

耳朵传声的振动学原理

秦任甲¹, 闫冰²

1. 桂林医学院数理教研室, 广西 桂林 541001; 2. 河北大学医学院, 河北 保定 071002

【摘要】本研究旨在论证人耳传声系统的简明振动学原理。借助理性研究方法对外耳、中耳和内耳的传声功能逐一进行论证,详细阐明外耳的共振作用,揭示中耳锤-砧骨刚体的传声原理。首次通俗阐明内耳基底膜的分频作用和基底膜上行波的成因,提出听觉的共振敏感性和阈值敏感性概念。本研究将声振动基础知识与研究获得的新知识相结合,构建了简明和系统的人耳传声的振动学原理。

【关键词】听觉;振动学原理;共振曲线;行波学说

【中图分类号】R339.16

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)11-1345-06

Vibration mechanism of the sound transmission of human ear

QIN Renjia¹, YAN Bing²

1. Teaching and Research Section of Mathematics, Guilin Medical College, Guilin 541001, China; 2. Health Science Center, Hebei University, Baoding 071002, China

Abstract: The research aims to demonstrate the vibration mechanism of the sound transmission of human ear. Theoretical research methods are applied to demonstrate the functions of sound transmission of outer, middle, and inner ear. Herein the resonance process in the outer ear is elaborated. The mechanism of the sound transmission of the malleus-incus complex in the middle ear is illuminated initiatively. The frequency division function of basement membrane in the inner ear and the cause of travelling wave on the basement membrane are comprehensively demonstrated for the first time. The concepts of resonance sensibility and threshold sensibility are proposed. The essential basic knowledge of sound and vibration is combined with the new knowledge acquired from the researches to provide a comprehensible, concise, and systematic elaboration of the vibration mechanism of the sound transmission of human ear.

Keywords: auditory sense; vibration mechanism; resonance curve; travelling wave theory

前言

声音从耳廓到基底膜为振动传声过程,从基底膜毛细胞受到声音刺激到引起声音感觉为神经生理过程。本研究仅限于研究振动传声过程,即外耳、中耳和内耳这3个环节的传声功能。对这3个环节的传声功能已有所研究,但其相关文献还存在4个方面不足:(1)概念不清,难以理解,甚至存在错误,误导读

者;(2)对前人的研究成果缺乏透彻易懂的表述,难以将成果应用于实践中;(3)对传声功能的阐明缺乏创新性;(4)尚未构建起阐明这3个环节传声功能的通俗系统理论^[1-5]。本研究的目的是:(1)构建更完备、更通俗的耳朵传声的振动学理论;(2)纠正长期存在的不足;(3)为医学院校生理学、物理学教学内容提供素材,提高教学效果。

1 外耳的共振

1.1 声压及其声压级

通常把引起媒质质点随时间按正弦或余弦规律振动的声音称为纯音。纯音形成的声波称为平面简谐波。声音的强弱可用声压(压强)表达。没有声音传入时媒质分子均匀分布,其压强 P_0 也均匀分布。有声音传入时媒质中压强为 P' ,将 P' 与 P_0 之差 P 称为声压。

【收稿日期】2018-05-07

【作者简介】秦任甲,教授,主要从事血液流变学、生物物理学和医学院校物理教学改革研究,E-mail:qinrenjia@126.com(本文为秦任甲自2004年1月退休以后发表的第36篇论文)

【通信作者】闫冰,教授,主要研究方向:物理在医学中的应用,E-mail:yanbing106@163.com

$$P = P' - P_0 \quad (1)$$

流体媒质中声波为纵波,固体媒质中声波纵波、横波均有。对于平面简谐波的纵波,其传播媒质中的密部分子稠密 $P' > P_0$ 声压为正,疏部分子稀疏 $P' < P_0$ 声压为负,密部、疏部分子密度、声压都按时间随正弦或余弦规律变化。以 $\text{N} \cdot \text{m}^{-2}(\text{Pa})$ 为声压单位时,人听域的声压范围很大,为表述方便常用声压级 PL 表示声压大小:

$$\text{PL} = 20 \lg \frac{P}{P_0} \quad (2)$$

式(2)称为平面简谐波声压级公式。其中 P 、 P_0 可分别为声强 I 、 I_0 时的声压幅值 P_m 、 P_{m0} 或声压有效值 P_e 、 P_{e0} 两种情况之一,所求得的声压级均相同^[6]。声压级单位为分贝(dB)。

