



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109602425 B

(45)授权公告日 2019.08.20

(21)申请号 201811466636.X

审查员 熊狮

(22)申请日 2018.12.03

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109602425 A

(43)申请公布日 2019.04.12

(73)专利权人 无锡矽太益耳听力科技有限公司

地址 214028 江苏省无锡市新吴区新泰路8号C区301

(72)发明人 昌鸿军 陈小宁 张锡军

(74)专利代理机构 北京华际知识产权代理有限公司 11676

代理人 李浩

(51)Int.Cl.

A61B 5/12(2006.01)

A61F 11/00(2006.01)

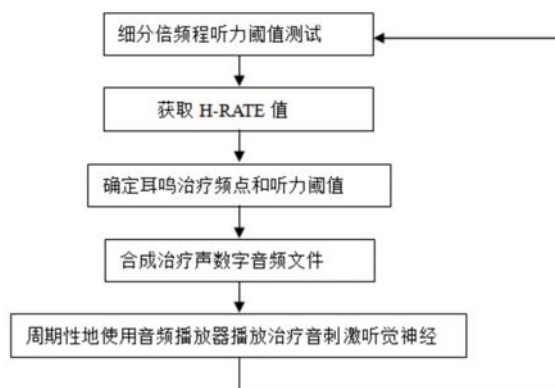
权利要求书1页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

一种耳鸣检测装置及治疗系统

(57)摘要

本发明涉及耳鸣检测装置和治疗系统,实现了耳鸣检测的自动化,通过采集细分倍频程下的听力阈值,以及计算听力阈值变化速率值的方式筛选耳鸣高概率发生区域,形成较精准的掩蔽治疗音,对用户更加具有针对性,提高了耳鸣检测的准确性,以及操作的便利性;同时通过治疗系统,在完成耳鸣检测与治疗的同时,实现对用户耳鸣数据的跟踪、分析和处理。



1. 一种耳鸣检测装置,其特征在於:包括用于存储计算机程序指令的存储器以及处理器,当所述计算机程序指令被处理器执行时,使得所述装置执行以下步骤:

第一步:对左右耳进行细分倍频程纯音听阈检测,获得精细的左右耳听力阈值曲线;

第二步:耳鸣可以单侧耳发生,也可双耳发生,根据实际情况可分别对每侧患耳听力阈值曲线进行扫描,依次列出每侧患耳听力阈值曲线所有的波峰值即听阈波峰P-HL (M)、听力阈值曲线的波谷值即听阈波谷T-HL (N) 和它们相对应的频率位点;

第三步:计算得到每侧患耳所有听阈波峰的听阈变化速率值H-RATE,其中包含听阈平均变化速率值H-RATE0、听阈上升速率值H-RATE1和听阈下降速率值H-RATE2,分别将所述H-RATE0值、H-RATE1值、H-RATE2值由大到小排序,选出各自最大值所对应的听阈波峰,耳鸣的高概率发生区域即位于所述选出的听阈波峰的频点处;具体按以下条件的顺序选择单频点或多频点,或按其中之一独立选择:所述条件包括:1) P-HL (M) 最大值对应的听阈波峰频点;

2) H-RATE0最大值波峰对应的听阈波峰频点;

3) H-RATE1或H-RATE2最大值波峰对应的听阈波峰频点;

第四步:每侧患耳分别以选取位点的频率为中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,形成对应单侧患耳或双侧患耳的掩蔽治疗音;其中,形成治疗音时,使用单点或多点频率合成音频。

2. 如权利要求1所述的检测装置,其特征在於,H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2的计算方法为:选取听阈波峰P-HL (M) 和其相邻的前波谷T-HL (N) 和后波谷T-HL (P),则按如下公式计算该听阈波峰的H-RATE值:

$$H-RATE0 = \{ [HL (M) - HL (N)] + [HL (M) - HL (P)] \} / (P-N)$$

$$H-RATE1 = [HL (M) - HL (N)] / (M-N)$$

$$H-RATE2 = [HL (M) - HL (P)] / (P-M)$$

其中HL (M)、HL (M)、HL (P) 指频点序号M、N、P点处的纯音听力阈值。

3. 如权利要求1所述的检测装置,其特征在於,从每侧耳耳鸣高概率发生频点中选择多点或选择单点作为中心频率形成对应左和/或右耳的掩蔽治疗音;用户聆听掩蔽治疗音治疗耳鸣一段时间后,耳鸣音调和响度发生变化,通过重复上述步骤,生成新的掩蔽治疗音,实现动态精准治疗。

