

骨导超声听觉感知进展与研究*

余紫莹¹ 许 勇¹ 杨 军^{1†} 沈钧贤²

(1 中国科学院声学研究所 北京 100190)
(2 中国科学院生物物理研究所 北京 100101)

摘要 骨导超声听觉感知是超声振动通过头骨传导产生听觉感知的一种特殊现象。本文首先介绍了骨导超声听觉感知研究领域的国内外发展现状,在此基础上设计了一套骨导超声听觉感知测试系统并完成了系统的软、硬件平台实现。利用该系统,分别对听力正常和听力障碍被试者进行了主观测试工作,围绕单频超声感知效果及单频可听声、汉语语音由超声载波调制后的感知效果开展研究,比较了多种不同调制方式下的主观感知效果,并分析了空气传导声对实验结果的影响。

关键词 骨传导, 超声, 听觉感知, 调制方式

中图分类号: O428

文献标识码: B

文章编号: 1000-310X(2013)06-0501-07

New progress in bone-conducted ultrasonic hearing

YU Ziyang¹ XU Yong¹ YANG Jun¹ SHEN Junxian²

(1 Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)
(2 Institute of Biophysics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100101, China)

Abstract Bone-conducted ultrasonic (BCU) Hearing is a special auditory phenomenon perceived when a part of human skull is stimulated by BCU vibration. Recent advances of BCU hearing are reviewed. Hardware and software design of a BCU Hearing system was proposed with different carrier frequencies and modulation algorithms examined. We tested characteristics of ultrasonic tones, audible tones modulated by ultrasonic carriers, as well as intelligibility of modulated Mandarin Chinese. System performances were investigated by hearing-impaired and normal-hearing subjects. Acoustic experiments were also carried out in an anechoic chamber to analyze effects of air-conducted sound.

Key words Bone-conducted, Ultrasound, Auditory perception, Modulation algorithm

2013-02-04 收稿; 2013-04-02 定稿

*国家自然科学基金资助项目(11074279, 11174317)

作者简介: 余紫莹 (1988-), 女, 福建莆田人, 博士研究生, 研究方向: 信号与信息处理。

许勇 (1973-), 男, 副研究员。

杨军 (1968-), 男, 研究员, 博士生导师。

沈钧贤 (1942-), 男, 研究员, 博士生导师。

† 通讯作者: 杨军, E-mail: junyang.ioa@gmail.com

1 引言

骨导超声听感知是一种全新的听觉感知方式。通过此方式，人耳的听觉感知频率范围可由传统 20 Hz~20 kHz 拓宽到超声频段。本文首先对近一个世纪以来，骨导超声听觉感知的研究发展历程进行了介绍，并设计和搭建了一个骨导超声听觉感知实验测试系统。在此基础上，我们分别研究了被试者对超声单频声以及与超声单频声进行幅度调制后的多种可听声的听觉感知能力。对听力正常和听力障碍被试者主观测听结果表明，本文使用的骨传导方式能够有效实现被试者对超声的听觉感知。在消声室中对系统的气导声参数的测量进一步证实，该系统产生的听觉感知几乎不受空气声的影响。最后，本文总结并给出了人们对不同超声信号感知的特点和规律。

2 骨导超声听觉感知

1948 年，法国科学家 Gavreau^[1]首次提出通过骨头传导振动的方式能使人耳感知到超声，Pumphrey 于 1950 年发表的文献^[2]中，进一步提到人耳通过骨导方式能感知的声音频率范围可一直延伸至 100 kHz 以上，该结论于 1963 年得到 Haeff 等人^[3]的进一步证实。1991 年 Lenhardt 等人^[4]首次通过实验表明听力障碍者也能够“听到”骨传导的超声。

