

电 反 应 测 听

(ERA)

目 录

第一节	ERA 的发展史及主要应用范围	(1)
第二节	ERA 的有关基础知识	(3)
第三节	人类听觉诱发电位的分类	(8)
第四节	数字平均器的叠加原理与方法学中的有关问题	(10)
第五节	耳蜗电图	(14)
第六节	脑干反应测听	(21)
第七节	皮层电反应测听	(31)
第八节	肌源性反应	(35)
第九节	听觉的其他电反应	(36)

电 反 应 测 听

胡 奇

电反应测听(Electrical Responses Audiometry, 简称 ERA)是指利用听觉系统对声刺激反应中所发生的电变化过程作为客观指标来评价听力的方法。ERA 是近十余年来发展的一项新技术, 为神经耳科学与听力学领域提供了一种客观测听工具, 对于耳蜗与蜗后病变的鉴别诊断及神经科定位诊断具有重要临床价值。

ERA 技术的问世有两个先决条件: 1. 听觉电生理学的发展积累了大量资料, 使人们了解到听觉系统从外周到中枢在对外界声刺激的反应中均伴随着电的变化, 近百年来在大量的动物实验中观察到的现象充分肯定了这一事实; 2. 电子计算机叠加平均技术的发展。在动物实验中可以通过外科手术把电极放到圆窗膜、听神经、脑干各级听觉核团以及大脑皮层听区来记录诱发电位。在人类记录听觉诱发电位, 由于它们振幅很低且多隐匿在自发脑电背景之中。数字平均器(累加器)的出现使我们能够从噪声背景中通过叠加来提取微弱的诱发信号, 大大提高了记录系统的信噪比, 于是产生了从体表记录听觉诱发电位的电反应测听技术。

虽然人类的 ERA 只有十几年的历史, 但是由于它是一种根据客观指标而不凭借主观陈述的测听方法, 因此对于不合作患者, 婴幼儿测听, 功能性聋及伪聋等的听力检查有独到之处, 而且对耳聋鉴别诊断颇有裨益。这就使得这项技术在世界范围内以极大的魅力吸引着耳科学家, 听力学家、听觉生理与心理工作者以及神经科医师们来进行研究, 使之发展很快。在国外的耳科与听力学文献中, 电反应测听方面的文章数量很大。国内近年来已有十数个单位开展 ERA 的临床或实验研究工作。

第一节 ERA 的发展史及主要应用范围

一、ERA 的发展史

听觉系统电生理学的发展恐怕要追溯到电生理学本身的历史。早在 1786 年意大利学者 Galvani 开创了动物组织电现象的研究。他发现, 如采用金属导体在已制成标本的蛙腿肌肉与神经之间建立一通路时, 可引起肌肉收缩。他把这一事实解释为动物电的表现, 1791 年他发表了这方面的工作。同时代的意大利人 Volta 对此现象持不同见解, 认为是由于金属导体属性不同而产生的电流所致。为了证实自己的观点, 二人分别做了一系列实验。Galvani 不用金属导体而把神经肌肉标本的神经搭在另一标本的损伤肌肉表面, 则引起完整肌肉的收缩。这是证明存在生物电的早期实验, 不妨说这标志着电生理学胚胎时期的开始。Volta 也证明了不同属性的金属间确实可产生电流, 最后发明了 Volta 电池。电生理学与电学知识的起源几乎是同时代的。1802 年发明了电流计。Dubois-Reymond 是最早在电生理学中应用电流计的人之一, 是早年的著名电生理学家, 他在 1848 年前后发表的许多专著被认为是电生理学的真正开端。1875 年 Caton 发现脑内有电活动, 既有诱发的也有自发的电活动。1877 年 Даниловский 也发现了狗的大脑内存在自发及诱发电活动(包括听觉的)。1922 年发明了示波器。

听觉系统的电生理学一般认为开始于 1930 年 Wever 与 Bray 发现耳蜗微音电位, 他们

用一监听耳机监测猫的耳蜗微音电位,当把电极放在听神经上时,从耳机听到的语词声与给猫耳的言语声刺激很相似。但是实际上在1927年Forbes等已经记录了对短声的神经冲动反应(用去大脑猫)。在1932年Davis等发现把电极刺入脑干,用耳机监听到的语词就变得非常不清晰,每一音节成为吹气样的噪声,这可能是最早的听觉脑干电反应的记录了。

客观测听(objective audiometry)最早始于脑电波测听(electroencephalographic audiometry)。1924年德国精神病学家Berger发现了脑电,是脑电图的奠基人。他观察到声刺激可引起脑电的 α 波抑制。以后在1937—1939年P. A. Davis与H. Davis发现了K——复合波,给声反应与撤声反应,这大概是从人类头皮记录皮层诱发电位的第一篇工作。在1939—1953年期间,有一些学者用给声后引起的脑电变化综合地评价听力,包括①脑电振幅的抑制;②K——复合波的出现;③激醒反应等。1950年Davis发现了和电位(SP),同年von Békésy发现了耳蜗内直流电位。

第一台诱发电位累加装置是在1950年由G. D. Dawson开始研制的,1954年他发表了这项研究工作。这台较原始的累加器是由机械转鼓与许多电容器组成,共124个计数器,利用电容器的充电原理进行叠加。大约在1960年前后,小型医用电子计算机问世,从而加速了电反应测听的研究步伐。Geisler在1958年用电子计算机记录了人类对短声的听觉诱发电位,当时他报告的是潜伏期在30毫秒的一组电位,记录电极放在枕部,称之为快反应。但是按当前的观点,这组电位应算作中反应,其中可能既包括神经源成份又含有肌源性成份。Bickford在1964年强调指出这实际是一种肌源性的反应,对它能否作为检查听觉系统功能的方法持否定态度。这种意见使某些热衷于ERA的学者感到困惑不解和前景茫然。事隔一年,Mast在1965年再次记录了人类对短声的短潜伏期诱发电位,并肯定这是神经源性的反应。

1962年Williams用数字型电子计算机观察了睡眠中诱发电位的波形特点。1963年Davis与Yoshie也报告了他们用数字型电子计算机记录的听觉诱发电位波形。Appleby在同年确认成人与新生儿的头顶诱发电位是三相波。Rapin在1964年研究了耳聋儿童对短声的诱发电位并对客观阈值与行为听阈作了比较,在37名受试者中19名的结果相差在 ± 10 dB以内。

1964年Walter报告了伴随性负性变化(Contingent negative variation,即CNV)是用直流放大器记录到的声与光刺激相结合所产生的条件性反应。1965年Sutton等记录了预期波(expectancy wave,即P300波)。

慢顶电位(Slow vertex potential,即SVP)在60年代初吸引了许多听觉生理学家及听力学家以极大的热情进行探索,但是当发现在应用镇静剂或睡眠时这种皮层慢反应对临床测听并不可靠,这使ERA的前景再次笼罩上一层阴影,幸好1967年Yoshie等用外耳道电极,Portmann与Aran用经鼓膜的鼓岬电极,通过平均反应计算机记录了耳蜗电图,这种新方法使ERA领域重整旗鼓,耳蜗电图描记术很快在欧美与日本的耳科学界流行起来。