1.2 共振曲线的内涵

1974年 Shaw 等让人处于某频率纯音的自由声场中,测其鼓膜外侧附近的声压级(简称鼓膜声压),然后让人离去再测鼓膜原位置(自由声场)的声压级(简称参照声压)^[2]。每测完一次,就改变一次纯音频率,再测这两个声压级值。各频率纯音参照声压相同。将前者减后者称为鼓膜外侧附近声压级差(简称鼓膜相对声压)。以相对声压为纵坐标,纯音频率为横坐标作曲线(图1),该曲线是由外耳道的共振作用所决定的,笔者认为可称为外耳道共振曲线。从曲线可知,外耳道的共振频率约为 2.6 kHz,此时鼓膜相对声压峰值约为 17 dB。人类发声器官发出声音的频率范围为 0.08~10.24 kHz,0.080 kHz 为男声最低频率,10.24 kHz 为女声最高频率^[7]。曲线正值段频率范围约为 0.2~8.6 kHz,此范围的低高两端都比人类发声器官所能发出的极限声音频率范围有所内缩,可把这一段称为人类通常发音频率段,是本研究所涉及范围。虽然这段曲线不像物理学中所介绍的共振曲线^[8]那样平滑典型,但还是有其相似性的。

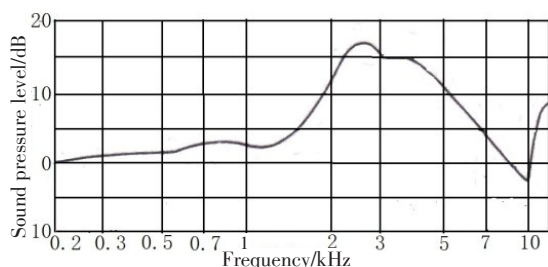


图1 外耳道的共振曲线

Fig.1 Resonance curve of external auditory canal

1.3 共振曲线的成因

若外耳道如同自由空间,那对各频率纯音强弱

(距离短)没有影响,这条曲线必然为处于 0 dB 的水平直线。但外耳道不是自由空间,声音一旦进入外耳道必然受到影响,其主要影响是共振。

文献[9]把外耳道模拟成长约 27 mm,直径约 7 mm,一端开口,另一端被鼓膜垂直封闭的刚性直圆管理想模型。依此计算得到其固有频率为 3.185 kHz。理想模型的固有频率与实验测得的固有频率存在差距,这是因为理想模型不能完全符合外耳道的实际。外耳道既不圆也不直,壁面还有凸凹,鼓膜与外耳道并不垂直而是成 40°~50°,外耳道也不像理想模型那样是刚性圆管,刚性封堵一端。在这样差异下,两个固有频率存在的这些差距是合理的。这样模拟外耳道是基本成功的。

曲线在一些频率处有所起伏,可能原因有:(1)外耳道壁会对声音产生反射,甚至多次反射,反射声波与入射声波在鼓膜处相叠加而合成,使声音强弱发生改变,改变的程度与纯音频率有关;(2)外耳道壁对声音的反射,甚至多次反射,会吸收一定的声能,每次反射被吸收声能多少还与声波频率、入射角度有关;(3)任一介质对纯音吸收的强弱程度与其频率、传播距离有关,由于外耳道弯曲,声音反射,致使其传播距离比参照声音长;(4)共振曲线峰比较钝,与外耳道的阻尼较大有关。

多有学者认为^[10-12]在 2 400 Hz 以下时,鼓膜的振动速度等于空气分子的振动速度,即两者作同步振动。一般认为鼓膜的组织结构特殊,对 2 400 Hz 以下各纯音只作受迫振动,能复制作用于鼓膜的声音。故鼓膜的振动就是鼓膜外侧面空气的振动,也就是进入外耳道的声音所发生的共振,其声压或声强比外耳道口的大。前面提及的参照声压可认为是外耳道口的声压。

