

Journal of Audiology and Speech Disorder, 1994 (2): 62-65.
"Psychophysics in Electric Hearing"

电听觉的心理物理学

RV Shannon FG Zeng

心理物理学是一门研究物理刺激和心理感觉定量关系的学科。

正常听觉系统中,物理刺激指声振动信号的特性,如强度和频率,而相应的心感觉则是响度和声调。如强度和频率可用分贝或赫兹等单位计量,而响度和声调则是主观感觉,其定量分析要困难得多。

Stevens 是现代心理物理学的奠基人,他确定了著名的幂数定理,即认为心理变量是物理变量的幂指数,这是由感觉系统的传感器的特性所决定的。在听觉系统中,传感器是耳蜗,它可将声信号分解成不同频率区域来进行处理,而且有一极强的非线性压缩功能,把动态范围有一千倍(即响度不适水平与听阈值之比)的声振动压缩成只有 100 倍到 1 000 倍的神经电冲动范围。

虽然电子耳蜗刺激的是人的听觉系统,这种刺激的机制与正常声听觉是完全不同的。因此,耳蜗植入的人工电听觉的心理物理学是研究电刺激信号与心理感觉变量的定量关系。心理物理学测试在电子耳蜗的特性测量中有以下三方面的作用:(1)电听觉的生物物理极限——如引起听觉阈值的最小电量;(2)电听觉的基本感知能力——如电刺激强度、频率和时间与电听觉变量的关系;(3)电听觉中,大脑对复杂声处理机制和能力。分别说明如下。

1 生物物理特性

1.1 电刺激的阈值:感官系统所检测到的最小物理量称为绝对阈值,简称阈值。是由该系统的末端感受器所决定的。电听觉的阈值是由施加在神经上的电场强度和神经激活性之间的关系决定的。全聋耳的听神经纤维基

本上没有自发性电活动,因此,电刺激时,只要能引起几个神经冲动便可达到行为阈值。阈值与刺激方式有关。大致说来,单极刺激(地极是埋在耳蜗外的电极)较双极刺激(地极也是耳蜗内电极)的阈值要低。阈值也与电刺激的频率有关,电刺激频率和阈值的函数曲线可显示,低频率的刺激信号有着极低的阈值,如频率低于 100 Hz 时,其绝对阈值范围一般在 1 mA 或 0 分贝(以 1 mA 为底)左右;刺激频率增高,阈值也随之增高,从 100 ~ 300 Hz,阈值增高很快,而从 300 Hz 开始,阈值增高斜率较慢,每倍频约为 3~4 dB 左右。虽然绝对阈值会随病人不同或同一病人随电极不同而变,但曲线的模式基本一致。应当注意的是,在解释电刺激频率或阈值曲线时有一点应特别注意,它和声刺激的听力图极不一样,听力图反映了耳蜗的频率分析功能,不同频率代表了耳蜗基底膜的不同部位,而在电刺激中,不论刺激频率如何,总是说明电极所在的同一耳蜗部位,因此,不能用电刺激阈值曲线硬套声刺激阈值曲线(即听力图)。对低频电刺激产生如此低的阈值机理尚不清楚,如果认为阈值仅仅是由电刺激神经所产生的放电数目所决定,而由听神经直接记录的数据不能导致如此低的行为阈值。这种低频率电刺激的心理和生理阈值的差别有可能是低频所产生的声调或神经冲动的时间一致性起了一定作用,这有待进一步研究。

许多电子耳蜗的语言处理采用短暂、双相脉冲来携带语言信息,因此在研制中,脉冲宽度和脉冲频率均应作为独立变量来考虑。一般而言,脉冲宽度恒定,阈值随脉冲频率变化较小。每一个脉冲宽度,都有一个最高频