传统的空气声听感知过程中，声波被耳廓收集并通过外耳道传递给鼓膜，鼓膜将其转换成振动，这一振动经听骨链的传导到达耳蜗并驱动内耳的终器，由听觉感受器和位觉感受器的毛细胞转换成神经冲动，传递到大脑听觉中枢从而形成听觉。在骨传导的听觉感知过程中，声源振动直接由骨头（如颞骨、乳突，甚至牙齿、额头等部位）通过接触带动颅腔液体传导振动而产生听觉。

骨导超声（Bone-conducted ultrasound，简称 BCU）感知与普通气导声感知方式之间有以下三大重要区别：

(1) BCU 感知频率上限高于普通气导可听声的感知范围。正常听力人员气导高频声的听觉上限一般在十几 kHz 左右，小部分人能达到 16 kHz 以上，且随着年龄的增长，高频听力会逐渐下降。而通过

骨传导的方式，人们能听到的声音频率显著增高，甚至可达到上百 kHz。

(2) BCU 的动态范围（人感到不适时的声源响度水平与开始感知阈值间的差值）远小于气导可听声^[5]，一般都在 13 dB~23 dB 范围内，且在不同的被试者间存在差异。超出动态范围的 BCU 声音将使被试者产生疼痛等不适感。但气导可听声的动态范围很大，甚至能超过 100 dB 而不会产生痛觉。此外，人耳对气导可听声具有极高的敏感度，能清楚地分辨出 0.25 dB 的微小强度差异。

(3) 听力障碍者在骨导超声感知上表现出的和正常听力水平人员的差异，远小于气导可听声^[4]。气导声听力水平有欠缺的被试者，在骨导超声感知上却有可能接近正常听力者的水平，甚至优于部分气导阈值测试正常的被试者。

关于骨导超声听觉感知机理的研究，具有代表性的假说有：1991 年 Lenhardt 等人^[4]提出的“神经酶作用假说”；1992 年 Dobie 等人^[6]提出的传导通路非线性作用产生的音频声自解调以及 1999 年 Tonoike 等人^[7]通过实验证明的与之相悖的结论；2003 年 Okamoto 等人^[8]，2005 年 Fujimoto 等人^[9]则采用骨头的非线性作用来解释骨导超声听感知的作用机理。2011 年，Nishimura 等人^[10]指出，耳蜗基底转的内毛细胞（而非外毛细胞）是控制骨导超声听感知的主要器官，感知机理不能单纯用非线性来解释，但并没有提出具体的控制机制。目前，超声骨导振动转换成听觉的具体机制，在国际上还未得到完全的阐明并达成共识。

3 骨导超声听感知系统研究

骨导超声听感知系统不同于普通骨导耳机，后者是将音频声信号直接通过骨导方式进行播放，仅仅改变了声波的传输方式以实现不占用耳道的目的。骨导耳机播放的声信号频率范围仍在人耳可听范围内，因此也可称为“骨导音频声感知”。而骨导超声听感知系统播放的声信号是处于超声频段范围的 BCU 信号，即把需要被感知的原始信号调制到 BCU 信号上，经过特定换能器转换为振动，按压在人体相应部位，从而产生听觉并辨识出其中的原始音频信号。

3.1 载波频率的选取

1991 年,Lenhardt 等人^[4]选取 28 kHz 和 40 kHz 分别作为载波频率来研究骨导超声听感知现象。2000 年,Nakagawa 等人^[11]通过测试等效电流偶极子的时间 (Moments of ECDs), 结合心理学实验提出,当超声频率为 27 kHz 时人耳的敏感度最大,为骨导超声听感知系统的最佳载波频率选取提供了理论依据。2010 年,Hotehama 等人^[12]比较了 10 kHz、20 kHz 和 30 kHz 三种载波的测试结果,发现采用 10 kHz 和 20 kHz 频率的载波进行调制后的心理声学测试感知结果具有较为显著的个体差异,而 30 kHz 载波频率除了不同被试者的阈值差异外,其它测试结果的区别很小。此外,在近年来对骨导超声听感知方面的研究中(如文献[13-17]等),研究者们也多选取 30 kHz 左右的频率为载波频率,并各自取得了有价值的研究结果。