4. 一种耳鸣治疗系统,其特征在於,所述系统包括:如权利要求1-3任一项所述的耳鸣检测装置、计算机和/或服务器;

当所述耳鸣检测装置获取患耳所有的听阈波峰值、波谷值和它们相对的频率位点时,将其上传至计算机或服务器;

计算机或服务器按照与耳鸣检测装置约定的方式选择对应着耳鸣的高概率发生区域的若干频率位点;

所述耳鸣检测装置在每侧患耳各选取若干位点的频率为治疗中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,形成掩蔽治疗音;并上传至计算机或服务器;

计算机或服务器验证通过通知给耳鸣检测装置,以使得用户接受周期性聆听掩蔽治疗音达到本地治疗的目的;

计算机或服务器周期性的接收所述耳鸣检测装置上传的用户的检测治疗过程信息,在对治疗效果进行客观评估的同时,进一步优化治疗靶区频点的选择。

一种耳鸣检测装置及治疗系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种听力学技术领域,尤其是涉及一种耳鸣检测装置及治疗系统。

背景技术

[0002] 据统计数据显示,耳鸣发病率可高达人群的15-20%;据我国统计数据显示,耳鸣发病率约为10%,耳鸣患者超过1.3亿,且至少有4千万人受耳鸣的严重困扰,生活质量下降,需要得到医生的帮助;有100万患者因耳鸣不能进行正常的生活、工作和学习,并伴有严重的心理障碍。在我国随着人口进入老龄化,心脑血管疾病发病率增高,以及工业、噪声污染的增加,耳鸣的发病率也有逐年上升的趋势。

[0003] 耳鸣在临床诊断上需要掌握耳鸣准确的临床特征,要求确定耳鸣频率的位置、复杂性级别和严重性大小,目前大部分耳鸣听力学测试通过标准听力计进行耳鸣音调和响度匹配来完成,由于标准听力计由听力师手工操作,缺乏频率精确度和适应耳鸣测试的灵活性,加上耳鸣引起的主观感觉大多数情况下有别于真实环境中存在(包括标准听力计给出的)的声音,患者在实际匹配测试中往往无法给出准确结果;这一直是困扰耳科医生和听力学家的难题。

[0004] 耳鸣的发病机制多种多样,最常见与听力变化相关联,突聋、急性迷路炎或者耳部或颅底外伤可以导致突发耳鸣,而噪声性聋、老年性聋等慢性耳部疾病所致耳鸣常常是逐渐发生的。临床上耳鸣频点并不一定与听力损失最大的频点相重合,这是由于耳鸣产生来源于听觉神经重塑。相关区域的听觉神经元受损,听觉皮层的抑制程序下调,听觉中枢系统包括初级听觉中枢(耳蜗背核)兴奋性提高,同时声音剥夺后相应频率听觉初级神经元采用了相邻未受损伤神经元的调音特征,从而被大脑皮层听觉中枢感知到异常声响,即听觉神经重塑导致耳鸣。因此,通过自动化的精细检查分析听力损失情况,排查引起神经重塑的神经元的调音特征,可以帮助实现耳鸣频率的精确定位以及耳鸣复杂性级别和严重性大小的较客观的评估。

发明内容

[0005] 本发明针对现有技术中存在的问题,提出一种耳鸣检测装置及治疗系统,从而通过进行细分倍频程纯音听阈测试,得到细分倍频程听阈曲线,根据分析比较相邻听阈波峰(听力差的频点)与波谷(听力好的频点)落差变化速率值H-RATE(包括:听阈平均变化速率H-RATE0、听阈上升速率H-RATE1和听阈下降速率H-RATE2),找出若干易于发生神经重塑的频点,也即耳鸣高概率发生的频点位置,结合这些频点处的听力阈值,为实现精准声治疗提供依据;同时采用与上位计算机或服务器的通讯实现实时的监控,由此在实现单个装置本地化治疗的基础上更提高了检测的准确性以及便利性。