脑干听觉诱发电位是由Jewett等在1970—1971年首先报导的,他指出,从颅外头皮记录到潜伏期在10毫秒以内的诱发电位可能来源于脑干的听觉通路。1974年Hecox与Galambos把脑干听觉诱发电位首先用于婴儿与成人测听。在70年代中期~后期,这方面的研究工作十分兴旺,证明它不仅在耳科而且在神经科定位诊断中具有广阔前景。1968年Marsh观察到的频率跟随反应(FFR)也被认为是来源于脑干的反应。

在听觉诱发电位的研究工作中,不仅采用短纯音、短声及短音作为声音刺激,而且还发现纯音强度的突然变化(Clynes, 1969)与强度恒定的调频(FM)正弦波(Spreng, 1974)均可引

出皮层听觉诱发电位。不仅如此,在耳蜗电图的研究工作中,Eggermont 等(1974)使用了调频纯音,Schmidt 等(1974)使用了调幅纯音作为刺激,而且认为后者可作为客观 SISI 测试的方法。

近年来 Singh 等(1981)强调了耳蜗电图与脑干电位进行同时记录的应用价值。

国内在 60 年代初期,梁之安等与曾兆麟等研究了豚鼠的耳蜗电位与皮层诱发电位。作者观察了家兔脑干听觉核团的诱发电活动。在 ERA 的研究工作方面,于 1975—1977 年间,作者等用医用电子计算机记录了聋哑儿童的慢顶电位,作为客观评价听力的指标。在 1978—1979 年间,姬柏春等、江敏等,张守知等研究了耳蜗电图,魏保龄等观察了脑干听觉诱发电位。至 1981 年在哈尔滨市召开的第三届全国耳鼻咽喉科学学术会议上发表的论文摘要反映出,国内至少已有十余个单位开展了 ERA 方面的研究工作。在这个学术领域中,我国的理论与临床应用距国际先进水平不妨说只有几年的差距。

二、ERA 的主要应用范围

1. 器质性耳聋与功能性耳聋的鉴别诊断,耳蜗电图、脑干诱发电位与慢顶电位均可采用,对伪聋的鉴别也比较容易;
2. 耳蜗病变与蜗后病变的鉴别诊断,例如美尼尔氏病与听神经瘤等,主要根据耳蜗电图与脑干听觉反应;
3. 对突发性耳聋的病因分析与预后的估计,主要根据耳蜗电图,必要时配合脑干听觉诱发电位;
4. 婴幼儿、智力障碍者及其他不合作的儿童与成人的客观听力评定。可使用清醒状态下的慢顶电位及其他诱发电位方法;
5. 神经科脑干病变的定位诊断,主要用脑干电反应测听;
6. 听觉病变及脑干病变治疗效果的观察指标;
7. 鼓室成型手术与听神经瘤手术中可用 ERA 作监测手段,可指导手术的进行;
8. 听觉生理学与心理声学领域的研究工作,可在无创的条件下观察人的听觉特征;
9. 在人工听觉研究工作中作为测试指标;
10. 其他:昏迷的鉴别与预后估计,甲状腺功能低下等内分泌疾患的辅助诊断,婴儿神经系统发育完整性的评价等。

第二节 ERA 的有关基础知识

一、神经细胞的电现象:中枢神经系统基本上由两类神经细胞构成。第一类是神经元或神经细胞,是产生、传导,传递,储存与调制神经冲动与信息的部位,锋电位是观察神经元兴奋的最好指标。第二类是神经胶质细胞或支持组织。其主要功用是协助把营养物质从毛细血管运送至神经元,而对感觉诱发电位并无显著意义。

1. 神经元的解剖结构及各部分的功能意义:一个神经元由四个主要部分构成,即细胞体,轴突,轴突终末及树突,这些部分的组织结构与功能意义均有不同。但是,由于细胞充满导电性高的细胞质,其外表覆以导电性差、阻抗高的细胞膜,所以神经元的电活动作为一个单位来看待,局部产生的电变化迅速波及整体,而对相邻的神经细胞体与神经纤维,因绝缘性能好彼此并不干扰,各自传递各自的信息。

I 胞体:内有胞核及与特殊代谢过程有关的细胞器。在中枢的神经元位于灰质内,从

胞体的轴丘处发出轴突。在外周的单极与双极感觉细胞中，胞体位于轴突区，即神经节中。

Ⅱ 轴突：即神经纤维，是长的丝状结构，长度不等，在中枢神经系统内长的可达数厘米，短的不出灰质层，甚至可完全缺如；在外周者，长度以坐骨神经纤维延伸最长。在中枢内的轴突多包有由白色脂类物质构成的髓鞘，使冲动的传导迅速而可靠。在中枢神经系统，轴突组成白质，但它们的始点与终点都在灰质内。在外周，轴突构成神经干。

Ⅲ 轴突终末：在轴突末端与下一级神经元的胞体或树突形成突触的微小结状结构即为轴突终末，突触使各个神经元之间能够产生机能上的联系。轴突终末可分泌化学递质，有兴奋性的或抑制性的，这些递质迅速扩散穿过突触裂，作用于此突触中的下一级神经元的突触后膜。

Ⅳ 树突：为一些丰富的树枝状结构，从胞体及轴突始段向外延伸，极大地增加了可利用的突触联系面积。大脑皮质第五层大锥体细胞有很大的顶树突，整齐地排列着，末端几乎达到皮层表面。听神经传入纤维在耳蜗螺旋器内的无髓鞘神经终末和毛细胞构成突触联系，实际上这不是轴突末梢而是树突末梢。

2. 神经纤维的膜电位与膜电位产生原理的离子学说：研究神经纤维膜电位的理想材料是枪乌贼的巨大神经纤维，因为它的直径很粗，达1毫米，长百余毫米，而哺乳动物最粗的神经纤维仅0.02毫米，所以关于神经冲动与膜电位的经典研究工作是用它进行的。将微电极与参考电极都放在大神经纤维表面，电位差等于零；把微电极刺入膜内，立即出现70毫伏的电位差，膜外为正，膜里为负。电极尖端在膜内稍稍移动，电位不变，电位只限于膜内、外两侧。这个电位称静息电位。如果在神经的一端刺激，当刺激强度达到阈水平时，膜电位立即出现的快速电位变化，称为动作膜电位或锋电位。锋电位上升相的第一部分从负70毫伏至零；第二部分是膜电位的极性倒转，变成膜内为正，膜外为负，电位变化的部分称为超射，一般是正40毫伏。因此总的动作膜电位是110毫伏。自电位顶端恢复至静息膜电位原来的水平为下降相。锋电位全部变化过程持续约1毫秒。

