

DOI: 10.13382/j.jemi.B2003136

个性化头相关传递函数的研究进展*

刘宝禄¹ 刘庆峰³ 郭小朝³ 倪广健^{1,2}(1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院 天津 300072; 2. 天津大学 医学工程与转化医学研究院 天津 300072;
3. 空军军医大学 空军特色医学中心 北京 100142)

摘要:虚拟听觉技术用于再现与真实声像一样的听觉效果,甚至可以优化听觉体验。它涉及心理声学、信号测量、计算仿真等方面,在虚拟现实、通信导航、助听设备和心理康复等领域具有重要应用,受到了科研工作者的广泛重视。该技术的一个重要应用是虚拟听觉空间的构建,其基础是个性化头相关传递函数的获取。近些年,出现了大量获取个性化头相关传递函数的方法。为便于各个方法的总结和分析,将这些方法分成声学测量、数值计算、基于人体特征的近似估计3类,对每类方法的研究进程和重要成果进行了概况总结。随后,从实际应用的角度论述了各种方法的优缺点,针对各类问题的研究方向提出了建议,对技术未来发展进行了展望。

关键词:虚拟听觉;头相关传递函数;声学测量;数值计算

中图分类号: R318 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Research progress of personalized head-related transfer function

Liu Baolu¹ Liu Qingfeng³ Guo Xiaochao³ Ni Guangjian^{1,2}(1. College of Precision Instruments and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
2. Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
3. Air Force Medical Center of FMMU, Beijing 100142, China)

Abstract: Virtual hearing technology can reproduce the same hearing effect as real sound images, and may even optimize listening experiences. It involves psychoacoustics, signal measurement, computational simulation and other aspects. It has been widely applied in the fields of virtual reality, communication and navigation, hearing aids and psychological rehabilitation, and has attracted wide attention from researchers. An important application of this technology is the construction of a virtual auditory space, which requires the acquisition of personalized head-related transfer functions. Several methods for obtaining personalized head-related transfer functions have been proposed. To summarize and discuss these methods, we classify them into three categories: acoustic measurement, numerical calculation and approximate estimation based on human characteristics. Research progresses and important achievements within each category were then investigated. We analyzed advantages and disadvantages of various methods from the perspective of practical application, and then looked forward to new trends in technology development in the future.

Keywords: virtual hearing; head-related transfer function; acoustic measurement; numerical calculation

0 引言

人能分辨空间中不同位置的声源,归因于大脑可以对双耳接收的声音信号进行分析和处理,提取出判断位

置所需的主要信息^[1]。人的听觉系统是实现声源定位时,主要取决于双耳效应,耳廓谱效应两大方面。具体来说,即水平方向的双耳信号差,以及垂直方向的耳廓对声音的反折射所产生的信号频谱差异。

在实际的听音环境中,双耳之间的信号差对判断声

源位置起关键性作用。假设声源位于水平面上,距人头一定距离且呈一定的水平方位夹角。若声源在左侧,由于左耳距声源近,所以声音先抵达左耳,这就造成双耳之间信号的时间差,其被定义为双耳时间差(interaural time difference, ITD)^[2]。它的变化主要与声源的水平方位角度有关。此外,声音传播到双耳过程中,会受到头和部分躯干的遮挡,使得抵达双耳的声压强度不同,这种差异被定义为双耳强度差(interaural level difference, ILD)^[3],它不仅与声源的水平方位角有关,还与声音的频率有关。根据基本的声传播理论可知,波长与频率成反比。当声音为低频时,波长大于人头尺寸,从而声音可以绕过人头,使得 ILD 没有差别但 ITD 不同,所以低频情况下 ITD 是主要定位因素。随着频率的增加,波长逐渐变短,头部阻碍作用增大,使得 ILD 逐渐成为定位的关键因素。

但仅靠 ITD 和 ILD 两个因素还不足以完全进行准确定位。其原因是,假如人头是一个球体,当声源在以头为中心的镜像位置或正中矢状面位置时,ITD 和 ILD 大致相同^[4],若没有耳廓的存在,人就无法分辨出声音的具体位置,容易混淆声源。由于入射声会在耳廓上进行一系列的反射和折射,导致抵达外耳道入口处的声信号存在明显的差别,本质是声音频谱的差异。同时人具有感知频谱差异的能力,从而实现了对声源位置的定位,解决镜像声源混淆的问题。因此,将由耳廓引起频谱变化的现象,称之为耳廓的谱效应,其不仅可作为声源分类的标准,也是声源定位中重要的因素。

为描述自由声场传播过程中,人头部、耳廓和身体对声信号的折射、散射和反射情况,多采用头相关传递函数(head-related transfer function, HRTF)^[5]。其包含了 ITD、ILD 以及谱效应等声音定位线索。HRTF 是构建虚拟听觉声像的基础。利用空间声技术或双耳技术^[3]对 HRTF 进行处理,可准确的构建出所需的双耳声压信号,通过耳机或扬声器等设备进行播放,可获得预期的声源位置信息。此技术已在虚拟现实^[6-7]、助听设备^[8]以及娱乐游戏^[9]等领域实现了一定程度的应用,国内外诸多学者也从不同方面和角度对 HRTF 进行了深入的研究,本文将对现有 HRTF 研究方法进行总结评述。

1 声学测量

由于每个人的头、耳廓、躯干等体结构的尺寸和形状不尽相同,而这些结构的细微差别会产生不同结果的 HRTF。因此,HRTF 如同每个人的指纹一样,极具个性化。个性化的 HRTF 是还原高逼真度声像和营造沉浸式声学环境的关键,因此多数针对于 HRTF 的研究是关注如何获取个性化的 HRTF。对被试者进行实际声学测量是诸多获取方式中最为直接的方法。

如上所述,HRTF 是声源传输到双耳的频域传输函数,自由声场情况下其定义为:

$$H_L = H_L(r, \theta, \phi, f) = \frac{P_L(r, \theta, \phi, f)}{P_0(r, f)} \quad (1)$$

$$H_R = H_R(r, \theta, \phi, f) = \frac{P_R(r, \theta, \phi, f)}{P_0(r, f)}$$

式中: P_L 和 P_R 分别代表声源传输到左右耳处的复数声压; P_0 代表头部不存在时中心位置的复数声压; r 代表头中心与声源的距离; θ 、 ϕ 分别代表声源的水平角度和俯仰角(以球坐标系为例,头中心为坐标原点); f 代表声源的激励频率。其中,当 $r > 1.2$ m 时,HRTF 就成为与距离无关的函数。

