



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054587 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201210556532. 4

CN 201683902 U, 2010. 12. 29, 全文.

(22) 申请日 2012. 12. 20

US 2007/0106169 A1, 2007. 05. 10, 全文.

(73) 专利权人 清华大学

审查员 谢楠

地址 100084 北京市海淀区清华园北京市
100084-82 信箱

(72) 发明人 高小榕 应俊 郑璞洁 高上凯

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 王莹

(51) Int. Cl.

A61B 5/12(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5230344 A, 1993. 07. 27, 全文.

CN 102232833 A, 2011. 11. 09, 全文.

CN 1665445 A, 2005. 09. 07, 全文.

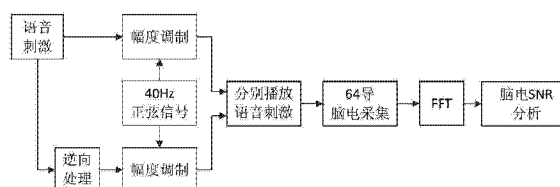
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

基于听觉稳态响应的言语测听方法

(57) 摘要

本发明涉及神经工程以及言语测听技术领域,具体涉及一种基于听觉稳态响应的言语测听方法。该言语测听方法包括步骤:S1. 生成调制频率在脑电 γ 频段且具备可听性的第一语音刺激以及不具备可听性的第二语音刺激;S2. 分别通过所述第一语音刺激以及第二语音刺激刺激受试者;记录刺激过程中受试者的脑电信号;S3. 根据所述脑电信号,分析听觉稳态响应强弱,判断受试者是否具备正常的言语识别能力。本发明成功摆脱了测听过程中主观因素的影响,因而可以得到客观准确的测听结果,同时具备快速、无创的优点,能够为受试者的言语识别能力判断以及耳聋的鉴别诊断和耳聋患者的康复提供有力的帮助。



1. 一种基于听觉稳态响应的言语测听方法,其特征在于,包括步骤:
 - S1. 生成调制频率在脑电 γ 频段且具备可听性的第一语音刺激以及不具备可听性的第二语音刺激;
 - S2. 分别通过所述第一语音刺激以及第二语音刺激刺激受试者;记录刺激过程中受试者的脑电信号;
 - S3. 根据所述脑电信号,分析听觉稳态响应强弱,所述步骤 S3 具体包括:
分别计算在第一语音刺激以及第二语音刺激下得到的脑电信号信噪比;根据两个信噪比的比值大小分析听觉稳态响应强弱。
2. 根据权利要求 1 所述的测听方法,其特征在于,所述步骤 S1 包括:
从受试者可以理解的语言样本中选取一个语音片段;
所述语音片段经脑电 γ 频段波形调制后生成第一语音刺激;
对所述语音片段做逆序处理,经所述第一语音刺激的调制波形调制后生成第二语音刺激。
3. 根据权利要求 2 所述的测听方法,其特征在于,所述第一语音刺激以及第二语音刺激频率能量分布相同。
4. 根据权利要求 1 所述的测听方法,其特征在于,所述脑电 γ 频段为 30Hz-100Hz。
5. 根据权利要求 1-4 任意一项所述的测听方法,其特征在于,所述步骤 S2 中通过刺激器分别播放所述第一语音刺激以及第二语音刺激;通过脑电仪记录刺激过程中受试者的脑电信号。
6. 根据权利要求 5 所述的测听方法,其特征在于,所述刺激器播放语音刺激的声音强度为 60dB SPL-70dB SPL。
7. 根据权利要求 5 所述的测听方法,其特征在于,所述脑电仪所有导联阻抗值均小于 10k Ω ,数据采样频率为 1kHz,带通滤波为 0.05Hz-200Hz。

基于听觉稳态响应的言语测听方法

技术领域

[0001] 本发明涉及神经工程以及言语测听技术领域,具体涉及一种基于听觉稳态响应的言语测听方法。

背景技术

[0002] 言语测听是指:用言语的标准样本作为测试信号,经符合标准的言语听力计来测试言语听闻和言语识别能力的一种测试方法。言语测听一般使用言语信号作刺激,例如各种音乐、声母、韵母、音调、句子以及连续的语言等;受试者听到言语信号后做出反应,根据受试者的反应情况以言语级,听力级或声压级表示其言语听闻能力,言语识别能力则以百分比来表示,进而判断受试者听力及语言情况。在临床上,言语测听对耳聋的鉴别诊断以及耳聋患者的康复方面有很大的实用价值。

[0003] 传统的言语测听通常是基于受试者的主观反馈来形成测试结果;然而,对于一部分无法良好表达自己主观认知的人群,如幼儿、神经系统疾病患者等,传统的基于主观反馈的言语测听则无法正常进行;另一方面,基于主观反馈的测听过程,需要受试者的积极配合,如果受试者给出不正确的反馈结果,也会造成测量结果的不准确。

