人耳对信号频率瞬时变化的听觉响应研究*

张叔英　孙　勇　孙耀秋

（中国科学院上海声学实验室）

从探讨人耳在噪声背景中听测具有复杂时间-频率结构的主动声呐信号的模型出发，研究了人耳对信号频率发生短时间变化的感觉灵敏性问题。根据在850～1130Hz频段内的测量结果，得出了人耳听觉对频率变化响应的模糊区域由$\tau\Delta F=1\sim2$决定。这里τ和ΔF分别是指信号频率变化的时间间隔及变化的差值。当$\tau\Delta F\leqslant1$时，人耳感觉不到频率的瞬变，而当$\tau\Delta F\geqslant2$时则能十分清楚地分辨。

A study of the auditory response to transitions between signal frequencies

Zhang Shuying, Sun Yong, Sun Yaoqiu

(Shanghai Acoustics Lab, Academia Sinica)

Abstract

For the study of detecting sonar signals with complex time-frequency composition under noise-background by human auditory system, the problem of auditory response to transitions between signal frequencies has been examined through a number of tests. According to the results of measurement within a frequency region of 850～1130 Hz, an equation ($\tau\Delta F=1\sim2$) to define the ambiguity region of responding to frequency transitions by human auditory system is found, where ΔF and τ are the difference and duration of the transition between two frequencies respectively. when $\tau\Delta F\leqslant1$, the human auditory system hardly can sense transitions between frequencies, however very clearly sense when $\tau\Delta F\geqslant2$.

1　引言

在近代主动声呐检测中常常使用脉冲内频率按一定时间规律变化的复杂信号（如熟知的线性调频信号[1]或跳频信号[2]等）作为发射信号，并通过相应的匹配滤波器处理而实现对回波信号的最佳接收。在实际情况下，声呐操作者除了从显示器荧光屏上观测经过处理后输出的回波信号以外，还需要直接听测输入的回波信号，然后很有把握地作出探测目标存在与否的判断。

从听测角度来看，一个有兴趣的问题是：在噪声背景中，人耳对一个脉冲内频率变化的复杂信号和对一个脉冲内频率不变的简单信号的听测性能有何不同？可以设想，如果人耳能分辨出复杂信号的频率变化规律（即音调模式），则人的记忆就能把这个已知的模式作为参考信号储存起来，因此有可能对听到的这个发射信号的回波音调进行模式识

*本项工作得到国家自然科学基金资助。

别，从而实现“音调相关”处理（或称PDMP处理[3]），这将提高在噪声背景中人耳听测回波信号的能力。但是如果人耳不能分辨复杂信号的频率变化规律，那么和对简单信号一样，只能从能量检测的观点去考虑噪声背景中的听测问题[4]。而且，由于复杂信号的频谱展宽，听测效果可能会差。

显然，为了研究人耳的听测模型，一个首先要搞清楚的问题是：人耳能否感觉到在一个短时间内信号频率发生变化，具体地说，这个时间有多长？是否与频率变化的差值有关？这就是本文所讨论的问题。

Wier等(1977年)指出[5]：人耳听觉系统的频率分辨率可达0.1～0.2%，也即人耳能感觉到在1000Hz附近1～2Hz的声波频率变化。但这是对听测连续声波而得出的结果。正如Durrant等(1983年)在他们的著作中提到的[6]：判断不同频率的瞬时变化是相当困难的。实际上，这个问题涉及到对具有复杂频谱和时间模式的复合声的听觉研究，而这正是当前心理声学研究的主要趋向[7]。

本文说明了开展人耳对信号频率瞬时变化的听觉响应研究的实验方法。虽然研究的目的原来仅仅是考虑主动声呐信号的听测问题，但是得出的一些结果在心理声学方面可能仍有一定的普遍意义。