由于测量为自由声场情况,所以测量环境通常为消音室^[10]或半消音室^[11]。由于实验环境条件的限制,也有在非消音室中进行测量的情况,为去除环境反射声造成的影响,通常对采集得到的声信号进行滤波处理,达到模拟自由声场效果。基本测量场景如图 1 所示,被试者位于由弧形轨道或结构组成的球域中,坐在球域中心的旋转椅上,头部固定,扬声器被固定在弧形结构上,用于播放激励声音,其类型多数为白噪声^[12]。采集声音信号的微型麦克风被放置于被试者外耳道入口处,并通过填充消声材料对耳道进行封闭。

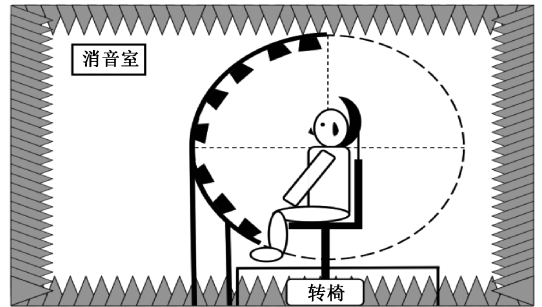


图 1 HRTF 测量基本场景

Fig. 1 HRTF measurement basic scenario

此种方法虽然能够直接的获取被试者个性化的 HRTF,但存在采集时间长,采集设备昂贵,采集环境要求高等问题。此外,为减小测量误差,被试者要全程保持姿态稳定,但是整个测量过程漫长,对被试者的要求非常高。如何提升 HRTF 声学测量过程的速度、提高测量结果的准确,是实际声学测量过程中亟待解决的问题。近些年,国内外研究机构在缩短采集时间和减小测量偏差这两个方面,进行了深入的研究。

1.1 缩短测量时间

传统的 HRTF 测量流程中^[13],扬声器开始播放声音,麦克风拾取声音,测量过程结束后声源位置移动,进行下一个空间位置点的数据测量。全空间 HRTF 采集过

程中,在声源转动步骤上浪费大量的时间。为了缩短 HRTF 的整体采集时间,声学互易原理(acoustical principle of reciprocity, APoR)^[14]被提出,用于解决此问题。

APoR 有诸多不同的表述,简单来说,在扬声器(声源)声音强度固定的情况下,麦克风可以与扬声器进行空间位置的交换,并保证声压强度不变。基于此原理,将传统 HRTF 测量设置中,被试者外耳道入口处的麦克风更换为扬声器,并在被试者周围放置多个麦克风,进行 HRTF 的采集。结果表明,相比传统 HRTF 采集方法,此种方法能够一次采集不同位置的 HRTF,缩短了 HRTF 整体的采集时间。但也存在缺点,即测量所得的 HRTF 数据与传统 HRTF 的测量数据不完全相同,但频谱形状和特征位置一致。

测量高空间分辨率的 HRTF 时,必须对每个测量方向进行独立的测量,为了加快 HRTF 的测量速度,多指数扫描的方法^[7]被提出,通过优化重叠扫描的方式来加快测量速度。此外,在低电平输入情况下,声学系统可以看作是线性系统,使用阵列式扬声器并行的方法,可加快测量的时间。然而,在高电平输入时扬声器会表现出非线性行为。Dietrich 等^[15]提出一种优化的多指数扫描方法用于解决非线性问题,与顺序测量相比,此种方法缩短了测量时间。后来,Bomhardt 等^[16]采用 64 个扬声器结合多指数的方法,进行了高空间分辨率 HRTF 的测量,总体采集时间为 6 min 左右。

1.2 减小测量误差

上述方法均是从缩短 HRTF 测量时间的角度出发,

并没有减轻被试者的实验要求,被试者仍要在旋转椅上保持姿态不变,被限制头部活动。Wersényi 等^[17]通过头部追踪技术来解除头部移动的限制,此方法能够解决被试者坐姿情况下,由头部转动产生测量误差的问题。相比传统测量方式,一定程度上缓解了被试者测量过程的压力。

为使被试者在 HRTF 测量过程中更加放松,He 等^[18]构建了一个快速连续测量 HRTF 的系统,通过给被试者佩戴头部追踪器,来采集头部的空间位置坐标,并利用归一化最小均方算法(normalized least-mean-square, NMLS),进行实时的 HRTF 估测。当运用此系统进行 HRTF 测量时,被试者可以随意移动头部或躯干。此方法解除了被试者测量过程中姿态的限制,提升了 HRTF 采集的便利性。

1.3 基于声学测量法的 HRTF 数据库

随着声学测量技术的不断发展,使得基于声学测量法获取的 HRTF 数据结果更准确,测量过程更便利。但从实际测量的角度出发,基于声学测量法获取个性化 HRTF 的过程仍具有一定的复杂性,且需要特定的声学测量环境和测量设备^[19],以及相应的处理手段。

由于上述条件的限制,诸多相关研究人员无法获取准确的 HRTF 测量数据,导致其开展的相关研究具有局限性。为解决此问题和推动 HRTF 的研究进程,国内外众多研究机构,本着数据资源共享的原则,公开了其构建的 HRTF 数据库,库中包含多人的 HRTF 测量数据和相对应的人体特征。本文为便于研究人员浏览参考,对部分具有代表性的数据库进行总结,结果如表 1 所示。

表 1 头相关传递函数数据库

Table 1 Head-related transfer function database

名称	声源距离	被试数量	采样点数量	人体特征
CIPIC ^[11] (2004 年)	1 m	45(名) (27 名男性,16 名女性,KEMAR 标准头,包含大小两个耳廓)	总共 1 250 个采集点	采集 43 人数据。 27 项人体特征参数: (包含 17 个头颈部特征,10 个耳廓特征)。
RIEC ^[20] (2014 年)	1.5 m	105(名) (42 名男性,11 名女性 52 名标准头)	总共 865 个采样点	采集 39 人数据。 (利用激光扫描仪;获取头面部三维图像)。
ITA ^[11] (2016 年)	1.2 m	48(名) (35 名男性,13 名女性。多数为欧洲人)	总共 2 340 个采样点	采集 48 人数据。 (核磁共振成像方式;获取头面部三维图像)。
ARI ^[21] (2016 年)	1.2 m	200(名) (分为入耳式麦克风,耳后式麦克风 两组,未区分男女)	总共 1 550 个采样点	采集 60 人数据。 57 个项人体特征参数: (包含 17 个头颈部特征,40 个耳廓特征)。
3D3A ^[22] (2018 年)	0.76 m	36(名) (未区分男女)	总共 648 个采样点	采集 36 人数据。 (手持式 3D 激光扫描仪获取头面部三维图像)。
华南理工大学 ^[23] (2018 年)	0.2、0.3 0.4、0.5 0.75、1.0 m	56(名) (28 名男性,28 名女性, 全部为中国人)	总共 865 个采样点	未全部公布。
中国飞行员 (2016 年) ^[66]	1.2 m	58(名)(男性,全部为中国人)	总共 723 个采样点	67 项人体特征参数(耳部 34 项,头颈部 33 项)