膜电位产生的原理，目前均用离子学说来解释，根据在于纤维胞内液与胞外液化学成份的巨大差异。在轴浆内的负离子主要是大分子有机物，正离子主要是分子较小的水合钾离子(K^+ 直径3.96埃)，绝大部分(90%) K^+ 可自由扩散交换。细胞外液中的正离子主要是较大的水合钠离子(Na^+ 直径5.12埃)，负离子主要是氯离子。膜具有半通透性，在静息状态下，膜对 K^+ ， Cl^- 的通透性是中等的，对 Na^+ 的通透性很低，对带负电荷的有机物大分子 A^- 则完全不通透。由于轴浆内 K^+ 浓度远比胞外液高(30:1)，在膜对 K^+ 可通透的情况下， K^+ 顺浓度差外流，而 A^- 不能透过膜，使细胞内呈现出负电位，膜外电位升高呈正电位，随着此电位差逐渐增加即抵制了 K^+ 继续外流，当膜内外的 K^+ 浓度差(化学梯度)与形成的电位差(电位梯度)达到电——化学平衡时， K^+ 外流与膜电位保持相对稳定状态，形成外正内负的极化。静息膜电位主要取决于膜对 K^+ 的通透性和膜内外 K^+ 的浓度差。

在外加电流刺激下，轴膜与负电极接触的部位发生局部去极化，即使膜的静息膜电位或极化程度减小，当局部去极化达到一定水平时(阈电位)，膜对 Na^+ 的通透性突然增加。由于膜外 Na^+ 浓度远比膜内高(约10:1)，且膜内电位呈负性，因此膜内外 Na^+ 的浓度差和电位差都促使 Na^+ 内流，膜内正离子增多，加速了去极化速度，从而出现反极化或超射，组成了动作电位的全部上升相。下降相是由膜的复极化过程形成的，这是基于 K^+ 通透性的迅速增加与 K^+ 外流。在静息状态下，按膜的通透性质可把它叫作 K^+ 膜，主要对 K^+ 通透；活动状态时可

把它称为 Na^+ 膜，对 Na^+ 通透性大。动作电位的产生在于 K^+ 膜突然转变成 Na^+ 膜，然后重又恢复为 K^+ 膜。在活动状态下 Na^+ 内流与 K^+ 外流都是顺浓度梯度而“下”行的，不需消耗能量。然而膜活动的结果，使膜内的 Na^+ 与膜外的 K^+ 浓度增加。这样，在锋电位之后的恢复期内，出现了反方向的离子运转，即 Na^+ 外流， K^+ 内流，是逆浓度梯度而“上”行的，需消耗能量。在反方向离子运转期间，设想存在着“钠-钾泵”的作用过程，它可排出钠同时吸入钾，以维持膜内外正常的离子不等分布。业已证明，“钠-钾泵”的运转能源是 ATP。

3. 细胞外电位：当神经细胞发放锋电位时，用微电极在脑组织的神经细胞外也可记录到这些电位，这是由于电极尖端处在电位形成的电场中。大家知道，神经元是处于容积导体中的，故电位可在周围形成电场，在电场内的微电极尖端与远处的参考电极（是零电位）之间就有电位差。由于容积导体内电场分布有一定的强度与极性规律，因此电极尖端位置不同，在细胞外记录到的锋电位波形，振幅与极性都不同。电极尖端距放电细胞愈远，一般振幅愈小。细胞外记录的动作电位极性正好与细胞内相反。一个细胞的电场大小因细胞大小及形状而异，大细胞的电场范围大。大脑皮层神经元的电场范围约在周围 100 微米，脊髓运动神经元约在周围 500~700 微米。细胞外记录的负性锋电位振幅不超过数百微伏，还不到胞内锋电位振幅的百分之一。

4. 神经冲动的传导：在神经轴突兴奋区产生 110 毫伏的动作电位振幅，于是在活动区与两旁的静息区之间出现电位差，因此产生很强的局部电流从膜外流向膜内，这个局部电流好像外加电刺激那样作用于膜的局部，足以使锋电位前沿的静态膜发生去极化，并出现锋电位不断向前移的链锁样改变，从而使神经冲动沿轴突传播开去。一般引起膜电位去极化的临界值只需约 15 毫伏。神经轴突的兴奋是双向传导的，全或无的以及相对不疲乏的。传导速度因纤维的粗细与有无髓鞘而定，最粗的有髓鞘 A_α 纤维传导速度可达 100 米/秒，最细的无髓鞘 C 纤维传导速度只有 0.5~1 米/秒。由于在有髓鞘的纤维，轴突电位是在郎飞氏结之间呈跳跃传导，因此速度快。在神经冲动发生几个毫秒的时间内即不能兴奋也不能传导另一个冲动，称作不应期，以后其兴奋性逐渐恢复。众所周知，耳蜗电图的 AP 就是听神经动作电位。

5. 树突电位：树突电位是局部的慢电位，即突触后电位，与轴突的传导性快电位不同。包括：I，兴奋性突触后电位 (EPSP)，突触前轴突终末分泌兴奋性化学递质使突触后膜部分去极化，产生负的局部电位，此电位超过 10 余毫伏则达到了临界水平，神经元即放电。II 抑制性突触后电位 (IPSP)，突触前轴突终末分泌抑制性化学递质，使突触后膜超极化，是正的局部电位，使神经元抑制。此外，抑制性递质还可能使树突膜电位减低，使 EPSP 短路而达不到临界水平，有时为突触前抑制，在神经冲动到达轴突终末前被阻滞掉。

一个神经细胞（如前角细胞）有 2000 个以上的突触扣 (synaptic knob)，各有兴奋性或抑制性化学递质，最后的作用取决于 EPSP 与 IPSP 的代数和。当总和的突触后电位达到神经元发放锋电位的临界水平时，对运动神经元来说，轴索丘处是最先兴奋的部位；对感觉性第一级神经元来讲，第一个郎飞氏结是最早兴奋的区域。每经过一级突触所花去的延迟时间一般约为 0.7~1 毫秒。

突触后电位不是全或无的，可以发生时间总和及空间总和。

大脑皮层的缓慢树突电位可用颅外电极记录到，这属于远场记录，这些慢电位是脑电图的来源，也是 ERA 中从头顶记录到的诱发电位的基础。

二、容积导体，远场记录与近场记录：几乎 ERA 的全部电位都是颅内神经组织发生

的，可是记录电极并未与兴奋组织直接接触，而是置于颅外，这是容积导体的远场记录。只有鼓岬电极引导的听神经动作电位是近场记录的一个特殊例子。

位于颅内的大脑和其他组织是个容积导体，这些组织中含有溶解状态的电解质，故导电性能相当好而且分布比较均匀，尤其是与包绕它们的骨性颅骨外壳相比时就更为如此。在颅底下方的颈部软组织被颅骨与颅内绝缘开，故可把颈部作为安放参考电极的适当部位，发现在颈部的任何部位甚至乳突或耳垂处几乎都是等电位值。但是对于听神经动作电位与耳蜗核等低位脑干通路的快反应情况例外，记录这些反应的参考电极要放在刺激耳的同侧，若放到对侧则记录到的结果有差别。头顶电极的精确位置一般不作过高要求，因为头皮比颅骨来讲是相对的良好导体，在头皮几平方厘米的范围内电位值趋向一致，只有在紧贴颅骨的大脑皮层发生电活动时，头皮电极的位置才需要相对精确些，如对躯体感觉与视觉的诱发电位，记录电极最好放在相应的头皮表面，而听觉皮层并非如此，在头顶几个厘米范围内均可得到理想的记录。