2 中耳的振动

2.1 锤-砧骨刚体

众多学者确认^[13-17]锤骨与砧骨之间成固定的夹角,即两者构成一个固定的两脚架,而人体处于正常状态时可以认为骨骼不会发生形状、大小改变。据此可把锤骨和砧骨连结成的两脚架模拟成刚体,称为锤-砧骨刚体,简称锤-砧骨。锤-砧骨的转轴就是过锤骨颈部前韧带(锤骨前突)与砧骨短突尖端韧带的连线(图2),可认为这条转轴为前后取向,这就限制锤-砧骨只能绕轴沿内外方向转动^[18],即可认为虚线段所示的锤骨柄 uX 、砧骨长脚 OX_1 均垂直转轴。 u 、 O 、 O_1 分别表示锤骨柄末(游离)端、砧骨长脚末端(砧-镫关节)、卵圆窗膜。

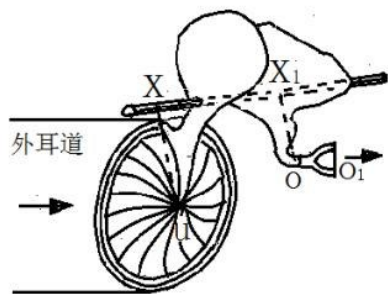


图2 锤-砧骨及鼓膜结构

Fig.2 Structure of malleus-incus complex and tympanic membrane

2.2 锤-砧骨作受迫振动

锤骨柄附着于鼓膜内侧,其末端u附着于鼓膜脐部。没有声音传来时鼓膜内外侧均为大气压 P_0 。为便于理解,假定传入的为某一频率的纯音。一旦有声音传入,鼓膜外侧的压强为声压 P 加上大气压 P_0 ,而内侧仍为咽鼓管内的大气压 P_0 ,这样外侧与内侧的压强差为声压 P 。这个声压必然作用于鼓膜并实时传到锤骨柄,使其受声压力力矩 M_i 的作用。若鼓膜外侧面空气是密部,则 $P>0$,声压力指向内而 M_i 将推动锤骨柄绕轴向内转动;若鼓膜外侧面空气是疏部,则 $P<0$,声压力指向外而 M_i 将推动锤骨柄绕轴向外转动。传入某频率纯音,那鼓膜外侧面空气分子、鼓膜以及锤-砧骨各点都作同步的余弦振动,但振幅可以不同。将轴 XX_1 以下锤骨柄、砧骨长脚上的各点标记为 i ,取值1、2、3...或字符。那 i 点到转轴的垂直距离可记为 R_i , i 就以 R_i 为半径绕轴沿弧线作余弦振动,一定时间转过的弧线对应的圆心角为 θ 。各点转动方向一致,同步转过相同的 θ ,可得各点转过的弧长(极短可近似为位移)为:

$$l_i = R_i \theta \quad (3)$$

由式(3)可知,离轴越远的点在相同时间转过的弧线越长,振幅也越大。锤骨柄各点以u端振幅最大。砧骨长脚各点以O端振幅最大。 $R_u = uX$, $R_o = OX_1$,生理学已指出 R_u 与 R_o 之比为1.3:1,那依据式(3)可知 l_u 与 l_o 之比亦为1.3:1。

借助砧-镫关节将砧骨长脚O端的声振动实时地使镫骨做活塞式运动,带动卵圆窗膜 O_1 振动,从而激发内耳外淋巴各质点做相同的余弦波振动。

至此阐明了传入内耳外淋巴与外耳道口的为同一频率的纯音,但振幅则可不相同。下面将举例简明介绍振幅的传输。设传入纯音频率为1 000 Hz,响度为60 dB,可依据响度公式、声强级公式和声强与质点(分子)振幅关系式^[19]求得外耳道口空气分子的振幅为11.0 nm。作用于鼓膜的是发生共振的声音,其声强比外耳道口大或大许多,那其声振幅也会比