3.2 调制方式的研究

1991 年 Lenhardt 等人^[4]指出,幅度调制生成的 BCU 信号能使人耳通过骨导方式实现声音辨识,频率调制却不能起到相应的作用。他们在进行双边带调制实验时,将下边带抑制了 40 dB,并取得了更好的辨识效果。此外,该团队对声源信号进行了分频段处理:对低频段信号进行衰减,而语音频段则进行重点放大。2000 年,Taenzer 等人^[18]指出 Lanhardt 采用的抑制载波的双边带调制方法解调出的原始信号会受影响,因此他们采用了单边带调制和直接的频谱搬移方式。2003 年,Okamoto 等人^[8]还研究了开方幅度调制的方式的感知。

3.3 骨导超声听感知系统的设计

我们设计的骨导超声听感知测试系统如图 1 所示。该系统中,我们将超声单频声或调制了音频信号的超声数据,通过最高采样率为 192 kHz 的标准声卡(RME Fireface UC)从 PC 机输出,输出的电信号经功率放大器放大后由换能器振子(Murata MA40E7S)转换成振动。我们将振子按压在人耳的乳突上进行骨导听感知的主观测试,同时使用示波器来监控振子两端的信号波形,以保证其正确性。

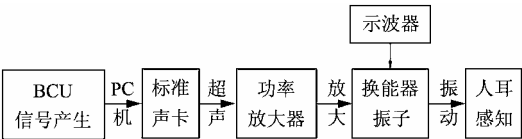


图 1 骨导超声听感知系统设计框图

为了寻找最佳的载波频率和调制方式,本文对不同频率超声单频声以及可听声在不同载波频率和不同调制方式下的骨导听觉感知现象进行了心理声学测试实验。

4 心理声学测试实验

4.1 超声单频的骨导感知

对于骨导感知声的音调研究,可追溯到 1950 年,Pumphrey^[2]通过逐渐提高人耳感知频率(测试信号频率从 12 kHz 增加到 100 kHz)的骨导超声实验发现,骨导超声感知的声音是一个类似正常高频可听声的感觉,感知声的频率在测试信号增加至 15 kHz 之后便基本不发生变化,并且人体没有不适感觉。1963 年,Haeff 等人^[3]提出 20 kHz 至 108 kHz 之间的超声能被人感知成 8 kHz 至 9 kHz 左右的可听声。1975 年,Dieroff 等人^[19]的实验发现大多数被试者对骨导超声的主观感知声频率集中在 12 kHz 至 13 kHz 左右。1999 年,Tonoike 等人^[20]通过测量 BCU 刺激时被试者大脑活跃的区域,客观证实了听力障碍者可以感知到 BCU,而不是一般的振动触觉。2005 年,Nakagawa 等人^[21]通过交替播放 BCU 和气导可听声的比对实验,指出当声音频率小于 8 kHz 时,骨导感知声和气导可听声的频率基本呈线性关系;8 kHz 以上,骨导感知声频率小于气导可听声;大于 16 kHz,骨导感知声频率则保持在 12 kHz 上下浮动。从上述研究可知,人耳对于超声的主观感知是类似气导可听声的感觉,且感知频率具有个体差异,与被试者的气导听阈上限很接近,而不同频率的 BCU 刺激产生的主观感知声的频率区别却很小。

在我们设计的实验中,由被试(24 名听力正常的被试者,12 男 12 女,年龄为 22~36 岁)将振子分别按压在左右耳的乳突上进行测听,获取左右耳的骨导听力阈值,发现同一被试者左右耳听力阈值差异较小(一般在 5 dB 之内),而不同被试者之间的骨导听力阈值间差异较大。实验中我们设定测试频率范围为 20 kHz 至 49 kHz(间隔 1 kHz),保持输出电压幅度恒定(高于该被试者听阈 3 dB)并随机播放单频声,以保证测试结果的客观性。24 名听力正常的被试者测听结果如图 2 所示,纵坐标代表能感知到对应频率超声单频的男女人数比例,可以