在容积导体内电场的分布以及等电位线等理论在此不拟赘述，需要提及的是，在容积导体内任何一点的电位，与电源电场强度成正比，与该点距电源的距离平方成反比，和该点与电源(电偶)中心的连线与电偶轴线夹角 θ 的余弦成正比。可归纳为如下公式：

$$\text{容积导体内任一点的电位 } V = \frac{E \cdot \cos \theta}{r^2}。$$

式中 E 为电场强度， r 为距离。

前已指出，在头顶记录到的诱发电位是远场记录，一个先决条件是许多放电的神经元的同步活动构成了有效的外电场，这些神经单位诱发电位的时锁特性保证了这一点。

Vaughan 等在 1970 年从头皮的各点记录了听觉的慢顶电位，根据结果绘出了 P_{200} 电位在头部的电场分布及等电位线图(见图 1)。在头顶此电位的极性为正，且振幅最高；向侧方大约 80 度电位振幅减至最小，大于 80 度电位极性反转为负相，且振幅又逐渐增大。这个极性反转区大致相当于雪尔维氏裂的位置。

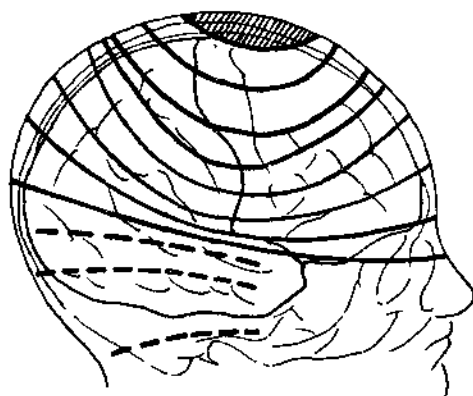


图 1 听觉诱发电位的等电位线。系对短声反应的 P_{200} 波在头皮上的电场分布

前已提及，耳蜗电图的 AP 是近场记录，这是由于内耳解剖与内听道的特点所决定。在鼓岬的电极可通过组织液及圆窗膜和外淋巴有效地接触，听神经轴突与耳蜗内液体关系密切，它离开耳蜗通过内听道进入颅腔。颅骨便在它与乳突表面皮肤之间形成良好的绝缘屏障。这

种解剖关系使得处于近场的电极能够记录出相当清楚的 AP，可以和动物实验中把电极放在听神经上所记录的 AP 相比美。

三、诱发电位的基本概念：人为地刺激感觉器官或传入神经引起中枢神经系统的电位活动，称为诱发电位。与自发脑电不同的是，诱发电位必须满足如下四个条件：Ⅰ反应是在受到刺激后经一定潜伏期出现的；Ⅱ呈现特定的波形；Ⅲ反应是在一瞬间出现（而自发脑电是长时间周期性出现）；Ⅳ有相应的电位分布区，分布区的位置与面积取决于有关神经组织的构造特征。

听觉诱发电位在动物实验中或外科手术时可从大脑表面的皮层听区记录到，主要有两个皮层听觉代表区：听Ⅰ区，猫在雪尔维氏沟上面，人在颞横回，即外则裂内的 41 区与 42 区；听Ⅱ区，猫在雪尔维氏沟下面，人在颞叶与顶叶有广泛分布。

诱发电位主要包括三部分：

Ⅰ 初级诱发反应(主反应)：一般为正负双相波，潜伏期较短，在 10~20 毫秒，振幅 0.1~数毫伏，持续数十毫秒。主反应系经特异感觉投射系统传入的。

Ⅱ 次级诱发反应(次反应)：在主反应之后，有较长的潜伏期(30~80 毫秒)，为迟发正相波，在深度麻醉时可从两侧皮层广泛区域引导出来。若在不麻醉状态下，可以从第二感觉区记录出长潜伏期(50~100 毫秒)的一个负波，为迟发负相波。次反应是由多突触，长通路而非特异感觉投射系统传入的。

Ⅲ 后放电：轻度麻醉时可以见到，是一组约为 10 周的梭形波。可能为丘脑——皮层间的环形冲动造成，也许是皮层神经元周期性放电所致。

影响诱发电位的生理因素有：

Ⅰ 大脑兴奋水平：诱发电位在睡眠时比觉醒时振幅要大；对刺激的注意力集中时振幅较大；习惯以后振幅减小。

Ⅱ 皮层下调节作用：主要是中脑网状结构的上行激动作用使皮层维持一定的兴奋水平。

Ⅲ 兴奋后的时相性兴奋性变化：主要应考虑的是兴奋后恢复过程中的不应期，皮层诱发电位的不应期可长达数百毫秒，麻醉可使其延长。实际上大脑皮层发生的不应期仅约 6 毫秒，其余的不应期乃是由于丘脑中继核团对信号传递的抑制作用所致。

四、睡眠与脑电：听觉诱发电位是从背景脑电中提取的，慢顶电位受睡眠与脑电水平的影响甚大，因此需扼要地予以介绍。

脑电是脑细胞的自发电活动，呈一种节律较慢的周期性电位变化，可以从头皮记录出来。脑电图的纵轴表示电位振幅，横轴表示时间。频率快的脑波往往具有较低的振幅，频率慢者振幅常常高些，但这种关系并非绝对的。

1. 脑电波的分类：根据频率可把脑电分为 δ 波(0.5~3.5 赫)， θ 波(4~7 赫)、 α 波(8~13 赫)， β 波(14~25 赫)， γ 波(>26 赫)。此外，还可把>30 赫的脑电叫作极快波。 α 波的振幅一般在 50 微伏左右。

2. 自然睡眠过程中的脑电特征：正常人自然睡眠各个阶段的脑电波型有一定变化，反映着不同的觉醒水平。

在清醒期，睁眼、精神紧张、情绪活动与困倦等均使 α 波抑制，表现为低幅快波；在闭眼及安静时表现为明显的 α 波梭形节律。

在入眠期，可表现为低电位 α 波或低电位 θ 波。

在轻睡期,可有瘤形(hump)波与纺锤形波。

在中度睡眠期,以纺锤形波+ δ 波为主。

在深睡期主要是 δ 波的节律。

在REM(快速眼球运动)睡眠期,脑电图常表现为低电压快波的 β 节律。

在睡眠过程中,当给予十分强的刺激时可引出类似成人的觉醒脑波,称为激醒反应。此时有一种双相慢波和8~14赫的波出现,称为K——复合波,声刺激引起者最为明显,在前顶部可引出。目前用叠加平均法引出的慢顶电位在本质上与K——复合波是同一成份。

3. 脑电图的个体差异与部位差异。

婴幼儿的 α 节律呈现较慢的频率,随年龄增长,发育渐成熟, α 节律渐演变为成人的形式。个体的脑电特征受遗传因素明显影响,不同个体的脑电图之间可存在差别,甚至在兄弟姐妹之间脑电图也不尽相同。有趣的是,一对孪生者的脑电图则极为近似。除遗传外,造成个体差异的其他因素尚不清楚,但是了解个体差异这一事实对ERA工作是重要的,因为皮层诱发慢电位与自发脑电有密切关系,也表现出类似的个体差异。