2 数值计算

由于部分 HRTF 声学测量数据库的公开,以及声学测量技术的提升,使得基于实际声学测量法获取 HRTF 的方式得到了改善,推进了相关研究领域进程,在一定程度上解决了环境要求高,测量时间长,等诸多不足。但仍存在公开的 HRTF 测量数据库中的被试数量有限和数据存储格式不统一等问题。此外,考虑到 HRTF 呈现出个人定制化的发展趋势,为每一位被试者进行实际声学测量 HRTF 的做法不太现实。

因此,出于找寻更加优化的 HRTF 获取方法的目的,另一类获取个性化 HRTF 的新方法,即通过计算机进行数值计算获取 HRTF 的方法被提出。相比于实际声学测量法,利用数值计算获取 HRTF 的方法,不依赖于任何声学测量设备和环境,和 HRTF 数据库的数据基础,只需要测试者的人体几何模型,利用计算机仿真技术便可求解得到 HRTF 数据,此方法更加具有灵活性和便利性,节省大量的测量时间,极大便利了被试者。

从物理层面来说,计算 HRTF 本质上就是求解头部、躯干以及耳廓等部位对声源的散射问题,也就是在一定的边界条件下求解波动方程或 Helmholtz^[14],公式如下:

$$\nabla^2 P + k^2 P = 0 \quad (2)$$

通过, $P = p_\omega(r)$, $k = \frac{\omega}{c}$ 变换可写成以下形式:

$$\nabla^2 p_\omega(r) + \left(\frac{\omega}{c}\right)^2 p_\omega(r) = 0 \quad (3)$$

式中: P 表示声压; k 表示波数; ω 表示角频率; r 表示声源距离; c 表示空气中声传播的速度。声源发出的声波在空间中任意位置的声压均满足 Helmholtz 方程,通过设定边界条件和选取数值计算方法求解方程,便可得到 HRTF。具体来说,数值算法主要涉及计算模型的获取与求解方法的选取两部分。

2.1 模型获取

Cai 等^[4]提出利用球-椭球模型来模拟头-躯干部位,如图 2(a)所示,并在时域和频域两种情况下进行了求解。虽然此模型能够观察到头-躯干部位对声的散射情况,但鉴于此模型比较粗糙且不具有耳廓部分,所以计算得出的 HRTF 不具有个性化特征。因此,获取完整且准确的人体特征模型,是模型构建步骤的关键,同样也是保证计算结果准确的基础。

近 20 年,获取人体几何数据的主要方式为计算机断层扫描 (computed tomography, CT)、核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)、3D 激光扫描等。由于各种扫描成像方式具有差异,为评估不同扫描方式对仿真结果的影响^[24],许多研究对标准人头模型进行扫

描,其目的是保证比较过程的规范性。常采用名为 BH210, KEMAR, B&KB 的人头模型,其外形结构依次如图 2 中 (b)~(d) 所示。

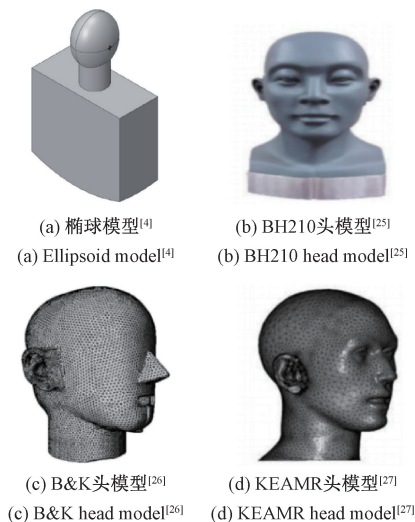


图 2 常用的头模型

Fig. 2 Common head model

利用微型 CT 仪和激光扫描仪对标准人头模型进行扫描,并构建出仿真模型,后采用边界元方法对其求解,从仿真结果来看,两者偏差不大^[3]。此后, Jin 等^[28]利用 MRI 扫描仪采集了 61 个人的头-躯干部位几何数据,并通过相关软件进行模型构建,考虑到构建过程十分复杂,为了推动 HRTF 的仿真研究进程,将此数据进行了公开。

总的来说,虽然 CT 和 MRI 这两种方式,能够得到详细的人体几何数据,但扫描成本太高,且模型构建复杂,需借助各种边缘提取算法^[29],不利于快速建模^[26]。相比之下,3D 激光扫描技术具有采集速度快,扫描成本低,模型构建方便的特点。从建模实际角度来说,3D 激光扫描技术更适用于模型获取。此后,基于 3D 激光扫描方式获取人体模型的研究逐渐增多,如 Sridhar 等^[22]利用固定式激光扫描仪和手持式扫描仪对 B&K 标准头模型进行了扫描,并评估了不同扫描分辨率对计算结果的影响。Gumerov 等^[27]将基于激光扫描得到的 KEMAR 数据模型进行仿真研究。此后, Gao 等^[30]考虑 B&K 和 KEMAR 模型是根据西方人尺寸数据制作而成,其利用同样的方法扫描了中国标准头 BHead210 模型^[25],并与 KEMAR 模型在相同仿真条件下求解结果比较。

随着 3D 扫描技术的发展,手持式激光扫描仪开始逐渐替代固定式扫描仪。因此,利用手持式激光扫描仪获取人体模型成为主流,普利斯敦大学 3D3A 实验室,采用手持式激光扫描仪采集了大量的人体几何数据,建立人体特征数据库并进行了公开。除上述几种获取方式,还可以通过 (2D-3D) 二维到三维重建技术进行模型获取,

Furukawa 等^[31]通过 Python Photogrammetry Toolbox 开源软件从多张照片中重构出人体三维模型。同样, Biehler 等^[32]利用安装在智能手机上的 Autodesk 123D 软件进行人体三维模型的获取, 利用手机摄像头对同一部位进行不同角度的拍摄, 后通过软件自带的三维重建功能, 可以直接构建出所拍摄部位的三维模型。此种方式, 可能在未来替代 3D 激光扫描技术成为新趋势。

2.2 求解方法

自 2000 年以来, 各种数值计算方法被广泛的应用于声学问题的仿真求解。运用声线追踪法模拟了独立个体的头相关脉冲响应, 并深入研究了基于射线的声波传输简化和低频声传输效应问题。利用有限差分方法^[33]建立三维时域的球头模型, 用于探究声波与人头的相互作用, 通过设定完美匹配层的无限边界来吸收出射波, 实际模拟自由声场的效果, 并测量了不同声学场景下 HRTF 数据。