率,例如:对每相 1 000 ms 的双相脉冲来说,其最高频率可达 500 Hz(等价于方波波形),其阈值和 500 Hz 的正弦波相差无几。什么因素决定了它们的相似性?电荷量(Charge)是要考虑的因素。每相 1 000 ms、幅度 100 mA 的方波,其电荷量为 10 纳库/相,而频率 500 Hz,幅度 100 μA 的正弦波,电荷量要少些,阈值也略高。电荷量校正后,方波和正弦波的阈值几乎没有差别。但是,对于脉冲刺激而言,理论上等电荷量会导致等阈值,换言之,脉冲宽度和脉冲幅度可以互换。例如每相 100 ms、幅度 500 mA 的脉冲和每相 500 ms、幅度 100 mA 的脉冲,应能产生相同的阈值。可是测量的数据并不是这样,数据和假设的差异,并不能用现有生理模型加以解释。

总之,电刺激阈值曲线是与刺激波形和频率有关的复杂函数,研究这些关系对耳蜗植入者使用的语言处理器来说极为重要。

1.2 电极互扰 多导电极刺激耳蜗不同部位是提高语言识别率的重要手段,因此,电极互扰是目前耳蜗植入研究中的一个重要题目。但同时刺激两根电极,电场相加所导致的刺激模式会有所改变,甚至会出现不适的心理感觉效应,这是因为两根电极相距极近,它们可能刺激同一神经群,即使两根电极上的电流强度都只达到各自的阈值,但电刺激中病人的响度动态范围很窄(6~30 dB),所以,两根电极同时作用,约达阈上 6 dB,对某个病人来说,就有可能达到不适响度水平。如果两个电极相距较远,就能刺激两个不同的神经群,相当于正常声听觉中的两个相距至少一个临界带的不同频率刺激。

此外,神经存活的数目和电极与神经之间的距离也是影响电极是否能真正独立的要素。如病人只有一根活神经,不论有多少电极,实际上只是刺激了一根神经,同样,如两根电极间距不变,则电极与神经的距离相距越远,电极互扰越大,电极的独立性也越小。

同时施加刺激,其电极互扰主要是电场直接相加,其程度可用阈值增减或响度相加

的办法来定量测量。如果两根电极不完全独立,给它们同时施加刺激,会导致比单根电极施加刺激低的阈值。不同相的波形(正负相反)则会导致阈值升高,同相波形的电刺激会导致阈值降低,阈值升高或降低的程度可反映两根电极互扰的程度。如果两根电极完全独立,加在一根电极的电流对另一根电极无影响。用阈上响度来测量虽也可反映电极间互扰程度,但响度为主观变量,其分析程序有待研究。

另一种电极互扰是非同时性的,主要反映神经本身的反应特性。生理学上神经反应存在不应期,对听神经而言,即使是刺激几十毫秒之后,神经不能完全恢复到无刺激状态。这种神经性的互扰程度比同时性的电场相加引起的电极互扰要轻,但如程度太大,也会引起非预期的感觉效应。例如,两根电极刺激是同一群神经,一根电极上的刺激频率是 100 Hz 脉冲电,另一根也是 100 Hz 脉冲电,但二者脉冲相间,对神经而言,实际刺激频率为 200 Hz。

2 基本感觉能力

基本感觉能力可大致分为强度处理、时间处理和频率分析三大部分。

2.1 响度与强度分辨

设计耳蜗处理器时,一个重要因素是从声音幅度到电流幅度的适当转换。耳蜗植入者的刺激阈值到不适响度之间的动态范围很窄,不适响度水平在阈值水平的 3 倍到 30 倍之间。更重要的问题是电听觉中,响度和电流强度的关系,传统上都由定级(rating)和数字估计(magnitude estimation)来测量,但因为这些测量技术的局限性以及个体差异极大,电刺激强度与响度增长函数直到最近仍无定论。1978 年 Eddington 用两耳响度匹配的方法发现:电刺激的 mA 与声刺激的 dB 有一线性关系。1992 年我们的研究又重复了 Eddington 的结果,进而推论,声听觉中,响度和声强的关系是幂指函数,而声电响度匹配关系是对数函数,所以,在电听觉中,响度