从头皮不同部位记录的脑电图模式不同,而且存在一定规律,如 α 节律在枕区最强。对于其他感觉的皮层诱发电位,在头皮的不同部位记录结果有差别,即愈近皮层投射区电位愈明显。但是对于ERA来说,脑电部位差异并无多大意义,因为各种听觉皮层诱发电位的最佳记录部位都在头顶部,参考电极一般在乳突、耳垂或颞部。

4. 异常脑电的干扰:主要应注意癫痫发作波的干扰,此时脑电电压可达500微伏,并混有一些锐波(sharp waves),偶有半节律性的 δ 波。癫痫小发作,尤为儿童,可出现一种频率为3赫的棘波(spike waves)与圆顶波(dome)交替出现的波群。诚然,在癫痫大发作状态下不能进行ERA测试,但静坐着的儿童有短暂的小发作,是不易为临床医生察觉的。服用苯妥英钠控制症状的患者可有短暂的高电压尖锐棘波或发作波。凡达到75~100微伏水平的不规则连续脑电活动,都会给ERA检测工作带来干扰,使波形变化大、重复性差,使对结果的评定出现混乱。

听觉生理学基础知识不在本节阐述,请参阅应用听觉生理学中的有关内容。

第三节 人类听觉诱发电位的分类

当给人声音刺激时,可以产生几种电反应。其大部分发生在中枢神经系统,有些发生于耳蜗及听神经,有些是源于肌肉的声运动反应。按照引导电极位置、电位潜伏期及反应生理性质不同,可进行分类及命名。在文献中各家所用的术语不甚统一,如耳蜗电图的略语,有人用“ECoG”,有人用“ECochG”;头顶电位的 N_1 与 N_{90} 、 P_1 和 P_{180} 、 N_2 和 N_{250} 是对三个同样的波冠以不同名称;甚至这种方法本身也有“电反应”及“诱发反应”等叫法。考虑到脑电图中的皮层电图已用了“ECoG”这一术语,所以耳蜗电图以选用“ECochG”为宜。“诱发反应”的说法虽然已成习惯,但并不严谨,反应当然是诱发的,明显存在着重复。最好采用“电反应”或“诱发电位”较为妥当。本文所用的术语及电位名称主要根据国际电反应测听组1975年伦敦座谈会确定的原则。

一、根据电极位置分类:

1. 头顶电位(vertex potentials即VP):活动电极置于头顶,参考电极放在乳突或耳垂所记录诱发电位的总称。包括大脑皮层听区、脑干各听觉核团、肌肉甚至听神经的反应。属

于远场电位记录。

2. 耳蜗电图：活动电极置于中耳鼓岬(属近场电位记录)，外耳道深部或鼓膜，包括耳蜗微音电位，和电位与听神经动作电位。

二、根据电反应生理特点及潜伏期分类：

1. 连续反应(continuing response)：可分为连续电位(交流)或恒定电位(直流)，计有以下五种：I 耳蜗微音电位(CM)；II 和电位(SP)；III 频率跟随反应(FFR)；IV 皮层持续电位(SCP)；V 伴随性负相变化(CNV)。

2. 给声反应：根据给声后诱发电位出现的潜伏期进一步分为四类，即快反应、中反应、慢反应与迟发反应。如电位在头顶部为正时用“P”表示，为负时用“N”表示，其右下方标出的数字表示电位峰顶在给声后出现的时间，如 N_{300} 是给声后 300 毫秒出现的负波， P_{35} 为给声后 35 毫秒出现的正波。

3. 撤声反应：对一持续时间较长的短纯音，当声刺激终止后经一定潜伏期而出现的反应，它不如给声音反应可靠，而且振幅只为后者的三分之一左右。撤声反应的潜伏期比较短，一般从声音开始减弱点计算，约经 15 毫秒的潜伏期出现小的撤声诱发电位。

4. 对调频(FM)与调幅(AM)纯音的诱发电位：在持续地给予纯音的基础上，于一定时程内改变频率(增频或减频)或改变振幅(增幅或减幅)都能引出一组波形近似于给声诱发电位的反应。这种诱发电位与撤声反应均可在头顶记录出来。

听觉诱发电位的分类可小结于表 1。

表 1 听觉诱发电位

分 类	可能的来源部位	潜伏期(毫秒)	最佳反应
耳蜗电图	柯蒂氏器(CM：外毛细胞) 听神经	0 1—4	SP(直流) GM(交流) AP(N_1)
头顶部电位	快反应	听神经 脑干	2—12 P_s
	中反应	神经源性：皮层听 I 区 肌源性：声运动反应	12—50 P_{35}
	慢反应	皮层听 II 区(觉醒时) 皮层听 III 区(睡眠时)	50—300 200—800 { $N_{80}-P_{120}-N_{250}$ 持续电位(直流) $P_{200}-N_{300} : N_{800} \rightarrow P$
	迟发反应	皮层 IV 区 (预期反应)	{ 250—600 直流位移 P_{300} CNV
	撤声反应	皮层听 I 区	撤声后 15 负波为主
	调频与调幅反应	皮层听 I、II 区	12—200 正负正三相波

第四节 数字平均器的叠加原理与方法学中的有关问题

一、数字平均器及叠加原理:

听觉诱发电位在头颅表面皮肤的电场强度很弱, 脑干反应的电位值不足 1 微伏, 皮层反应也不过几十微伏, 用 1 次声音刺激所引出的诱发电位均隐匿在自发脑电之中, 无法进行观察。自从数字平均器(digital averager)研制成功以来, 可以把这些微弱的诱发电位经过成百上千次的重复叠加而清晰地呈现出来。

数字平均器还有其他名称, 如累加器、叠加器或加法器(addscope), 平均计算机(averaging computer), 平均器或求均值(averager)等, 此外, 医用信号处理机(signal processor)都包括平均器插件与直方图插件, 有的还可作相关分析和其他统计学处理。

平均器是由一组沿横座标排列的二进位计数器组成的, 在计算机术语中习惯上把二进位计数器简称为“bin”(binary 的简写), 也叫作二进位地址(binary address)。一般常用的数字平均器含有 256~1024 个计数器, 每个计数器在示波器荧光屏上显示呈 1 个点, 含有计数器量多的, 存储一定电位值的这些点相连成线; 若计数器量少或记录较快的波时, 电位曲线往往由分离的多个点组成。在 X 轴并排的各个计数器均有相同的容量, 每扫描一次便把相继各个瞬间的电位值装入各个计数器中, 如扫描 1000 次那么在计数器中最后的叠加结果就是这 1000 次取样结果的代数和。诱发电位的潜伏期与相位的正负是规律出现的, 因此能够分别在相应瞬间的计数器中叠加起来; 然而自发脑电与背景噪声是无规律的, 电位的正负在同一个计数器中有近平均等的机率出现, 所以最后的代数和是个极小值或趋向于零。这样就能使与刺激有固定时间关系的诱发电位突出地显示出来。计数器在 Y 轴的容量可以调整, 在容量最大时, 示波器上的波幅相对地低; 随着容量的减小, 可使电位波幅变高。电位波幅过高而超过计数器的 Y 轴容量, 则示波器上的电位波形散乱, 称为溢出。信号在每个地址停留的时间叫作“时钟”(clock)。时钟值与 X 轴地址数的乘积就是一次扫描所花的时间, 即分析时间。若时钟值为 10 微秒, 共有 1000 个地址, 分析时间就等于 10 毫秒, 这是记录脑干听觉诱发电位的常用参数。可根据引导诱发电位的种类选择和调整适合的时钟值与分析时间, 以便使所要观察的诱发电位恰好落在这段分析时间内。

