试增加脑电数据的分析。脑电数据分析则通过记录和分析大脑的电信号活动，来评估耳鸣在神经系统中的反应。帮助识别耳鸣相关的大脑区域和神经网络活动，进而为耳鸣的病理机制和治疗方法提供深入的生理学依据。近年来对于耳鸣的脑电研究多数在对比正常人和耳鸣患者在脑电功率谱密度上的差异性，例如黄海云等发现耳鸣患者静息态频谱能量在全部频带上均高于健康受试者且具有显著差异^[49]。实验结果表明，主观性耳鸣患者的静息态频谱特征可以作为耳鸣治疗过程中的生物标记物。少量研究完全针对于耳鸣患者，例如 Min 等^[50]研究发现经过治疗后耳鸣患者 Delta 和 Theta 频段的功率谱密度显著增加，Alpha2 频段功率谱密度显著降低。这表明脑电数据可能可以作为评估治疗效果的客观手段。

1.3 论文结构安排

本课题采用如下结构对论文工作进行介绍：

第 1 章：绪论。本文首先简要概述了耳鸣的产生机制、治疗方法、评估指标的研究现状，并探讨了耳鸣康复治疗的未来发展方向；接下来，对国内外耳鸣声治疗方案及有效性的研究现状进行综述；并对评价耳鸣治疗效果的三大特征参数进行了介绍。最后给出了章节安排，介绍本文各章节的研究内容。

第 2 章：对耳鸣声治疗短期首诊治疗实验的有效性进行探究。详细介绍了慢性主观性耳鸣患者的耳鸣声治疗方案，并对耳鸣患者的特征进行统计分析。包括主观量表数据、行为学数据和脑电实验数据采集的具体实施步骤。同时，对脑电信号的采集、预处理以及功率密度的计算进行了说明。进一步分析受试者在治疗过程中的数据变化情况，并通过残余抑制时长和主观量表的变化来评估治疗参数和方案的有效性。最后探究了耳鸣治疗过程中脑电数据的变化情况和可能存在的作用机制，为后续多模式耳鸣康复算法的研发提供依据。

第 3 章：根据耳鸣患者的个体特征优化声治疗方案。介绍多模式耳鸣康复算法的基本原理，包括 LPC 线性预测、能量分离算法、多样性耳鸣的合成过程以及基于自然声的叠加掩蔽和切迹的多模式耳鸣康复治疗声的生成原理。通过以上理论的探索，为耳鸣的康复治疗提供新的治疗方案。

第 4 章：根据多模式耳鸣康复算法的不同模块，选取耳鸣自然声作为原始耳鸣声，通过算法实现多样性耳鸣匹配声源的合成。然后对耳鸣检测治疗平台的硬件进行选型，同时对各功能模块进行设计。包括软件平台设计和数据库的连接，最终将算法植入，为耳鸣的康复治疗提供完善的平台。

第 5 章：本文对所做的研究工作进行了系统总结，阐明了研究的总体框架及各模块之间的功能关系，并提出了当前研究中的不足之处及改进方向，同时对未来的研究工作进行了展望。

第 2 章 耳鸣声治疗短期首诊实验

在临床中，不同耳鸣患者的个体特征包括耳鸣的行为学特征和严重程度以及耳鸣的音调类型不同。虽然已有研究证明各种声治疗具有一定的疗效，但仍缺乏大样本多中心的统计。而且不同的研究者得到的实验结果也不尽相同，导致声疗法的具体疗效存在争议。所以在对传统耳鸣治疗算法优化之前，我们将对慢性主观性耳鸣患者进行声治疗有效性实验，以评估声治疗方案和参数在不同患者中的有效性。

本章将介绍耳鸣声治疗短期首诊实验的设计，实验内容包括分析慢性主观性耳鸣患者的个体特征、治疗过程中主观量表评分以及行为学评估结果以及残余抑制时间的长短。进一步，我们分析了受试者在治疗前、中、后的全频带功率谱密度的变化。该实验的目标是验证声治疗方案和匹配参数对不同患者耳鸣症状的改善效果，从而为制定个性化和有效的多模式耳鸣康复算法提供科学依据。

为了确保本研究结果的可信度和普遍性，耳鸣短期首诊实验采用多中心研究的方法，涵盖了北京协和医院、中国人民解放军总医院、北京清华长庚医院等 20 余家医疗机构。通过发布广告招募和医院邀请的方式，大量招募符合条件的受试者参与本次实验。

本研究得到了中国医学科学院北京协和医院（1-23PJ639）、中国人民解放军总医院（S2022-059-01）、上海交通大学医学院附属仁济医院（LY2023-057-B）、山东省立医院（SWYX:NO.2024-166）、杭州市第一人民医院（IIT-20240625-0214-01）、清华大学医学院伦理委员会（THU01-20230119）、北京清华长庚医院伦理委员会（21441-0-02）的批准。

2.1 研究对象及方案

该研究选取了全国 20 多家医院耳鼻喉科就诊的患者作为临床研究对象，这些患者均需符合研究设定入组的入排标准、且主诉均为主观性耳鸣。

入选标准：（1）耳鸣患者就诊时以主观性耳鸣为第一或唯一主诉；（2）耳

鸣表现为单侧或双侧。(3) 耳鸣频率范围在 125~8000 Hz 之间；(4) 患者听力阈值不超过 70 dB HL；

排除标准：(1) 患有传导性听力丧失或曾接受中耳手术（如乳突切除术）的耳鸣患者。(2) 磁共振成像检查显示第 VIII 脑神经存在血管神经压迫（外、中耳病变和蜗后发生病变）的患者；(3) 未能按照计划完成治疗及随访的患者；(4) 研究者评估认为不符合入组条件的其他受试者。

通过入排标准筛选后的受试者，可遵循个人意愿决定是否参与实验。同意加入实验的患者需签署《知情同意书》。本次研究首先收集受试者的基本信息，随后进行听力测试以及耳鸣参数匹配（包括耳鸣音调、响度和宽度的测定），具体方法和流程详见第 2.1.2 至 2.1.3 节。受试者接受 10 分钟的治疗声刺激。记录患者治疗前的耳鸣致残量表 THI、治疗前后视觉模拟量表 VAS 评分及残余抑制时间 RI。

本研究评估两个连续变量之间线性关系使用的是皮尔逊相关性分析，比较治疗过程中不同时间段两组数据均值是否有显著差异使用的是 t 检验。

2.1.1 听力检查及耳鸣评估

经过符合入排标准筛选的受试者，根据患者主观意愿决定是否纳入实验，被纳入实验的受试者均需认真填写《知情同意书》。受试者首先需在标准静音室内进行纯音听阈测试，然后在专业医生的指导下填写耳鸣病史调查表，内容涵盖患者的年龄、性别、耳鸣的侧别、发病时长、具体诱发因素、当前听力情况、是否长期服用药物以及近期情绪状态。此外，受试者还需要完成相关耳鸣评估量表，如 THI 量表和 VAS 量表，其中 VAS 量表包括对耳鸣响度（Loudness, VAS_L）和烦恼程度（Annoyance, VAS_A）的主观评分。以全面评估受试者的听力情况及耳鸣对其生活的困扰程度。各量表具体评分规则及严重程度划分详见 1.2.3 节。

2.1.2 耳鸣参数匹配治疗

通过听力检查和耳鸣评估后，受试者在各医疗机构标准的静音室内完成耳鸣匹配和治疗。使用由无锡清耳话声科技有限公司设计研发的便携式“耳鸣康

复治疗仪（QEHS-TI01）”进行耳鸣参数匹配（如图 2.1），具体内容包括音调、响度及模式等。该治疗仪以获得医疗注册证，编号：20222191488。



图 2.1 便携式耳鸣匹配治疗仪及其医疗注册

在本次多中心实验中，为了避免各医疗机构校准流程及设备的差异对实验造成影响，在开展实验前对所有“耳鸣康复治疗仪（QEHS-TI01）”均在无锡清耳话声科技有限公司进行治疗前的设备校准（如图 2.2）。本研究选用该治疗设备中的“切迹掩蔽”方案对患者进行治疗。具体流程如下：首先，受试者选择个体的耳鸣模式；随后，使用该康复设备在 0.125~8.5k Hz 范围内以 1/30 倍频程为间隔，与受试者的主观耳鸣音调进行匹配。接着，通过单耳音响平衡法测定耳鸣的响度，这里要求受试者选择与滋生耳鸣最接近的响度，从匹配的耳鸣频率的阈上 10 dB 开始，以 1 dB 为步长进行响度调整，最终结果以 dB SPL 为单位记录^[52]。在完成耳鸣特征参数的测定之后，使用便携式康复治疗仪定制个性化的切迹掩蔽音乐疗法进行治疗。

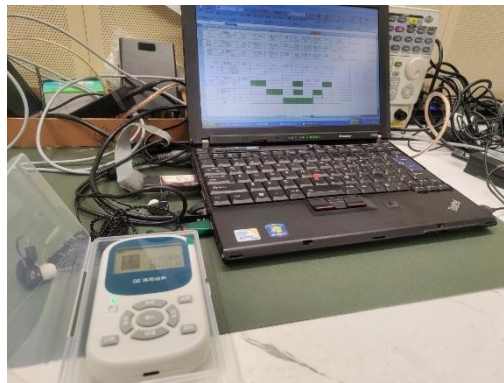


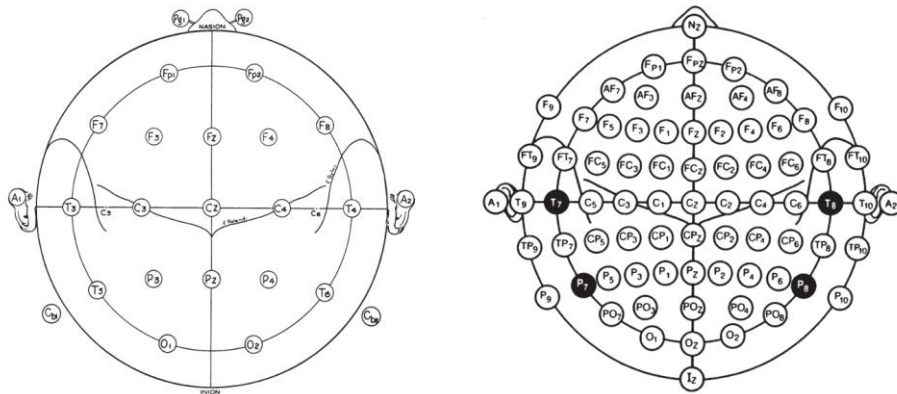
图 2.2 耳鸣康复治疗仪设备校准

2.2 脑电数据采集及处理

2.2.1 脑电的采集

本研究中相关脑电实验数据的采集工作在专业声学实验的静音室内进行，

以确保实验环境免受外界电磁和噪声干扰。本研究采用 Neuroscan 系统和 SynAmps 2 放大器完成对脑电数据的采集。在实验开始的前一天，提前告知受试者需避免摄入酒精、咖啡、茶等具有兴奋性的食物或饮品。实验开始前，受试者需清洁头皮，并使用磨砂膏擦拭以降低阻抗。还需要在脑电实验开始前测量受试者的头围，以选择合适大小的电极帽。在本次实验中使用的是 64 导电极帽^[51]。电极的摆放位置依据国际 10-20 系统^[52]，具体电极摆放位置和分布情况如图 2.3。实验过程中，保证电极与头皮间的阻抗低于 $5\text{ k}\Omega$ ，双侧乳突连线平均被用作参考，其余通道重新参考所有传感器的平均活性。本研究中脑电信号的采样频率设置为 1000 Hz 。在静息态脑电采集时，受试者需要坐在舒适的椅子上，保持身体放轻松，尽量避免咬牙、吞咽口水、眨眼等行为，同时实验过程中不要移动身体。



中的 Multitapers 方法，计算信号的功率谱密度（The power spectral density, PSD）。Multitaper 方法是 David 于 1982 年^[53]提出的一种频谱分析方法，目的是克服经典频谱估计技术的一些局限性，具有高频率分辨率和低方差的优点。首先，使用一组离散长球序列（discrete prolate spheroidal sequence, DPSS）的最佳带通滤波器对脑电信号进行滤波。这种滤波是通过将原始信号与 Slepian 序列进行卷积来完成的。然后，对于每个 DPSS 锥度，估计数据的单锥度谱，即经典的周期图。最后，计算平均单锥度谱，形成多锥度谱估计。频率是区分正常节律和病理性异常活动的重要特征。本研究将功率谱按照标准频段划分为以下七个频段：Delta 频段（<4 Hz, δ ）、Theta 频段（4~8 Hz, θ ）、Alpha 频段（8~12 Hz, α ）、Beta1 频段（12~20 Hz, β_1 ）、Beta2 频段（20~30 Hz, β_2 ）、Gamma1 频段（30~65 Hz, γ_1 ）、Gamma2 频段（65~100 Hz, γ_2 ）。在本研究中由于 Gamma 频段耳鸣的相关性未达到显著性水平，故在后续分析中省略了关于该频段的分析。

脑电特征提取：为了分析不同频段不同脑区功率变化情况，本研究将电极进行了分组平均，扩展实现对不同脑区的分析。本次实验中将电极分为了九个簇。额叶（F1 浅绿色；F2 深绿色）、颞叶（T1 浅蓝色；T2 深蓝色），中央区（C1 粉色；C2 橘色），顶叶（P1 浅棕色；P2 深棕色）和枕叶（O1 红色），如图 2.4 所示。

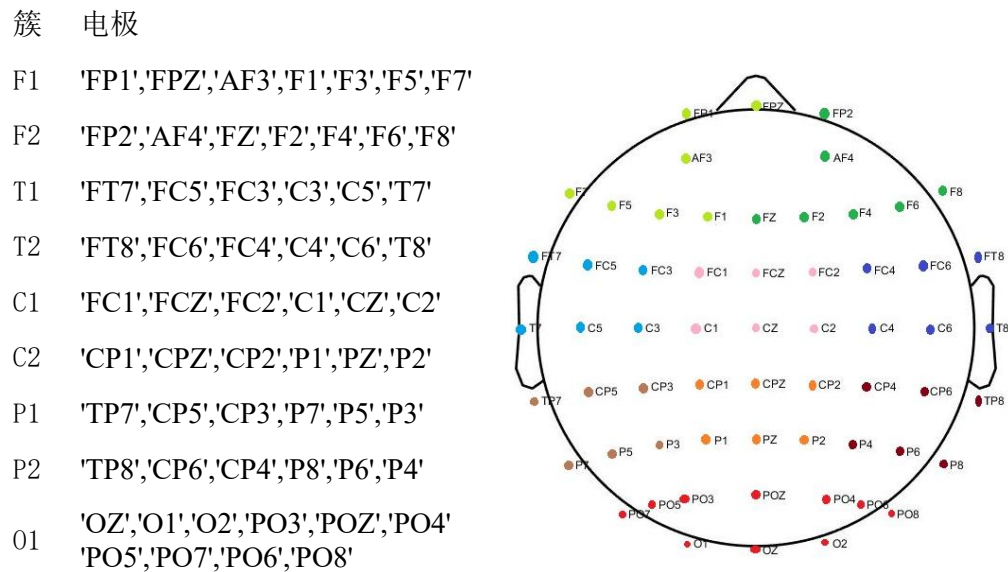


图 2.4 电极分簇情况和头皮上电极分布示意图

2.3 实验流程

本次实验的整体实验方案如图 2.5 所示，通过入排标准的筛选后，遵循患者意愿决定是否纳入实验，被纳入实验的受试者均需认真填写《知情同意书》。首先记录受试者的基本信息，然后进行听力筛查及耳鸣参数匹配（具体流程详细见第 2.1.2 和 2.1.3 节）。本次声治疗短期首诊实验一共招募 769 名患者参与实验，旨在分析治疗前、中、后行为学数据和主观量表数据的变化情况探究声治疗的有效性。实验二脑电数据采集是在实验一的基础上开展。为了提高研究结论的可靠性，在实验二的招募中除了经过上述入排标准外，还特别关注了耳鸣的严重程度，以获得真实准确的耳鸣患者的脑电数据。因此实验二是经过入排标准后对 THI 得分超过 38 分的部分患者增加的脑电实验。通过分析脑电信号在治疗前、中、后的变化，探究声治疗对耳鸣大脑神经活动的影响和潜在的康复机制。

首先对符合入组条件的受试者进行听力检查，并评估治疗前的主观量表，包括 THI、VAS_L、VAS_A 量表。随后，受试者进入静音室，完成耳鸣参数的匹配过程。在测定耳鸣特征参数之后，操作人员需要根据每位受试者个体耳鸣特征，使用耳鸣康复治疗仪定制个性化的切迹掩蔽音乐进行治疗，该音乐去除了患者耳鸣的中心频率，并增强滤除部分边缘频带的侧抑制效应。为了实现精准干预，音乐经过能量均衡处理，将低频能量均衡到高频区域，并通过入耳式耳机播放对患者进行短期首诊治疗。治疗 10 min 后结束，再次记录受试者治疗后的 VAS_L 和 VAS_A 评分数据以及残余抑制 RI 的时长，用于后续对耳鸣效果的评估。

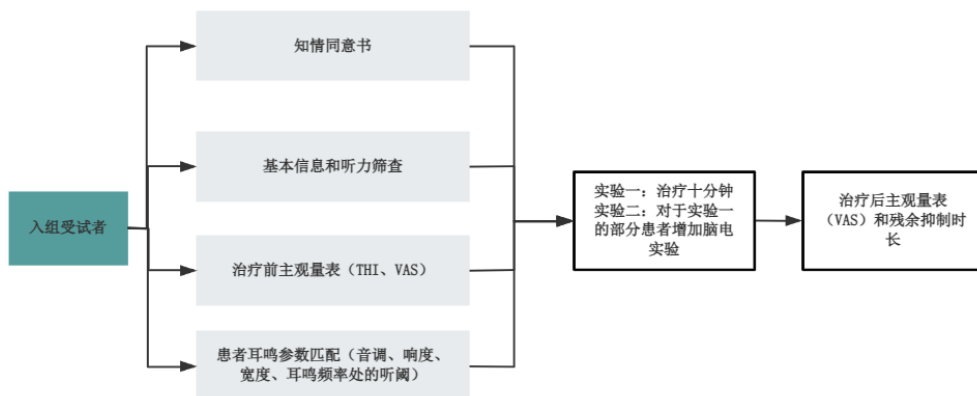


图 2.5 实验流程

2.4 治疗数据分析

2.4.1 受试者特征分析

本研究中实验一共纳入 769 名主观性耳鸣患者（1315 耳），其中男性耳鸣患者 420（52.6%）名，女性耳鸣患者 379（47.4%）名。耳鸣侧别为左耳的患者共有 365 例（27.8%），右侧耳共有 262 例（19.9%），双耳患者 688 例（52.32%），分别如图 2.6 (a)、(b)所示。

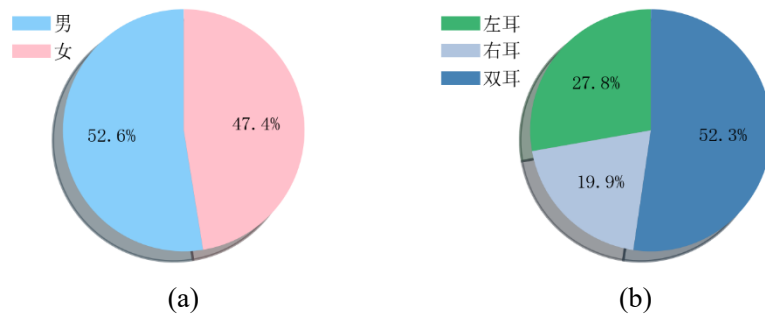


图 2.6 (a)耳鸣患者男女比例图；(b) 耳鸣患者的耳鸣侧别比例图

本研究中实验一患者的平均年龄为 45.7 ± 13.4 岁，患者的平均耳鸣病程为 3.9 ± 5.6 年，超过一半的患者病程在 0-3 年范围内，分别如图 2.7 (a)、(b)所示。