[0004] 听觉稳态响应(auditory steady-state response, ASSR)是由周期性声音信号所诱发的,与刺激频率具有锁相性的脑电反应。因其具有快速、无创、频率特异性好、与行为听阈相关性好、测试方法客观、结果判断客观等优点,在临床上具有广泛的应用前景。

[0005] 大脑的认知过程会显著增加 γ 频段的脑电信号能量;现有研究发现, γ 频率波形诱发的脑电与自发脑电有着相近的性质,近年来的对 γ 频段的研究发现,在有意义的声音刺激下, γ 频段 ASSR 响应在左右脑区的分布出现明显差异性,当受试者听到有意义的语音或者带噪声的有意义的语音时,相较于听到无意义的语音,左半颞顶区的 ASSR 响应的能量减少。有意义与无意义语音刺激的差别是前者能够激发受试者的认知过程,而大脑功能存在偏侧性是造成左右脑区 ASSR 响应差异性的原因之一。

[0006] 基于上述原理,当受试者对一段特定频率调制的语音产生了正确的认知时,受试者的脑电分布会出现左右脑区的明显差异。因此,可以通过分析这种差异性,客观的判断受试者对于言语的认知。

发明内容

[0007] (一)要解决的技术问题

[0008] 本发明的目的在于提供一种基于听觉稳态响应的言语测听方法,用于摆脱测听过程中主观因素的影响,得到客观准确的测听结果,为耳聋的鉴别诊断以及耳聋患者的康复提供帮助。

[0009] (二)技术方案

[0010] 本发明技术方案如下:

[0011] 一种基于听觉稳态响应的言语测听方法,包括步骤:

[0012] S1. 生成调制频率在脑电 γ 频段且具备可听性的第一语音刺激以及不具备可听性的第二语音刺激；

[0013] S2. 分别通过所述第一语音刺激以及第二语音刺激刺激受试者；记录刺激过程中受试者的脑电信号；

[0014] S3. 根据所述脑电信号，分析听觉稳态响应强弱，判断受试者是否具备正常的言语识别能力。

[0015] 优选的，所述步骤 S1 包括：

[0016] 从受试者可以理解的语言样本中选取一个语音片段；

[0017] 所述语音片段经脑电 γ 频段波形调制后生成第一语音刺激；

[0018] 对所述语音片段做逆序处理，经所述第一语音刺激的调制波形调制后生成第二语音刺激。

[0019] 优选的，所述第一语音刺激以及第二语音刺激频率能量分布相同。

[0020] 优选的，所述脑电 γ 频段为 30Hz-100Hz。

[0021] 优选的，所述步骤 S2 中通过刺激器分别播放所述第一语音刺激以及第二语音刺激；通过脑电仪记录刺激过程中受试者的脑电信号。

[0022] 优选的，所述刺激器播放语音刺激的声压为 60dB-70dB。

[0023] 优选的，所述脑电仪所有导联阻抗值均小于 10k Ω ，数据采集频率为 1kHz，带通滤波为 0.05Hz-200Hz。

[0024] 优选的，所述步骤 S3 包括：

[0025] 分别计算在所述第一语音刺激以及第二语音刺激下得到的脑电信号信噪比；根据两个信噪比的比值大小分析听觉稳态响应强弱，判断受试者是否具备正常的言语识别能力。

[0026] (三) 有益效果

[0027] 本发明的一种基于听觉稳态响应的言语测听方法通过分别利用具备可听性以及不具备可听性的语音刺激刺激受试者，根据受试者的反应脑电信号，分析听觉稳态响应的强弱，进而判断受试者是否具备正常的言语识别能力；本发明成功摆脱了测听过程中主观因素的影响，因而可以得到客观准确的测听结果，同时具备快速、无创的优点，能够为受试者的言语识别能力判断以及耳聋的鉴别诊断和耳聋患者的康复提供有力的帮助。

附图说明

[0028] 图 1 是本发明的一种基于听觉稳态响应的言语测听方法的流程示意图；

[0029] 图 2 是图 1 中方法的正向语音刺激的波形图；

[0030] 图 3 是图 1 中方法的逆向语音刺激的波形图；

[0031] 图 4 是图 2 中语音刺激经 40Hz 正弦调制后的波形图；

[0032] 图 5 是图 3 中语音刺激经 40Hz 正弦调制后的波形图。

具体实施方式

[0033] 下面结合附图和实施例，对发明的具体实施方式做进一步描述。以下实施例仅用于说明本发明，但不用来限制本发明的范围。

[0034] 流程图如图 1 中所示的一种基于听觉稳态响应的言语测听方法,主要包括以下步骤:

[0035] S1. 由于 γ 频率波形诱发的脑电与自发脑电有着相近的性质,因此生成调制频率在脑电 γ 频段(30Hz-100Hz)任一选定频率的两个语音刺激,分别为具备可听性的第一语音刺激以及不具备可听性的第二语音刺激;第一语音刺激优选取自受试者可以理解的语言样本;第二语音刺激可以由第一语音刺激逆序处理后获得,这样获得的第一语音刺激以及第二语音刺激频率能量分布相同。本实施例中,正向语音刺激由 10 个常用的汉语双音节词语组成,汉语女声匀速朗读,确保受试者能够清晰听到并理解;将正向语音刺激在时间点上前后颠倒,形成逆向语音刺激;正向语音刺激以及逆向语音刺激的波形图分别如图 2 以及图 3 中所示;利用 40Hz 正弦作为调制波形分别对正向语音刺激以及逆向语音刺激进行调制,调制深度为 100%,声音信号的包络成分(0.5~20Hz)不改变,因此不影响人脑对语音的识别;经正弦调制之后分别形成波形图如图 4 以及图 5 中所示的第一语音刺激以及第二语音刺激。

[0036] S2. 分别通过第一语音刺激以及第二语音刺激刺激受试者;记录刺激过程中受试者的脑电信号;该步骤中可以通过刺激器分别播放第一语音刺激以及第二语音刺激或者其他方式将语音刺激加到受试者身上;可以通过脑电仪或者其他设备记录刺激过程中受试者的脑电信号。本实施例中具体为:将第一语音刺激以及第二语音刺激载入到刺激器上,选用的刺激器为基于数字信号处理器(DSP, Digital Signal Processing)的电路板;将语音刺激数据存储到电路板的闪存之后,通过控制主芯片进行刺激流程;具体刺激流程为:首先播放第一语音刺激,然后休息 5s,再播放第二语音刺激;受试者的耳机优选使用气导插入式耳机,用以防止电磁干扰;正常人的舒适阈一般在 60-70dB SPL,为确保受试者能够正常感知到语音,选择播放声音强度为 65dB SPL;在刺激过程中,使用脑电仪从设置在受试者头皮的导联提取脑电图信号,参考电极设置在受试者鼻尖,接地电极设置在受试者前额;为分析整个大脑皮层的脑电信号,可以记录 64 导脑电数据;所有导联阻抗值均小于 10k Ω ,数据采样率设置为 1kHz,带通滤波设置为 0.05Hz-200Hz;采集到的脑电信号经放大和模数转换后发送至计算机进行分析。

[0037] S3. 根据脑电信号,分析听觉稳态响应强弱,判断受试者是否具备正常的言语识别能力;该步骤主要包括:分别计算在第一语音刺激以及第二语音刺激下得到的脑电信号信噪比;根据两个信噪比的比值大小分析听觉稳态响应强弱,判断受试者是否具备正常的言语识别能力。本实施例中具体为:通过 FFT (Fast Fourier Transformation, 快速傅里叶变换) 算法对所述脑电信号进行预处理;分别计算在第一语音刺激以及第二语音刺激下得到的脑电信号的信噪比 SNR;信噪比 SNR 的定义是将响应频率周边频带上的背景脑电当成噪声,响应频率处的功率谱与周边 1Hz 带宽内能量均值的比值,即:

$$[0038] \quad SNR = \frac{P_s}{P_n} = \frac{P_s}{\frac{1}{N} \sum_{\substack{j=s-N/2 \\ j \neq s}}^{s+N/2} P_j};$$

[0039] 其中, P_s 为响应频率处的功率谱, P_j 为周边频率点的功率谱;

[0040] 比较上述步骤得到的两个信噪比的比值 R_{SNR} 大小:

$$[0041] \quad R_{SNR} = \frac{SNR_{speech}}{SNR_{nomeaning}};$$

[0042] 其中, SNR_{speech} 为第一语音刺激下得到的信噪比, $SNR_{nomeaning}$ 为第二语音刺激下得到的信噪比, 分析两者的比值 R_{SNR} : 若 R_{SNR} 大于 1, 表示在有意义的语音刺激下较无意义的声音刺激下得到了更强的听觉稳态响应, 则认为受试者对于有意义的语音刺激具有正确的认知; 若 R_{SNR} 等于 1, 表示在有意义的语音刺激下与无意义的声音刺激下得到的稳态响应没有明显差异, 则认为受试者对于有意义的语音刺激不具有正确的认知; 若 R_{SNR} 小于 1, 表示在无意义的语音刺激下较有意义的声音刺激下得到了更强的听觉稳态响应, 则初步判断受试者神经系统出现异常。