11.0 nm大或大许多。只要声音能使鼓膜产生振幅为十亿分之一厘米(比氢原子直径还小)的振动,人耳就能听到。由于鼓膜是黏附在锤骨柄上的,且按声音振动的规律推拉锤骨柄振动,由式(3)可知锤骨柄游离端(鼓膜脐部)的振幅比鼓膜、锤-砧骨上任何一点都大。显微镜可以很容易观察到脐部的振动。鉴于 R_u 与 R_o 之比为1.3:1,那砧骨的O端,即卵圆窗膜的振幅为锤骨柄游离端振幅的1/1.3,中耳传输声音使振幅减小。内耳与鼓膜及其外侧面空气相比,振幅变小。

2.3 声压传输

2.3.1 交角杠杆不符合实际 普遍认定锤骨与砧骨连结成的可绕图2中 XX_1 轴摆动的骨架为交角杠杆,并以之阐明中耳传声原理。同时还认定外耳道中振动着的空气作用于鼓膜的总声压力集中于脐部,即集中施于锤骨柄游离端,并沿内外方向。这样的模型过于简单,与形状、取向、结构及其力学性质复杂的鼓膜差之太远。至少有两个实际问题必须顾及:(1)作用于鼓膜总声压力的方向问题。所谓总声压力 F_0 应是指声压 P_0 与鼓膜面积 s_0 的乘积。鉴于空气中的声压总是垂直所作用部位表面的,鼓膜不是平面而是浅椭圆锥形,且鼓膜与外耳道壁成 $40^\circ \sim 50^\circ$ 角,这样作用于鼓膜各部位的声压力不可能全都沿内外方向(锤骨柄游离端振动的方向),只有其沿内外方向的分量 F_{\parallel} 对锤骨柄亦即整个交角杠杆产生沿内外方向摆动有效,按生理学书所说 F_{\parallel} 作用于锤骨柄游离端。显然 $F_{\parallel} < F_0$,即对锤骨柄产生振动有效的声压力小于总声压力。(2)声压力 F_{\parallel} 的分布问题。由于锤骨柄黏附于鼓膜内侧, F_{\parallel} 实际不可能只集中作用于鼓膜脐部施于锤骨柄游离端,而是作用于整条锤骨柄的各小段上,这样实际能使锤骨柄产生振动的声压力力矩 M_c 就是作用于锤骨柄各小段的声压力产生的力矩之和。为讨论问题方便,引入等效声压力概念。设想有力 F_c 作用于锤骨柄游离端, F_c 产生的力矩与 M_c 相等即 $F_c \cdot R_u = M_c$, F_c 称为等效声压力^[20]。显然, $F_c < F_{\parallel} < F_0$ 。

以上论证表明,对交角杠杆产生振动有效的不是作用于鼓膜的总声压力,这个总声压力也不集中作用于脐部施于锤骨柄游离端,锤骨、锤-砧骨架不具备构成杠杆的条件,故而阐明了交角杠杆不符合中耳传声的实际。本研究以锤-砧骨刚体替代交角杠杆,以便正确模拟和阐明中耳的传声原理。

2.3.2 增压计算的不合理 一直以来生理学书都认定交角杠杆成立,进而计算出卵圆窗膜所受声压是鼓膜的约24倍,认为总声压力 F_0 仅集中作用于u端,u

端到转轴的距离为 R_u 。还认为砧骨的砧-镫关节o端传输给卵圆窗膜的总声压力为 F_o ,o端到转轴的距离为 R_o , $R_u/R_o=1.3$ 。于是有:

$$F_o \cdot R_u = F_o \cdot R_o \quad (4)$$

由式(4)可得 $F_o = F_o \cdot R_u/R_o = 1.3 F_o$ 。从而得出由o端传到卵圆窗膜 o_i 的总声压力 F_o 为作用于鼓膜脐部的总声压力 F_o 的1.3倍。依据交角杠杆推出作用于面积为 s_{oi} 的卵圆窗膜的声压 p_{oi} 为:

$$p_{oi} = \frac{F_o}{s_{oi}} = \frac{1.3 F_o}{s_{oi}} = 1.3 \frac{s_o}{s_{oi}} p_o \quad (5)$$

把鼓膜的有效振动面积 $s_o = 59.4 \text{ mm}^2$ 和卵圆窗膜的面积 $s_{oi} = 3.2 \text{ mm}^2$ 代入式(5),得到卵圆窗膜所受声压约为鼓膜的24倍。