与电幅度的关系是指数函数,指数函数模型与众多测量的数据相符。据此说明声——电幅度的压缩是对数函数。据此模型改进后的语言处理器能够提高语言识别率10%~20%左右。但是,对于多个电极同时刺激,响度和加在每个电极强度的关系尚无模型,有待进一步研究。

对于强度的分辨,目前研究的数据表明:耳蜗植入者约可辨别10~30个单位,而在正常声听觉中,约有200~250个可辨别单位;其可能的结果是,在声听觉中两个可分辨的强度被压缩后便会变成不可分辨的电强度,这是目前语言处理的一大困难。

2.2 频率分析

声听觉中,刺激频率和神经部位有着不可分割的关系。在人工电听觉中,电极位置决定了激活的神经,我们可以用高频电流刺激耳蜗顶的电极,也可以用低频电流刺激放置在耳蜗基底的电极。研究表明,电刺激频率与声调相关,但频率超过300 Hz以上时,声调无显著增高。至于声调的饱和点则与刺激电极的位置有关,电极越近耳蜗基底部,饱和声调越高。综合调制检测的数据,我们可以得到以下结论:当刺激频率小于300 Hz时,声调与刺激电极位置无关,耳蜗植入者可利用时间信息来编码声调,刺激频率高于300 Hz时,耳蜗植入者是靠电极部位进行编码分辨音调。对于同一频率,声响越强,声调也越高,当刺激频率超过300~500 Hz后,频率的变化往往表现在声响而非声调变化上。换言之,在测量声调变化时,应随机改变刺激强度,以控制声响对声调的影响。

多电极刺激可粗略模拟正常耳蜗频谱分析能力。目前已有实验结果表明,对一般安静环境下的语言识别,四导耳蜗植入便可达到满意的效果。

2.3 时间处理

时间处理是指听觉系统检测声信号在时域上变化的能力,以下讨论时间处理四个方面方面的测量。

2.3.1 前掩蔽(Forward masking)

前掩蔽测量是检测听觉系统在听完一个声音后检测能力恢复过程。例如,一个平时能听到的声音,如果放在一个很强的声音之后发放,便有可能听不到了。基本实验程序如下:首先让受试者听一个较强的掩蔽声,然后再听一个短声或称信号声。掩蔽声和信号声之间,延迟越小,能听到信号声所需的强度也就越高。信号声阈值和信号声延迟时之间的关系称听觉系统前掩蔽的恢复过程。正常声听觉中,前掩蔽效应一般在100~200 ms左右。耳蜗植入的电听觉和正常人的声听觉在前掩蔽中的恢复过程没有什么差别。

2.3.2 间隔检测

系测量听觉系统对连续信号中出现间隔的检测能力。间隔阈值与刺激强度相关,大致说来,刺激强度越大,间隔阈值越小,接近阈值强度的刺激强度,间隔阈值可达20~50 ms左右,识别语言时,10~20 ms的间隔检测能力比较重要,正常声听觉和耳蜗植入者的间隔检测能力相差无几。但间隔两侧的信号频率不一样时,正常听觉系统间隔检测能力随两侧频率差异而降低,如语言信号中的闭辅音,其间隔由辅音和前面的元音构成,因此,间隔两侧声音的频率成分和声强均有差异,测量时可见间隔检测能力下降。至于耳蜗植入者,类似的间隔检测能力尚未有研究,对语言识别的影响也不清楚。

2.3.3 时间整合

是指听觉系统对一定时间范围内的能量进行相加的能力,即一个长时间的刺激比短时间刺激需要的能量要少就能达到阈值,但刺激时间长到一定的程度,听觉系统的时间整合能力消失了,此段时间称为时间整合长度。正常人听觉系统有100~200 ms的整合时间,在此时间内,如刺激时间减半,达到阈值的刺激强度必须加倍。正常人和耳蜗植入者的时间整合可比性还有待解决。