根据耳鸣声音的频率高低，可以将耳鸣分为不同等级，包括低频耳鸣（ $<1\text{k Hz}$ ）、中频耳鸣（ $1\text{k Hz} \sim 3\text{k Hz}$ ）及高频耳鸣（ $\geq 3\text{k Hz}$ ）。在本研究的 769 名患者（1315 耳）中，低频耳鸣有 86（6.5%）耳，中频耳鸣有 233（17.7%）耳，高频耳鸣有 788（60.0%）耳。在本研究实验一中，耳鸣频率最集中在 8k Hz 和 4k Hz 左右。

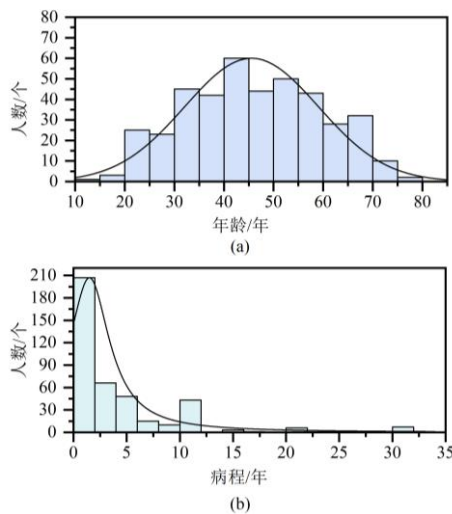


图 2.7 耳鸣受试者的 (a) 年龄；(b) 病程分布情况

2.4.2 耳鸣主观量表分析

本研究中入组的患者 ($n=769$) 在短期首诊治疗前进行了 THI 量表评估、以及治疗前、后的 VAS_L、VAS_A 评估。结果显示, 治疗前患者 THI 的平均得分为 41.2 ± 21.0 , VAS_L 的平均得分为 5.1 ± 1.8 , VAS_A 平均得分分别为 4.4 ± 2.2 。患者治疗前 THI 得分与治疗前的 VAS_L 和 VAS_A 得分具有显著相关性, 相关系数分别为 0.42 和 0.53 (图 2.8)。进一步经 TMNMMT 治疗后, VAS_L 的平均得分为 3.8 ± 1.8 , VAS_A 平均得分为 3.2 ± 2.0 。VAS_L 和 VAS_A 量表治疗前、后的得分均具有显著性差异 ($P < 0.001$), 且均有变小的趋势 (图 2.9)。在治疗后对所有患者残余抑制时长进行了记录, 图 2.10 展示了患者在 TMNMMT 治疗后 RI 时长的分布情况, 治疗结束后平均 RI 时间为 81.02 ± 125.7 秒。其中 79.5% 的患者 RI 超过 10 秒, 68.5% 的患者 RI 超过 20 秒。在 769 名患者中, 只有 76 名的患者残余抑制小于 2 秒, 如图 2.10 中灰色部分所示。残余抑制的数据表明, 声疗法短期首诊治疗实验在 90% 的患者中表现出有效的疗效。

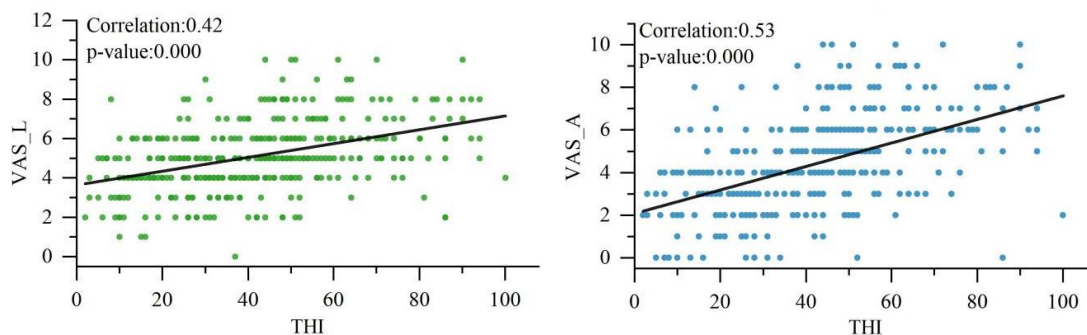


图 2.8 耳鸣 THI 和 VAS_L、VAS_A 量表分数的相关性

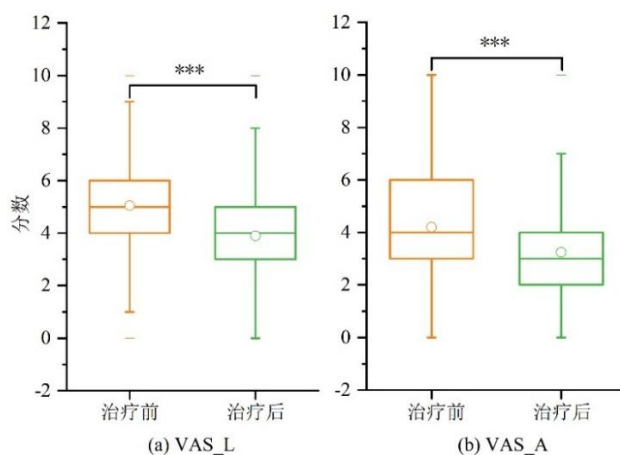


图 2.9 治疗前后耳鸣受试者的 (a) VAS_L; (b) VAS_A 量表分数变化 (** $P < 0.001$)

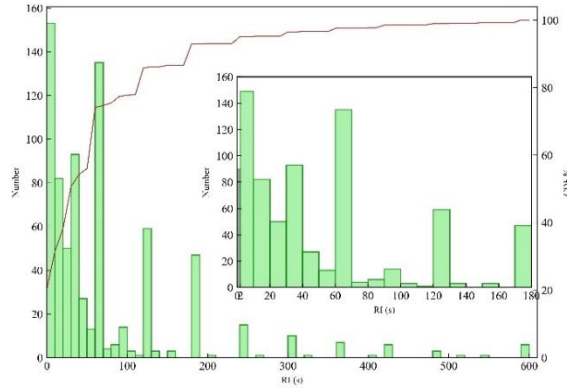


图 2.10 治疗后残余抑制分布

2.4.3 脑电分析

TMNMMT 的治疗机制是利用陷波滤波器滤除以患者耳鸣频率为中心的一段频率范围内的信号，同时增强切除频率两侧信号，从而实现对目标频率内的神经元的侧向抑制效果。通过上述实验一和实验二的研究可知，在 TMNMMT 治疗后，大多数患者会出现较长时间的 RI 现象，即耳鸣完全消失、耳鸣减轻或变调的现象。由于主观性耳鸣于听觉系统中神经同步性和异常放电增加密切相关，因此脑电图（EEG）可以作为分析声疗法治耳鸣的变化的重要工具。为进一步探究由 TMNMMT 引发的自下而上的神经输入如何导致适应不良皮质重组现象，本研究选用行为数据、主观量表和脑电功率谱分析，系统的研究 TMNMMT 对耳鸣的疗效和神经系统的影响。

在上述实验的基础上，对 THI 评分大于等于 38 的部分受试者增加了脑电实验（如图 2.11 所示）。实验开始前，需详细向受试者讲解本次实验目的和注意事项。本次脑电实验在专业声学实验的静音室内进行数据采集，脑电采集期间要求受试者身心放松、保持安静、坐姿端正。实验开始后，分别采集受试者在短期首诊治疗前 BT（Before treatment）5 分钟、治疗中 IT（In treatment）10 分钟和治疗后 AT（After treatment）5 分钟的脑电数据。治疗结束后，还需要受试者再次填写 VAS_L、VAS_A 量表评分，并记录 RI 时长。以上脑电数据用于后续分析治疗过程中可能存在的作用机制，以及综合分析量表评分于脑电信号可能存在的关联。

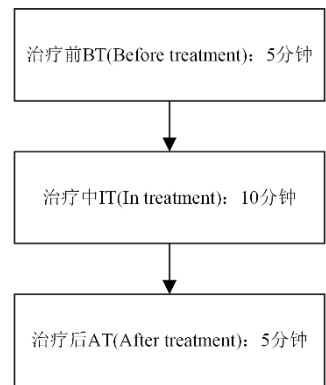


图 2.11 脑电实验流程图

我们对 17 名首诊治疗残余抑制的入组受试进行了脑电数据的采集，入组受试的临床特征如下表 2.1 所示。实验二中所有受试者（17 人）的耳鸣患者特征，包括男性患者 9 名，女性患者 8 名，耳鸣侧别为双耳（8 人），左耳（3 人），右耳（6 人）。

表 2.1 实验二所有耳鸣患者特征

PatID	年龄	性别	病程 (年)	侧别	频率 (Hz)		响度 (dB)		耳鸣频率处听阈	
					左	右	左	右	左	右
1	19	女	6	双耳	3175	4387	40	40	20	20
2	23	男	4	双耳	4702	5657	40	30	25	20
3	19	男	1	双耳	8500	3819	50	30	30	20
4	55	女	10	双耳	2828	2144	46	74	42	70
5	64	女	1	右耳	-	758	-	47	-	43
6	68	女	1	左耳	3482	-	70	-	65	-
7	18	女	3	双耳	2462	3325	42	38	35	34
8	54	女	2	右耳	-	3403	-	71	-	65
9	25	男	4	双耳	5528	3564	46	20	40	20
10	25	男	1	右耳	-	5278	-	30	-	25
11	24	男	3	右耳	-	3000	-	28	-	25
12	23	男	1	右耳	-	4595	-	78	-	70
13	70	女	20	左耳	2047	-	89	-	-	-
14	25	女	1	双耳	3520	2520	34	34	-	-
15	56	男	3	右耳	-	3403	-	58	-	-
16	34	男	4	左耳	1023	-	31	-	-	-
17	21	男		双耳	4287	3909	33	29	-	-

PatID: 患者编号 (Patient ID)

表 2.2 详细列出了实验二中所有受试者（n=17）在治疗前的耳鸣残疾量表（THI）评分、治疗前后视觉模拟量表（VAS）主观评分，以及治疗结束后的残余抑制（RI）时长数据。患者(n=17)治疗前后 VAS_A 的平均得分分别为 5.7±1.8 和 3.7±1.4，VAS_L 的在治疗前后的平均得分分别为 5.5±1.0 和 3.8±1.0。

VAS_L 和 VAS_A 量表治疗前后的得分呈明显下降趋势且均具有显著性差异 ($p<0.001$)。这与实验一治疗前后 VAS_L 和 VAS_A 量表数据变化结果一致。且受试者经 TMNMMT 治疗后平均 RI 时间为 146.8 ± 158.5 秒。所有患者均表现出不同时间的残余抑制, 其中 11 名患者的 RI 超过 60s, RI 时长最长为 600 秒。即: 经过 TMNMMT 治疗后, 患者 VAS_L 和 VAS_A 量表评分呈显著下降趋势, 且均表现较长时间的残余抑制现象, 即该声治疗方案对减轻耳鸣困扰有显著疗效。

表 2.2 耳鸣受试者的 THI、VAS 分数和残余抑制

PatID	THI	VAS_A		VAS_L		RI (s)
		Before	After	Before	After	
1	39	8	4	6	4	60
2	42	7	6	6	5	120
3	46	6	5	6	4	60
4	52	8	4	7	3	90
5	48	6	2	6	5	30
6	40	8	5	5	4	60
7	46	4	3	5	5	30
8	48	3	3	4	3	120
9	68	4	2	5	2	600
10	38	7	4	7	3	120
11	44	5	2	5	3	200
12	72	8	5	7	6	120
13	58	6	6	5	4	480
14	38	5	3	5	3	25
15	49	4	4	5	4	80
16	38	3	3	4	3	210
17	51	4	2	6	3	90
Mean	48.06	5.65	3.71	5.53	3.76	146.76
SD	10.02	1.80	1.36	0.94	1.03	158.46

在实验二中, 我们对参与研究的耳鸣患者的脑电数据进行了详细分析。17 名受试者在治疗前 (BT)、治疗中 (IT) 和治疗后 (AT) 三个时间节点的脑电数据进行采集, 并计算全脑全频带功率谱密度 (Power spectral density, PSD), 结果如图 2.12 所示。

图 2.12 展示了受试者全脑全频段的功率谱密度变化趋势，具体数值如表 2.3 所示。通过对波形图的初步观察可以发现，受试者在 Delta、Alpha 频段在不同治疗阶段 PSD 有明显差异；在 BT 阶段，Delta 频段的功率谱密度处于最低水平。而在 IT 阶段，Delta 频段的 PSD 相较于静息态有所升高；到了 AT 阶段，Delta 频段的 PSD 达到峰值。与之相反，Alpha 频段 PSD 变化随着治疗的进行呈现下降趋势。这些结果表明在治疗过程中，Delta 频段神经活动增强，Alpha 频段神经活动降低，这可能反应了由治疗引起的神经生理机制的改变。这种频段特异性的 PSD 变化为进一步理解 TMNMMT 对耳鸣患者神经可塑性的影响提供了重要线索。

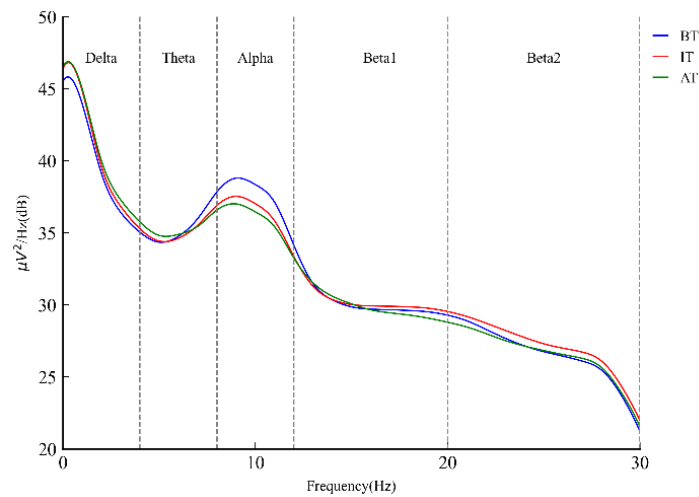


图 2.12 治疗前、治疗中、治疗后患者的功率谱变化

线性混合效应模型（linear mixed-effects models, LMM）是一种能够同时结合固定效应和随机效应的统计学方法^[54]，特别适用于分析纵向研究数据。例如研究个体随时间变化的特征或行为。在本研究中我们通过 LMM 模型分析受试者的治疗前（BT）、治疗中（IT）和治疗后（AT）三个阶段的脑电频谱差异，具体数值结果如表 2.3 所示。本研究中，频带（包括 Delta、Theta、Alpha1、Beta1、Beta2）被定义为受试者内因素，而治疗阶段（BT、IT、AT）被视为受试者间因素，同时模型还考虑了个体之间的随机效应，以提高分析的准确性。

通过对受试者在 BT、IT 和 AT 阶段的脑电频谱差异进行分析（如图 2.13 所示）。结果显示 Delta 频段的 PSD 在治疗前和治疗中（BT & IT, $P=0.008$ ）以及治疗前和治疗后（BT & AT, $P=0.009$ ）均呈现显著增加($P<0.01$)。这一发现再次验证了 TMNMMT 治疗方案及参数的有效性。此外，治疗中与治疗后 Delta 频段的 PSD 无显著差异，这为中枢皮层重塑提供了理论依据；另一方面，Alpha 频

段在在在治疗前和治疗中（BT & IT, $P=0.045$ ）及治疗前和治疗后（BT & AT, $P=0.039$ ）组间有显著减少($P<0.05$)。各频段治疗前、中、后 PSD 具体数值如表 2.3 所示。

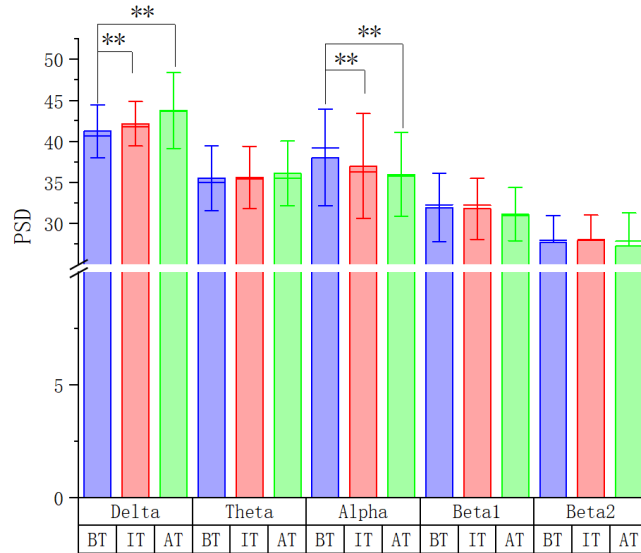


图 2.13 不同频段治疗前、中、后组间相关性(** $P<0.01$, * $P<0.05$)

表 2.3 耳鸣受试者治疗前、中、后分频段的 PSD

频段	PSD (μv^2)			p 值		
	BT	IT	AT	BT & IT	BT & AT	IT & AT
Delta	41.85	42.58	43.17	$P=0.008^{**}$	$P=0.009^{**}$	$P=0.163$
Theta	35.28	35.34	35.76	$P=0.818$	$P=0.069$	$P=0.102$
Alpha	38.09	37.03	35.97	$P=0.045^{*}$	$P=0.039^{*}$	$P=0.254$
Beta1	31.47	31.30	30.84	$P=0.491$	$P=0.135$	$P=0.195$
Beta2	27.37	27.91	27.44	$P=0.123$	$P=0.0859$	$P=0.269$

* $P<0.05$; ** $P<0.01$;

进一步探究不同脑区在治疗前后功率谱的变化规律，进行脑电特征提取，使用单因素 ANOVA 方差分析受试者在 BT、IT 和 AT 的 PSD 能量（9 个簇 $\times$ 7 个频段，共 63 个特征值），结果显示 BT、IT 和 AT 三个时间点中受试者 Delta-F1（ $P=0.042$ ）、Delta-F2（ $P=0.016$ ）、Delta-T1（ $P=0.043$ ）、Delta-T2（ $P=0.024$ ）、Delta-C1（ $P=0.034$ ）的 PSD 能量有显著性差异。对各组均值差异的成对检验（表 2.4），Delta 频段 PSD 变化显著的脑区最多，分别有额叶、颞

叶及中央区。图 2.14 为以上几个脑区的 PSD 能量的具体变化情况，在组 BT 和组 AT 之间，Delta 频段（F1、F2、T1、T2、C1）的 PSD 能量呈现显著性差异 ($P<0.01$)， P 值分别为 0.004 3、0.003 5、0.009 0、0.002 5 和 0.006。组 BT 和组 IT 之间，Delta 频段（F1、F2、T1、T2）的 PSD 能量也表现出显著性差异 ($P<0.05$)， P 值分别为 0.024 8、0.036 5、0.049 3 和 0.040 0。此外，Delta-C1 在组 BT 和组 IT 之间的 PSD 能量差异也显著 ($P<0.01$)， P 值为 0.006。

表 2.4 分脑区分频率的功率谱能量的方差分析

		Delta-F1	Delta-F2	Delta-T1	Delta-T2	Delta-C1
BT	IT	$P=0.024\ 8^*$	$P=0.036\ 5^*$	$P=0.049\ 2^*$	$P=0.040\ 0^*$	$P=0.006\ 0^{**}$
	AT	$P=0.004\ 3^{**}$	$P=0.003\ 5^{**}$	$P=0.009\ 0^{**}$	$P=0.002\ 5^{**}$	$P=0.006\ 0^{**}$
IT	AT	$P=0.273\ 3$	$P=0.055\ 6$	$P=0.070\ 1$	$P=0.068\ 9$	$P=0.059\ 6$