在利用有限元法^[34]进行 HRTF 等大型声学仿真过程中, 存在计算速度慢、求解所需内存大、求解频率范围小等问题。Farahikia 等^[35]提出基于自适应网格尺寸的有限元方法, 用于提高 HRTF 仿真过程的效率, 提升频率求解上限。此后, 随着相关研究的深入, 对头-颈部模型进行 HRTF 仿真的频率上限可达 20 kHz, 覆盖了人的整个可听域频带。相比于上述几种求解方法, 有限元法在求解高频 HRTF 时的表现更加优异, 其不足在于需要手动设置吸收边界条件。

由于 HRTF 是在自由声场环境下测量所得, 所以仿真环境同样为自由场条件, 即开放边界条件。在求解无界区域问题以及开放边界问题时, 边界元法相对于其它方法, 具有更好的计算效果和速率^[14], 因此对 HRTF 仿真时常采用边界元法, 最早将边界元法应用于 HRTF 仿真求解的是 Kahana 等^[1], 其求解的是 KEMAR 标准头模型的 HRTF。此后, Katz 等^[36]利用此法对真人进行了仿真求解, 因为计算机性能的不足, 使得求解频率上限为 6 kHz。然而此研究未考虑皮肤头发等阻抗条件对结果的影响。为提升结果准确性, Katz 等^[36]随后添加了头阻抗条件, 对模型进行优化。随后, Kahana 和 Nelon^[3]利用边界元法计算了 20 kHz 频率范围下的 HRTF, 此模型只包含耳廓部分, 并没有考虑头部-躯干等部分。

由于计算机性能的原因, 随着求解频率上限的提高, 边界元法出现计算时间长、计算所需内存高等问题。如利用传统边界元法对头-颈部模型进行仿真, 仿真频率的上限为 10 kHz, 求解时间大概几十个小时(普通 8 G 内存的 4 核计算机)。为了实现全听觉频带仿真求解, Gumerov 等^[27]从优化求解方法的角度出发, 提出利用一种名为快速多级边界元的方法, 其本质上是快速多级法与边界元法进行耦合。此种方法的计算速度和频率求

解范围, 不取决于计算机的性能, 而是由待求解模型的网格数量和质量决定。采用此法对头-颈部模型进行仿真计算, 其求解频率上限为 35 kHz, 完全覆盖了人类的听觉频率范围。此后, 利用快速多级边界元法进行 HRTF 仿真计算成为一种主流方式。

概括来讲, 求解声学问题有声线追踪法、边界元、有限差分、有限元、无限元几种方法。各种方法具有不同的求解特点, 需根据实际的仿真环境进行选取, 此外, 为解决计算机内存对求解速度和计算频率上限的影响, Huttunen 等^[37]又提出利用云计算的方法来解决此类问题。进一步, 在确定求解方法后还需要考虑模型网格划分的问题。

2.3 网格划分

仿真计算结果的准确性不仅依赖于获取模型的精度, 还依赖于网格划分的精细度^[3]。因此如何对模型进行网格划分, 也是数值计算中最重要的一部分, 网格划分的质量不仅影响计算结果, 而且决定计算的时间。传统的网格划分标准为, 网格最大尺寸小于波长的 1/6。若采用此标准来划分求解模型, 并计算全听觉频带的 HRTF, 是一项极其耗费时间的工程。

为解决上述问题, 许多网格划分算法被提出, 其中最有效的方法为 Ziegelwanger 等^[38]提出的先验网格划分算法, 此算法故意违反至少 6 个网格解析 1 个波长的黄金准则, 在耳廓等部位通过算法自动划分网格。整个算法是基于先验知识的一种算法, 其本质上是一种面向目标的网格划分方法。此方法与均一化网格划分法相比, 在几何锐边及锐角或不连续边界条件等情况下, 具有更好的网格划分质量和更优的网格收敛效率。在计算结果方面求解精度也更高。

为推动数值仿真方法的发展, 许多研究机构将其成果进行公开, 越来越来用于 HRTF 仿真的开源软件包逐渐出现。如名为 Mesh2HRTF 的开源软件^[39], 只需读取几何数据, 便能就算出相应的 HRTF, 还具有进行几何数据预处理和结果可视化的功能。目前, 此类软件逐渐成为数值仿真计算 HRTF 的主要工具, 逐渐个满足个性化定制 HRTF 的要求。

3 基于人体特征的近似估计法

除实际声学测量和数值仿真两类获取 HRTF 的方法, 个性化 HRTF 也能够通过对 HRTF 库中多人的数据进行分析, 建立人体特征和 HRTF 之间的映射关系的方法来近似获取。相较于实际声学测量和数值仿真上述两种方法, 此方法只需找到人体特征和 HRTF 之间的某些特定的映射关系, 就能够根据新被试者的人体特征数据, 预测生成出其对应的 HRTF 或找到最匹配的 HRTF。简

言之,此种方法需要依托于实际声学测量法和数值仿真法得到的 HRTF 数据,大多依赖公开的 HRTF 数据库,本质上是在一定量的 HRTF 数据基础上,开展的一种新的研究方法。

如 Middlebrooks 等^[1]提出的频率因子法,即新被试者的 HRTF 数据,可由已知 HRTF 的频率标度近似变换得到。此方法只考虑了 HRTF 在频率尺度上的频移问题,导致近似估计出的 HRTF 效果差。Liu 等^[40]提出基于球面小波变换和球谐分解的空间 HRTF 模型构建方法,此方法在高低频情况下合成 HRTF 的误差较小,一定程度上解决的镜像声源混淆问题。此后,许多近似获取 HRTF 的方法,均是基于人体特征间接获得的。主要分为近似匹配法、线性模型回归法、非线性模型回归法。

3.1 近似匹配法

此类方法常利用新被试者的人体特征参数,与标准 HRTF 库中的人体测量参数进行近似匹配,从而在库中寻找最优的一组 HRTF 数据,将其作为该被试者的 HRTF 数据。获取人体特征参数的方法有手动测量法、二维图像检测法^[41]、三维特征检测法^[42]。其中手动测量法最简单,利用直尺或螺旋测微器等测量工具测量人体特征,但测量结果存在误差,且测量具有复杂沟回结构的耳廓时,此种方法存在局限性,于是逐渐被淘汰。

二维图像检测法,利用计算机视觉技术,先采集被试者的头颈-耳廓特征图^[43],后通过 Faster R-CNN^[44]和卷积编解码网络^[45]以及 PCNN 图像融合^[46]等轮廓提取算法,从图片中提取出人体特征形状,但此法只能提取平面结构,对于耳廓复杂结构来说,不能很好满足需求。