[0043] 本发明通过给用户提供特定频率调制的有意义的语音刺激以及无意义的语音刺激, 分析在这两种语音刺激下, 用户听觉稳态诱发电位在大脑皮层的分布特征, 从而判断用户对这两种语音刺激的认知情况; 本发明成功摆脱了测听过程中主观因素的影响, 因而可以得到客观准确的测听结果, 同时具备快速、无创的优点, 能够为受试者的言语识别能力判断以及耳聋的鉴别诊断和耳聋患者的康复提供有力的帮助。

[0044] 以上实施方式仅用于说明本发明, 而并非对本发明的限制, 有关技术领域的普通技术人员, 在不脱离本发明的精神和范围的情况下, 还可以做出各种变化和变型, 因此所有等同的技术方案也属于本发明的保护范畴。

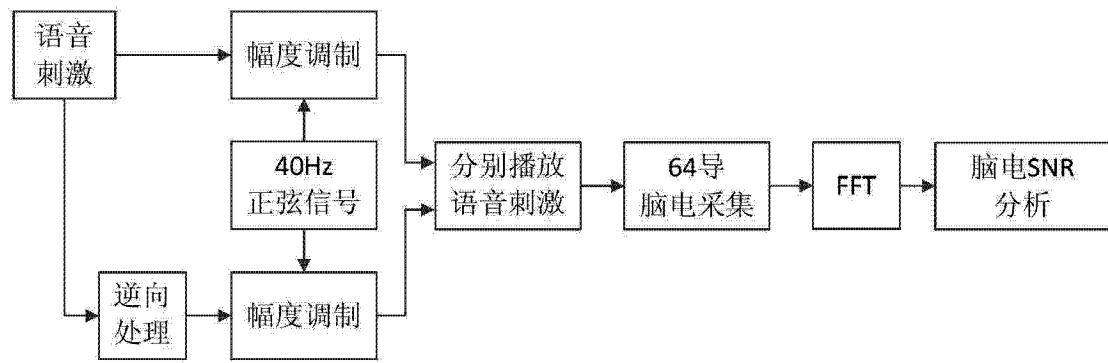


图 1

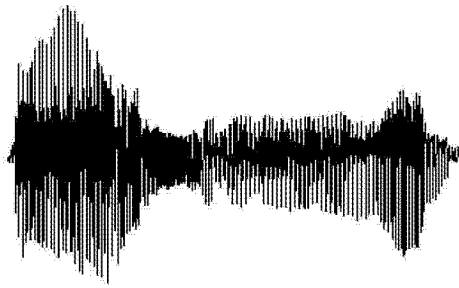


图 2

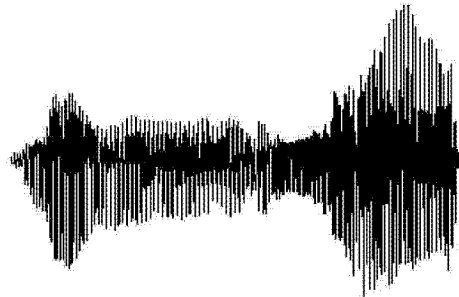


图 3

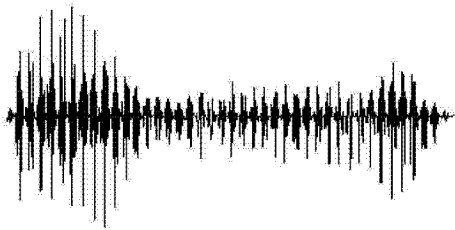


图 4

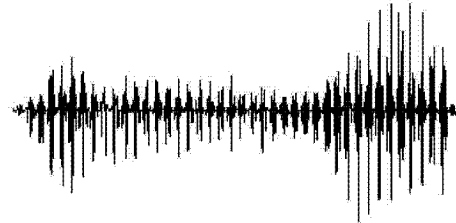


图 5

专利名称(译)	基于听觉稳态响应的言语测听方法		
公开(公告)号	CN103054587B	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201210556532.4	申请日	2012-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	高小榕 应俊 郑璞洁 高上凯		
发明人	高小榕 应俊 郑璞洁 高上凯		
IPC分类号	A61B5/12 A61B5/00		
代理人(译)	王莹		
审查员(译)	谢楠		
其他公开文献	CN103054587A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及神经工程以及言语测听技术领域，具体涉及一种基于听觉稳态响应的言语测听方法。该言语测听方法包括步骤：S1.生成调制频率在脑电 γ 频段且具备可听性的第一语音刺激以及不具备可听性的第二语音刺激；S2.分别通过所述第一语音刺激以及第二语音刺激刺激受试者；记录刺激过程中受试者的脑电信号；S3.根据所述脑电信号，分析听觉稳态响应强弱，判断受试者是否具备正常的言语识别能力。本发明成功摆脱了测听过程中主观因素的影响，因而可以得到客观准确的测听结果，同时具备快速、无创的优点，能够为受试者的言语识别能力判断以及耳聋的鉴别诊断和耳聋患者的康复提供有力的帮助。