[0006] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

[0007] 一种耳鸣检测装置,包括用于存储计算机程序指令的存储器以及处理器,当所述计算机程序指令被处理器执行时,使得所述装置执行以下步骤:

[0008] 第一步:对左右耳进行细分倍频程纯音听阈检测,获得精细的左右耳听力阈值曲线;

[0009] 第二步:耳鸣可以单侧耳发生,也可双耳发生,根据实际情况可分别对每侧患耳听力阈值曲线进行扫描,依次列出每侧患耳听力阈值曲线所有的波峰值(简称听阈波峰)P-HL(M)、听力阈值曲线的波谷值(简称听阈波谷)T-HL(N)和它们相对应的频率位点;

[0010] 第三步:计算得到每侧患耳所有听阈波峰的听阈变化速率值H-RATE,其中包含听阈平均变化速率值H-RATE0、听阈上升速率值H-RATE1和听阈下降速率值H-RATE2,分别按H-RATE0值、H-RATE1值、H-RATE2值由大到小排序,选出各自最大值所对应的听阈波峰,耳鸣的高概率发生区域即位于这些听阈波峰的频点处;具体按以下条件的顺序优先选择单频点或多频点,或按其中之一独立选择;所述条件包括:

[0011] 1) P-HL(M)最大值对应的听阈波峰频点

[0012] 2) H-RATE0最大值波峰对应的听阈波峰频点

[0013] 3) H-RATE1或H-RATE2最大值波峰对应的听阈波峰频点

[0014] 按以上条件选取的听阈波峰频点有可能重合。

[0015] 第四步:每侧患耳分别以选取位点的频率为中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,形成对应单侧患耳或双侧患耳的掩蔽治疗音。形成治疗音时,可以单点或多点频率合成音频。

[0016] 其中,对每侧耳听力阈值曲线扫描,依次列出所有的听阈波峰值P-HL(M)和波谷值T-HL(N)和它们相对的频率位点M、N,计算得到每个听阈波峰的听阈平均变化速率值H-RATE0,听阈上升速率值H-RATE1和听阈下降速率值H-RATE2。

[0017] H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2的计算方法:选取听阈波峰P-HL(M)和其相邻的前波谷T-HL(N)和后波谷T-HL(P),则可按如下公式计算该听阈波峰的H-RATE值:

[0018] $H-RATE0 = \{[HL(M) - HL(N)] + [HL(M) - HL(P)]\} / (P - N)$

[0019] $H-RATE1 = [HL(M) - HL(N)] / (M - N)$

[0020] $H-RATE2 = [HL(M) - HL(P)] / (P - M)$

[0021] 其中HL(M)、HL(N)、HL(P)指频点序号M、N、P点处的纯音听力阈值。

[0022] 本发明还涉及一种耳鸣治疗系统,所述系统包括:如上所述的耳鸣检测装置、计算机和/或服务器;

[0023] 当所述耳鸣检测装置获取左右耳所有的听阈波峰值、波谷值和它们相对的频率位点时,将其上传至计算机或服务器;

[0024] 计算机或服务器按照与耳鸣检测装置约定的方式选择对应着耳鸣的高概率发生区域的若干个频率位点;

[0025] 所述耳鸣检测装置在每侧患耳各选取若干个位点的频率点为治疗中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,形成掩蔽治疗音;并上传至计算机或服务器;

[0026] 计算机或服务器验证通过通知给耳鸣检测装置,以使得用户接受周期性聆听掩蔽治疗音达到本地治疗的目的;

[0027] 计算机或服务器周期性的接收所述耳鸣检测装置上传的用户的检测治疗过程信息,在对治疗效果进行客观评估的同时,进一步优化治疗靶区频点的选择,以期达到更好的治疗效果。