* $P<0.05$; ** $P<0.01$;

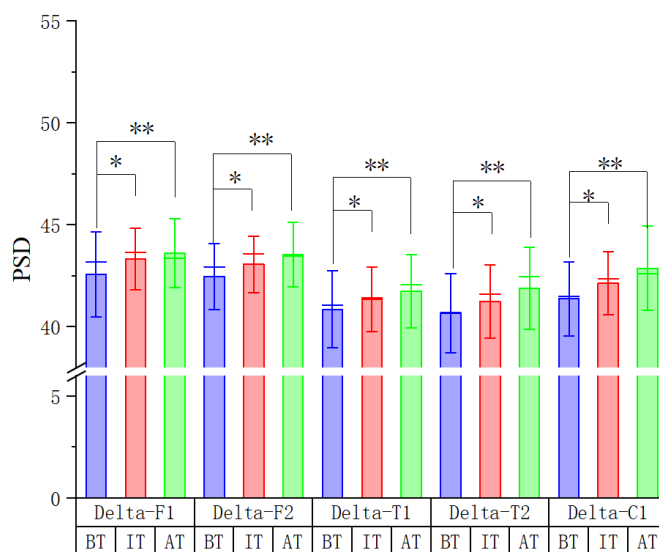


图 2.14 分频段脑区治疗前、中、后组间相关性(** $P<0.01$ ，* $P<0.05$)

2.5 主观量表和脑电数据

通过主观量表和脑电数据的分析，受试者 VAS_L 和 VAS_A 等指标在治疗前、后呈现出显著性差异。脑电数据结果显示，Delta 频段 PSD 的变化显著，并且在治疗后大部分患者表现不同时长的残余抑制现象。综合分析行为学、主观量表和脑电数据三大类参数，探究了 TMNMMT 在治疗耳鸣中的效果及作用机

制。图 2.15 展示了 17 名受试者治疗前（红色标注）和治疗后（绿色标注）VAS_A 和 VAS_L 与 Delta 频段之间均存在显著负相关，相关性系数分别为-0.49 和-0.37。此外，治疗前、后 VAS_A 和 VAS_L 评分整体呈明显的下降趋势，证明了 TMNMMT 能有效改善耳鸣带来的困扰。

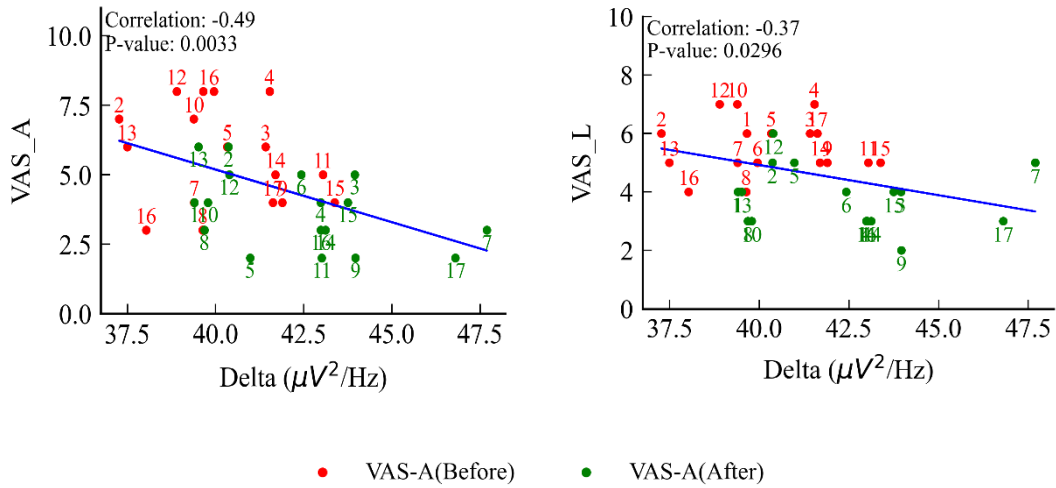
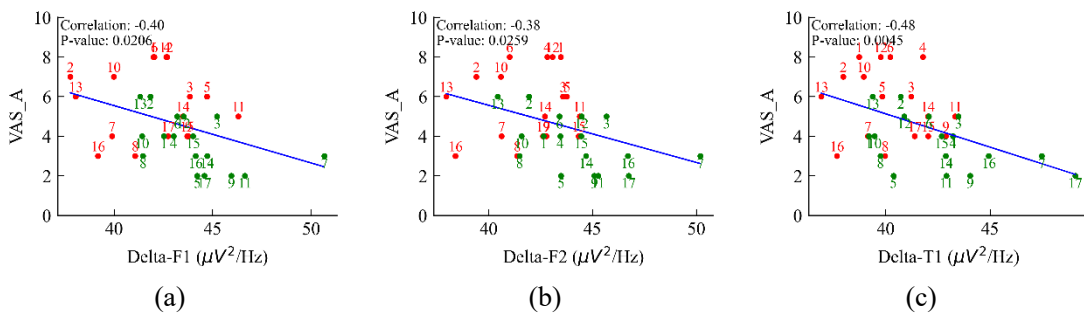


图 2.15 治疗前后（a）VAS_A 评分；（b）VAS_L 与治疗前后 Delta 频段 PSD 的相关性

图 2.16 展示了 17 名患者治疗前后 VAS_A 评分和治疗前后各个脑区 Delta 频段功率谱的相关性。治疗前后 VAS_A 评分与和治疗前后 Delta 频段的额叶、颞叶及左中央区 PSD 有显著负相关。其中 VAS_A 和 Delta 频段的左颞叶的 PSD 变化量的相关性最强（ $\text{corr}=-0.48$ ， $P=0.0045$ ），其次是右颞叶（ $\text{corr}=-0.45$ ， $P=0.0074$ ）。

17 名患者治疗前后 VAS_L 评分和治疗前后各个脑区 Delta 频段功率谱的相关性（图 2.17），治疗前后 VAS_L 仅与治疗前后 Delta 频段的左颞叶 PSD 有相关性（ $\text{corr}=-0.38$ ， $P=0.0258$ ），与 Delta 其它脑区（F2、T1、T2、C1）PSD 均无相关性（ $P>0.05$ ）。



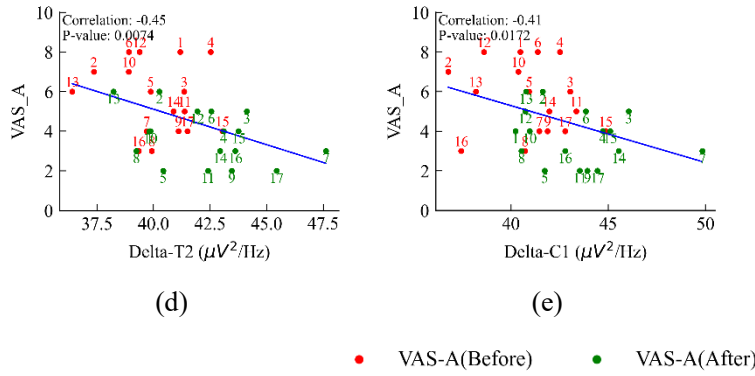


图 2.16 治疗前后 VAS_A 评分与治疗前后 Delta 频段(a)左额叶；(b)右额叶；(c)左颞叶；(d)右颞叶；(e)左中央区 PSD 的相关性分析

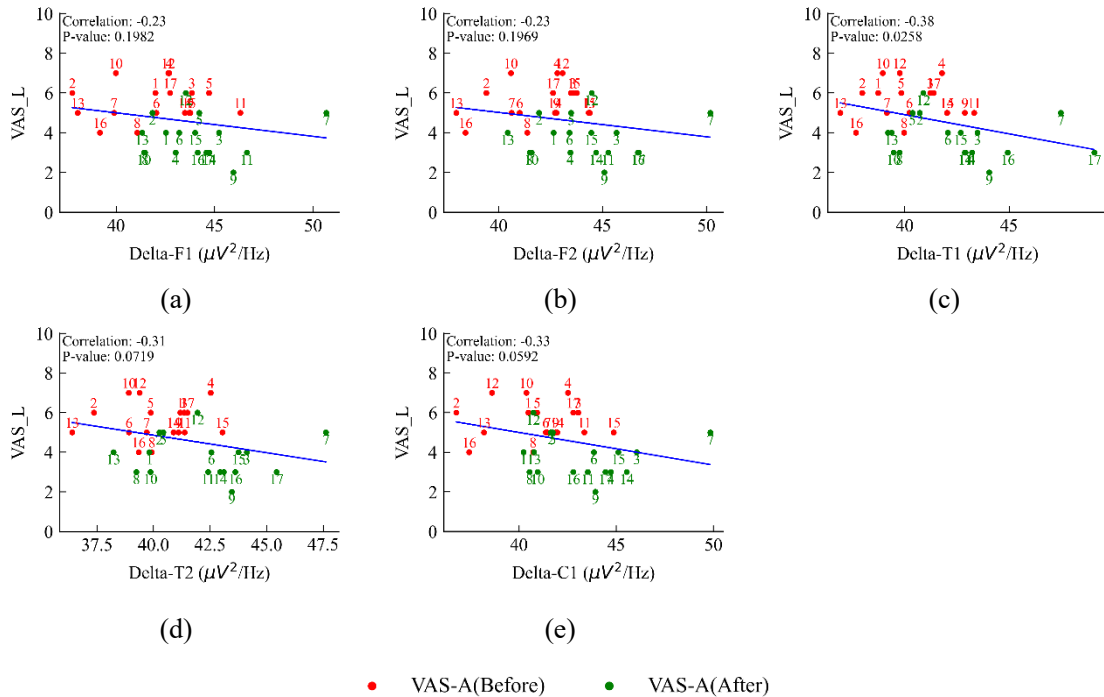


图 2.17 治疗前后 VAS_L 评分与治疗前后 Delta 频段 (a)左额叶；(b)右额叶；(c)左颞叶；(d)右颞叶；(e)左中央区 PSD 的相关性

此外，在治疗过程中，所有 17 名受试者均表现出不同程度的残余抑制 (RI) 效应。图 2.18 进一步分析了残余抑制时长与治疗后不同频段 (Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma1、Gamma2) 功率谱密度 (PSD) 变化之间的潜在关联。相关性分析结果显示，残余抑制时间与各频段 PSD 值的变化均未达到统计学显著性水平 ($P>0.05$)。尽管当前数据未能建立明确的频段特异性关联，但考虑到本研究存在以下限制因素：(1) 样本量较小 ($n=17$)，可能影响统计效力；(2) 脑电数据仅采集自治疗初期的单次评估，未能追踪长期动态变化；(3) 个体间神经振荡模式存在较大变异性。基于现有数据趋势，我们推测残余抑制效应可能与 Delta 频段 (1~4 Hz) 和 Gamma2 频段 (55~80 Hz) 存在潜在联系：Delta

频段可能反映皮层-丘脑网络的抑制性调节，而 Gamma2 频段可能涉及跨模态感觉整合的神经可塑性过程。这一假说有待后续扩大样本量、延长观察周期并结合功能连接分析加以验证。

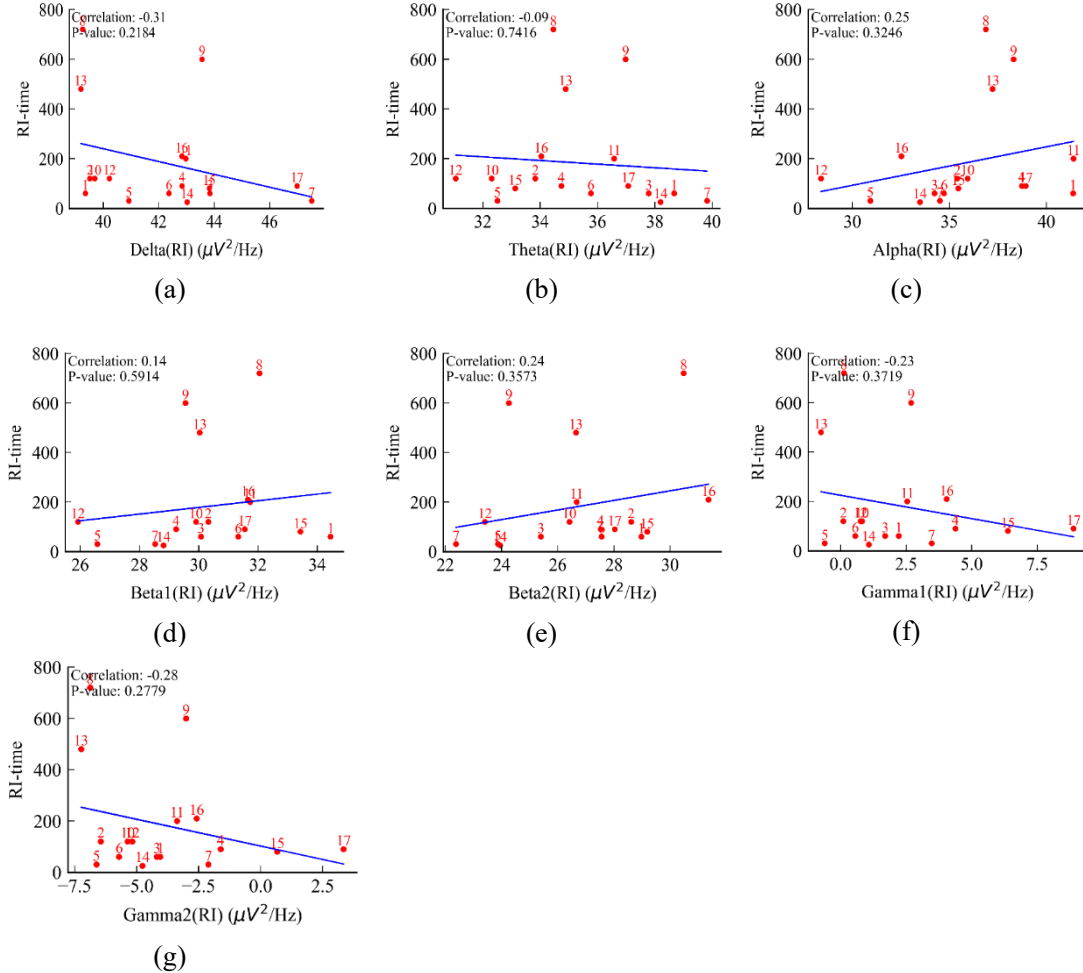


图 2.18 治疗后残余抑制时长与治疗频段 (a) Delta; (b) Theta; (c) Alpha; (d) Beta1; (e) Beta2; (f) Gamma1; (g) Gamma1 PSD 的相关性

2.6 结果分析

近年来，听觉神经科学研究表明，听觉皮层内兴奋性和抑制性神经相互作用的不平衡可能导致对耳鸣的感知^[55]。正常听力中，兴奋不仅会扩散到较高的神经元水平，而且相邻的神经元也会相互抑制，这种现象称为侧向抑制^[56]。耳鸣患者的听觉皮层重组失调可以通过个性化的声音进行频繁的刺激来进行一定程度的再训^[57]。这些研究的结论为 TMNMMT 方法的治疗原理提供了有力的证据。但目前为止没有客观的方法来评估耳鸣的疗效。

本研究是一项多中心研究，涵盖国内 20 余家著名耳鼻喉科医院。为确保实

验的真实性并提高研究结论的可靠性，我们在耳鸣受试者招募阶段严格执行了排除和纳入标准。本研究共收集了 769 名 (45.7 ± 13.4) 岁的慢性主观性患者，其中 17 名 (25 耳) 患者参与脑电实验。本研究分别记录了治疗前 THI 和治疗前后 VAS 量表 (包括 VAS_A 和 VAS_L) 评分数据，分析数据显示，耳鸣患者在治疗前后 VAS 量表评分明显降低，这表明 TMNMMT 对改善耳鸣带来的困扰有显著疗效。且治疗前 THI 与 VAS_L 和 VAS_A 高度相关。在本研究中，VAS_A 与 THI 最为相关，相关性系数为 0.53。这一结果与王涂璐等^[58]研究结论一致，表明 VAS 也可以有效用于临床评估耳鸣对患者生活质量的影响及治疗效果的评价。

国内某些研究发现，Alpha 波的变化与大脑皮层的兴奋性和抑制性调节密切相关^[59]，Delta 波等周期性成分在认知功能、情绪调节和睡眠等方面也具有重要作用^[60]。通过对参与实验二的患者脑电数据在不同时间段组间相关性分析发现，相对于治疗前，TMNMMT 治疗过程对 Delta 频段的功率谱变化最为显著 ($P < 0.01$)，其次是 Alpha 频段 ($P < 0.05$)，并且治疗中和治疗后在这些频段无显著差异。证明 Delta 频段的增加与耳鸣的存在相关，TMNMMT 的治疗过程可能引起了中枢皮层重塑。这一结论与先前的研究相似，与治疗前相比，经 TMNMMT 治疗 Delta 频段的 PSD 显著增加，TMNMMT 组和安慰剂组的 Alpha2 波段功率均显著降低，由于本实验未设立安慰剂组，与治疗前相比，治疗过程中 Alpha 频段 PSD 显著降低 ($P < 0.05$)。这表明 TMNMMT 可能会调节 Alpha 频段的功率，对耳鸣的相关神经模型产生影响。与此项研究不同的是，本次研究对比治疗前，未在 Theta 频段发现显著差异。出现以上差异的原因，可能是本次参与实验二研究的样本量较小 ($n=17$)，且两项在脑电采集时间及治疗时间上的标准不同。

通过单因素 ANOVA 方差分析受试者在 BT、IT 和 AT 的 PSD 能量与脑电特征的差异性发现，Delta 频段 PSD 变化显著的脑区最多，进一步对各组均值差异成对检验结果显示 (图 2.13)，在额叶、颞叶及左中央区的静息态 Delta 频段功率谱发生显著增加。对比治疗前，治疗中和治疗后额叶、颞叶及左中央区均显著差异 (表 2.4)。这表明 Delta 频段的额叶、颞叶及左中央区，这些脑区对治疗耳鸣有较大的影响。

综合分析 Delta 频段的 PSD 与主观量表的相关性。VAS_A 和 VAS_L 量表在治疗前后得分情况与 Delta 频段的治疗前后 PSD 均呈现负相关（图 2.14），这说明 Delta 频段可能代替 VAS 量表作为评估耳鸣对患者影响及治疗效果的评价的生物指标。并且 VAS_A、VAS_L 与 Delta 频段的相关性系数分别为-0.49 和-0.37，这表明中枢过激反应不仅影响患者对耳鸣声音强度的感知，更多的影响患者的情绪和烦恼度。具体来说，Delta 频段的增加通常与去传入/去抑制神经网络的活动相关，而这些变化可能反映了耳鸣患者在经历中枢过激反应时，神经系统在处理耳鸣时的异常状态^[61-62]。VAS_A 的负相关表明，情绪和困扰度的增加可能与大脑在耳鸣处理过程中出现的过度激活和去抑制现象有关。这进一步支持了中枢神经系统在耳鸣感知和困扰中的重要作用，尤其是在情绪反应和烦恼感受的产生上。

此外，我们还观察到治疗前后 VAS_A 评分与和治疗前后 Delta 频段的额叶、颞叶及左中央区 PSD 均有显著负相关。表明这些脑区可能对耳鸣情绪和烦恼度有重要影响，尤其是在情绪和认知处理过程中。其中 VAS_A 和 Delta 频段的左颞叶的 PSD 变化量的相关性最强（ $\text{corr}=-0.48$ ， $P=0.0045$ ），其次是右颞叶（ $\text{corr}=-0.45$ ， $P=0.0074$ ）。这些结果表明，左颞叶和右颞叶在耳鸣的情绪困扰感知中可能起到了核心作用，尤其是左颞叶，它可能与耳鸣的认知处理和情绪反应密切相关^[63-65]。进一步分析发现，治疗前后 VAS_L 仅与治疗前后 Delta 频段的左颞叶 PSD 有相关性（ $\text{corr}=-0.38$ ， $P=0.0258$ ），与 Delta 其它脑区（F2、T1、T2、C1）PSD 均无相关性（ $P>0.05$ ）。这可能表明在耳鸣响度感知中，左颞叶区域在处理声音的强度及其神经机制中占据了关键地位，且这种影响与其他脑区的相比更为显著。