看出最佳的感知声频率出现在 30±3 kHz 范围，不同性别被试差异不大。此外，当输入音量足够大时，100%的被试者双耳均能听到 20 kHz 至 49 kHz 范围的超声单频声，但不同频率感知声的相对幅度仍有所区别，平均变化趋势与图 2 中的结果呈正相关。

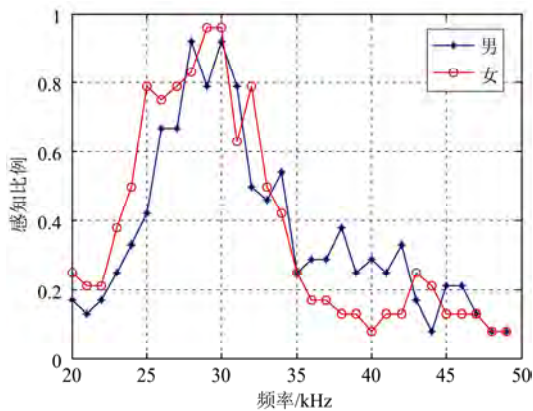


图 2 正常听力人员单频测听结果

随后我们对 8 名听力障碍被试志愿者（4 男 4 女，年龄为 27~57 岁）进行了单频测听实验，实验设定与上述对听力正常者的实验保持一致。结果如图 3 所示，可以看出在 30±1 kHz 范围的感知比例维持稳定，而其他频段则无明显规律。其中有 2 名被试（1 男 1 女）为重度神经性耳聋，双耳均无法感知任何超声单频，这与前人研究中多次提到的骨导超声听感知仍需要听神经的正常功能配合的结论相吻合。正常听力被试者和听力障碍者的超声单频测听实验综合表明，在 30 kHz 周围（30±3 kHz 范围）的骨导超声感知效果相对较好且最稳定。

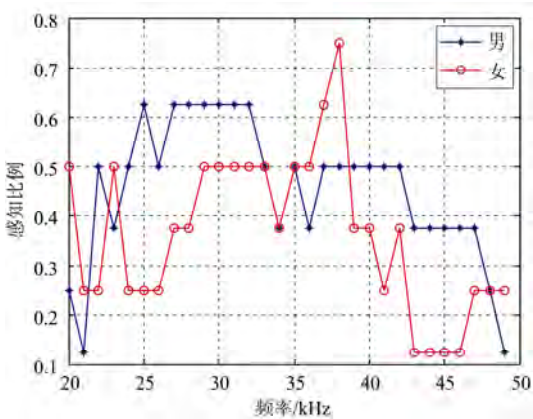


图 3 听力障碍者单频测听结果

4.2 单频调制 BCU 的感知

本实验将不同频率的单频可听声调制到超声载波上，分别研究了两种不同调制方式：双边带调制（Double-sideband modulation，简称 DSB）和单边带调制（Single-sideband modulation，简称 SSB）的感知结果，并测试了不同调制参数的取值对实验结果的影响。

假设输入信号为 $s(t)$ ，超声载波为 $c(t) = \cos(2\pi f_c t)$ ，则 DSB 调制输出信号为

$$s_{DSB}(t) = (1 + m \cdot s(t)) \cdot c(t), \tag{1}$$

其中 m 为调制深度。

SSB 调制输出的上边带 USB 信号和下边带 LSB 信号分别为

$$s_{USB}(t) = \frac{1}{2} s(t) \cdot \cos(2\pi f_c t) - \frac{1}{2} \hat{s}(t) \cdot \sin(2\pi f_c t) \tag{2}$$

$$s_{LSB}(t) = \frac{1}{2} s(t) \cdot \cos(2\pi f_c t) + \frac{1}{2} \hat{s}(t) \cdot \sin(2\pi f_c t) \tag{3}$$