2 实验方法

首先，制作一套提供听测试验用的记录了典型信号样本的磁带。信号由一个数控跳频信号源产生[8]。每一个信号的持续时间内包含8个相继输出的振幅和时间宽度相等的单元正弦信号，它们的频率值由下式决定：

$$f_n = 850 + n \cdot 40\text{Hz} \qquad (1)$$

这里n＝0，1，…7可以任意选择。因此，一个提供听测的信号频率变化模式{n}由8个所取的n值决定。如果n都取相同值，如频变模式{n}＝(00000000)，则就是频率为f_0＝850Hz的单频信号。在磁带上录制的听测信号样本有2类：第1类是参考信号为低单频850Hz，比较信号为其中有一个单元的频率变高，并分别出现在信号的前、中、后位置；第2类是参考信号为高单频1130Hz，比较信号为其中有一个单元的频率变低，并分别出现在信号的前、中、后位置。具体频变模式如下：

	第1类	第2类
参考信号	R_1(00000000)	R_2(77777777)
比较信号	S_{18}(00000001)	S_{68}(77777776)
	S_{16}(00001000)	S_{66}(77776777)
	S_{11}(10000000)	S_{61}(67777777)
	S_{48}(00000004)	S_{38}(77777773)
	S_{45}(00004000)	S_{35}(7773777)
	S_{41}(40000000)	S_{31}(37777777)
	S_{78}(00000007)	S_{08}(77777770)
	S_{75}(00007000)	S_{05}(77770777)
	S_{71}(70000000)	S_{01}(07777777)

在上列信号中，S_{nm}是指比较信号中第m位单元发生频率变化并取值f_n。单元的时间宽度分别取τ＝6.25，12.5，25和50ms。

听测磁带的录制方式是：对τ＝6.25ms，先录4次参考信号R_1，再录4次比较信号S_{18}，接着改用比较信号S_{16}，也先录4次R_1，再录4次比较信号S_{16}，一直按顺序对比较信号S_{71}录完。然后再改变一个τ值(12.5ms)，再重复上述过程。所以，对每一类听测信号样本总计在磁带上记录8×9×4＝288个信号，每个信号间隔4秒，总共听测时间不到20分钟。磁带回放时，信号通过转接盒传送给10付耳机进行听测。

3 结果分析

对10名听测者多次试验后的记分取平均，得到了如表1和表2所示的相应于2类听测信号样本所作出的人耳对信号频率瞬时

改变的感觉灵敏性估计值。这10名听测者的听觉系统正常并具有大学毕业以上的文化水平，对试验的要求能很好领会。试验时听测者们同时用耳机监听，音量统一调节到大家都感到清晰后就固定不变，试验的环境保持安静。听测者对灵敏性估计的记分标准约定为：如果对听测的比较信号人耳能清楚听出相应于二个跳变频率有不同音调的记 3 分；如果能感觉到信号频率有明显的间隔变化，但是对该间隔内频率的音调感觉不明显的记 2 分；尚能感觉到信号频率有间隔变化的记 1 分；根本觉察不到有频率变化的记 0 分。

表 1　第1类听测试验(参考信号$R_1$850Hz)的平均记分

比较信号	τ(ms) / ΔF(Hz)	6.25	12.5	25	50
后变 S_{18}	+40	0	1.2	1.8	3.0
中变 S_{15}	+40	0.2	1.4	2.0	3.0
前变 S_{11}	+40	0.1	0.9	1.3	3.0
后变 S_{48}	+160	1.9	2.0	2.4	3.0
中变 S_{45}	+160	1.9	2.0	2.4	3.0
前变 S_{41}	+160	1.0	2.0	2.3	3.0
后变 S_{78}	+280	2.0	2.1	3.0	3.0
中变 S_{75}	+280	2.0	2.1	3.0	3.0
前变 S_{71}	+280	1.7	2.1	2.4	3.0

表 2　第2类听测试验(参考信号$R_2$1130Hz)的平均记分

比较信号	τ(ms) / ΔF(Hz)	6.25	12.5	25	50
后变 S_{68}	-40	0	0.9	2.0	3.0
中变 S_{65}	-40	0.2	0.9	2.0	2.9
前变 S_{61}	-40	0	0.3	0.9	1.5
后变 S_{38}	-160	1.1	1.8	2.3	3.0
中变 S_{35}	-160	1.1	2.0	2.5	3.0
前变 S_{31}	-160	1.0	1.8	2.4	2.9
后变 S_{08}	-280	1.5	2.0	3.0	3.0
中变 S_{05}	-280	1.7	2.1	3.0	3.0
前变 S_{01}	-280	1.4	2.0	2.4	3.0