三维特征检测法,利用激光扫描仪获取人体特征,如耳廓的三维点云数据,后利用特征提取算法^[42],提取出人体特征。相比上述方法,此方法在能够提取耳廓的三维特征且准确度高,是一种新型测量方法。上述方法,常基于 CIPIC 数据库进行研究,原因是此数据库中包含被试者的人体特征参数,如图 3 所示,便于数据选择。

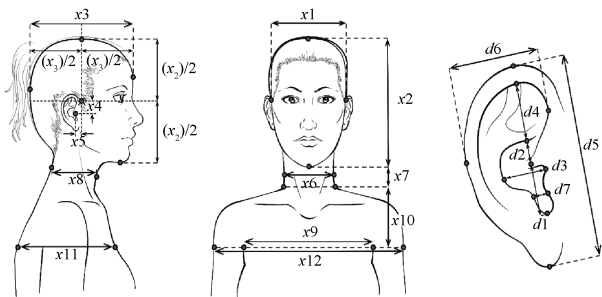


图 3 人体特征示意图^[47]

Fig. 3 Human characteristics^[47]

方法。它不同于人体特征近似的方法,而是让测试者对库中每一个 HRTF 进行听觉测试,后通过量表打分的方式,筛选出主观听觉效果最优的一组 HRTF 数据,并将此作为该测试者的个性化 HRTF。

在对基于近似匹配法得到的 HRTF 评估后发现,相比于标准的 HRTF 和随机选取的 HRTF,近似匹配方法获得的 HRTF 更具个性化。其优点在于不需要复杂的声学测量过程,便能够简单的获取个性化 HRTF。缺点是获得的个性化 HRTF 具有局限性,个性化程度依赖于数据库中 HRTF 的数量。

3.2 线性模型回归法

随着对 HRTF 研究的深入,发现人体特征与 HRTF 之间存在着明显的映射关系,于是许多研究采用数学模型的方法,建立两者之间的线性与非线性回归模型。这些模型能够实现输入特定的人体特征参数,近似估计个性化的 HRTF 的功能。但此类模型的优化效果,取决于输入的人体特征参数选取以及 HRTF 数据降维。采用不同特征选取和降维算法对结果影响很大,常见的降维算法有主成分分析法^[49-51],稀疏主成分分析^[36],独立成分分析法^[52]。但是方法的好坏没有评判指标,以及如何选取适当的人体特征参数,至今还没有一个明确的标准。

为解决此问题,提出利用稀疏系数^[53]的方法,来近似估计 HRTF,此法不考虑如何选取合适的人体特征参数和 HRTF 降维算法,而是将所有因素考虑在内。如 Zhu 等^[54]通过数据回归的方式自动调配输入参数权重,将所有特征通过稀疏系数表现出来。然而,基于稀疏系数近似获取 HRTF^[55]结果还有不足。因此,此方法还需要进行深入研究。

从近似获取得到的 HRTF 效果来看,还有一些研究值得称赞,如 Iida 等^[56]自主提出一种新型耳廓测量方式,后利用多元线性回归近似估计出中正面上的 HRTF 的频谱曲线。Liu 等^[52]提出利用主成分分析对 HRTF 数据进行分解并提取人体特征参数,后通过因子分析出关键的人体特征参数,最终,通过多元线性回归合成被试者的个性化 HRTF。Wang 等^[57]提出了一种包含主成分分析、多元线性回归、偏最小二乘回归的集成算法,用于合成个性化的 HRTF。总的来说,相较于近似匹配法,此方法具有更好的个性化表现。但此方法的缺点是,假定人体特征与 HRTF 两者之间是线性关系,但实际上两者之间的映射关系很复杂,不一定为线性关系。

3.3 非线性模型回归法

为深入探寻人体特征参数与 HRTF 之间的映射关系,Chun 等^[58]利用神经网络的方法,即构建非线性模型的方法进行尝试。基于 CIPIC 数据库进行了深度神经网络(deep neural networks, DNN)模型的构建,其结果与标

此外,主观听觉筛选法^[48],是一种新型近似匹配的

准 HRTF 数据相比,此法具有更好的个性化效果。然而,从 DNN 模型构建的角度来说,CIPIC 数据库中的数据量不充足,无法保证模型计算结果的准确性,不具说服力。

随后 Lee 等^[59],提出一种包含 3 个子网络的神经网络模型,来提取人体特征参数和估计 HRTF。此方法是在传统 DNN 模型的基础上,加入从耳廓图片中提取人体特征的卷积神经网络(convolutional neural networks, CNN)模型,最后通过另一个 DNN 模型来估计 HRTF。CNN 模型的加入是为了避免手动测量误差对 HRTF 预测结果的影响。好处在于重点考虑了耳廓特征对 HRTF 的影响,使得预测结果更加准确。

上述方法,虽然能够通过人体特征参数合成 HRTF,但由于神经网络模型训练数据量不充足,在模型构建过程中会出现过拟合的情况,导致预测出来的 HRTF 数值存在偏差。为了解决此问题,Chen 等^[60]设计了一款自动编码器,用于减少神经网络模型的维度,使模型更加稳定。结果表明,相较于单纯神经网络模型合成 HRTF 的方法,此种方法的偏差更小。由此可见,减少神经网络模型维度是解决过拟合问题的一个有效方法。

表 2 各种 HRTF 获取方法的评估结果

Table 2 Evaluation results of various HRTF acquisition methods

方法	评估方式	被试个数	结果
声学测量 ^[13, 17, 64, 66]	主观评估:(全部) 客观评估:(全部)	4~22 (被试数量多)	主观听觉评估效果最好。
数值计算 ^[3, 24-25, 30, 34, 38]	主观评估:(少数) 客观评估:(全部)	3~5 (被试数最少)	主观评估较好,但进行评估的被试数量少。
基于人体特征近似估计			
近似匹配法 ^[5, 36, 47-48]	主观评估:(全部) 客观评估:(全部)	10~45 (被试数量最多)	整体评估效果较数值计算法略低,较非个性化 HRTF 效果好。
线性模型回归法 ^[52-53, 56, 57, 67]	主观评估:(部分) 客观评估:(全部)	8~27 (被试数量较多)	客观评估效果中等,需要进行更多的主观评估。
非线性模型回归法 ^[41, 58-60]	主观评估:(部分) 客观评估:(全部)	5~10 (被试数量较少)	客观评估效果较线性模型较少,需要更多被试验证。