如此计算输出端o与输入端u的总声压力、声压之间的关系是不合理的。因为实际对交角杠杆产生振动有效的既不是总声压力 F_o 或 $p_o \cdot s_o$ 产生的力矩 M_o 或 $F_o \cdot R_u$,也不是 F_{\parallel} 产生的力矩 M_{\parallel} 或 $F_{\parallel} \cdot R_u$,而是 F_c 产生的力矩 M_c 或 $F_c \cdot R_u$ 。若照样运用式(4),将 F_c 替代 F_o 可得 $F_o = 1.3 F_c$,显然 $F_o = 1.3 F_c < 1.3 F_{\parallel} < 1.3 F_o$ 。再运用式(5),将 F_c 、 p_c 分别替代 F_o 和 p_o ,并代入 s_{oi} 、 s_o 的数值可得 $p_{oi} = 24 p_c$, $p_c = F_c/s_o$ 为 F_c 分摊在鼓膜上的平均等效声压。显然 $p_{oi} = 24 p_c < 24 p_{\parallel} < 24 p_o$, $p_{\parallel} = F_{\parallel}/s_o$ 为 F_{\parallel} 分摊在鼓膜上的平均声压。这些论证表明,实际传送到卵圆窗膜的声压力比总声压力的1.3倍小,声压比鼓膜实际声压的24倍小。生理学书上关于输入与输出声压力、声压关系的证明不合理,从根本上讲是交角杠杆与中耳实际传声机构不符,不具备杠杆条件所造成。

3 内耳的分频

3.1 行波学说

George Von Békésy 于20世纪40年代提出基底膜的位置理论,即行波学说,并在1960年对这一学说作了系统阐述^[21]。把一端固定的绳,用手抖动另一端,可见有波动从手握处传向固定端,这就是一种行波。基底膜位于内耳的骨性耳蜗管的内淋巴中,从蜗底盘旋到蜗顶。行波学说认为,当任一频率纯音作用于基底膜底端时都会在其上激发出该频率纯音的行波。行波的振动始于底端,沿基底膜长度方向逐渐传播,各位置的振幅逐渐增大,到某位置振幅达最大,再往前传播各位置的振幅急速减小,经过很短距离行波消失(图3)。横坐标轴为展平的基底膜长度,标值0为底端,标值越大越接近其顶端。有行波的部位基底膜已振动,只留下横坐标轴,故而较细;没有行波的部位基底膜未振动还贴在横坐标轴上,

故而较粗。纵坐标轴为参与行波振动的基底膜各位置的振幅。若设置垂直纵横坐标轴即垂直纸面的z轴代表基底膜的宽度,那可见立体的行波是有宽度的,每一位置横向各点振动相同。行波的频率与激发它的纯音频率相同。一个行波所占据基底膜的长度可称为行波波长。行波是由其波长内的基底膜各位置的振动而形成。行波具有两个特点:(1)各行波的最大振幅位置在基底膜上是固定的,取决于其频率。频率越高的行波最大振幅的位置越靠近底端,反之则越靠近顶端;(2)各行波形状相似。各行波在基底膜各位置的振幅都自底端到最大振幅位置缓慢增大,占其波长的绝大部分。从最大振幅位置向顶端方向,行波在基底膜各位置的振幅急速减小,故最大振幅到振幅为0,两位置间距很短,仅为波长的很短一部分。由此特点可知,高、低频音对底端的刺激均可在基底膜的近底端部位产生行波,但近顶端部位只能对低频音刺激底端才能形成行波。各行波必定位于从底端起的一个波长的基底膜上,频率越高的行波,波长越短,反之越长;由于各行波的波长,最大振幅位置是固定的,故各行波在基底膜上的位置也是固定的。