本项研究的可信度和创新之处体现在以下几个关键点：首先，作为一项多中心合作研究，研究结果在更广泛的群体中具有较强的普遍性。其次，研究中对受试者信息进行了完整统计，并采用了恰当的统计分析方法，确保了研究结果的准确性和可靠性。最后，通过行为学指标、主观量表和脑电数据三大类参数，探究了 TMNMMT 在治疗耳鸣中的效果及作用机制。然而考虑到本实验的受试者样本量较少，且所收集的数据仅涵盖首次诊断阶段的短期数据，因此对于治疗过程中可能还存在的作用机制，仍需要更大样本量和长期跟踪数据来进

一步验证。

2.7 本章小结

总的来说,本章内容探究了个性化切迹掩蔽音乐疗法短期首诊治疗的有效性 & 治疗过程中的作用机制,受试者的 VAS_L 和 VAS_A 量表治疗前后的得分均具有显著性差异($P<0.001$)。在脑电实验中,经 TMNMMT 治疗后平均 RI 时间为 182.1 ± 210.4 秒,64.7% 的患者 RI 超过 60s。分别在 BT、IT 和 AT 进行了脑电数据的采集。研究结果显示, TMNMMT 在治疗过程中不仅增强了 Delta 频段的活动,同时也减弱了 Alpha 频段的神经元活动。受试者额叶、颞叶及左中央区 Delta 频段和枕叶的 Alpha 频段功率谱密度变化显著,这表明患者可能对耳鸣的潜在神经模型产生了影响。综合分析主观量表、行为学数据和脑电频带 PSD 的相关性, VAS 量表在 Delta 频段之间的关联性较为紧密,尤其 VAS_A 在左颞叶和左额叶区之间的负相关系数达到了 -0.45 及以上。这些变化可能是神经可塑性改变的生理学证据,为客观的耳鸣康复特征参数提供了依据。

综上所述,本章结果表明个性化的声治疗实验对不同类型、严重程度的耳鸣患者均具有显著的疗效,为声治疗的临床应用提供了可靠的证据,为耳鸣患者提供了更为针对性和有效的治疗选择,也为后续针对声疗法的优化提供了治疗参数上的依据。

第3章 多模式耳鸣康复算法的设计研发

第2章中，我们通过耳鸣声治疗短期首诊治疗实验，系统的探讨了声治疗对不同特征耳鸣患者的治疗效果，研究结果为后续实验优化声治疗方案的设计提供了更为充分的依据，并初步证实了所采用声治疗方法的有效性和可靠性。

通过多中心的研究方法我们发现，不仅不同患者在耳鸣频率、响度和听阈上存在差异，而且他们对于耳鸣的主观描述也各不相同。临床研究上，根据患者描述的耳鸣声类型，可以将其分为多种类别，例如蝉鸣声、嘶嘶声、铃声、嗡嗡声、昆虫声、雪花声等。已有研究表明，与未进行耳鸣声声源匹配的治疗组相比，耳鸣声匹配治疗对改善耳鸣症状具有显著效果，且匹配组的耳鸣障碍量表（THI）评分普遍优于未匹配组。目前，在耳鸣音调匹配治疗中，通常使用纯音、窄带噪声或白噪声等与耳鸣频率和响度相近的声音进行匹配。然而，迄今为止，尚未有研究尝试直接使用患者描述的耳鸣声本身作为匹配声源进行治疗。这是由于耳鸣声的种类复杂且多为复合声，并且音调存在多样性的特点。所以根据患者表述生成相对应的耳鸣治疗声，不仅仅可以丰富耳鸣匹配声源的多样性，区别于传统匹配声源存在的尖锐难听的情况，还能更加精准的对患者进行针对性治疗。

3.1 多模式耳鸣检测基本原理

多模式耳鸣康复算法包含检测与治疗两个部分组成，其核心在于通过对匹配声源的优化过程，实现对不同的耳鸣患者的精准参数匹配。然后通过结合掩蔽疗法和个性化切迹音乐的治疗原理，生成基于患者个体特征的多模式耳鸣康复算法。在生成治疗声之前，首先需要构建一个精确的耳鸣匹配声源的复合系统。此外，为了准确复现患者耳鸣声特征，需要先进行耳鸣匹配声源的共振峰预测，利用调幅调频模型完成对耳鸣复合声的分离与重构。随后在重构的过程中结合患者自身频率、响度等特征参数，生成个性化耳鸣匹配声源。最后利用有效的治疗声生成方案，生成最终的治疗音频。因此多模式耳鸣康复算法的原理需要结合共振峰预测、能量分离算法、分离合成模型、多样性耳鸣合成以及

治疗声生成等技术手段，以实现更加准确的耳鸣匹配声源和有效的治疗效果。

3.1.1 LPC 线性预测

以往研究在进行耳鸣匹配时常采用纯音、窄带噪声或白噪声对患者耳鸣特征参数进行匹配（包括频率、响度等）。由于匹配声源与患者自身耳鸣声存在差异导致不同患者对于同一种耳鸣匹配声源的结果不尽相同。而自然耳鸣声源与耳鸣声音色上相近但其它参数上相差很大，所以基于自然声生成多样性耳鸣声匹配声源，可以改善耳鸣匹配声源的不足且效果差的现状。自然耳鸣声源的多样性在于其具有多个共振峰频率组成，不同频率、响度叠加产生不同音色的耳鸣治疗声。准确获取自然耳鸣声的共振峰频率的个数和区间是后续准确合成基于自然声耳鸣的关键。在本研究中采用线性预测编码（Linear Predictive Coding, LPC）技术，通过优化预测系数，使得残差能量最小化，从而提取信号中的主要共振峰特征。

LPC（线性预测编码）的核心思想是通过一个线性模型来预测信号，从而使得每个信号样本可以通过其前几个样本的加权和来逼近。通过线性预测编码（LPC）预测音频信号中共振峰 F （Formants）的个数和频率，其核心原理基于 LPC 对声道传递函数的建模能力。共振峰是声道形状在发声过程中产生的频谱能量集中区，表现为频谱包络的局部峰值，而 LPC 系数可直接反映声道滤波器的特性。以下是详细的原理和实现步骤：

（1）声道模型与 LPC

在音频信号模型中，声道被视为一个谐振腔，其传递函数可以近似为全极点滤波器：

$$H(z) = \frac{G}{1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (3-1)$$

其中： G 为增益因子， a_k 为LPC系数， p 为LPC阶数，对应声道谐振的极点数量，每个极点对应一个共振峰。

LPC 线性预测的目标是通过预测 a_k ，使得预测误差的均方值最小化。

具体来说，给定一个音频信号 $x(n)$ ，LPC 模型试图用当前值 $x(n)$ 来通过前 p 个

样本的加权和来预测：

$$x(n) = -\sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + e(n) \quad (3-2)$$

其中： $x(n)$ 当前样本（信号的当前值）。 a_k 是 LPC 系数也表示线性预测的系数。 p 是预测的阶数（表示使用前 p 个样本来预测当前样本）。 $e(n)$ 是预测误差（残差），表示当前样本与通过模型预测的值之间的差异。

其中，最小化 E 的过程即求解最优预测系数的过程（式 3-3）

$$E = \sum_n e^2(n) = \sum_n \left[x(n) - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) \right]^2 \quad (3-3)$$

（2）LPC 系数的计算

在本文中，共振峰的个数是有 LPC 阶数 p 决定的，计算 LPC 系数通常使用两种常见的方法。第一种是最小二乘法：基于自相关函数求解 LPC 系数。自相关函数用于描述信号与其自身在不同时间滞后的相关性。通过计算预测误差的最小值，可以获取最优的 LPC 系数。第二种是 Levinson-Durbin 算法：这是一种递归算法，用于有效地计算 LPC 系数，避免了直接计算大矩阵的复杂度。它通过递归地解决线性方程组来逐步推导出 LPC 系数。

（3）共振峰的提取

LPC 系数 $a_1, a_2, a_3, a_4, \dots, a_p$ 可以用来构造一个线性预测多项式（3-4）：预测误差 $e(n)$ 可视为通过该多项式滤波器的输出，其频率响应与原始信号的频谱包络互补。

$$A(z) = 1 - a_1 z^{(-1)} - a_2 z^{(-2)} - \dots - a_p z^{(-p)} \quad (3-4)$$

其中 $A(z)$ 是 LPC 多项式， $z^{(-1)}$ 是信号的时间延迟算子。通过这个多项式，可以对信号的频谱进行建模，反映信号的谱特性。

通过求解 $A(z) = 0$ 的根（极点），可以得到声道滤波器的谐振特性（式 3-5）其中每个极点 z_i 对应一个潜在的共振峰。

$$z_i = r_i e^{j\theta_i}, i = 1, 2, \dots, p \quad (3-5)$$

3.1.2 能量分离算法

在信号处理过程中，对于一个音频信号 $s(n)$ 可以表示成许多个共振峰 F 的幅度、频率调制叠加组成。共振峰 F 是音频信号频谱中的能量集中的区域，通常对应于声道的谐振频率。每个共振峰 F 的频率和幅度随时间动态变化，反映了音频信号的时变特性。幅度调制描述了共振峰能量随时间的变化，通常与音频信号的音强和音节结构相关。而频率调制描述了共振峰频率随时间的变化，通常与音频的音高和语调变化相关。其具体数学模型如下式。其中， K 表示共振峰的总数； $r_k(n)$ 表示为第 K 个共振峰的调制输出。

$$s(n) = \sum_{k=1}^K r_k(n) \quad (3-6)$$

对于一个音频信号中每个共振峰的调制输出表达式 $r(n)$ 可以进一步分解为幅度和频率调制的组合，具体表示如下：

$$r(n) = a(n) \cos(\omega_c + \int_0^n q(k) dk + \theta) \quad (3-7)$$

其中， ω_c 是第 n 个共振峰的载波频率，这音频信号的共振峰频率可以相对应； $q(n)$ 表示频率调制信号， $a(n)$ 为幅度调制信号。其中关于瞬时频率的表达式可以表述为： $\omega(n) = \omega_c + q(n)$

对幅度调制和频率调制的原始信号，可以通过计算能量算子来高效地分离出该信号中的瞬时频率和瞬时幅度。由于本实验中的音频信号为离散信号，所以关于离散的信号其调频调幅表达式为 $r(n)$ ，Teager 能量算子的定义如下：

$$\Psi_d[r(n)] = r^2(n) - r(n-1)r(n+1) \quad (3-8)$$

对于离散的调幅调频信号，计算瞬时幅度 $a(n)$ 和瞬时频率 $\omega(n)$ 的方法采用的是利用差分计算信号 $r(n)$ 的能量，其中调制幅度和调制频率的数学表达式如下：

$$a(n) \approx \frac{2\Psi_d[r(n)]}{\sqrt{\Psi[r(n+1) - r(n-1)]}} \quad (3-9)$$

$$\omega(n) \approx \arcsin \left(\sqrt{\frac{\Psi[r(n+1) - r(n-1)]}{4\Psi[r(n)]}} \right) \quad (3-10)$$

以上对离散音频信号的处理过程，就是能量分离算法(Discrete Energy Separation Algorithm, DESA)的基本理论。在本文中使用向前差分、向后差分代替一阶导数（式 3-11）。

$$\begin{cases} y(n) = r(n) - r(n-1) \\ y(n+1) = r(n+1) - r(n) \end{cases} \quad (3-11)$$

其中 $y(n+1) = z(n)$ 并使用 $\frac{\Psi_d[r(n)] + \Psi_d[z(n)]}{2}$ 代替 $r(n)$ 的一阶导数能量算子，可得到误差较小的瞬时频率和瞬时幅度数学表达式：

$$\begin{cases} |a(n)| \approx \sqrt{\frac{\Psi_d[r(n)]}{1 - G^2(n)}} \\ f(n) \approx \frac{1}{2\pi T} \arccos[G(n)] \\ G(n) = 1 - \frac{\Psi_d[r(n)] + \Psi_d[y(n+1)]}{4\Psi_d[r(n)]} \end{cases} \quad (3-12)$$

3.1.3 耳鸣声分离合成系统

对耳鸣原始音频进行能量分离后，得到了其瞬时频率和瞬时幅度的表达式。然后进行耳鸣的合成过程。在本次研究中我们使用将能量分离算法得到的结果，利用调幅调频模型进行合成耳鸣自然声。根据具体实验中耳鸣自然声的特点，建立合成系统中自然耳鸣声的方法步骤。预设在实际实验研究中用来合成耳鸣匹配声源的自然耳鸣信号为 $y(n)$ ，通过能量分离算法分离出 $y(n)$ 的 $a(n)$ 和 $\omega(n)$ 后。再通过基于以上两个表达式推导调频调幅模型的数学表达式如下所示：

$$y(n) = a(n) \cos(\varphi(n)) = a(n) \cos\left(\omega_c n + \int_0^n q(k) dk\right) \quad (3-13)$$

$$\omega(n) = \frac{d\varphi(n)}{dn} = \omega_c + q(n) \quad (3-14)$$

以上表达式中， ω_c 作为原始自然耳鸣音频信号的共振峰频率； $\omega(n)$ 作为原始自然耳鸣音频信号的瞬时频率； $q(n)$ 作为原始自然耳鸣音频信号的频率调制信号。

由于每个原始自然音频信号的共振峰个数不同，而且能量分离算法针对的是单共振峰的调制信号，直接使用能量分离算法对原始自然音频进行分离出的瞬时幅度和频率经过合成后与原始数据存在较大误差。所以再能量分离之前，我们使用 LPC 线性预测共振峰的数量，然后使用带通滤波器对原始自然音频信号进行滤波，划分不同频段，每个频段包含一个共振峰，最后对每个频段的调制信号进行分析处理。

分析自然耳鸣音频的共振峰个数后，接着进行合成过程。首先，预测自然耳鸣音频信号由 n 个共振峰叠加而成。其次，利用滤波器组分别划分共振峰存在的 n 个频段。对每个频段的信号分开进行分离。最后通过相加得到最终的合成耳鸣声匹配声源 $y(n)$ 。

在本文中通过 LPC 线性预测出自然耳鸣音频的三个共振峰，并设计滤波器将耳鸣模拟声的三个共振峰频段滤波出来。在本次合成算法中使用的带通滤波器与其它自适应算法中的滤波器有所不同。这些带通滤波器的主要功能是从原始信号中提取出这三个频段的成分，同时还要确保滤波器的带宽足够宽，以尽量减少自然耳鸣音频信号在使用带通滤波器式造成能量损失。根据上述分频段的处理思路，并基于这些参数合成的最终的匹配声源表达式 $y(n)$ ，可以更进一步的表示为：

$$y(n) = r_1(n) + r_2(n) + r_3(n) \quad (3-15)$$

$$\begin{cases} r_1(n) = a_1(n) \cos((\varphi_1(n))) \\ r_2(n) = a_2(n) \cos((\varphi_2(n))) \\ r_3(n) = a_3(n) \cos((\varphi_3(n))) \end{cases} \quad (3-16)$$

其中， $r_1(n)$ 表示输入自然耳鸣音频信号 $x(n)$ 的第一个共振峰合成的耳鸣匹配声源； $r_2(n)$ 表示输入自然耳鸣音频信号 $x(n)$ 的第二个共振峰合成的耳鸣匹配声源； $r_3(n)$ 表示输入自然耳鸣音频信号 $x(n)$ 的第三个共振峰合成的耳鸣匹配声源； $a_1(n)$ 、 $a_2(n)$ 、 $a_3(n)$ 分别表示自然耳鸣音频信号的不同共振峰频段的瞬时幅度； ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} 表示自然耳鸣音频信号不同频段的共振峰频率。

其中 $\varphi_1(n)$ 、 $\varphi_2(n)$ 、 $\varphi_3(n)$ 的计算结果如下：

$$\begin{cases} \varphi_1(n) = \omega_{c_1} n + \int_0^n q_1(k) dk \\ \varphi_2(n) = \omega_{c_2} n + \int_0^n q_2(k) dk \\ \varphi_3(n) = \omega_{c_3} n + \int_0^n q_3(k) dk \end{cases} \quad (3-17)$$

其中通过分离出的自然耳鸣音频不同频段的瞬时频率 $\omega_1(n)$ 、 $\omega_2(n)$ 、 $\omega_3(n)$ 获取不同频段的频率调制信号 $q_1(n)$ 、 $q_2(n)$ 、 $q_3(n)$ 的表达式如下所示：

$$\begin{cases} q_1(n) = \omega_1(n) - \omega_{c_1} = \frac{d\varphi_1(n)}{dn} - \omega_{c_1} \\ q_2(n) = \omega_2(n) - \omega_{c_2} = \frac{d\varphi_2(n)}{dn} - \omega_{c_2} \\ q_3(n) = \omega_3(n) - \omega_{c_3} = \frac{d\varphi_3(n)}{dn} - \omega_{c_3} \end{cases} \quad (3-18)$$

基于前文的理论推导过程，自然耳鸣声分离合成系统可用图 3.1 所示的框图来表示。在该系统中 $x(n)$ 表示患者开始治疗前需要选择的自然耳鸣音频，其通过分离出的中瞬时频率(Instantaneous Frequency, IF)、瞬时幅度(Instantaneous Amplitude, IA)合成最终的耳鸣匹配声源 $y(n)$ 。该系统通过分频段处理和调频调幅模型，实现了对自然耳鸣声的高精度模拟与合成。

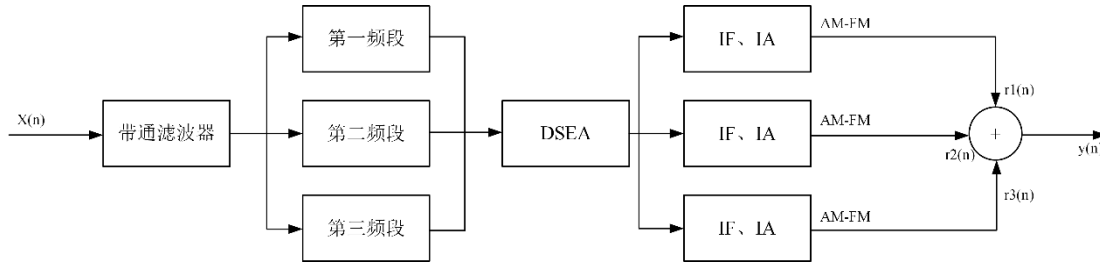


图 3.1 自然耳鸣分离合成系统

3.1.4 耳鸣声合成多样性

在耳鸣的治疗过程中，每个患者因其听力损失情况不同，听到的声音往往是完全复现的真实的耳鸣声。因为哪怕是同一声源，不同患者对响度和频率的敏感度也会不同。因此，对耳鸣匹配声源的响度和音调进行个性化调节在优化检测治疗精度上显得十分重要。本小节通过幅度调制和频率调制技术来实现耳