根据听测试验人员的共同判断，对表 1 和表 2 中的平均记分可以划分为 4 个区域：1.0分以下的，人耳基本上分辨不出声音频率有瞬时的变化；1.0—2.0分，能感觉到声音的频率有一个间隔变化，但对发生变化的那个间隔内的频率没有音调感觉；2.1—2.5分，

则不但能明显听到声音频率发生变化，而且能从音调上分辨出频率发生变化；2.6～3.0分，人耳能够十分清晰地听出二个频率有不同音调。在图1和图2中，除了指出表1和表2中相应的听测试验平均记分外（以水平线段对应的纵座标值表示），还标明了听测记分的统计均方差（以垂直线段长度所对应的纵座标值表示）。可以看出，在有的情况下没有统计误差出现，是因为10位听测者的判断一致。如果有更多的听测者，这种现象会

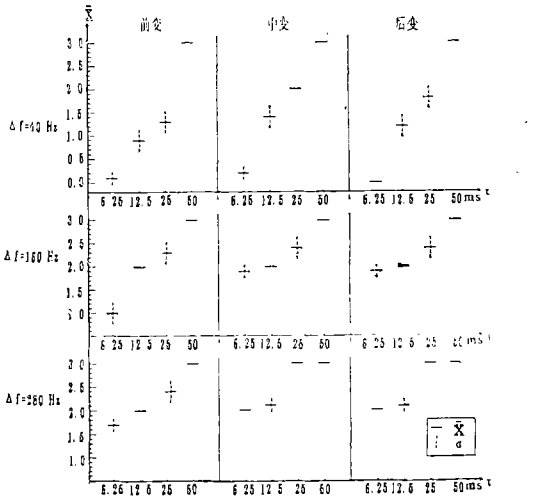

图 1　第1类听测试验的统计结果(参考信号R_1)

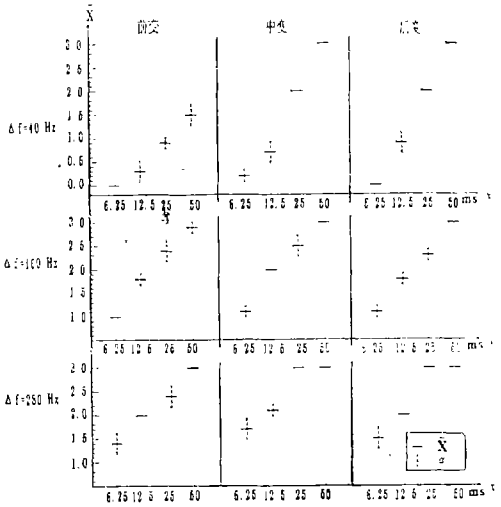

图 2　第2类听测试验的统计结果(参考信号R_2)

减少出现。但是相应于记分为3.0情况下，听测者们一致作出能清楚分辨频率瞬变的判断是有其必然性的。

从上述听测试验的记录数据可以看出：

（1）在一个确定频率的长声音信号中出现短时间的频率变化时，若这个短时间的间隔τ愈长，和(或)这个频率变化的差值愈大，则人耳对频率变化的分辨愈明显，即人耳对信号频率瞬时变化的感知，不仅是τ而且是ΔF的递增函数。

（2）人耳对信号频率瞬时变化的感知存在一个模糊区域。可以认为：当$\tau\cdot\Delta F\leqslant 1$时，人耳基本上感觉不到频率发生瞬时变化；当$\tau\cdot\Delta F\geqslant 2$时，人耳不仅能明显分辨出信号频率发生了变化，而且对这两个频率有不同的音调感觉；而$\tau\Delta F=1\sim 2$可定义为人耳对这种感知的模糊区域。进一步的听测试验表明，这种对频率的音调感觉随τ的增加更为敏感。从τ＝6.25ms向50ms变化，听觉上对相应间隔内频率的感觉表现为从短促的节拍声向谐音过渡。当τ≥25ms时，对该频率的音调感就比较明显了*。从物理上看，随着一个正弦脉冲信号的时间长度的增加，相应的频谱向正弦振荡的频率f_n集中，当频谱宽度小于人耳听觉相应的临界带宽时，对f_n的音调感觉就愈趋明显。