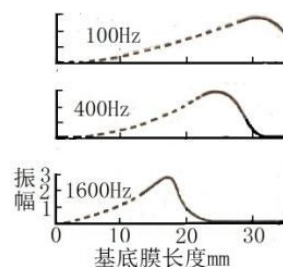


图3 基底膜上的行波

Fig.3 Traveling waves of basement membrane

3.2 行波成因

基底膜从底端到顶端逐渐变宽变薄变柔软,全长约35 mm,两端宽度比约为2:1。基膜的结构和性质决定了其劲度(刚性)从底端到顶端逐渐降低,致使两端劲度相差100倍,导致沿基底膜长度方向的任一不同位置具有不同的固有频率,越靠近底端的位置,固有频率越高,反之则越低。基底膜这样的结构和特性为形成如此形状的行波提供了基础。下面阐明两点:(1)最大振幅的形成。行波是基底膜相关位置作受迫振动而形成,其驱动力来自作用于底端的纯音。要使受迫振动体发生共振,驱动力的频率应达到其共振频率。由于行波的最大振幅附近比较钝,且越近顶端位置越钝,反之亦然,可知基底膜各位置作受迫振动都有一定阻尼,且越往顶端位置阻

尼越大,反之亦然。有阻尼的受迫振动体的共振频率小于其固有频率,且阻尼越大而小得越多。故基底膜各位置有一个固有频率,还有一个共振频率,且前者越大后者也越大。当纯音(驱动力)的频率与某位置的共振频率相等时该位置就会发生共振而出现最大振幅。(2)波形的形成。受迫振动体的振幅大小取决于驱动力的频率与其共振频率之差(频差)和阻尼这两个因素,两频差越大,阻尼越大,振幅越小,反之越大。下面将行波分成前后两段分别阐明其成因。

前段是指从底端到最大振幅位置。从底端越往最大振幅的逐个位置共振频率越低,而激发其行波的纯音频率是一定的,使逐个位置的共振频率与驱动力的频差越小,致使逐个位置的振幅越大,直到振幅最大。越往顶端频差逐渐缩小,促使振幅增大。因越往顶端的逐个位置其受迫振动阻尼越大,阻尼总是对振幅增大起抑制作用,阻尼越大抑制作用越大。故在前段,两个因素协同作用导致前段振幅增大缓慢,越近最大振幅位置增大越缓慢,使这一段占据波长的绝大部分。

后段是指从最大振幅位置到行波开始消失。从最大振幅位置越往顶端逐个位置不仅其频差越大而且阻尼也越大,两个因素都使振幅减小,导致后段逐个位置振幅急速减小,在很短的距离后振动就消失了,故后段只能占据波长的很小一部分。

3.3 分频分析

基底膜具有分频功能,为人类能感受音调和音色奠定了基础。实际的声音是由多个频率的纯音叠加而成的复杂波形的声音。声音从卵圆窗传入内耳外淋巴,再传至底端刺激基底膜,使之在其上形成传入声音所包含的各频率纯音的行波。这些行波按其频率高低依次分布在由底端到顶端方向的不同位置之间。虽然各频率行波都有重叠,甚至有的绝大部分都重叠,但最大振幅或许还有邻近振幅位置不会重叠。只当最大振幅或许还有邻近振幅足够大的行波才能使其最大振幅或许还有邻近振幅位置的毛细胞受到足够强的刺激而引起阈或阈上反应,否则毛细胞不会发生反应。传至基底膜底端声音中振幅越大的纯音所激发的行波最大振幅越大,那这个最大振幅位置的毛细胞所受刺激越强烈。不同位置的毛细胞所受到的是频率与该位置的共振频率相同的行波的最大振幅的刺激。所以只要刺激足够强,毛细胞就会产生行波(纯音)的频率和最大振幅(强度)两个信息的反应。由此可知,频率这个信息是由所处不同位置的毛细胞来识别的。某个位置的毛细胞

受到行波最大振幅刺激而反映出声音的两个信息,传到神经中枢就能使人感觉到这个行波的频率(该最大振幅位置的共振频率),即声音所包涵的相应纯音的频率,纯音的响度取决于各位置的毛细胞受到最大振幅刺激的强烈程度。当一种钢琴音传入时,钢琴音包含有多少个足够强的纯音,就会在基底膜上产生多少个最大振幅足够大的行波,就会有多个最大振幅位置的毛细胞受到阈或阈上刺激。各位置的毛细胞将对各纯音频率和强度(响度)的反应传入中枢而使人产生该声音的音调和音色(音品)感觉。音调取决于基底膜上所形成的行波中频率最低,最大振幅最大的行波(基波)频率,即取决于传入声音中的基音频率。音色则取决于基底膜上所形成的行波中除基波以外能产生阈或阈上刺激的其余行波,即取决于传入声音中除基音以外的足够强的其余纯音成分。