鸣声的多样性。具体而言，通过线性调整幅度参数，可以灵活控制合成声的响度。合成耳鸣声匹配声源时，其幅度变化可通过以下公式表示： k_1 、 k_2 、 k_3 的值可以同时增大或减小也可以保持不变，从而灵活的调整合成耳鸣声匹配声源在不同频率范围内的响度。当 $k > 1$ 时，合成的匹配声相较于原始音频的幅度线性增加；当 $0 < k < 1$ 时，合成的匹配声相较于原始音频的幅度线性减小，进而改变耳鸣检测治疗中关于匹配声源的响度个性化、多样性的问题。

$$y(n) = k_1 y_1(n) + k_2 y_2(n) + k_3 y_3(n) \quad (3-19)$$

合成匹配声源的 IF 的参数主要通过调整不同频段的共振峰 F （包括 ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} ）来实现合成音频音色的改变。通过和幅度变化类似的方法不变、增大或减小这些共振峰 F 的频率，就可以生成不同音调或音色的匹配声。表 3.1 列举了不同共振峰 F 的频率变化的组合办法。具体包括对 ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} 的增大、减小或不变等操作。

表 3.1 合成声载波频率的变化

频率		变化情况				
ω_{c_1}	不变	不变	增大	增大	减小	减小
ω_{c_2}	不变	增大（减小）	不变	增大（减小）	不变	增大（减小）
ω_{c_3}	不变	增大（减小）	不变	增大（减小）	不变	增大（减小）

3.2 基于自然耳鸣声的多样化合成结果

在第 2 章的研究中，我们根据患者的描述选取了几种较为常见的耳鸣声，包括口哨声、短笛、门吱吱声、嘶嘶声、嗡嗡声等。本章将选用原始口哨声作为耳鸣原始自然声（以下简称“耳鸣原始声”），通过 3.1 节的基本原理结合信号处理技术，实现对耳鸣原始声的分离与合成。同时，通过频率调制和幅度调制生成多样性合成口哨声匹配声源（以下简称“耳鸣合成声”）。通过以上过程改善耳鸣匹配声源中不足和匹配效果不佳的现象，并利用患者喜爱的自然音乐作为背景音制定最终的耳鸣治疗声，为了进一步提高声治疗给予患者的听觉感受，来提升治疗有效率。

3.2.1 基于 LPC 共振峰预测的结果

本实验中选取一段口哨声作为耳鸣原始自然声 $x(n)$ ，采样频率为 44100 Hz。首先对耳鸣原始声 $x(n)$ 预加重处理，采用一阶高通滤波器增强高频成分，公式 3-18 为差分方程的形式，其中 $x(n)$ 为原始自然声， a 为预加重系数， $y(n)$ 为预加重后的信号对应的传递函数为 $H_{\text{pre}}(z) = 1 - az^{-1}$ 。

$$y(n) = x(n) - ax(n-1) \quad (3-20)$$

然后进行线性预测建模，使用 LPC 线性预测获取最优解（式 3-3），从而得到预测阶数 p 。在本文中获取原始自然声的最优解后得到 $p=11$ 阶线性预测模型逼近信号，求解预测系数 $\{a_k\}$ ，构建全极点滤波器（式 3-19）并计算频率响应（式 3-20），最后对共振峰进行检测。将频率响应转换为对数幅度谱 $H_{\text{dB}}(f) = 20 \log_{10}(|H(e^{j\omega})|)$ ，通过局部极大值检测算法定位共振峰 $f_i \Leftrightarrow H_{\text{dB}}(f_i) > H_{\text{dB}}(f_i \pm \Delta f)$ 。其中 Δf 由频率分辨率 $f_s/1024$ 决定。

$$H(z) = \frac{1}{A(z)} = \frac{1}{1 - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (3-21)$$

$$H(e^{j\omega}) = \frac{1}{1 - \sum_{k=1}^p a_k e^{-j\omega k}} \quad (3-22)$$

通过上述过程分析文中的耳鸣原始声在三个频段内分别存在一个共振峰，结合耳鸣原始声的频谱特点，设计了 3 个 FIR 带通滤波器，分别截取相应频段内的共振峰。为了尽可能保证口哨声频谱的完整，减少在合成过程中损失口哨声的信息，本实验使滤波器的带宽足够大，以幅值最低点作为滤波器的每个滤波器的上下限。然后利用 FIR 带通滤波器分离每个包含共振峰的频段。下图 3.2 左图是耳鸣原始音频的时频图，右侧图是利用 LPC 预测得到的自然声的共振峰分布。对比预测结果发现，LPC 可以准确预测共振峰的个数和具体频率点。由于本实验中选取的为口哨声，针对其它类型的耳鸣声，相应的滤波器参数，合

成时的共振峰频率相应的发生改变。

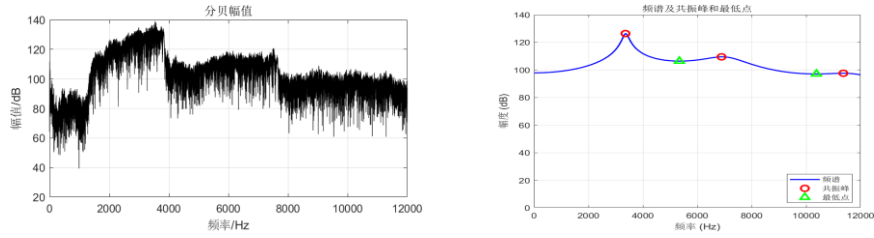


图 3.2 LPC 预测共振峰分布情况

利用有限冲击响应带通滤波器对耳鸣原始音频不同频段滤波后，采用能量分离算法前需要对每个共振峰 F 的频带进行划分。图 3.3 是三段不同频率范围内耳鸣原始音频滤波后的时频图，其中图 3.3 中(a)和(b)是耳鸣原始声，(c)、(e)、(g)分别为分频段分离后的结果。观察波形图可以看到，经过滤波器滤波后每个频率范围内的共振峰均被分离了出来。每个频段内包含一个共振峰，频谱符合滤波器的参数设置。

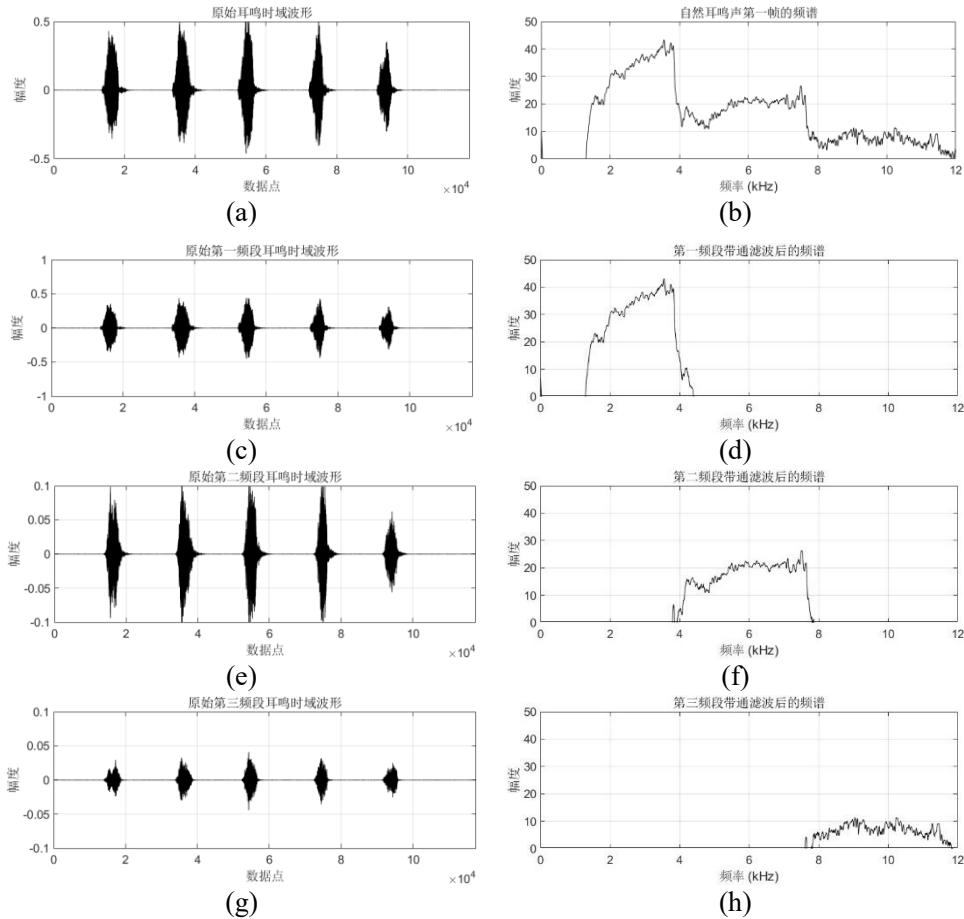


图 3.3 原始耳鸣声不同频段 FIR 后的波形

3.2.2 基于能量分离算法的结果

对耳鸣原始声进行划分频带后，我们进一步对各频带进行能量分离（详见 3.1.2 节）得到三个频段在每个数据点上（下图截取了前一秒的数据）的瞬时幅度和瞬时频率。本实验中采用的是向前和向后差分的方法对各频段中共振峰信息进行分离。图 3.4 是利用能量分离算法分离出的各频段的瞬时频率和瞬时幅度，图中(a)、(b)、(c)为分频段的原始蝉鸣声时域波形图，分离出的瞬时频率是以归一化频率来度量的，图 3.4(d)、(e)、(f)为各频段的瞬时频率，(g)、(h)、(i)为各频段的瞬时幅度。

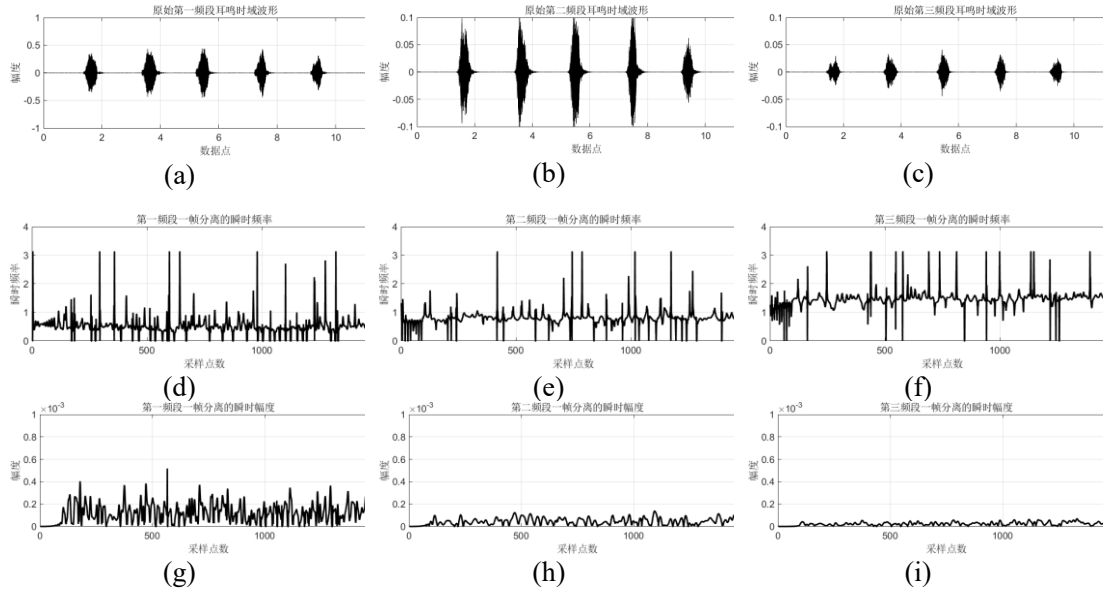


图 3.4 不同频段 IF 和 IA 的结果

3.2.3 多样性耳鸣声的合成

由能量分离算法分离出的瞬时幅度和瞬时频率，通过(3.1.3 节)对于合成耳鸣声系统的基本原理介绍，将得到的 IF 和 IA 叠加合成最终的耳鸣声。图 3.5-图 3.7 是原始耳鸣音频于合成音频的从时域、频域上的对比图。计算耳鸣原始声和耳鸣合成声的均方误差 MSE 和平均误差 MAE 的结果分别为 0.0012 和 0.00355。

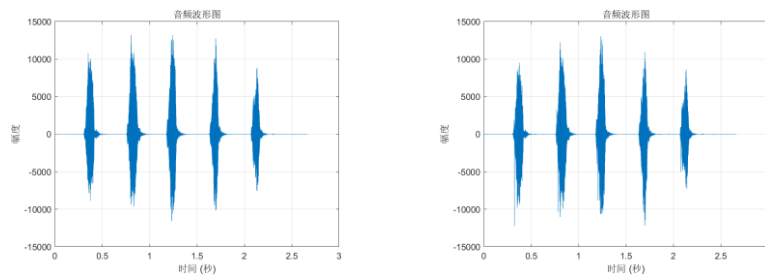


图 3.5 时域波形对比（左图为耳鸣原始，右图为耳鸣合成声）

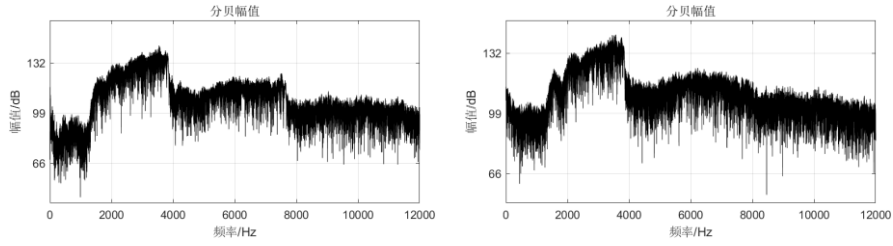


图 3.6 频域波形对比（左图为耳鸣原始，右图为耳鸣合成声）

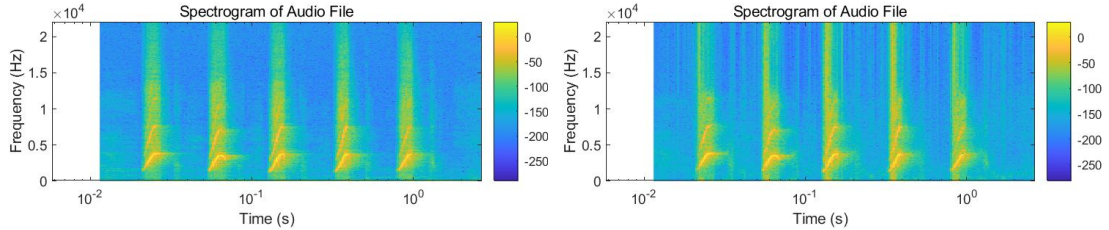


图 3.7 时频图波形对比（左图为耳鸣原始，右图为耳鸣合成声）

图 3.8 为频段一范围合成与原始耳鸣声的时频图；图 3.9 频段二范围合成与原始耳鸣声的时频图。图 3.10 频段三范围合成与原始耳鸣声的时频图对比。由于原始自然耳鸣声的音频长度较长，耳鸣声的频谱取 1 秒的数据进行分析，便于观察耳鸣声合成前后的频谱变化。频谱图的横坐标为耳鸣声的实际频率。由于原始音频有较丰富的频谱，所以在绘制时对幅频图曲线进行了光滑处理，便于观察合成效果。从波形和频谱图可看出，利用耳鸣合成系统结合耳鸣声实际的共振峰频率可合成自然耳鸣声的每个共振峰频段。

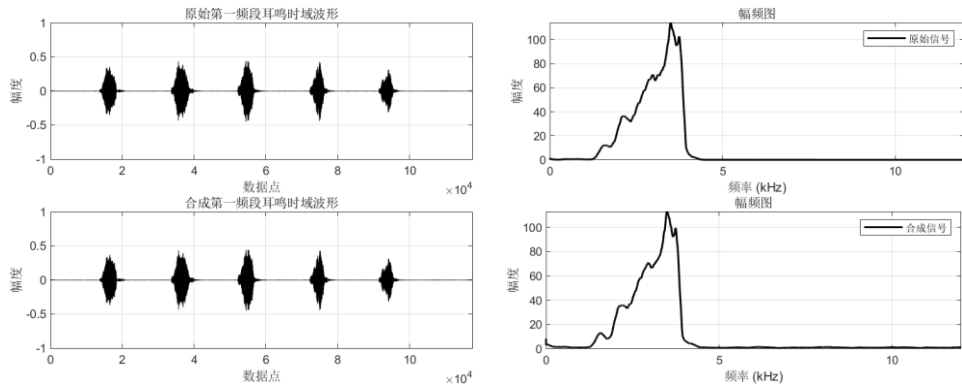


图 3.8 频段一范围合成与原始耳鸣声的时频图

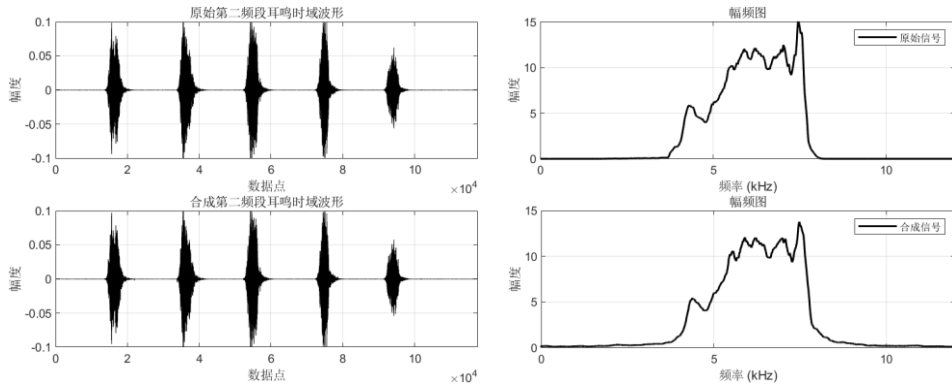


图 3.9 频段二范围合成与原始耳鸣声的时频图

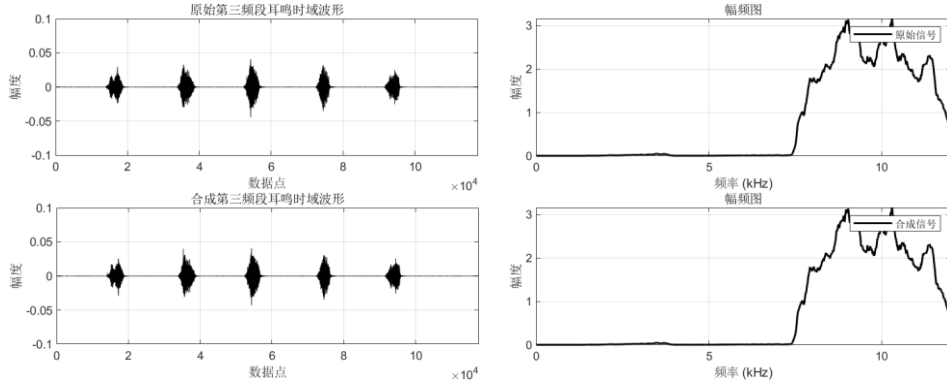


图 3.10 频段三范围合成与原始耳鸣声的时频图

(1) 本研究通过调整参数 k 的取值，实现了合成耳鸣声幅度的多样化调控。本实验设置了两种不同的 k 值进行对比观察，通过改变 k 值参数，有效调节了合成耳鸣声的幅度特征。这种基于参数调控的幅度调节方法，能够精确控制耳鸣匹配声源的响度特性。图 3.11 展示了不同参数下合成的效果波形特征。其中 (a) 是原始自然耳鸣音频的时域波形图，(b) 是基于原始自然耳鸣音频合成的耳鸣时域波形。(c) 和 (d) 分别对原始音频各频段的响度进行了调节，其中：(c) 的数学表达式为 $y(n) = 0.5 \times y_1(n) + 0.5 \times y_2(n) + 0.5 \times k_3(n)$ ；(d) 的数学表达式为： $y(n) = 2y_1(n) + 2y_2(n) + 2y_3(n)$ 。结果表明该方法能够有效实现声波幅度的连续调节，为后续的耳鸣声治疗提供了可靠的技术支持。