其中 $\hat{s}(t)$ 为输入信号的 Hilbert 变换：

$$\hat{s}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau. \tag{4}$$

将 500 Hz~4 kHz 的单频可听声分别调制到超声载波上，载波频率取 27 kHz，30 kHz 和 40 kHz 三种，调制深度从 0.1 增加到 1.0 并测试了过调的情况，调制方式为 DSB 和 SSB。我们实验时实时调整输出电压的幅度，并和气导耳机播放的原始信号进行比对。结果表明，调制后的感知声中除了初始信号声外，全程都有较大的背景伴音出现，该伴音为超声载波的骨导感知声。

实验结果表明，当载波频率取 27 kHz 时，整体输出的声音较小，音调同初始声音类似，但不太容易分辨出输入信号间的频率差别（如 1 kHz 单频和 2 kHz 单频），测听过程中伴音严重；当载波取 30 kHz 时，伴音比 27 kHz 略小，单频声的可辨度有所提高，但效果仍不如直接播放的初始信号；当载波取 40 kHz 时，整体感知声很小且被试者基本分辨不出原始信号，这也进一步验证了骨导感知声的大小和输出电压的幅度及换能器的中心频率没有必然联系，而是与被试者对不同频率感知声的敏感度有关。

此外，对于不同的载波频率，均有如下规律：载波幅度越小，伴音和感知声也越小，原始信号越清晰，但载波幅度过小时（如严重的过调情况），无法辅助原始信号传播和解调，反而会使被试者无法从骨导测听感知声中辨别出原始单频声。上边带 SSB 调制效果略优于 DSB 调制，但整体来说，不同的调制方式（DSB 和 SSB）测听效果差别并不明显。

4.3 汉语语音调制 BCU 的感知

我们将幅度归一化后的汉语数字 1~10 语料分别做了以下四种调制处理：调制深度 0.9 的 DSB 调制，调制深度 0.3 的 DSB 调制以及调制深度 0.3 的单边带调制（上边带/下边带）四种情况。随机播放不同调制方式的数字语料，由 24 名听力正常的被试者（12 男 12 女，年龄为 22~36 岁）进行测听，以研究汉语语音调制 BCU 的感知效果。测听结果分成五种情况，代表含义如表 1 所示。统计各等级测听结果的百分比如表 2 和图 4、图 5 所示。可以看出汉语语音的 BCU 感知可以获得一定的可懂度。对于双边带 DSB 调制，调制深度越大，测听效果越好。而单边带调制效果和双边带调制的效果没有明显的性能优劣之分，和单频调制结果一致。男性被试者（图 4）和女性被试者（图 5）测听结果差异并不明显。

表 1 测听结果类别	
编号	测听结果
1	测听正确
2	数字测听错误
3	听到语音但分辨不出数字内容
4	只听到背景噪声
5	没听到任何声音

表 2 汉语语音调制感知测听结果（单位：%）						
调制方式		1	2	3	4	5
DSB 0.9	男	60.42	12.92	10.83	15.83	0.00
	女	63.33	7.92	15.83	12.92	0.00
DSB 0.3	男	47.92	15.42	16.25	20.42	0.00
	女	43.75	9.17	16.67	30.42	0.00
USB	男	56.67	14.58	11.67	16.67	0.42
	女	70.42	9.17	18.33	2.08	0.00
LSB	男	71.67	7.92	10.42	9.58	0.42
	女	68.33	7.08	21.67	2.92	0.00