1) 声学测量法至今仍是获取个性化 HRTF 最基本和准确的方法,从表 2 可以看出,基于此法的相关研究全部都进行了主观和客观的评估,且参加评估的被试者数量最多,主观评估效果最好,因此能作为其他的近似获取方法的参考标准。但由于声音测量过程本身易受影响,一旦测量条件出现微小改变就会导致测量误差出现,尤其是在 HRTF 的高频部分。虽然技术的提升解决了诸如测量时间长、实验要求高等问题,还未完全解决测量成本高,测量结果不连续^[61](仅特定角度 HRTF)等问题。就目前来说,此方法仅限于实验水平。因此,未来声学测量获取 HRTF 可关注以下方面,一是运用空间插值^[40, 62]或波速形成^[63]等方法获得连续空间位置的 HRTF,二是在测量技术提升、测量成本降低、测量结果优化等方面考虑。

除此之外,通过增加模型的训练数据量,也能够解决模型过拟合问题。虽然当前公开的 HRTF 数据库很多,但由于不同 HRTF 数据库之间的数据存储格式不统一,导致无法直接进行 HRTF 数据库之间的数据合并,所以目前大多数研究均是基于单一数据库对神经网络模型进行训练。现阶段来看,若是能将公开的 HRTF 数据库进行联合,便可解决非线性模型的过拟合问题,但跨数据库之间的数据合并过程比较繁琐,该研究仍在探索的过程中。

4 讨论

本文总结了近 10 年来国内外在获取个性化 HRTF 方面的研究方法,阐述了每类方法的研究进程和重要成果。为便于总结和论述,对众多方法进行了分类总结,主要分为 3 大类个性化方法,现依据评估效果对这些方法进行总结,用以体现各种方法的差别,其结果如表 2 所示。评估的方法主要分为主观听音测试和客观误差计算两种。

2) 数值仿真方法虽需要特定的扫描设备,但与声学测量法相比,此法更具灵活性和便利性,对于测试者来说,获取 HRTF 的过程也更轻松。从表 2 可以看出,基于此法的相关研究只有少数进行了主观评估,虽主观听觉评估效果良好,但进行评估被试数量少,缺少一定的说服力。此外,在模型获取方面,随着精度高且成本低的手持式扫描设备逐渐普及,以及新型 2D-3D 数字成像技术的出现,减轻了仿真求解的难度,而不同扫描设备和成像方法对仿真结果的影响^[24],也成为新的问题,需要对此进行深入的研究。另外,在网格划分和求解方法选取方面,现已不需要基本的配置工作,可利用 Meshlab、Comsol、Mesh2HRTF 等声学仿真软件,轻松进行操作。总之,数值仿真法,是当今获取个性化 HRTF 的重要方法,也是研究人体特征和 HRTF 之间关系的主要手段。但是,目前

对于不同模型结果准确性的评估相对较少^[64]。因此,对于仿真结果的主观评估研究^[65]应予以重视。

3) 基于人体特征近似获取 HRTF 的方法相对于上述两类方法发展较晚,但其研究手段比较多样,是当今研究的热点。如果仅从便利性和简单性的角度来说,该方法更适用于实际应用和技术推广。然而,此类方法近似得到的 HRTF,从表 2 可以看出,无论是客观或主观评估,其评估结果仍不理想,与基于声学测量法得到的 HRTF 存在一定差距,因此,此种方法需要进行更多的主观评估和被试验证。目前,此方法亟待解决的两大问题是人体特征的提取和筛选以及近似估计方法的选取。实际上,虽然有大量针对性的研究,但是许多研究基本上依赖于一个数据库(即几十人的 HRTF 数据),数据样本量本身就存在局限性,这就可能导致了近似获取的 HRTF 存在偏差。

5 结 论

综上所述,三类方法各有利弊,总的来说,声学测量法因其结果的准确性,可以作为其它方法的评判准则。但此法本身具有局限性,在未来作为获取个性化 HRTF 的主流方法不太可能。然而,数值仿真法虽然需要一定的求解时间和特定设备,但目前已经出现利用智能手机对实体拍摄经成像软件处理,从多张图片中构建出立体模型的技术。随着图像技术的发展,此技术因其便利性将会取代其他扫描方式,成为获取人体模型的新方式。

在此基础上,基于人体特征的近似估计法可以不用考虑,如何选取特定的人体特征参数的问题。直接将所有特征参数考虑在内,通过机器学习的方式,找寻出人体特征参数与 HRTF 之间的关系。未来可对 3 类方法良性结合,用以实现通过手机扫描测试者的人体特征,然后直接近似估计出个性化 HRTF,整个计算求解过程可在移动端设备端进行。若能实现该功能,这将对于虚拟听觉技术具有重要意义。

参考文献

- [1] MIDDLEBROOKS J C. Sound localization [J]. Handbook of clinical neurology, 2015, 129(3) : 99-116.
- [2] WU X, TALAGALA D S, ZHANG W, et al. Individualized interaural feature learning and personalized binaural localization model [J]. Appl Sci-Basel, 2019, 9(13) : 23.
- [3] ZIEGELWANGER H, MAJDAK P, KREUZER W. Numerical calculation of listener-specific head-related transfer functions and sound localization: Microphone model and mesh discretization [J]. Journal of the Acoustical Society of America, 2015, 138(1) : 208-222.
- [4] CAI T, RAKERD B, HARTMANN W M, et al. Computing interaural differences through finite element modeling of idealized human heads [J]. Journal of the Acoustical Society of America 2015, 138 (3) : 1549-1560.
- [5] STITT P, PICINALI L, KATZ B F G. Auditory accommodation to poorly matched non-individual spectral localization cues through active learning [J]. Scientific Reports, 2019, 9(1) : 1063.
- [6] STEADMAN M A, KIM C, LESTANG J H, et al. Short-term effects of sound localization training in virtual reality [J]. Scientific Reports, 2019, 9(1) : 17.
- [7] HAI N D, CHAUDHARY N K, PEKSI S, et al. Fast HRTF measurement system with unconstrained head movements for 3D audio in virtual and augmented reality applications [C]. 2017 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 2017:6576-6577.
- [8] NAKASHIMA H, KOUYAMA R, HIRUMA N, et al. Binaural wind noise cancellation for hearing aids based on head-related transfer function cues [J]. Acoust Sci Technol, 2018, 39(1) : 40-43.
- [9] XIE B S, ZHONG X L, YU G Z, et al. Report on research projects on Head-Related transfer functions and virtual auditory displays in china [J]. Journal of the Audio Engineering Society, 2013, 61(5) : 314-326.
- [10] CARPENTIER T, BAHU H, NOISTERNIG M, et al. Measurement of a head-related transfer function database with high spatial resolution [C]. 7th Forum Acusticum (EAA), 2014:7-12.
- [11] BOMHARDT R, KLEIN M D L F, FELS J. A high-resolution head-related transfer function and three-dimensional ear model database [J]. Journal of the Acoustical Society of America, 2016, 29(1) : 050002.
- [12] YU G, LIU Y, XIE B. Design and validation on a multiple sound source fast-measurement system of near-field head-related transfer functions [J]. Chinese Journal of Acoustics, 2018, 37(2) : 219-240.
- [13] RICHTER J G, FELS J. On the influence of continuous subject rotation during high-Resolution Head-Related transfer function measurements [C]. IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing, 2019:730-741.
- [14] HARGREAVES J A, RENDELL L R, LAM Y W. A framework for auralization of boundary element method simulations including source and receiver directivity [J]. Journal of the Acoustical Society of America, 2019, 145(4) : 2625-2637.