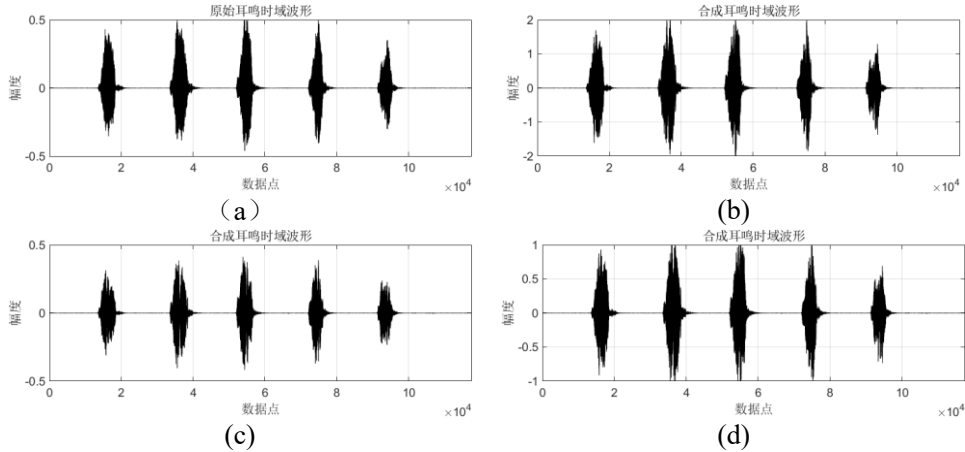
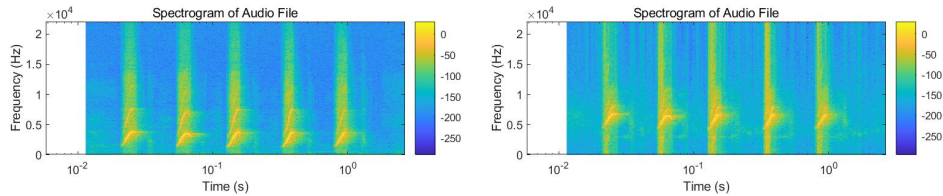


图 3.11 不同响度的合成声

(2) 同样的，本研究通过调整参数 ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} 的取值，实现了合成耳鸣声频谱的多样化调控。实验对 ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} 设置了不同的数值进行对比观察，通过改变 ω_{c_1} 、 ω_{c_2} 、 ω_{c_3} 值参数，有效调节了合成声的频谱特征。图 3.11 展示了合成的效果波形特征。图 3.12(a) 是原始自然耳鸣音频的频谱图，其中三个共振

峰分别分布在 3380 Hz、6800 Hz、11200 Hz，图 3.12(b) 是将三个共振峰频率分别调整到 6500 Hz、7500 Hz、8000 Hz。结果表明该方法能够有效实现频谱的连续调节，为后续的耳鸣声治疗提供了可靠的技术支持。



(a) (b)
图 3.12 耳鸣合成声频谱(a)为原始音频, (b)为合成音频

3.3 基于自然音乐背景治疗声的生成

耳鸣康复治疗声的基本原理是通过对耳鸣信号进行有效干预，帮助患者减轻耳鸣的感知或重塑大脑对耳鸣的处理方式。耳鸣作为一种常见的听觉障碍，虽然没有外界的声源，但患者却持续感受到不同类型的声音。这种持续的声音感知通常会显著影响患者的生活质量，导致睡眠障碍、注意力不集中、情绪波动等一系列问题。所以，选择合适的耳鸣声治疗有效手段显得尤为重要。

在众多耳鸣治疗方法中，耳鸣掩蔽疗法和耳鸣切迹疗法是两种常见且具有显著疗效的干预手段。通过第 2 章对声治疗有效性的探索，验证了结合这两种方法的 TMNMMT 在临床上表现出较好的疗效。耳鸣掩蔽疗法通过生成与耳鸣频率相似的声音来掩盖耳鸣信号，从而减轻患者的耳鸣感知，使患者能够更容易忽视耳鸣的存在。而耳鸣切迹疗法则通过特定频率范围的音频信号，逐步减少耳鸣频率的影响，帮助患者适应并缓解耳鸣带来的困扰（其基本原理详见 1.2.2）。这些治疗方法的共同目标是通过外部音频干预，使患者的大脑在感知和处理耳鸣信号时得到有效调节，从而达到缓解症状的效果。这两种在临床应用中，用于耳鸣掩蔽治疗和切迹治疗的背景音通常使用白噪声、窄带噪声等类型的声音。这些声音虽然能够掩盖耳鸣，但由于其较为单一且刺耳令人不舒服，常常会导致患者产生听感上的不适。在之前的大样本实验中就出现部分受试者因无法忍受白噪声等刺耳的匹配声源而选择放弃耳鸣治疗。因此，优化治疗声音的听感，使其更符合患者的接受度，成为提高治疗效果和患者依从性的关键方法。通过改善治疗声音的舒适度，可以有效增强患者的治疗体验，进而提升

治疗效率与效果。

3.3.1 基于自然音乐的叠加掩蔽

耳鸣掩蔽区间的设置，在本研究中通过耳鸣检测过程确定的耳鸣频率通常是在一定范围内，主要集中在特定的频段。因此，首先需要通过阈值设置确定患者的耳鸣频率范围。图 3.13(a) 是选取的耳鸣声频率所在的频率区间，图 3.13(c) 是耳鸣模拟声的频率分布，通过设置一个耳鸣掩蔽区间的阈值，可以为治疗提供一个频率范围内的“安全区”，即只在耳鸣的频率区间内叠加掩蔽音，而不会影响到患者听觉系统中的其他重要频率。这样做的好处是能够精准地将治疗集中在耳鸣频率上，避免对其他频段产生过多干扰，进而提高治疗效果。

其次，选取自然音乐作为掩蔽背景音，图 3.13(b) 为选取的自然音乐的时频图，与传统的噪声如白噪声或粉红噪声相比，自然音乐具有更柔和的音色和节奏，听起来更为舒适且放松，因此患者更容易接受并长期使用。这对于治疗的依从性和患者的舒适感至关重要。

最后，在掩蔽时叠加掩蔽增益指的是将掩蔽音的强度置到足够的水平，从而使得耳鸣频率的声音对患者的感知变得不那么显著。本文选择将耳鸣频率所在区间叠加 5dB 的掩蔽量，这一增益水平足以有效降低耳鸣信号的感知强度，同时又不会对周围环境产生过大的干扰。图 3.13(d) 为叠加 5dB 的掩蔽治疗声。

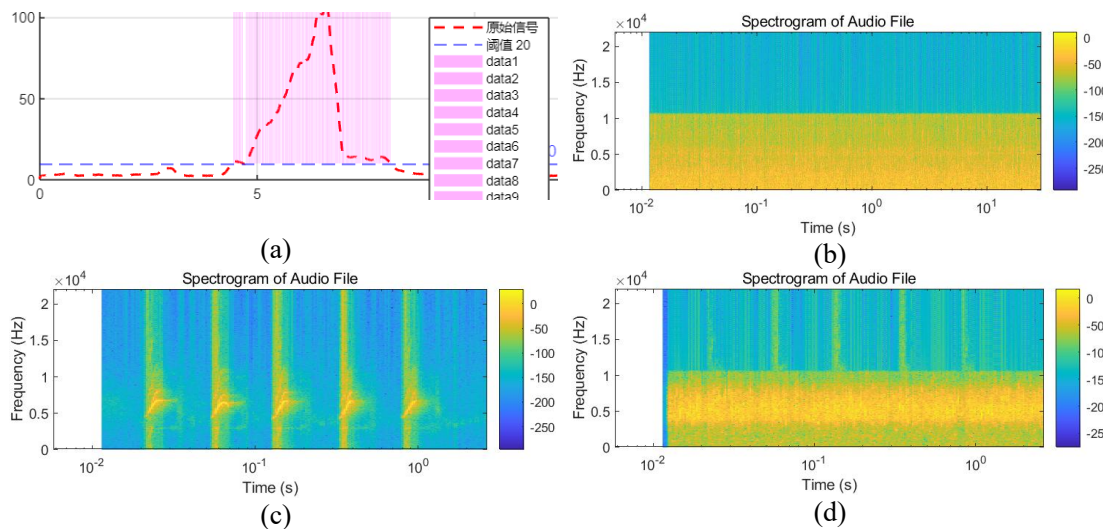


图 3.13 基于自然声的叠加掩蔽治疗声

3.3.2 基于自然声的切迹

在本文实验中，我们对合成的耳鸣声进行了详细的语音检测，如图 3.14 (a) 所示，通过时间轴上的能量分布情况分析耳鸣的特征。这一过程帮助我们了解耳鸣信号在时间上的波动和强度变化，进而为后续的治疗声生成提供了基础数据。首先，语音检测用于提取合成耳鸣声的能量分布情况。通过观察耳鸣声在时间轴上的能量变化，能够准确识别耳鸣信号在特定时刻的强度和持续时间。此步骤的关键是分析耳鸣信号的能量分布特征，以便后续的治疗声生成过程能够精确匹配这些特征并进行有效干预。其次，为了增强治疗的效果，我们选取了自然音乐作为切迹治疗的背景音，如图 3.14(b) 所示。自然音乐的频谱通常包括丰富的低频和中频成分，这些频率能够覆盖耳鸣信号的部分频段，同时提供一个舒适且平衡的音频环境。在这一阶段，结合耳鸣声的能量分布情况，背景音的频率特性能够帮助我们更好地进行耳鸣频率附近的能量增强。然后，根据耳鸣能量的时间分布，我们按照耳鸣频率所在的区间对自然音乐进行增强。在本实验中，我们将增强幅度 α 设置为 5dB，即在耳鸣频率附近的频段上增强 5dB 的能量。这一增强幅度不仅能够有效提高耳鸣信号的能量，同时也确保增强的幅度在不引起不适的情况下，使治疗效果最大化。在增强治疗声后，我们使用带阻滤波器对增强后的治疗声进行处理，如图 3.14 (d)所示。带阻滤波器的作用是切除增强后耳鸣频率分布的频段。最后，经过上述过程，我们得到了最终的切迹治疗声。该声音在时间轴上精确匹配了耳鸣信号的能量分布，并通过增强耳鸣频率附近的能量，达到了有效的耳鸣干预效果。带阻滤波器的应用进一步对增强后的治疗声进行了切迹处理。

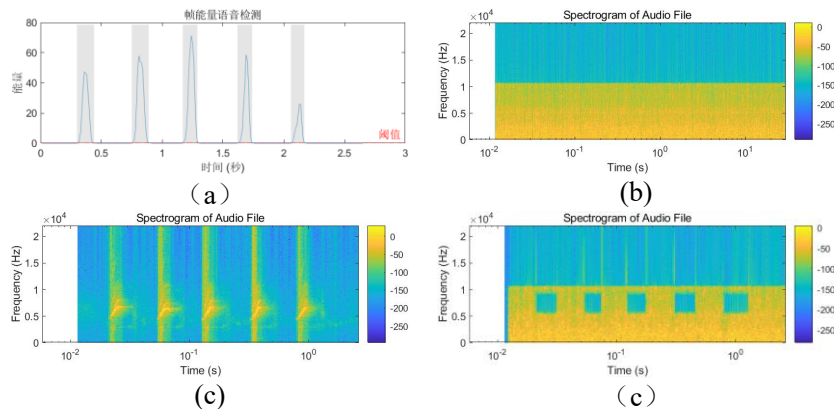


图 3.14 基于自然声的切迹治疗声

3.4 本章小结

本章详细介绍了耳鸣康复算法的基本原理，涵盖了从耳鸣检测到治疗的全过程。首先，耳鸣的检测部分包括基于耳鸣自然声的匹配过程。在这一过程中，采用了多种关键技术，包括 LPC（线性预测编码）共振峰预测、能量分离算法、基于调幅调频（AM-FM）模型的耳鸣声复合系统以及多样性耳鸣声的合成方法。这些技术的结合使得我们能够精准地分析耳鸣信号，并为个体患者生成符合其耳鸣特征的声音信号，以实现更加个性化的治疗方案。并选取了口哨声作为耳鸣原始声基于以上理论过程合成了个性化耳鸣检测匹配声源。

耳鸣治疗过程则侧重于通过耳鸣声音的掩蔽和个性化切迹音乐的合成来进行康复。基于自然音乐的掩蔽疗法通过生成与耳鸣频率匹配的声音信号，从而有效地掩盖患者感知的耳鸣声音，减轻耳鸣对日常生活的影响。与此同时，个性化切迹音乐的康复音乐合成方法则根据患者的耳鸣特征，如频率、响度等，定制专属于患者的康复音乐，以帮助调整和改善大脑对耳鸣信号的处理方式。

特别需要强调的是，耳鸣康复治疗过程的优化，尤其是自然耳鸣声的合成过程，对后续治疗效果的研究至关重要。自然耳鸣声的合成不仅影响耳鸣治疗的个性化精准度，还决定了治疗的效果和患者的依从性。因此，本章所进行的工作为后续平台的设计和研究奠定了理论基础，并为如何进一步优化耳鸣治疗提供了重要的理论支持和技术准备。

第 4 章 耳鸣检测治疗平台的搭建

在前期的研究中，本文已经实现了多模式耳鸣康复算法的研发。在传统耳鸣治疗流程中，耳鸣频率或响度检测、治疗方案制定分属不同设备与系统，需要受试者多次就诊，导致治疗周期延长治疗效率低下等问题。另外检测过程中的数据（如耳鸣频率、响度、宽度、残余抑制时长、患者基本信息等）无法实时同步至治疗设备，依赖人工转录，易引发参数匹配误差，对患者精准治疗产生影响。为了能够便捷的使用以上算法对耳鸣患者进行检测与治疗同时进行，提高主观性耳鸣患者的治疗率。本研究将设计一个耳鸣检测治疗平台并连接数据库，同时该平台包含几种常见耳鸣声供用户选择。最终实现多模式多特征的耳鸣匹配过程，并结合切迹和掩蔽的治疗生成治疗声，完成整个过程实现患者的精准匹配和治疗。

4.1 耳鸣检测治疗平台的硬件设计

在本研究中，我们选择了 RK3568 开发板（图 4.1）作为耳鸣康复治疗平台的核心硬件平台，主要基于以下几个考虑因素：

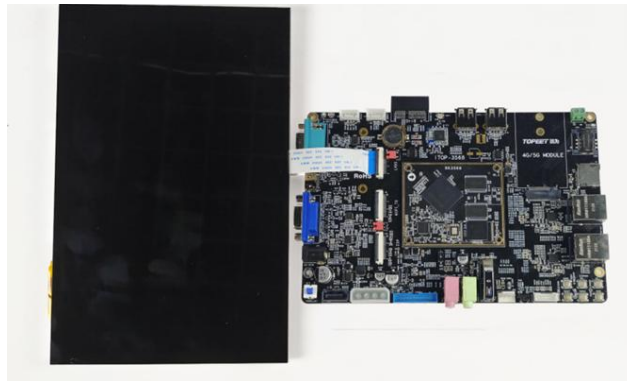


图 4.1 RK3568 开发板硬件设备

（1）强大的计算性能

RK3568 开发板搭载了四核 ARM Cortex-A55 处理器，具有强大的计算能力，能够满足音频处理和实时数据分析的需求。耳鸣康复治疗涉及到信号处理、频率分析以及动态音频生成等计算密集型任务，RK3568 的高性能处理器确保了这些复杂任务能够在实时环境中高效运行，避免了处理延迟和性能瓶颈。图 4.2 为 RK3568 核心版的功能框图的正反面。



图 4.2 RK3568 核心版的功能框图（左图为正面，右图为反面）

（2）丰富的硬件接口

RK3568 开发板提供了丰富的硬件接口，包括 GPIO、USB、HDMI、Audio I/O 等，能够方便地连接各种外部设备，如音频输入输出设备、显示器、传感器等。这为系统的扩展性和灵活性提供了保障，使得我们能够根据不同的需求，定制耳鸣康复治疗系统。在治疗过程中受试者需要在静音室内佩戴专业的耳机进行检测验配过程，RK3568 提供了相应的音频输出接口，方便音频的输出。也可通过 LCD 触摸屏实现便捷的用户交互。

（3）支持多种操作系统

RK3568 开发板支持主流的操作系统，包括 Linux 系统和 Android 系统，这使得开发人员能够利用现有的软件开发工具和库，快速进行系统开发和优化。本研究中是基于 Linux 系统下完成检测与治疗平台的设计，该系统提供丰富的工具链如交叉编译器，MobaXterm 串口调试工具等以及开源的 Ubuntu 虚拟机编译系统，可实现从应用层到底层的整体调试。并且 Linux 系统的高效性和开放性为音频处理、信号分析以及算法实现提供了稳定的支持环境，同时也方便后续的软件更新和维护。

（4）低功耗与高效性

尽管 RK3568 具有强大的计算能力，但其低功耗特性使其成为嵌入式系统中的理想选择。这对于长时间运行的耳鸣检测治疗系统尤为重要，因为需要保证系统在低功耗模式下持续工作，提供稳定的治疗效果，而不会导致过热或高能耗的问题。

综上所述，RK3568 开发板凭借其强大的性能、丰富的接口支持、低功耗特性和开发资源，成为了我们耳鸣康复治疗系统的理想硬件平台。通过这款开发板，我们能够实现高效的音频处理、精准的治疗声生成和稳定的系统运行，为患者提供优质的耳鸣康复治疗体验。

4.2 耳鸣检测治疗平台的软件设计

4.2.1 需求分析

搭建耳鸣检测治疗系统需要开发与开发板 RK3568 配套的应用软件，这软件也就是本章中的检测治疗平台。在这个平台上，可以根据患者的个体耳鸣特征情况自主进行耳鸣的检测与治疗过程。为实现该任务，平台架构设计需要满足以下功能：

- 1、在性能上，该平台需要具有高稳定性和快的响应速度
- 2、在功能上，该平台需要包括所有的检测功能和治疗功能：耳鸣自然声选择、共振峰提取、耳鸣声合成、治疗声生成；还需要包括用户登陆和信息管理等。
- 3、在可交互上，操作人员可以通过耳鸣检测治疗界面实时调整耳鸣匹配和治疗参数，实现个性化治疗声的输出。
- 4、在开源上，该平台需要使用开源的工具包和编程语言，便于后期的大规模生产。

4.2.2 架构设计

本节根据上述的需求分析内容开展耳鸣检测治疗平台架构设计工作，设计原理图如下图 4.3 所示，整体可分为操作系统层，应用层和驱动层三部分。操作系统层选用选择 Linux（Ubuntu 18.04），这为耳鸣检测与治疗平台提供了稳定的操作环境。Linux 操作系统具有良好的资源管理能力和丰富的开发支持，尤其在嵌入式系统和硬件控制方面，Linux 系统提供了强大的驱动支持；文件系统管理所有系统文件，确保数据的完整性和快速访问；设备管理与硬件设备（如扬声器、显示器、键盘鼠标等）的交互。驱动管理控制和管理所有硬件驱动，包括音频驱动、显示驱动、输入驱动等，确保硬件与操作系统的无缝对接。应用层主要承担与用户的信息交互任务，它能够接收用户所设置的耳鸣匹配参数、治疗模式等信息，并将获取到的结果进行实时展示。在这一层，QT 用于开发用户界面和交互部分，而 MATLAB 主要用于音频信号处理和数据分析。包括患者数据管理、个性化治疗设置等，确保不同用户（如患者、医生）能够访问和管理他们的治疗信息。治疗模式选择：患者可以根据不同的症状选择合适的治疗模

式，如掩蔽、切迹疗法等。数据存储部分利用数据库对患者的基本信息和检测治疗参数存储在本地存储系统中，以便随时查看和备份。音频信号处理过程通过调用 MATLAB 动态链接库工具，进行音频合成和治疗音频生成。