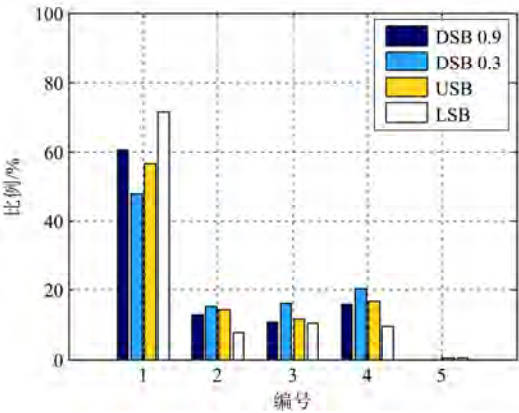


图 4 汉语数字测听结果（男）

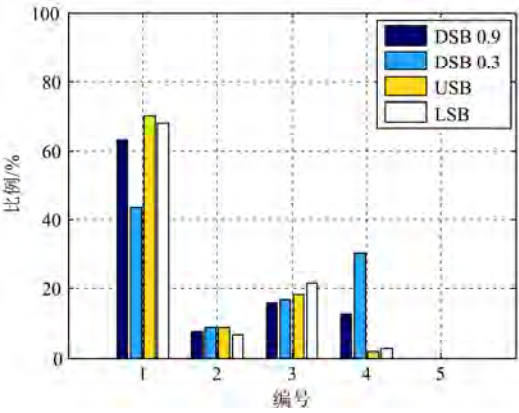


图 5 汉语数字测听结果（女）

5 气导可听声对实验的影响

测听实验过程中发现，振子离开皮肤表面时，即使超声骨导感知声的响度很大，被试者也无法感受到声信号。为了进一步研究气导可听声信号对超声骨导感知效果的影响，我们在全消声室中，采用 B&K 公司的超声 Pulse 3560C 和 G.R.A.S.公司的 1/4 英寸传声器（Type 46BE）对系统产生的气导声信号进行了测量。骨导超声听感知系统中使用的振子换能器频率响应如图 6 所示。

振子半径实测为 9 cm，瑞利距离为

$$z_0 = \frac{\omega_0 a^2}{2c_0} = 2.99\text{cm}.$$

(5)

测量时取距离为 5 cm，既符合远场的条件，又和实际使用时振子产生的声波通过空气传到人耳的距离接近。测量环境中的本底噪声声压级始终保持在 20 dB 以下，如图 7 所示。

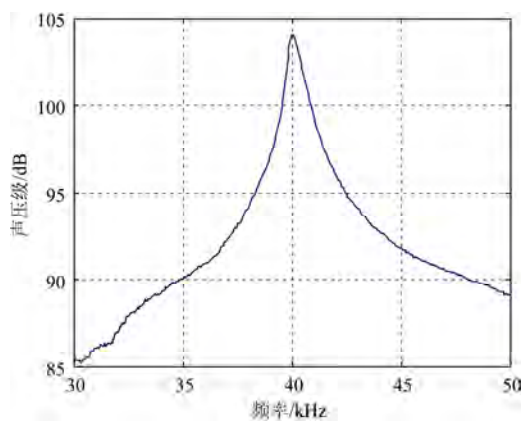


图 6 换能器频响曲线

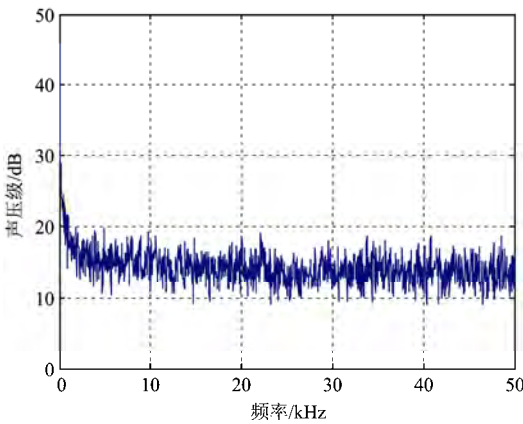


图 7 测量环境本底噪声

以发送信号频率 1 kHz,载波频率 27 kHz 为例, DSB 调制和 SSB 调制的气导可听声测量频谱如图 8、图 9 所示,从图中可以明显看到,除了在中心频率(27 kHz)和边带(27±1 kHz)处测量到明显