- [15] DIETRICH P, MASIERO B, VORLANDER M. On the optimization of the multiple exponential sweep method [J]. *Journal of the Audio Engineering Society*, 2013, 61(3): 113-124.
- [16] BOMHARDT R, FELS J. Individualization of head-related transfer functions by the principle component analysis based on anthropometric measurements [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2016, 140(4): 3277-3278.
- [17] WERSÉNYI G, WILSON J. Evaluation of the range of head movements in measurements and recordings with human subjects using head-tracking sensors [J]. *Acta Technica Jaurinensis*, 2015, 8(3): 218-229.
- [18] HE J J, RANJAN R, GAN W S, et al. Fast continuous measurement of HRTFs with unconstrained head movements for 3D audio [J]. *Journal of the Audio Engineering Society*, 2018, 66(11): 884-900.
- [19] 孙建红, 张涛, 焦琛. 麦克风数量与阵列对声源定位性能的影响 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2019, 33(11): 14-21.
- SUN J H, ZHANG T, JIAO CH. Influence of array and the number of microphones on the localization performance of sound source [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2019, 33(11): 14-21.
- [20] KANJI W, YUKIO I, SUZUKI Y, et al. Dataset of head-related transfer functions measured with a circular loudspeaker array [J]. *Acoust Sci Technol*, 2014, 35(3): 159-165.
- [21] BOREN B, GERONAZZO M, MAJDAK P. PHOnA: A public dataset of measured headphone transfer functions [C]. 137th Convention of the AES, 2014:9126.
- [22] SRIDHAR R, G J, TYLKA, et al. A database of head-related transfer function and morphological measurements [C]. AES Convention, 2017:65-67.
- [23] YU G Z, WU R X, LIU Y, et al. Near-field head-related transfer-function measurement and database of human subjects [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2018, 143(3): EL194-EL198.
- [24] DINAKARAN M, BRINKMANN F, HARDER S, et al. Perceptually motivated analysis of numerically simulated Head-Related transfer functions generated By various 3D surface scanning systems [C]. 2018 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2018.
- [25] TANG L, FU Z, XIE L. Numerical calculation of the head-related transfer functions with Chinese dummy head [C]. 2013 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference, 2013.
- [26] SHAH P, LUXIMON Y. Three-dimensional human head modelling: A systematic review [J]. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 2018, 19(6): 658-672.
- [27] GUMEROV N A, O' DONOVAN A E, DURAISWAMI R, et al. Computation of the head-related transfer function via the fast multipole accelerated boundary element method and its spherical harmonic representation [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2010, 127(1): 370-386.
- [28] JIN C T, GUILLON P, EPAIN N, et al. Creating the sydney york morphological and acoustic recordings of ears database [J]. *IEEE Transactions on Multimedia*, 2014, 16(1): 37-46.
- [29] 师文, 朱学芳, 朱光. 基于形态学的 MRI 图像自适应边缘检测算法 [J]. *仪器仪表学报*, 2013, 34(2): 408-414.
- SHI W, ZHU X F, ZHU G. A daptive edge detection algorithm of MRI image based on morphology [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2013, 34(2): 408-414.
- [30] GAO S Y, FU Z H, GUANG P Y. Comparisons on numerically-calculated HRTFs of typical dummy heads [C]. *International Conference on Orange Technologies*, 2018.
- [31] FURUKAWA Y, CURLESS B, SEITZ S M, et al. Towards internet-scale multi-view stereo [C]. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR*, 2010.
- [32] BIEHLER J, FANE B. 3D Printing with autodesk: Create and print 3D objects with 123D, AutoCAD and inventor [J]. *Computer Systems & Applications*, 2014, 35(5): 32-35.
- [33] YASUDA Y, SAITO K, SEKINE H. Effects of the convergence tolerance of iterative methods used in the boundary element method on the calculation results of sound fields in rooms [J]. *Appl Acoust*, 2020, 157(10): 106997.
- [34] MA F, WU J H, HUANG M, et al. Finite element determination of the head-related transfer function [J]. 2015, 15(5): 1550066.
- [35] FARAHIKIA M, SU Q T. Optimized finite element method for acoustic scattering analysis With application to Head-Related transfer function estimation [J]. *J Vib Acoust-Trans ASME*, 2017, 139(3): 4.
- [36] LU D, ZENG X, GUO X, et al. Personalization of head-related transfer function based on sparse principle component analysis and sparse representation of 3D anthropometric parameters [J]. *Acoustics Australia*, 2019: 1-10.