从上述原理可知, 通过累加可以增加信噪比, 增加累加次数可使信噪比加大, 具体关系如下:

同步反应的振幅(A)随累加次数 N 而增加, 即 $\sum_{i=1}^N A_i = A_1 + A_2 + A_3 + \dots + A_N = N \cdot A$
而无规噪声(B)是随其均方根值增加的,

即
$$\sqrt{\sum_{i=1}^N B_i^2} = \sqrt{B_1^2 + B_2^2 + B_3^2 + \dots + B_N^2} = B \cdot \sqrt{N}$$

实际增加的信噪比等于
$$\frac{N \cdot A}{B \cdot \sqrt{N}} = \sqrt{N} \cdot \frac{A}{B}$$

由上式可见, 信噪比的增加与累加次数的平方根成正比, 即累加 900 次可提高信噪比 30 倍, 而把累加次数增加到 2500 次(即增至 2.8 倍)仅能使信噪比提高 50 倍(即仅增至 1.7 倍)。看来过多的累加次数获益不大, 而且有耗费时间与易使反应疲乏的缺点。

图 2 用模式图说明诱发电位的叠加平均过程。

二、ERA 方法学中的有关问题:

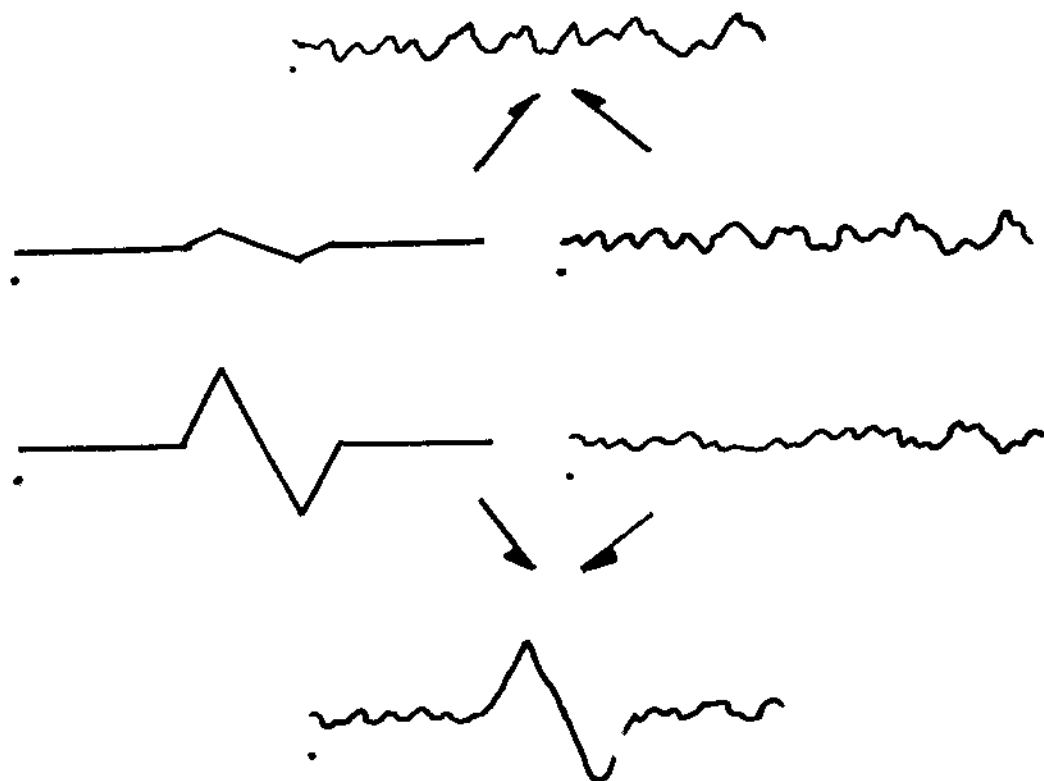


图2 诱发电位经平均叠加示意

1. 隔声屏蔽室：ERA 检查应当在隔声屏蔽室内进行，这是由于环境噪声的掩蔽作用可以使诱发电位的振幅明显减低、阈值提高以及潜伏期延长；交流电场可能对微伏数量级的诱发电位造成干扰，严重时测试无法进行。

隔声屏蔽室主要由隔声与吸声材料及两层紫铜网组成。隔声室很难把室外的环境噪声完全隔于室外，只能使其通过室壁时得到很大程度的衰减，在国际上对隔声室的要求也只是使它变得安静而已，特别是对低频噪声的消除相当困难，表2列出了隔声室对各个频带纯音的

表2 隔声室对气源声的衰减

频 带 (赫)	衰 减 值 (分贝)
37.5—75	35
75—150	48
150—300	64
300—600	79
600—1200	81
1200—2400	79
2400—4800	>83
4800—9600	>80

衰减值，在建成隔声室以后经精密声级计测量，若能达到这些参数指标可认为条件很理想了。隔声室的构造包括砖层，空气层，及吸声材料层。室壁外面力求光滑坚硬，以使大部分声波反射回去，而只吸收少部分。砖层质地坚厚为好，但过厚则占地面积大，使室内有效使用面积减小。空气层可置两层，中间隔以铅丝网砂浆层，其作用是使传递声波的介质多次变换以便受到较大的衰减。吸声材料可用六公分厚的超细玻璃棉与内壁的穿孔三夹板组成，穿孔板的孔径与孔距可根据环境噪声频谱来设计。这种吸声结构只能减少声反射与驻波的影响，还远远达不到自由声场的要求，若修建模拟自由声场的消声室耗资甚巨，对 ERA 检查似无必要。室内若用吸声尖劈(高低大小不同的楔形材料)衬里会改善吸声性能。为减小低频噪声干扰，整个房间可用防震簧与地面隔开。隔声室的另一个关键问题是门窗与管道系统，北京市内的有些隔声室就是由于忽略了这一问题而性能很差。门为双层木质结构，内用超细玻璃棉充填，外门外面覆以薄钢板，门的四边与门框均修成斜面，表面加上软材料，以使之咬合严密。隔声室一般不设与外界相通的窗户，通风可经消声管与空调设备，但需审慎设计和施工。否则室外噪声会乘“隙”而入。隔声室最好分内外二室，中间再加一套双层门，内室的隔声效果就会更好。一般受试者在内室，检查者在外室，二室间修一观察窗，观察窗装置三块大小与厚薄不同的玻璃，面积小的一侧在外室。起屏蔽作用的紫铜网在房间的六壁均应铺设再经焊接相连通并接至地线，照明设备应隔在紫铜网以外，隔声室内的仪器设备的电源线均应屏蔽接地，交流稳压电源应放置在隔声室外。屏蔽系统所连的地线应专门埋设，要按照单一接地点的原则，用每英尺一毫欧姆的多股铜线，以最短的距离，焊接至埋于地下二米多深的紫铜板上，可以作到接近零电位。