的气导信号外,在可听声频段的信号基本都淹没在本底噪声中。因此,本系统的实验中可以排除因环境中气导声或传播通道信号自解调造成的干扰,感知声完全是由骨导超声的接触振动造成。

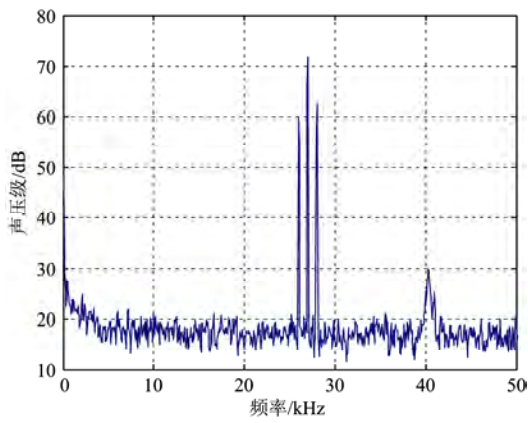


图 8 气导可听声测量频谱 (DSB)

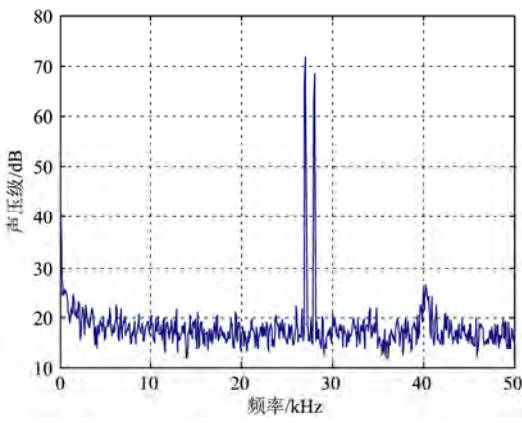


图 9 气导可听声测量频谱 (SSB)

6 结论与讨论

骨导超声听感知技术的发展,使人耳“听到”超声成为可能。本文对骨导超声听感知的研究进展进行了介绍,完成了骨导超声听感知实验系统的设计和实现,并进行了多种调制方式及不同参数下的骨导超声听感知主观实验。通过消声室中气导声的参数测量表明,超声骨导听感知实验没有受到气导声的干扰。主观实验测试结果显示:被试者使用骨导方式对于超声单频声的听觉感知在 30 kHz 附近幅度相对较大且变化趋势最为稳定。在将可听声调制到超声载波的听觉感知实验中,30 kHz 的超声载

波测听效果(单频声的可辨度及伴音的干扰)效果最好,27 kHz 次之,而在换能器的中心频率 40 kHz 处效果最差。单边带调制与双边带调制的感知效果差别不大。实验中载波幅度越小,干扰伴音越小,原始信号越清晰,但载波过小,无法辅助原始信号的传播,反而会使原始信号不可辨,从而影响测听结果。

本文提出的人们对不同超声信号的感知特点和规律将为进一步研究骨导超声听觉感知现象奠定基础。下一步工作可对调制信号为语音信号时的 BCU 感知现象进行细化研究,如对结合语料易混淆度(如数字 1 和 7 等)对可懂度测试结果进行修正,研究汉语语料为非数字时的感知效果,探究不同熟

悉度的汉语语料测试结果并与外语及音乐测试结果进行比较。

参 考 文 献

[1] GAVREAU V. Audibilité de sons de fréquence élevée[J]. *Compt Rendu*, 1948, 226: 2053-2054.

[2] PUMPHREY R J. Upper limit of frequency for human hearing[J]. *Nature*, 1950, 166(4222): 571-571.

[3] HAEFF A V, KNOX C. Perception of ultrasound[J]. *Science*, 1963, 139: 590-592.