2.3.4 调制检测

近年来,一些语言处理器采用幅度调制

的方式将语音包络传送给病人。耳蜗植入者能够象正常人一样检测调制信号,研究结果表明:如果声响参数能够控制的话,耳蜗植入者也能与正常人一样用语音包络信息。

3 复杂信号的处理

大部分声音信息包括语音,都是由一系列在时间、频率和强度上连续变化的复杂波形组成的。而大部分目前心理物理研究集中

在如正弦波之类的简单声音上。传统的理论认为,如果把简单声的辨别机制搞清楚了,也就可以预测听觉系统对复杂声的分辨能力,这种观点被越来越多的实验数据所否定。但是,在耳蜗植入电听觉的研究中,目前相关实验很少。

(会务组供稿)

前庭失代偿(附一例报告)

陶泽璋¹ 陆尔科¹ 谭 节²

前庭失代偿是指由于某些因素的影响,使前庭功能受损后已代偿的人重新出现前庭功能损害时的各种症状。作者最近遇到一例,现报告如下。

病例 男,38岁,因右耳听力锐降伴耳鸣、眩晕4天,以突聋于1993年7月22日入院。住院号255239,入院时神志清楚,有视物旋转和行走不稳感。T 37℃,P 78次/分,Bp 16/9kPa,耳部未见疱疹及皮损,有向健侧II度自发性水平性眼震,纯音测听提示:右耳重度感音神经性聋。入院后给予扩管药(静脉点滴川芎嗪和口服西比林)及能量合剂后,眩晕逐渐减轻,但听力未见改善;于7月29日出现右侧不完全性面瘫和舌下神经轻瘫,考虑其病因与突聋一样均为病毒感染而加用抗病毒药物、抗生素和糖皮质激素。8月8日面瘫基本恢复,伸舌居中,眩晕感基本消失,听力自觉明显好转,但未恢复。纯音测听复查和ABR检查提示:右耳中度感音神经性聋。眼震电图检查提示右侧周缘性前庭功能低下。头颅CT、脑脊液常规及生化检查正常。此后停用抗生素和抗病毒药物,继续用扩管药物,辅以耳局部光谱照射后于9月4日出院。出院时一般情况良好,仅行走快时偶有不稳感,纯音测听:1 000Hz以下正常,1 000~8 000Hz气导平均为40dB。出院后患者试图

增大运动量(体操、长跑),促使前庭功能完全代偿;两天后又感行走不稳和视物晃动感,余无特殊不适,于9月8日再次收入院。检查发现有II度向健侧自发性水平性眼震,其它检查结果与出院时相同。入院后即卧床休息,口服西比林,谷维素和多种维生素,一周后症状消失出院。随访三个月,再无眩晕复发。

讨论 前庭失代偿近年在国外已逐渐受到重视,而在国内尚未引起注意。本例患者出于康复心切,出院后即进行比较剧烈的活动,从而使已经基本消失的前庭受损症状复现而再次入院,经进一步检查,除前庭症状及表现以外,余未发现其它异常,且经卧床休息一周,口服扩管药和谷维素后症状消失,故考虑为前庭失代偿。目前已发现可能引起前庭失代偿的因素有神经解剖、神经化学因素以及其它因素,包括本体觉、视觉、重力场的变化、角加速度刺激、情感刺激等。本文患者因做体操和长跑,使本体觉、视觉、重力场发生了变化,在角加速度对前庭器的刺激下,因而导致了前庭失代偿。

关于前庭失代偿与初次前庭损害的间隔时间,本例为一个月。文献上有10多年后发生前庭失代偿的报告。动物实验和临床观察提示前庭核区在代偿中有新突触形成,但其功能既脆弱,不稳定,易受外来因素和内生的神经激素内环境的干扰而引起失代偿。

(1993-12-11收稿)

1 湖北医科大学附属第一医院耳鼻咽喉科(武汉 430060)

2 湖北省直机关门诊部