2. 仪器设备：

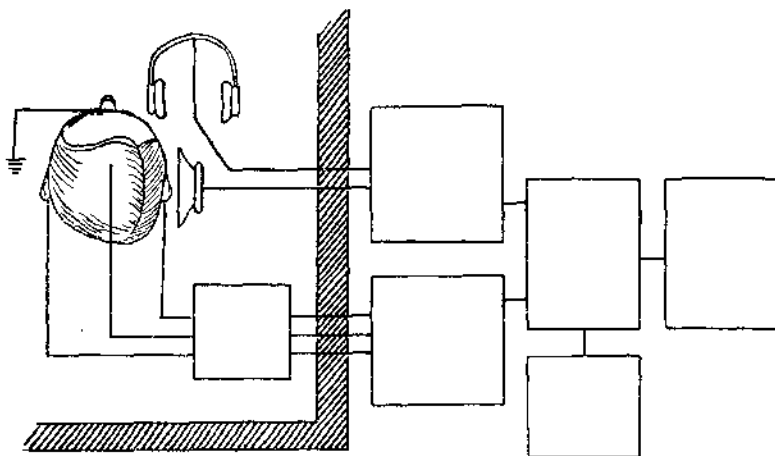


图 3 ERA 仪器设备方框图

图 3 表示 ERA 仪器的各个部分，主要包括声音刺激器、放大器、平均计算机、显示装置与记录系统。近年来市售的 ERA 仪器已将这几个部分组装成一套完整的设备。目前国内所用的仪器有两类，一类是用国产 TQ-19 医用数据处理机或日本光电产的 ATAC-250 累加器与其他设备组配起来的；另一类是成套的电反应测听仪，如 MS-6 系统(英国 Medelec 产)，Nicolet CA-1000(美)与日本三荣产的 7S11A 等。

在声音刺激方面,可用耳机或扬声器给声,在测试快反应的正常值时应当求出从声源到达鼓膜的声延迟时间,以便必要时对潜伏期参数进行修正。ERA 常用的声音刺激有三种,即短声(click),短音(tone pip)及短纯音(tone burst),通常均可由声音刺激器提供。

短声:指用 0.1~0.2 毫秒的方波(或正弦波)输给耳机所产生的“嗒、嗒”声,短声的频谱分析表明主频约在 2000 赫,但短声重复频率可影响其频率特性。慢顶电位常用的重复率是 1 次/秒;耳蜗电图为 10 次/秒;脑干反应为 10~20 次/秒。一般的短声均指未滤波短声,方波脉冲若经带通滤波器再输给耳机者称滤波短声,后者的声学特性类似于短音。短声还有疏短声与密短声之分,二者相位相反,发出密短声(condensation click)时鼓膜的初始运动向内,发出疏短声(rarefaction click)时鼓膜的初始运动向外。为了使 AP 清楚显示,可用正负极性相继交替的短声消除 CM 反应。

短音:由 5—7 个正弦波组成,其包迹(envelop)是菱形,即中间最高的波只有 1 个,两侧的 2—3 个波波幅逐渐减低。1000 赫的短音约有 2 毫秒的上升时间,4000 赫的短音只有 0.5 毫秒的上升时间,下降时间相同。

短纯音:为持续一定时间的纯音,一般选用 40 毫秒或长于 150 毫秒者,上升与下降时间是 10 或 20 毫秒。短纯音在用于慢顶电位时多为 1 次/秒。

放大器用高灵敏度,高输入阻抗,低噪声的差动式放大器,输入阻抗一般为 100 兆欧姆,灵敏度需达到每刻度(厘米)10 微伏,本机噪声不大于 3 微伏(在 30~3000 赫频带内)。放大器频响至少达到 10000 赫,应具备足够的可选择的滤波时间,某些 ERA 新产品,根据所测诱发电位的种类,已经从机内将滤波范围固定了。

示波器不仅显示最后的叠加结果,而且监视输入波形,当发现较大的干扰时应及时查明原因排除之,以免把伪差当成诱发电位。

记录系统可用照像机,紫外感光记录器,笔记录仪或 X—Y 记录仪等。X—Y 记录仪也叫函数记录仪,其描笔既可在 X 轴运动又可在 Y 轴运动,由电子计算机的数—模(D—A)转换后的模拟输出信号控制描笔在 X—Y 轴的位移。

3. 抗干扰:由于听觉诱发电位在微伏数量级,属于小讯号测量技术,所以屏蔽与抗干扰技术是非常重要的。近代的 ERA 仪器一般都具有较高的共模抑制比,有的还设计了抵消 50 周干扰的特殊电路,使得能够在普通病房并无屏蔽的条件下给患者检查,尽管如此,仍有必要提出几点注意事项:

- I 仪器要确实接好地线,记录系统单端接地;
- II 仪器要远离强干扰源,如高频理疗机、大功率交流变压器, X 射线机、电梯等;
- III 尽量缩短输入导线,并最好使之屏蔽;
- IV 输入与耦联导线不可扭结,需妥善焊牢;
- V 插头与插座要接触良好;

VI 引导电极与皮肤间的电阻需小于 10K 欧姆,若过大则可能将干扰信号引入。一般用丙酮或乙醚酒精混合液脱去油脂;头皮必要时可用细砂纸磨去少许角质层;对购入的或自配的导电膏质量进行检查,确保其导电性好;电极用毕后要及时把表面清洗干净,注意到这几点便不难使皮肤电阻符合测试要求。电极与皮肤间接触松动也是使电阻过高的因素。上述的阻值即可用直流电阻表测得,也可用 100 赫的交流电脉冲与交流阻抗表来测,由于诱发电位是交流信号,因此用后者测出的电极阻抗值更接近于实际情况。

4. 校准: ERA 是一种定量测试技术, 因此工作人员对所用仪器要有个计量概念, 由于电子仪器与电声器件的特性在使用过程中可能有些改变, 甚或出些故障, 因此至少每年要对仪器校准 1 次, 以免影响结果的可靠性。主要包括对诱发电位引导记录系统的时间值与电压值的校准以及对声音刺激的校准。前者需用精确的标准信号发生器进行, 最好由电子工程技术人员协助; 后者即声音校准包括用精密声级计与耦合腔进行的物理声学测量(自测或请计量院协助)及生物测量两种方法。

短纯音的校准一般同于听力计的校准方法, 把短纯音的持续时程展得很长即与普通听力计纯音没有区别, 然后用声级计测出各个频率在 70dB 时的实际输出声压级(SPL) 值, 再计算出零 dB 时与标准零级值的差, 然后调整之。频率校准最好用标准频率计发出的正弦信号与听力计输出形成的里萨茹图形法, 但是一般医院不易作到。也可用较简单的数字频率计监测法, 若有明显偏离再请计量单位校准。短纯音的上升时间与下降时间需要在示波器荧光屏上进行测量。