[4] LENHARDT M L, SKELLETT R, WANG P, et al. Human ultrasonic speech perception[J]. *Science*, 1991, 253: 82-85.

[5] CORSO J F. Bone-conduction thresholds for sonic and ultrasonic frequencies[J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1963, 35(11): 1738-1743.

[6] DOBIE R A, WIEDERHOLD M L, LENHARDT M L. Ultrasonic hearing[J]. *Science*, 1992, 255: 1584-1585.

[7] TONOIKE M, HOSOI H, IMAIZUMI S, et al. Ultrasound active areas in the auditory cortex measured by 122-channel whole-head neuromagnetometer[C]. *Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology*, 1999: 1055-1055.

[8] OKAMOTO M, MIYOSHI M, WATANABE Y. Acoustic nonlinear effect on auricular cartilage vibrated with amplitude-modulated ultrasound[J]. *Jpn, J. Appl. Phys.*, 2003, 42: 2918-2922.

[9] FUJIMOTO K, NAKAGAWA S, TONOIKE M. Nonlinear explanation for bone-conducted ultrasonic hearing[J]. *Hearing Research*, 2005, 204(1): 210-215.

[10] NISHIMURA T, OKAYASU T, URATANI Y, et al. Peripheral perception mechanism of ultrasonic hearing[J]. *Hearing Research*, 2011, 277(1): 176-183.

[11] NAKAGAWA S, YAMAGUCHI M, TONOIKE M, et al. Characteristics of auditory perception of bone-conducted ultrasound in humans revealed by magnetoencephalography[J]. *NeuroImage*,

2000, 11(5): S746.

[12] HOTEHAMA T, NAKAGAWA S. Modulation detection for amplitude-modulated bone-conducted sounds with sinusoidal carriers in the high- and ultrasonic-frequency range[J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2010, 128(5): 3011-3018.

[13] NAKAGAWA S, YAMAGUCHI M, TONOIKE M, et al. Development of bone-conducted ultrasonic hearing aid for profoundly deaf [C], *SICE*, 2002: 2859-2862.

[14] OKAMOTO Y, NAKAGAWA S, FUJIMOTO K, et al. Intelligibility of bone-conducted ultrasonic speech[J]. *Hearing Research*, 2005, 208: 107-113.

[15] HOTEHAMA T, NAKAGAWA S, IKEDA O. Lateralization of amplitude-modulated bone-conducted ultrasounds-discrimination of interaural time and intensity differences and time-intensity trading[C]. *19th International Conference on Acoustics*, 2007, MADRID.

[16] NAKAGAWA S. Objective assessments of bone-conducted ultrasonic hearing-aid (bcuha) by magnetoencephalography : A study on discrimination capability of multi-channel inputs[C], *International Conference on Complex Medical Engineering*, 2007: 1379-1383.

[17] YAMASHITA A, NISHIMURA T, NAKAGAWA S, et al. Assessment of ability to discriminate frequency of bone-conducted ultrasound by mismatch fields[J]. *Neurosci. Lett.*, 2008, 438(2): 260-262.

[18] TAENZER J C, HIGGINS R J. Method and device for using an ultrasonic carrier to provide wide audio bandwidth transduction[P]. *U.S.*, 6,631,196 B1. 2003-10-07.

[19] DIEROFF H G, ERTEL H. Some thoughts on the perception of ultrasonics by man[J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 1975, 209(4):277-290.

[20] FUJISAKA Y, NAKAGAWA S, TONOIKE M. Relationship between detecting pitch via bone-conducted ultrasound and eigenfrequencies of human head[J]. *J. Comput. Acoust.*, 2006, 14(3): 369-378.

[21] NAKAGAWA S, TONOIKE M. Measurement of brain magnetic fields evoked by bone-conducted ultrasounds: Effect of frequencies[C]. *International Congress Series*, 2005: 333-336.