（3）从试验结果看出，一般来说，短间隔的频率变化发生在长信号的中部或后部时，人耳对频率变化的感觉相对地比发生在前部时灵敏。特别是表2中S_{61}的记分最低，这表明当短时间的频率降低(－40Hz)出现在另一个相近长信号的前部时，人耳似乎最不敏感。这可能是人的听觉系统在接受了长时间的一个信号频率刺激后会冲淡对此信号前面

* 这里是指人耳有谐音的音调感觉。随着这个频率的正弦脉冲宽度τ增加，人的主观音调感觉会有些变化，当τ＞200ms以上时，对这个频率的谐音感觉就基本不变。

的一个相近频率的短信号的记忆。

4 结束语

从探讨主动声呐检测中人耳对复杂信号的听测模型出发，本文研究了人耳对信号频率发生短间隔变化的感觉灵敏性问题。因为这是人耳听觉系统能否对具有复杂的时频结构的声信号进行音调模式识别的基础。

根据在主动声呐常用听测频段之一，850～1130Hz内进行听测试验的结果可以看出，人耳听觉对频率变化响应的模糊区域由$\tau\Delta F=1\sim2$决定。当$\tau\Delta F\leqslant1$时，人耳感觉不到频率的瞬变，而当$\tau\Delta F\geqslant2$时则能十分清楚地分辨。

本文得出的一些实验结果对主动声呐设计中的听测问题有一定的参考价值：特别是表明了作者在他提出的"FS-PDMP信号检测系统"中所确定的声呐信号参数（$\tau=25$，50ms，$\Delta F=40$，80Hz）从人耳听测的角度来看也是合理的[3]。

当然人耳的听觉是一个十分复杂的问题[9]。从心理声学的研究来看，本文讨论的问题还可以做进一步的工作。特别是如何从人耳的生理基础去说明对具有复杂时频结构的复合声的听觉问题还有待这方面的专家深入研究。

参考文献

1 侯自强，李贵斌，声呐信号处理——原理与设备，第四章　科学出版社，1986.

2 张叔英．脉冲跳频信号研究．声学学报，1982.

3 张叔英．A Study of FS-PDMP System. Chinese Journal of Acoustics, 1986；5：205—213.

4 Urick, J. 工程水声原理　第12章 国防工业出版社，1967

5 Wier C.C. et al, Frequency discrimination as a function of frequency and sensation. J. Acoust. Soc. Am, 1977；61：178—184

6 Durrant J.D. et al., Bases of hearing science, Chap. 7：Introduction of psychoacoustics, (Williams and Wilkins, 1984)

7 方至.听觉基础研究的若干问题展望(2).应用声学，1990；9(6)：7—10

8 易培林，郭祥生．数控跳频信号源．声学技术，1983；2(1)：51—52

9 李允武，丁东．声音　第7章，科学出版社 1981年

GP-Ⅱ型多功能组合式高频电刀通过技术成果鉴定

由中国科学院东海研究站和上海医疗器械八厂共同研制的GP-Ⅱ型多功能组合式高频电刀于1992年4月通过中国科学院上海分院和上海市医药管理局技术成果鉴定。

这种新型高频电刀由GPD高频电刀和GPS双极型电凝器两部分组成，除具有一般常规单、双电刀的电切和电凝功能以外，其主要特点是能够配合内窥镜使用。具有摘除消化道息肉、肿瘤及消化道止血等特殊用途。是国内唯一能配合内窥镜使用的多功能高频电刀。经上海市长征医院、华东医院和华山医院等各科临床试用皆取得满意的效果。其GPS电凝器优于同类产品RF-1射频双极电凝器，功效与美国BIRT CHER ABC生产的氩气凝血综合电刀系统中的双极电凝器相似。

在结构上GPD(单极)高频电刀和GPS双极电凝器既是两个独立的分机，又可作为一个分箱式组合体。

在电路设计上具有完善的安全措施，可以有效地防止对病员的低频电击和高频灼伤并有高频泄漏报警和自动切断高频电流输出的功能。对病员和手术医师同时起到保护作用。安全指标达到IEC标准和国家标准。适用于内窥镜、泌尿科、显微外科、脑外科和一般普外科等手术。

（李洪瑛）