开发板硬件驱动层包括音频驱动、显示驱动和输入驱动三部分组成，其中音频驱动包含驱动音频播放设备。确保能够准确生成耳鸣信号并生成反馈声音进行治疗。显示驱动包含支持显示屏显示界面的交互功能，确保界面能够流畅更新并响应用户输入。输入驱动包括按钮、键盘鼠标等输入设备驱动，支持用户进行交互界面中参数设置与组件选择等操作。

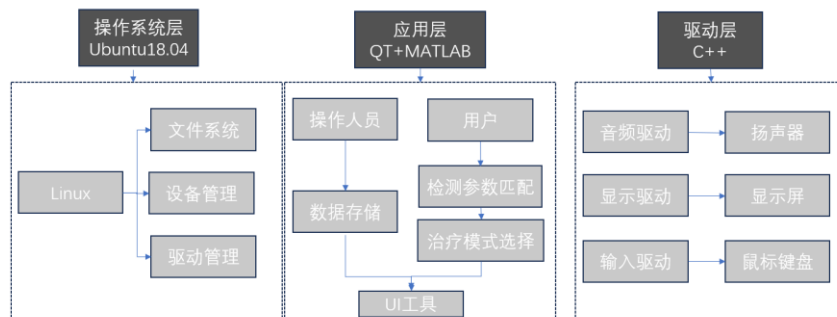


图 4.3 检测治疗平台的系统架构

4.2.3 开发板编译环境

在进行软件平台设计之前，需要对开发板的开发板环境进行搭建，具体操作流程如图 4.4 所示。保证后续软件平台的顺利植入。首先采用开发板直连电脑的配置方法，完成 windows、虚拟机、开发板网络环境搭建，设置虚拟网卡 VMnet2 与电脑在一个网段内，实现 Ubuntu 和 RK3568 无线上网。然后通过串口调试 MobaXterm 工具实现对 RK3568 开发板在 Windows 平台调试。

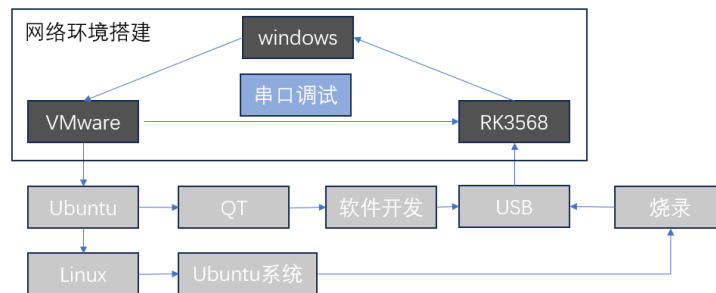


图 4.4 开发板编译环境

随后在虚拟机软件下搭建 Ubuntu 操作系统，在该虚拟机操作系统下完成

Linux 文件系统构建，将构建完成的 Ubuntu 系统文件通过烧写线用 USB 口固件烧录至开发板中，硬件烧录过程接口示意图如下图 4.5 所示。并在虚拟机中安装软件开发所需要的工具，在本实验研发中选择的是可跨平台使用的 QT 作为界面开发工具，最后将 QT 开发检测治疗平台通过 Make 命令生成可执行文件，并通过 USB 挂载至开发板中。

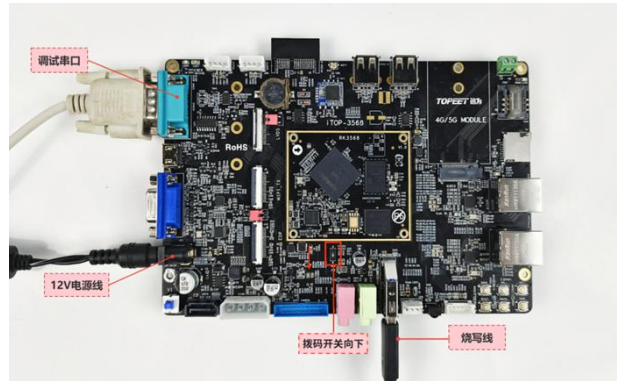


图 4.5 开发板固件烧录

4.2.4 耳鸣检测治疗平台功能设计

根据第三章多模式耳鸣康复算法中检测和治疗部分的优化设计，对检测和治疗这两部分功能设计相应的软件功能模块。检测部分的功能在信息匹配模块中实现，该模块主要依赖参数获取类（`text.cpp`）获取原始音频文件包（`audiodata.cpp`），通过时域数据（`timedata.cpp`）和频域数据（`freqdata.cpp`）以及包含 LPC 线性预测函数的共振峰提取类（`formantfreqs`）。实现对用户原始音频的选择，以及相应共振峰频率区间的预测功能。其具体流程架构如下图 4.6 所示。

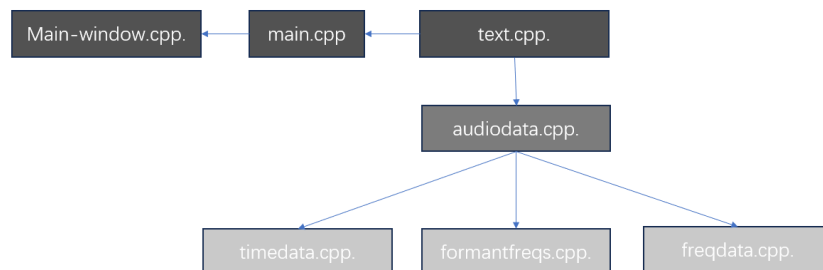


图 4.6 信息匹配模块流程架构

信息匹配界面的具体功能包含受试者选择自然音频，在耳鸣检测治疗系统的用户界面中，首先通过信息匹配界面来进行音频选择。该界面提供了多种自

然音频样本，如流水声、海浪声、鸟鸣声、口哨声等，用户可以根据耳鸣的频率特征，选择一个与耳鸣频率相近的自然音频。这一过程的核心是通过界面上的频率选择工具，帮助患者根据自身耳鸣的频谱特性选择最接近的自然声音。

对音频文件的处理流程架构如下图 4.7 所示，主要通过音频库文件（`sql.cpp`）获取与耳鸣相近的原始声，通过计算时域数据（`timedata.cpp`）后将数据传送至快速傅里叶变化类（`fft.cpp`），其中包含存取频域计算结果 `fftw_complex()`、创建内存分布 `fftw_plan()` 便于后续内存的释放 `fftw_free()`，同时对齐数据内存，优化 FFT 计算性能。最后将频域信息通过 QT 的 C++ 绘图库（`qcustomplot.cpp`）应用于耳鸣检测治疗平台的各组件中。

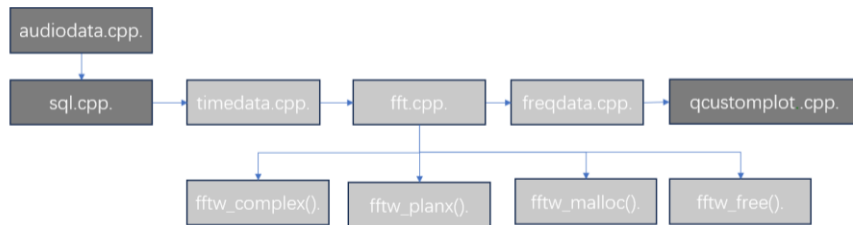


图 4.7 信息匹配模块流程架构

在界面中，系统会显示多个自然音频文件，每个音频文件都有预设的频率范围和音调。患者根据耳鸣的频率范围，选择一个与自己耳鸣频率最为接近的音频。系统会自动对所选音频进行频谱分析，确保其与患者耳鸣的频率特征一致（如图 4.8 所示）。当患者选择了一个与耳鸣频率相近的自然音频后，通过播放按钮，用户可以立即试听所选的音频。点击播放按钮后，系统开始播放所选的自然音频。患者可以在试听过程中根据自己的舒适度和耳鸣的感知，调整音频的响度、频率等参数，以便找到最合适的治疗音频。

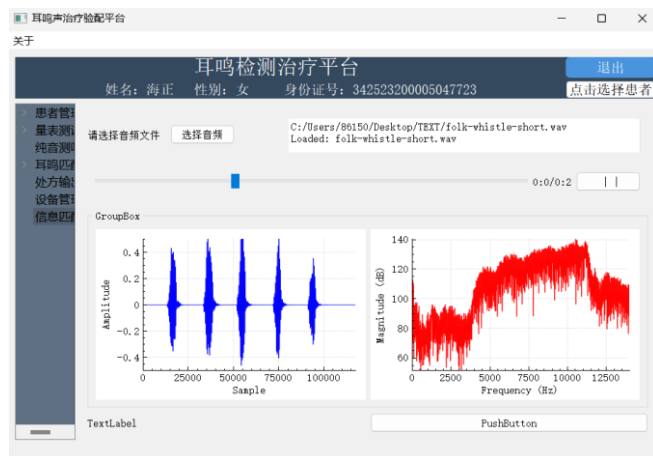


图 4.8 耳鸣自然声选择

对音频文件共振峰预测流程架构如下图 4.9 所示，主要通过音频库文件

(sql.cpp) 获取的耳鸣相近原始声, 通过计算时域数据 (timedata.cpp) 后将数据传送至共振峰提取类 (formantfreqs.cpp), 其中包含对文件进行预加重 preEmphasisfilter()、创建自相关函数 autocorrelation() 便于后续对 LPC 线性预测的计算 computeLPC(), 同时获取预测后的共振峰值 findPeaks() 和最低值 findValleys()。最后将获取的信息通过 QT 的 C++ 绘图库 (qcustomplot.cpp) 应用于耳鸣检测治疗平台的各组件中。

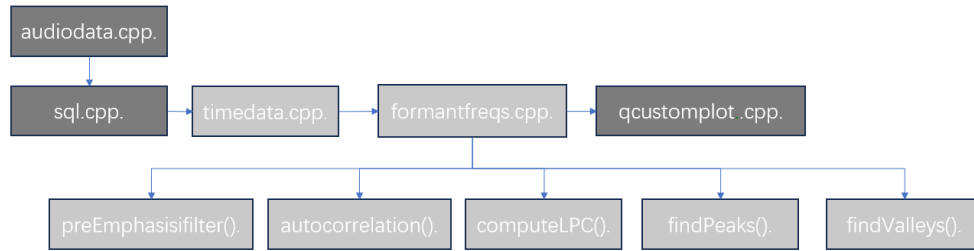


图 4.9 LPC 共振峰预测流程架构

由于多模式耳鸣康复算法中有关音频合成的过程有 Matlab 编写函数实现, 为了实现算法流程进行 matlab 和 QT 的混合编程, 具体流程如图 4.10 所示。利用 matlab 中编译器 MingW64 编译器来编译函数为链接库, 并在 QT 软件开发时调用 Matlab 生成的文件复制到 QT 的工程目录下, 使用 .mat_initialize() 初始化库函数, 利用 QT 中 mxArray 类函数进行参数的取值和设置。

在本研究中需要通过使用 formantfreqs.cpp 对自然耳鸣声预测共振峰频率, 并结合耳鸣自身的频率调用 matlab 链接库函数合成最终的耳鸣模拟声源, 合成过程中允许患者根据耳鸣的特征调整音频的频率和响度。通过这种方式, 患者可以确保最终合成的音频与自身耳鸣声的频率和响度一致。合成的匹配声源不仅要考虑耳鸣的频率和响度, 还需要兼顾音频的舒适性, 确保患者能够长时间耐受。其中音频的合成过程及共振峰的频率如图 4.11 所示。

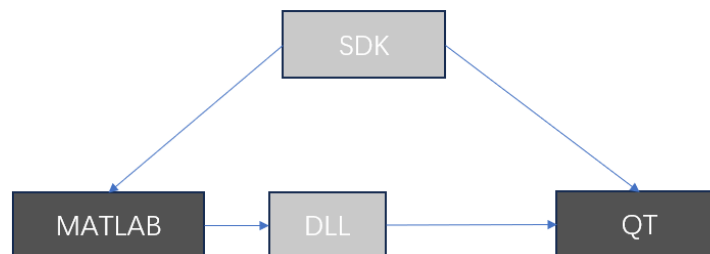


图 4.10 QT 和 MATLAB 函数的混合编程

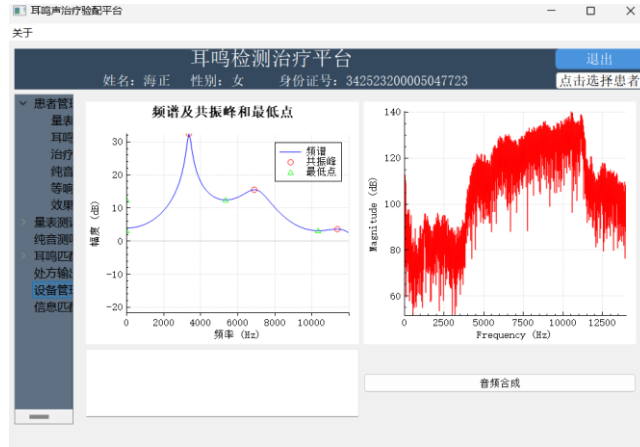


图 4.11 耳鸣声合成过程

最后利用检测过程中收集到的患者个体信息存储在数据库中，并在处方输出界面里选择对应的耳鸣治疗参数和选择不同的治疗模式生成最终的耳鸣治疗声（图 4.12）。生成本地处方保存系统，并将生成好的治疗音频通过便携式播放器进行下载。用户可以通过便携式播放器实现每天计划性治疗。



图 4.12 耳鸣检测治疗平台用户信息界面

4.2.5 数据库连接

针对检测过程中的数据（患者基本信息、自然背景音频、自然耳鸣原始音频、耳鸣类型、频率、响度、治疗方法、强度、宽度等）无法实时同步至治疗设备，依赖人工转录，易引发参数匹配误差的问题，本研究在检测治疗平台中进行了数据库的设计。

本文中选用的数据库为Sqlite数据库，将数据库部署至耳鸣检测治疗平台。利用用户是否可以登陆Sqlite数据库，判断是否可以与数据库进行通信。首先在耳鸣检测治疗平台的登录界面，输入已经设置好的用户名和密码，如图 4.13 (a)

所示成功进入界面，如果输入错误的用户信息或密码进入界面如图 4.13(b)所示。



图 4.13 成功界面（左图）和失败界面（右图）

通过测试发现可以访问数据后台管理中，接着在本文中对检测中相应的数据通过数据库存储，确保了系统中各类数据的存储、管理和高效访问。通过数据库的连接，我们能够实现对患者信息、治疗记录、耳鸣特征、治疗反馈等重要数据的统一存储和高效检索，为后续的治疗优化、数据分析和报告生成提供可靠支持。

患者管理模块主要依赖数据库类（sql.cpp）对数据库内数据进行查询包括获取所有用户信息函数 `Get_all()`、获取用户数量 `Get()`、删除用户信息 `del()`、清空信息 `clear()`、以及更新用户信息 `update()`等，实现对操作人员对患者信息的记录。。其具体流程架构如下图 4.14 所示。

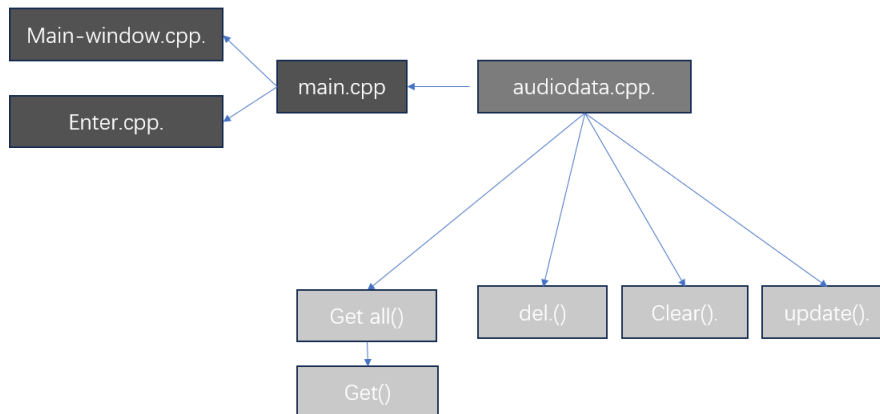


图 4.14 信息管理模块流程架构

首先，该模块用于存储患者的基本信息，包括姓名、性别、年龄、联系方式、家庭住址等。这些信息可以根据患者 ID 进行索引（图 4.15 右图），确保数据的唯一性和准确性。并根据实际情况增加患者、修改患者信息（图 4.15 左图），删除不需要的患者信息等操作。“点击选择患者”按钮实现对选择的受试者进行其它验配治疗操作。



图 4.15 耳鸣检测治疗平台修改信息（左图）和搜索信息（右图）

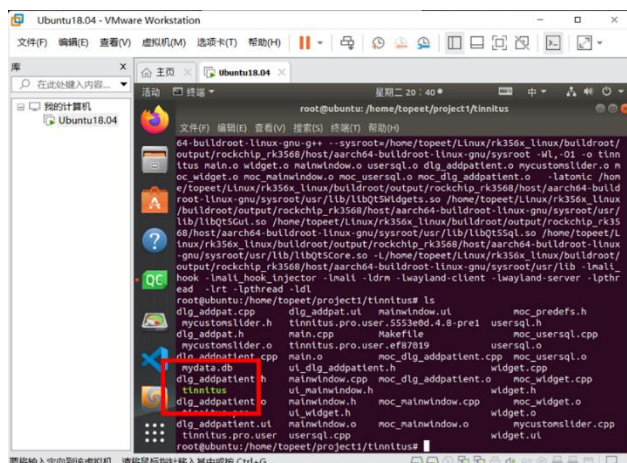
其次，治疗参数和个性化数据存储：对每个患者的治疗信息进行保存，包括耳鸣频率、耳鸣响度、治疗方发、治疗强度、治疗宽度设置等个性化数据都存储在数据库中，以便根据患者的需求动态调整治疗方案。通过数据库的连接，系统能够读取患者的历史数据并生成个性化的治疗声音，确保治疗的精准性和有效性。

此外，数据安全与备份：数据库提供了数据备份和安全保护功能，确保患者的治疗数据不受意外丢失或损坏的影响。通过定期备份和加密技术，系统能够保护患者的隐私，并遵循医疗数据安全法规。在系统架构方面，数据库连接采用 SQLite，通过数据库与 RK3568 开发板进行数据交互。数据通过 SQL 查询和数据模型进行高效存取，支持实时查询、更新和同步。对于需要远程访问和监控的患者，数据库与云服务的连接则为医生提供了便捷的远程诊疗支持。

总之，数据库的连接不仅确保了耳鸣康复治疗系统中的数据完整性和实时性，还为治疗方案的优化、数据分析和患者跟踪提供了强大的支持。通过数据的高效存储和管理，系统能够提供更个性化、精准化的治疗服务。

4.2.6 检测治疗平台的部署

完成对耳鸣检测治疗平台中相应功能模块的设计后，需要将平台部署到 RK3568 开发版。在 4.2.3 节中已经完成了虚拟机和开发板的环境设置，而 QT 是一款支持跨平台开发的图形用户操作界面工具，确保与 RK3568 开发板兼容后，将设计好的耳鸣检测治疗平台通过虚拟机 Ubuntu 系统内 Linux 系统文件下 g++ 编译器，该编译器可用于编译 C++ 源代码，其中 Make 工具可用于自动化的将耳鸣检测治疗平台软件 tinnitus.pro 生成可执行文件 tinnitus，Make 编译过程如下图



最后，通过开发板中 USB 接口将可执行文件使用 `mount` 命令挂载至 RK3568 开发板中并连接 LCD 显示屏，实现耳鸣检测治疗平台的运行显示（如图 4.17 所示）。