4 听觉敏感性

测听觉曲线的声源放在外耳道口。先测定1 000 Hz纯音从听阈(0响)到痛阈(120响)的各声强、声压、响度,然后再分别测定其他纯音的声强、声压、响度。以频率为横坐标,声强、声压、响度为纵坐标,将各频率响度相同的坐标点连成一条线,称为等响曲线。完整的听觉曲线图就是由响度不同的所有等响曲线组成^[19]。从听觉曲线图可见大致在1 000~6 000 Hz的听觉最敏感,即达到相同响度所需声强、声压最小。笔者认为听觉的频率敏感性取决于两个方面:

其一,共振频率敏感性。听觉曲线所标的是外耳道口的声强、声压,若听到两种不同频率的纯音响度相同,则声强、声压小者的听觉敏感性高。再从外耳道共振曲线看,若声强、声压小的纯音频率又处于共振增益大的频率范围,如图1中的1.7~7.0 kHz,那这个敏感性高可认为主要由共振增益引起。外耳道的共振使某频率范围的纯音增益比其余频率的纯音增益大许多,那响度相同时前者的外耳道口声强自然会比后者的小,可认为前者的外耳道口声强虽小,但得到外耳道共振的弥补使作用于鼓膜的声强足够提升。这种由于共振而使某频率范围得到提高的听觉敏感性,称为共振频率敏感性。对图1中外耳道共振曲线与听觉曲线图进行对比,可知共振增益大的频率范围与听觉曲线频率最敏感范围有一致性。

其二,阈值频率敏感性。基底膜毛细胞感受不同频率行波(纯音)刺激的阈值不同,阈值越低就说明该频率的听觉敏感性越高。将听觉曲线图与图1共振曲线对照比较,共振增益大的频率范围听觉的

敏感性占优势的是共振频率敏感性,共振增益小的频率范围听觉敏感性占优势的是阈值频率敏感性。如图1中几百kHz及其以下或8~10kHz两个范围共振增益都低,但从听觉曲线图来看频率越低或越高听阈都越高,即听觉的频率敏感性都越低。

听觉敏感性是由于毛细胞对不同频率有不同听阈而引起的,可称为(毛细胞)阈值频率敏感性。在可听频率范围内一般两种频率敏感性都存在,在不同频率范围各有其优劣势。

5 结论

本研究较好地揭示Shaw等实测曲线的内涵和成因,较细致阐明外耳道的共振曲线与物理学介绍的典型共振曲线的相符性,与外耳道模拟成的一端封闭的刚性管共振频率的相符性。发现外耳道的共振曲线增益最大频率范围与听觉曲线最敏感的频率范围大体一致,从而提出共振频率敏感性创新概念。并揭示交角杠杆与实际不符,与杠杆条件相异,提出以锤-砧骨刚体振动替代交角杠杆振动阐明中耳传声原理的创新理论。论证表明,相关文献所述卵圆窗膜的总声压力、声压分别是鼓膜的1.3倍和24倍是存在明显缺陷的。

本研究虽然简要但相较于相关文献更深入、具体、清晰地阐明了内耳基底膜的功能,回答何谓行波,展现行波的成因,解释行波波形成机制,分频的机制,听觉识别音响、音调、音品的机制,并提出频率敏感性创新概念。

致谢:同济大学黄泽宇在忙于准备赴芬兰就读之际,乐于为本文查找到关键的参考文献,还提供了相关帮助,由衷感谢!