短声与短音的强度不易校准, 目前也没有统一的国际零分贝标准。可用物理学测量法, 与正弦波在示波器上比较, 测出短声或短音的峰值等效声压级(PE-SPL)。然而各个频率的短音, 短音中的每个波, 在理论上都应有其参考声级, 这是与一般纯音校准的不同之处, 也是困难所在。因此现在国际上通用生物校准法, 即选择听力正常的青年人(纯音听力曲线均在 5dB 以内)5—10 名作为试听者, 他们的平均听阈值就定为该实验室所用仪器的零分贝感觉级(SL)。

第五章 耳 蜗 电 图

耳蜗电图(Electrocochleogram, ECochG)描记术现已作为耳科临床的一项辅助诊断法被广泛采用, 在 ERA 中若论对耳科疾患的诊断与鉴别诊断价值, 应当首选 ECochG。自从 Wever 等发现耳蜗电位至今已逾半个世纪, 然而 ECochG 从实验室过渡到临床应用仅有 10 余年的历史。

耳蜗电图是人体耳蜗电反应描记的简称。在声音刺激条件下, 内耳产生三种反应, 即耳蜗微音电位(cochlear microphonics, CM), 和电位(summating potential, SP)与听神经复合动作电位(action potential, AP), ECochG 就是这三种反应的描记图。CM 及 SP 系源于毛细胞的反应, AP 为神经反应。可以认为 ECochG 是显示人体听觉感受器和神经功能完整性的一个理想指标。利用 ECochG 检查听觉功能的方法叫作耳蜗电图描记法(Electrocochleography),

ECochG 属于客观听力检查法, 不依赖于患者的主观行为反应, 检查结果具有可重复性和精确性, 电极位置靠近听觉末梢结构, 反应呈严格的单侧性, 无对侧耳的反应与相互作用, 故测试中无须向对侧健耳加掩蔽, 电位来源比较明确, 能相对精确地为内耳病变定位, 结果不受意识水平, 镇静剂与全麻的影响。

ECochG 的临床应用主要在以下六个方面: 1. 根据电生理学的客观指标对耳聋进行鉴别诊断; 2. 美尼尔氏病, 听神经瘤, 突发性聋等耳科疾患进行电反应分析; 3. 作为客观测听法评价儿童与疑难患者的听力水平; 4. 功能性聋与伪聋的诊断; 5. 耳聋治疗效果的客观评定; 6. 与脑干听觉诱发电位同时记录, 以便提供清楚的 N₁波。随着 ECochG 研究工作的深入开展, 其临床应用范围将逐步扩大。

一、引导方法:

ECochG 的引导方法可分为经鼓膜的鼓岬电极引导法(鼓室内法)与鼓室外法两类,二者各有其优缺点。鼓室内记录所得到的电位较大、叠加次数不必很多,这是由于电极较接近电位发生源的缘故;缺点为有创性,即电极需刺穿鼓膜,使受试者略有痛感或惧怕心理,儿童不易合作,需在全麻下进行。鼓室外记录法除外耳道皮下电极以外都是无痛无创的,易为受试者接受,但是电位比鼓室内记录者小,需要叠加次数多。

1. 鼓室内引导法:引导电极针型,国外有市售的 ECochG 专用针电极,国内可由实验室人员自制。取 30 号不锈钢针灸针,截取自针尖起 6.5 厘米长的一段,在距断端 0.5 厘米处用尖咀钳轻弯一个锐角,另取一厘米长的一段钢针,在中点同样弯一锐角,并使其与针尾端弯角部对在一起成 30—45 度的分叉,用锡将其焊牢。除尖端外此不锈钢针表面用聚四氟乙烯六氟丙烯涂敷以进行绝缘,最后在电极尾端焊接一根约 15 厘米长的多股塑胶细软导线即制成针电极。将电极用酒精浸泡或高压蒸气消毒备用。

用 70%酒精消毒外耳道皮肤及鼓膜,然后将针电极在鼓膜的后下象限近边缘侧刺入鼓室并抵达鼓岬。把特制电极支架上的橡皮筋轻绷在电极尾端的分叉处以固定电极。参考电极置于乳突表面皮肤,接地电极放在前额正中,均用直径约 1 厘米的银-氯化银片状或盘状电极。局部皮肤用丙酮脱脂后再涂以导电膏,用橡皮膏固定电极。

2. 鼓室外引导法:

I 鼓膜电极:常用银球电极,制作比较方便。取直径约 0.5 毫米的骨科银丝,剪成约 1.5 厘米长的段,一端用酒精灯火焰烧成小圆球形,球的直径约 1 毫米;另一端焊接一条多股细软塑胶线。把电极球端放入 NaCl 溶液中通直流电进行乏极化处理,然后将电极体部绝缘。放置电极前,先用乙醚酒精混合液清洁外耳道骨部与鼓膜表面,再把电极球端用麦粒大小的一块脱脂棉缠绕 饱蘸生理盐水,涂敷导电膏,用膝状镊将电极轻送入外耳道深部并使球端贴至近后下缘处的鼓膜表面。用橡皮膏将电极引线固定在耳廓。

II 外耳道表面电极:多放在外耳道中段,电极位置愈深电位愈大,可采用上述银球电极也可用银丝圈式电极,银片电极或弹簧夹状电极等。

III 外耳道皮下电极:为有创性鼓室外引导法,故不大常用。用 1%普鲁卡因或利多卡因溶液浸润麻醉外耳道局部皮肤,再用针形电极刺入,使尖端达骨性外耳道外缘附近。参考电极及接地电极的位置与安装同鼓室内记录。

二、CM、SP 与 AP 的特点及其产生原理:

Davis 认为 CM 源于耳蜗底回的外毛细胞, SP 源于耳蜗底回的螺旋器,并提出了耳蜗电位的机械-电换能理论。他把毛细胞顶端的某些结构视为可变电阻,当声波传入内耳引起底膜振动时,使毛细胞的静纤毛受到剪力,由于毛及附近的基础小体机械变形而导致毛细胞顶面局部电阻的变化,随底膜振动此局部电阻变化不断调制着耳蜗内直流电位(中阶正 80 毫伏)及毛细胞内负 60 毫伏的膜电位,因此出现了随声波振动而变化的交流 CM 以及基线的直流位移 SP。这些电位在本质上属于感受器的发生器电位(generator potential),具备如下特点:潜伏期极短(或谓无潜伏期);振幅随刺激加强而变大,可以总和,不呈全或无性质;CM 与声波波形一致。人类听细胞的纤毛在胚胎时有两种,即动纤毛与静纤毛,出生后动纤毛很快退化,留下的残根称为基础小体,后者可能是换能作用的关键部位。静纤毛倾倒方向和毛细胞膜电位水平有关,一般认为,向外侧倾倒时引起去极化作用,向内侧倾倒时可导致超极化作用(使中阶电位更正)。