图 4.17 耳鸣检测治疗平台植入 RK3568

本章主要基于上一章多模式耳鸣康复算法的各部分功能模块，设计软件测试平台。为此，本章搭建了一个耳鸣检测治疗平台，该平台包括硬件和软件两部分。核心硬件设备选择 RK3568 开发板，通过设计用户操作界面和数据库的连接实现对受试者基本信息的采集，在信息匹配界面完成耳鸣原始音频的选择，结合多模式耳鸣康复算法，实现基于患者自身耳鸣声的验配过程，最终结合切迹和掩蔽的声治疗原理，在处方输出模块下输出个性化治疗声。

第 5 章 工作总结与展望

5.1 工作总结

本文研究了多模式耳鸣康复算法的研发过程。通过大样本数据分析，探讨了声疗法中参数设置对不同耳鸣患者治疗效果的影响和治疗过程中的潜在作用机制。随后，结合耳鸣患者的多模式多耳鸣的个体特征，对声治疗算法进行了优化。基于耳鸣掩蔽疗法和个性化切迹音乐的基本原理，生成了适合不同耳鸣声患者的康复治疗声。最后，利用 RK3568 开发板设计并搭建了检测治疗平台，将多模式耳鸣康复算法植入其中。本文的研究工作分为三部分：一是耳鸣声治疗短期首诊实验，二是多模式耳鸣康复算法的研发，三是检测治疗平台的搭建。通过这些研究，本文为耳鸣康复治疗提供了新的技术路径，并为实际应用奠定了基础。

对于耳鸣声治疗有效性的实验。首先，通过严格的入排标准筛选合适的受试者，并进行听力检查与耳鸣评估。接着，受试者将在静音室内使用“耳鸣康复治疗仪（QEHS-TI01）”对其耳鸣参数进行匹配，生成个性化治疗声进行 10 分钟的治疗。在治疗过程中，收集受试者的行为学数据、主观量表和脑电数据，并对这三类数据分别进行处理与统计学分析。通过这些工作，综合评估基于 TMNMMT 声疗法的耳鸣参数匹配与治疗方案的有效性，并探索耳鸣康复特征参数，为后续优化主观性耳鸣患者的治疗策略提供科学依据。

针对耳鸣患者耳鸣声的多样性特点，本研究提出了多模式耳鸣康复算法，区别于传统的耳鸣匹配过程。该算法采用与耳鸣声一致的复合声进行匹配，找到与患者耳鸣频率相匹配的共振峰。结合耳鸣掩蔽疗法和个性化切迹音乐治疗耳鸣的基本原理，生成个性化的耳鸣治疗声。

为了实现该算法，本研究搭建了多模式耳鸣康复平台。该平台基于 RK3568 开发版，运行 Linux 系统，并通过数据库连接保存和调用受试者信息。平台设计了耳鸣检测系统，能够匹配患者的共振峰频率，并植入多模式耳鸣康复算法，合成包含耳鸣共振峰频率的耳鸣模拟声，结合个体特征生成与受试者匹配的治疗声。

通过本文的研究，探讨了耳鸣参数匹配和声治疗参数在临床康复中的有效性，优化了耳鸣匹配治疗过程，并设计了相应的检测治疗平台。为耳鸣的临床康复提供了新的技术路线，并在耳鸣检测治疗系统中提出了创新思路。

5.2 展望

本文研究了多模式耳鸣康复算法，探讨了声疗法参数设置在首诊治疗中的有效性，并根据实验中个体耳鸣特征对耳鸣康复算法进行了优化。结合耳鸣掩蔽疗法和个性化切迹疗法的原理，生成了最终的耳鸣治疗声，并设计了相应的实验平台。然而，由于时间和个人研究能力等方面的限制，研究内容仍有进一步完善的空间。未来的研究计划将重点从以下三个方面进行深入探索：

（1）对于 TMNMMT 声治疗方法的长期有效性验证和康复指标物的探究。本文设计了短期首诊实验探究了治疗 10 分钟前后患者三大参数的变化情况。但仍需要设计长期跟踪治疗的验证，为耳鸣的客观评价指标提供有力依据。

（2）验证多模式耳鸣康复算法的有效性。计划招募具有不同耳鸣声特征的受试者，开展基于多模式耳鸣康复算法的治疗实验，结合受试者的行为学数据、主观量表评估以及脑电数据结果，全面分析该疗法的治疗效果。同时，设计对照实验，分析耳鸣声匹配与不匹配对治疗效果的影响，以进一步验证算法的有效性。

（3）优化实验平台设计。尽管本文设计的多模式耳鸣康复算法能够在平台上正常进行检测和匹配过程，但当前的实验平台仍较为简陋，尚有优化空间。未来将继续完善平台设计，增设更多功能，提升用户体验，以更好地支持算法的应用和研究。这些研究方向将进一步推动耳鸣康复治疗技术的发展，并为临床实践提供更具实用性的解决方案。

参考文献

- [1] 罗伊雯, 肖永涛, 高敏倩, 等. 慢性主观性耳鸣的声治疗研究进展[J]. 山东大学耳鼻喉眼学报, 2023, 37(04): 13-23.
- [2] Piano J S, Elza D, Maryam S, et al. Multidisciplinary Tinnitus Research: Challenges and Future Directions From the Perspective of Early Stage Researchers. [J]. Frontiers in aging neuroscience, 2021, 13647285-647285.
- [3] 韩朝, 田亮, 丛宁, 等. 门诊耳鸣患者 2408 例问卷调查[J]. 中国眼耳鼻喉科杂志, 2013, 13(03): 173-175.
- [4] 丛林海, 何晓光, 杨一兵. 耳鸣的诊断与治疗[J]. 听力学及言语疾病杂志, 2011, 19(03):279-282.
- [5] McCormack A, Edmondson-Jones M, Somerset S, et al. A systematic review of the reporting of tinnitus prevalence and severity[J]. Hear Res, 2016, 337: 70-79.
- [6] Sindhusake D, Mitchell P, Newall P, et al. Prevalence and characteristics of tinnitus in older adults; the Blue Mountains Hearing Study[J]. Int J Audiol, 2003, 42(5): 289-294.
- [7] Galazyuk AV, Voytenko SV, Longenecker R J. Long-lasting forward suppression of spontaneous firing in auditory neurons: Implication to the residual inhibition of tinnitus[J]. Journal of the Association for Research in Otolaryngology, 2017, 18(2):343-353.
- [8] 郝娟, 夏立军, 杨向茹. 耳鸣相关治疗最新研究进展[J]. 临床耳鼻咽喉头颈外科杂志, 2021, 35(12):1141-1144.
- [9] Bhatt I S. Prevalence of and Risk Factors for Tinnitus and Tinnitus-Related Handicap in a College-Aged Population[J]. Ear Hear, 2018,39(3): 517-526.
- [10] Jastreboff P J. 25 years of tinnitus retraining therapy[J]. HNO, 2015, 63(4):307-311.
- [11] Jastreboff P J. Phantom auditory perception (tinnitus): mechanisms of generation and perception[J]. Neuroscience research, 1990, 8(4): 221-254.
- [12] De Ridder D, Elgoyhen A B, Romo R, et al. Phantom percepts: tinnitus and pain as persisting aversive memory networks[J]. Proceedings of the National Academy

- of Sciences, 2011, 108(20): 8075-8080.
- [13] Santosh S, Debasmita D. Current pharmacological treatment of tinnitus[J]. Matrix Science Pharma, 2022, 6(3):53-57.
- [14] Alashram R A. Effects of tinnitus retraining therapy on patients with tinnitus: a systematic review of randomized controlled trials. [J]. European archives of oto-rhino-laryngology: official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS): affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, 2024, 282(2):1-17.
- [15] Tunkel D E, Bauer C A, Sun G H, et al. Clinical Practice Guideline: Tinnitus[J]. Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2014, 151(S2): S1-S40.
- [16] 曾祥丽. 耳鸣的药物治疗[J]. 中国中西医结合耳鼻咽喉科杂志, 2020, 28(5): 335-336+374.
- [17] Kenneth S M, James M R, Ines H, et al. Intratympanic Administration of OTO-313 Reduces Tinnitus in Patients With Moderate to Severe, Persistent Tinnitus: A Phase 1/2 Study[J]. Otology & Neurotology, 2021, 42(10):e1625-e1633.
- [18] 徐春江, 白广平. 耳鸣的治疗进展[J]. 上海医学, 2018, 41(07): 445-448.
- [19] 宫琴, 王赫, 朱敏, 等. 一种个性化耳鸣检测治疗仪的研发[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2023, 63(12): 2076-2084.
- [20] Yu S, Yu H, Wang X, et al. The efficacy of acoustic therapy versus oral medication for chronic tinnitus: A meta-analysis[J]. American Journal of Otolaryngology, 2021, 42(6): 103116.
- [21] 安俊南, 郑芸. 耳鸣发病机制研究进展[J]. 现代临床医学, 2021, 47(01): 57-60.
- [22] Pantev C, Okamoto H, Teismann H. Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal tinnitus treatment[J]. Frontiers in Systems Neuroscience, 2012, 6: 2024-04-05.
- [23] 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.
- [24] 田如如, 刁明芳, 孙建军. 主观性耳鸣的声治疗——机制与频率选择的演变[J]. 实用医学杂志, 2016, 32(15): 2581-2583.

- [25] 赵荣祥. 耳鸣掩蔽治疗[C]. 浙江省医学会耳鼻咽喉科学分会. 2007 浙江省耳鼻咽喉—头颈外科学术会议论文汇编. 浙江省医学会耳鼻咽喉科学分会: 浙江省科学技术协会, 2007: 15-16.
- [26] Tyler R S, Perreau A, Powers T, et al. Tinnitus sound therapy trial shows effectiveness for those with tinnitus[J]. Journal of the American Academy of Audiology, 2020, 31(01): 006-016.
- [27] Schiele T, Boecking B, Nyamaa A, et al. Predictors of Tinnitus Symptom Relief With Hearing Aids in a European Multicenter Study. [J]. Ear and hearing, 2025.
- [28] Pantev C, Okamoto H, Teismann H. Music-induced cortical plasticity and lateral inhibition in the human auditory cortex as foundations for tonal tinnitus treatment[J]. Frontiers in systems neuroscience, 2012, 6: 50.
- [29] 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.
- [30] Henry J A, Frederick M, Sell S, et al. Validation of a novel combination hearing aid and tinnitus therapy device[J]. Ear and Hearing, 2015, 36(1): 42-52.
- [31] 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.
- [32] 蔡跃新, 孙映凤, 杨海弟, 等. 个性化切迹音乐治疗主观性耳鸣的初步观察[J]. 中华耳科学杂志, 2017, 15(04): 465-470.
- [33] Li S A, Bao L, Chrostowski M. Investigating the effects of a personalized, spectrally altered music-based sound therapy on treating tinnitus: a blinded, randomized controlled trial[J]. Audiology and Neurotology, 2016, 21(5): 296-304.
- [34] Eggermont J J, Tass P A. Maladaptive neural synchrony in tinnitus: origin and restoration[J]. Frontiers in neurology, 2015, 6: 29.
- [35] Tass P A, Adamchic I, Freund H J, et al. Counteracting tinnitus by acoustic coordinated reset neuromodulation[J]. Restorative neurology and neuroscience, 2012, 30(2): 137-159.
- [36] Christian H, Armin S, Mark W, et al. Acoustic Coordinated Reset Neuromodulation in a Real Life Patient Population with Chronic Tonal Tinnitus[J].

- BioMed Research International, 2015, 2015:1-8.
- [37] Choy D S, Lipman R A, Tassi G P. Worldwide experience with sequential phase-shift sound cancellation treatment of predominant tone tinnitus[J]. The Journal of Laryngology & Otology, 2010, 124(4): 366-369.
- [38] Heijneman K M, de Kleine E, van Dijk P. A randomized double-blind crossover study of phase-shift sound therapy for tinnitus[J]. Otolaryngology--Head and Neck Surgery, 2012, 147(2): 308-315.
- [39] 魏国威, 譙凤英, 刘鼎, 等. 耳鸣耳聋中医诊疗进展[J]. 中国城乡企业卫生, 2020, 35(04): 61-63.
- [40] 潘良, 樊笛, 胡慧. 基于声波共振原理探讨五音治病的作用机制[J]. 北京中医药大学学报, 2016, 39(09): 731-733.
- [41] 马栳轩, 石磊, 任晓楠, 等. 中医五行音乐疗法治疗耳鸣及耳鸣所致失眠、焦虑抑郁临床研究[J]. 辽宁中医药大学学报, 2021, 23(06):217-220.
- [42] Zhu M, Gong Q. Alterations in brain activity and functional connectivity originating residual inhibition of tinnitus induced by tailor-made notched music training[J]. Hearing Research, 2025, 457109129-109129.
- [43] Newman C W, Jacobson G P, Spitzer J B. Development of the tinnitus handicap inventory[J]. Archives of otolaryngology--head & neck surgery, 1996, 122(2): 143-148.
- [44] 郭斌, 马新春, 张英. 青海地区 242 例慢性主观性耳鸣患者声治疗临床效果分析[J]. 高原医学杂志, 2020, 30(04): 1-6.
- [45] Aksoy S, Firat Y, Alpar R. The Tinnitus Handicap Inventory: a study of validity and reliability[J]. International tinnitus journal, 2007, 13(2):94.
- [46] 赵东, 姜子刚. 慢性耳鸣严重程度影响因素分析[J]. 中华耳科学杂志, 2022, 20(02): 294-299.
- [47] 王培, 邱泽恒, 陈玲, 等. 突发性聋伴耳鸣患者治疗前后耳鸣残疾量表和视觉模拟量表比较及相关性[J]. 中国耳鼻咽喉头颈外科, 2014, 21(06): 294-295.
- [48] Meikle M B, Henry J A, Griest S E, et al. The tinnitus functional index: development of a new clinical measure for chronic, intrusive tinnitus[J]. Ear and hearing, 2012, 33(2):153-176.

- [49] 黄海云, 蔡跃新, 冯学技, 等. 基于脑电信号的耳鸣患者静息态频谱图及注意力研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(03): 492-497.
- [50] Min Z, Qin G. EEG spectral and microstate analysis originating residual inhibition of tinnitus induced by tailor-made notched music training[J]. *Frontiers in neuroscience*, 2023, 171254423-1254423.
- [51] Silverman D. The Anterior Temporal Electrode and the Ten-Twenty System[J]. *American Journal of EEG Technology*, 2015, 5(1): 11-14.
- [52] H G K, O H L, H H J, et al. The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. [J]. *Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement*, 1999, 523-6.
- [53] Thomson D J. Spectrum estimation and harmonic analysis[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1982, 70(9): 1055-1096.
- [54] Yang J, Li X, Gao H, et al. Fiducial Inference in Linear Mixed-Effects Models[J]. *Entropy*, 2025, 27(2):161-161.
- [55] Gang L, Ming L, Jianning Z. Mechanism and research progresses of personalized music in the treatment of tinnitus[J]. *Lin chuang er bi yan hou tou jing wai ke za zhi = Journal of clinical otorhinolaryngology, head, and neck surgery*, 2021, 35(1): 91-95.
- [56] 李刚, 李明, 张剑宁. 个性化音乐治疗耳鸣的机制及研究进展[J]. *临床耳鼻咽喉头颈外科杂志*, 2021, 35(01): 91-95.
- [57] 田如如, 刁明芳, 孙建军. 主观性耳鸣的声治疗——机制与频率选择的演变[J]. *实用医学杂志*, 2016, 32(15): 2581-2583.
- [58] 王涂路, 李颖雯, 李松键, 等. 耳鸣临床特征与主观心理严重程度的关系[J]. *现代预防医学*, 2012, 39(09): 2198-2200.
- [59] Yi C, Yao R, Song L, et al. A novel method for constructing EEG large-scale cortical dynamical functional network connectivity (dFNC): WTCS[J]. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 2022, 52(12): 12869-12881.
- [60] Li C, Li P, Zhang Y, et al. Effective emotion recognition by learning discriminative graph topologies in EEG brain networks[J]. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems*, 2023: 1-15.

- [61] Houdayer E, Teggi R, Velikova S, et al. Involvement of cortico-subcortical circuits in normoacoustic chronic tinnitus: A source localization EEG study [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2015, 126 (12): 2356-2365.
- [62] Meyer M, Luethi S M, Neff P, et al. Disentangling Tinnitus Distress and Tinnitus Presence by Means of EEG Power Analysis [J]. *Neural Plasticity*, 2014, 2014 468546.
- [63] 赵东, 姜子刚. 慢性耳鸣严重程度影响因素分析[J]. *中华耳科学杂志*, 2022, 20(02):294-299.
- [64] Salvari V, Korth D, Paraskevopoulos E, et al. Tinnitus-frequency specific activity and connectivity: A MEG study[J]. *NeuroImage: Clinical*, 2023, 38: 103379.
- [65] Chen Q, Lv H, Wang Z, et al. Brain Structural and Functional Reorganization in Tinnitus Patients Without Hearing Loss After Sound Therapy: A Preliminary Longitudinal Study[J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2021, 15: 573858.

攻读学位期间发表的学位论文及参加的科研项目

一、读硕期间发表的学术论文

[1]陈欢,宫琴,冀飞等.主观性耳鸣短期首诊干预标记物的探究[J].中华耳科学杂志.(已录用)

[2]宫琴,陈欢,王慧敏等.耳鸣长期声治疗康复标记物的探究[J].中国听力语言康复科学杂志.(已录用)

[3]宫琴,陈欢,朱仁俊.耳鸣量表的评估方法与临床应用[J].中国听力语言康复科学杂志.(外审中)

二、读硕期间参与的科研项目

致谢

时光匆匆，转眼间研究生三年已经过去。回想起刚入学时的期待与迷茫，仿佛就在昨天。在这三年的学习生活中，我深深感激老师们和同学们的指导与帮助，正是他们让我找到了自己的研究方向，并为之努力奋斗。感谢老师们的严格教导，督促我不断进步。三年的时光里，老师和同学们的一幕幕身影依然清晰可见，这些珍贵的回忆我将永远铭记。我也会将这三年来所学到的知识与经验应用到未来的工作中。如今，论文已经完成，这也意味着我的研究生生活即将画上句号。在此，我由衷地向大家表达我的感谢！

首先，感谢我的导师宫琴教授。能够在这三年里跟随您学习，是我莫大的荣幸。从您督促我学习进度，到对我的研究课题和专业内容的耐心指导，让我对耳鸣检测康复治疗有了更深入的理解。您对我论文提出的宝贵意见，不仅帮助我完善了学术论文，也让我在人生道路上受益匪浅。每一次的指导和教诲，都让我不断成长，我将永远铭记您的悉心指导。感谢您在这段时间里给予我的一切，深感抱歉给您添了很多麻烦，谢谢您，老师！感谢马涛老师。从入学到现在，您一直关心着我们的研究生生活，督促我们课题的进展。每周的组会安排也让我们有了很好的学习交流平台，您还在我的论文格式方面提出了许多宝贵的修改意见。感谢您的细心帮助和无私付出，在此，我真诚地感谢您！

感谢我的同门方宏宇、林志豪、康凯旋、钱潘优师兄，黄洪玉师妹和张雪冰师妹。你们每周精彩的组会分享，不仅为我提供了很多学术启发，也在生活上给了我很大的支持。正是你们的陪伴和激励，才让我在这三年里不断进步，学术之路也因此更加丰富多彩！

感谢我的父母、姐姐、室友和朋友们。你们的关心和支持让我在最困难的时刻找到了依靠，感受到温暖与幸福。愿你们身体健康，平安喜乐。

三年的时光转瞬即逝，它为我的人生增添了浓墨重彩的一笔。我将永远铭记这三年里老师、同学们的关怀和教导，铭记家人们的理解和支持。谢谢大家！

本课题承蒙“十四五”国家重点研发计划（No. 2023YFC2416200）资助，特此致谢！

尚德敏学 唯实惟新