【参考文献】

- [1] 牛欣. 生理学[M]. 第2版. 长沙: 湖南科学技术出版社, 2013: 358.
- NIU X. Physiology[M]. 2nd ed. Changsha: Human Science and Technology Press, 2013: 358.
- [2] 徐丰彦, 张镜如. 人体生理学[M]. 第2版. 北京: 人民卫生出版社, 1989: 618-620.
- XU F Y, ZHANG J R. Human physiology[M]. 2nd ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 1989: 618-620.
- [3] 王瑞元. 生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 218.
- WANG R Y. Physiology[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2008: 218.
- [4] 朱妙章. 大学生理学[M]. 第4版. 北京: 高等教育出版社, 2013: 138.
- ZHU M Z. College physiology[M]. 4th ed. Beijing: Higher Education Press, 2013: 138.
- [5] 刘先国. 生理学[M]. 第2版. 北京: 科学出版社, 2010: 210.
- LIU X G. Physiology[M]. 2nd ed. Beijing: Science Press, 2010: 210.
- [6] 秦任甲, 明纪堂. 医用物理学[M]. 桂林: 广西师范大学出版社, 1990: 66-70.
- QIN R J, MING J T. Medical physics[M]. Guilin: Guangxi Normal University Press, 1990: 66-70.
- [7] 上海第一医学院. 人体生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1978: 463.
- Shanghai Medical College of Fudan University. Human physiology[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 1978: 463.
- [8] 邓文基. 大学物理学[M]. 广州: 华南理工大学出版社, 2009: 147-150.
- DENG W J. College physics[M]. Guangzhou: South China University of Technology Press, 2009: 147-150.
- [9] 孙庆伟. 人体生理学[M]. 第2版. 北京: 中国医药科技出版社, 2009: 288.
- SUN Q W. Human physiology[M]. 2nd ed. Beijing: China Medical Science and Technology Press, 2009: 288.
- [10] 张建功. 人体生理学[M]. 第2版. 北京: 高等教育出版社, 2010: 295.
- ZHANG J F. Human physiology[M]. 2nd ed. Beijing: Higher Education Press, 2010: 295.
- [11] 管茶香, 莫书荣. 生理学[M]. 长沙: 中南大学出版社, 2012: 228.
- GUAN C X, MO S R. Physiology[M]. Changsha: Central South University Press, 2012: 228.
- [12] 吴博威. 生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001: 215.
- WU B W. Physiology[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2001: 215.
- [13] 康·米·贝柯夫. 生理学[M]. 何瑞荣. 北京: 人民卫生出版社, 1955: 663-664.
- Быкова К М. Physiology[M]. HE R R. Beijing: People's Medical Publishing House, 1955: 663-664.
- [14] 鲁T C, 傅尔顿J F. 医学生理学和生物物理学[M]. 丁延祚. 北京: 科学出版社, 1974: 343-344.
- RUCH T C, FULTON J F. Medical physiology and biophysics[M]. DING Y J. Beijing: Science Press, 1974: 343-344.
- [15] 姚泰. 生理学[M]. 上海: 复旦大学出版社, 2005: 363.
- YAO T. Physiology[M]. Shanghai: Fudan University Press, 2005: 363.
- [16] 朱大年, 王庭槐. 生理学[M]. 第8版. 北京: 人民卫生出版社, 2013: 320.
- ZHU D N, WANG T H. Physiology[M]. 8th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013: 320.
- [17] 梅岩艾, 王建军, 王世强. 生理学原理[M]. 北京: 高等教育出版社, 2011: 276.
- MEI Y A, WANG J J, WANG S Q. Principles of physiology[M]. Beijing: Higher Education Press, 2011: 276.
- [18] 武宏, 章新友. 物理学[M]. 第7版. 北京: 人民卫生出版社, 2016: 16-40.
- WU H, ZHANG X Y. Physics[M]. 7th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2016: 16-40.
- [19] 秦任甲. 医用物理学[M]. 第4版. 桂林: 广西师范大学出版社, 2014: 28-42.
- QIN R J. Medical physics[M]. 4th ed. Guilin: Guangxi Normal University Press, 2014: 28-42.
- [20] 赵晓艳, 秦任甲. 听骨链的等效杠杆原理与内耳淋巴液减振幅作用[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(2): 326-329.
- ZHAO X Y, QIN R J. The equivalent lever principle of ossicular chain and the role of inner ear lymphatic damping[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(2): 326-329.
- [21] BEKESY G V. Experiments in hearing[M]. New York: McGraw-Hill Publishing Co., 1960: 403-484.

(编辑:谭斯允)