- [37] HUTTUNEN T, TUPPURAINEN K, VANNE A, et al. Simulation of the head-related transfer functions using cloud computing [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2013, 133(3): 515.
- [38] ZIEGELWANGER H, KREUZER W, MAJDAK P. A priori mesh grading for the numerical calculation of the head-related transfer functions [J]. *Appl Acoust*, 2016, 114(10): 99-110.
- [39] ZIEGELWANGER H, KREUZER W, MAJDAK P. MESH2HRTF: An open-source software package for the numerical calculation of head-related transfer functions [C]. *Proceedings of the 22nd International Congress on Sound and Vibration*, 2015.
- [40] LIU H P, FANG Y, HUANG Q H. Efficient representation of head-related transfer functions with combination of spherical harmonics and spherical wavelets [J]. *IEEE Access*, 2019, 7(78): 214-222.
- [41] YAO S N, COLLINS T, LIANG C. Head-Related transfer function selection using neural networks [J]. *Archives of Acoustics*, 2017, 42(3): 124.
- [42] 钱昱来, 盖绍彦, 郑东亮. 基于局部和全局信息的快速三维人耳识别 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(1): 1-12.
- QIAN Y L, GAI SH Y, ZHENG D L. Fast 3D ear recognition based on local and global information [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(1): 1-12.
- [43] 吴从中, 王浩宇, 詹曙. 融合曲面形状和纹理特征的三维人脸识别 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(9): 150-156.
- WU C ZH, WANG H Y, ZHAN SH. 3D face recognition by fusing surface shape and texture features [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(9): 150-156.
- [44] ZHANG Y, ZHICHUN M. Ear Detection under uncontrolled conditions with multiple scale faster region-based convolutional neural networks [J]. *Symmetry*, 2017, 9(4): 53.
- [45] PEER P, ŠTRUC V, EMERŠIĆ Ž, et al. Convolutional encoder-decoder networks for pixel-wise ear detection and segmentation [J]. *IET Biometrics*, 2018, 7(3): 175-184.
- [46] 魏志军, 周肖树. 基于双树复 Shearlet 变换与改进 PCNN 的图像融合算法 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(6): 79-86.
- WEI ZH J, ZHOU X SH. Image fusion algorithm based on dual tree complex shear wave transform and improved PCNN [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(6): 79-86.
- [47] GALLEGOS E A T, BUSTAMANTE F A. Personalization of head-related transfer functions (HRTF) based on automatic photo-anthropometry and inference from a database [J]. *Appl Acoust*, 2015, 97(10): 84-95.
- [48] KATZ B F G, PARSEIHIAN G. Perceptually based head-related transfer function database optimization [J]. *Journal of the Acoustical Society of America*, 2012, 131(2): EL99-EL105.
- [49] FINK K J, RAY L. Individualization of head related transfer functions using principal component analysis [J]. *Appl Acoust*, 2015, 87(2): 162-173.
- [50] RAMOS O A, TOMMASINI F C. Magnitude modelling of HRTF using principal component analysis applied to complex values [J]. *Archives of Acoustics*, 2014, 39(4): 477-482.
- [51] FINK K J. Modeling and Individualization of head-related transfer functions using principal component analysis [J]. *Dissertations & Theses-Gradworks*, 2012, 87(87): 162-173.
- [52] LIU X J, SONG H, ZHONG X L. A hybrid algorithm for predicting median-plane head-related transfer functions from anthropometric measurements [J]. *Appl Sci-Basel*, 2019, 9(11): 17.
- [53] HE J, GAN W, TAN E. On the preprocessing and postprocessing of HRTF individualization based on sparse representation of anthropometric features [C]. *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2015.
- [54] ZHU M, SHAHNAWAZ M, TUBARO S, et al. HRTF personalization based on weighted sparse representation of anthropometric features [C]. *2017 International Conference on 3D Immersion (IC3D)*, 2017.
- [55] DING J, LI J, ZHENG C, et al. Off-grid binaural sound source localization using sparse representation and feature weighting [J]. *Journal of Applied Acoustics*, 2019, 38(6): 917-925.
- [56] HIDA K, SHIMAZAKI H, OOTA M. Generation of the amplitude spectra of the individual head-related transfer functions in the upper median plane based on the anthropometry of the listener's pinnae [J]. *Appl Acoust*, 2019, 155(155): 280-285.
- [57] WANG L, ZENG X, MA X. Advancement of individualized head-related transfer functions (HRTFs) in perceiving the spatialization cues: Case study for an integrated HRTF individualization method [J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(9): 1867.

- [58] CHUN CH J, MOON J M, LEE G W, et al. Deep neural network based HRTF personalization using anthropometric measurements [C]. Audio Engineering Society Convention, 2017.
- [59] LEE G W, KIM H K. Personalized HRTF modeling based on deep neural network using anthropometric measurements and images of the ear [J]. Appl Sci-Basel, 2018, 8(11): 14.
- [60] CHEN T, KUO T, CHI T. Autoencoding HRTFS for DNN based HRTF personalization using anthropometric features [C]. ICASSP 2019-2019 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2019.
- [61] WANG J, LIU M, WANG X Y, et al. Prediction of head-related transfer function based on tensor completion [J]. Appl Acoust, 2020, 157(106): 995.
- [62] BRINKMANN F, RODEN R, LINDAU A, et al. Audibility and interpolation of head-above-torso orientation in binaural technology [J]. Journal of Selected Topics in Signal Processing, 2015, 9(5): 931-942.
- [63] 张成, 陈克安. 基于二阶锥规划的 HRTF 波束形成合成方法 [J]. 仪器仪表学报, 2011, 32(11): 2455-2460.
- ZHANG CH, CHEN K AN. HRTF beamforming synthesis method based on second-order cone programming [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2011, 32(11): 2455-2460.
- [64] HARDER S, PAULSEN R R, LARSEN M, et al. A framework for geometry acquisition, 3-D printing, simulation, and measurement of head-related transfer functions with a focus on hearing-assistive devices [J]. Computer-Aided Design, 2016, 75(76): 39-46.
- [65] DIETZ M, LESTANG J H, MAJDAK P, et al. A framework for testing and comparing binaural models [J]. Hearing Research, 2018, 360(3): 92-106.
- [66] GUO X, XIONG D, WANG Y, et al. Head-related transfer function database of Chinese male pilots [C]. Man-Machine-Environment System Engineering.

Singapore:Springer, 2016.

作者简介



刘宝禄, 2018 年毕业于天津工业大学获得学士学位, 现为天津大学硕士研究生, 主要研究方向为虚拟声与听觉定位。

E-mail: felix_man@tju.edu.cn

Liu Baolu received his B. Sc. degree from Tiangong University in 2017. He is now a M. Sc. candidate at Tianjin University. His main research interests include virtual sound and auditory localization.

倪广健 (通信作者), 2012 年于南安普顿大学获得博士学位, 现为天津大学副教授, 主要研究方向为听觉康复及听觉假体等。

E-mail: niguangjian@tju.edu.cn



Ni Guangjian (Corresponding author) received his Ph. D. degree from University of Southampton in 2012. He is now an associate professor at Tianjin university. His main research interests include auditory rehabilitation and prosthesis, etc.

郭小朝, 1998 年于杭州大学获得博士学位, 现为空军军医大学空军特色医学中心专家, 主要研究方向为人因工程和人机工效学。

E-mail: guoxiaochao1965@163.com



Guo Xiaochao received his Ph. D. degree from Hangzhou University in 1998. He is now a director at Air Force Medical Center of FMMU. His main research interests include human factors and ergonomics.

刘庆峰, 2006 年毕业于第四军医大学获得硕士学位, 现为空军军医大学空军特色医学中心专家, 主要研究方向为应用心理学, 工效学。

E-mail: littleponds@163.com



Liu Qingfeng received his M. Sc. degree from the Fourth Military Medical University in 2006. He is now a director at Air force medical center of FMMU. His main research interests include aviation medical psychology and efficacy.