[0028] 其中,上传听阈波峰值、波谷值和它们相对的频率位点时,采用第一特定序列集中的不同序列分别对上述参数进行编码。所述第一特定序列集包括用户的身份信息、装置标识信息、用户监护人的身份信息和/或监护人终端的标识信息。上传掩蔽治疗音时,采用第二特定序列集中的序列对其进行编码。其中,所述第二特定序列集包括:不同频率位点的组合和/或第一特定序列集中的部分信息。其中,用户的移动终端可以通过短距离或远距离通信与耳鸣检测装置进行交互,以获取掩蔽治疗音进行聆听。

[0029] 本发明的有益效果是,本发明的提供的耳鸣检测装置和治疗系统,实现了检测的自动化,通过采集细分倍频程下的听力阈值,以及计算听阈变化速率值的方式,来得到较精准的掩蔽治疗音,对用户更加具有针对性,提高了检查的准确性,以及用户操作的便利性;同时通过治疗系统,实现了对用户的远程监控,能够实现对用户数据的跟踪、分析和处理,提高了治疗效果。

附图说明

[0030] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。

[0031] 图1为本发明优选实施例的耳鸣检测流程图。

[0032] 图2为本发明优选实施例的耳鸣检测装置结构框图。

[0033] 图3为本发明优选实施例的系统结构图。

[0034] 图4为本发明单侧耳细分听力阈值曲线图。

具体实施方式

[0035] 现在结合附图对本发明作进一步详细的说明。这些附图均为简化的示意图,仅以示意方式说明本发明的基本结构,因此其仅显示与本发明有关的构成。

[0036] 本发明涉及一种耳鸣检测装置,其包括用于存储计算机程序指令的存储器以及处理器,当所述计算机程序指令被处理器执行时,使得所述装置执行以下步骤:如图1所示。

[0037] 第一步:对左右耳进行细分倍频程纯音听阈检测,获得精细的左右耳听力阈值曲线;

[0038] 第二步:耳鸣可以单侧耳发生,也可双耳发生,根据实际情况可分别对每侧患耳听力阈值曲线进行扫描,依次列出每侧患耳听力阈值曲线所有的波峰值(简称听阈波峰)P-HL(M)、听力阈值曲线的波谷值(简称听阈波谷)T-HL(N)和它们相对应的频率位点;

[0039] 第三步:计算得到每侧患耳所有听阈波峰的听阈变化速率值H-RATE,其中包含听阈平均变化速率值H-RATE0、听阈上升速率值H-RATE1和听阈下降速率值H-RATE2,分别按H-RATE0值、H-RATE1值、H-RATE2值由大到小排序,选出各自最大值所对应的听阈波峰,耳鸣的高概率发生区域即位于这些听阈波峰的频点处;具体按以下条件的顺序优先选择单频点或多频点,或按其中之一独立选择;所述条件包括:1)P-HL(M)最大值对应的听阈波峰频点

[0040] 2)H-RATE0最大值波峰对应的听阈波峰频点

[0041] 3)H-RATE1或H-RATE2最大值波峰对应的听阈波峰频点

[0042] 按以上条件选取的听阈波峰频点有可能重合。

[0043] 第四步:每侧患耳分别以选取位点的频率为中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,形成对应单侧患耳或双侧患耳的掩蔽治疗音。形成治疗音时,可以

单点或多点频率合成音频。

[0044] 第五步:用音频播放器材播放掩蔽治疗音,每天通过耳机聆听掩蔽治疗音接受精准掩蔽声治疗,患者每次治疗将掩蔽音量设置到刚好听不到为止,即将音量放到阈值之下5分贝之内做阈值跟随治疗。其中,每次持续时间示例性的为1个小时,并示例性的以半个月为一个疗程。具体的可以根据用户的实际情况进行设置。一个疗程结束,重复以上步骤,通过治疗前后H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2的值比较,对治疗效果给出较客观的评价,在增强患者耳鸣治疗的信心的同时,针对治疗后的听阈变化重新合成新的掩蔽治疗音,从而随着患者耳鸣病情的变化而调整声治疗方案,实现动态治疗可以取得更好的疗效。

[0045] 优选的,频率位点的选取可以为单点,也可以选择多点。

[0046] 优选的,对每侧患耳听力阈值曲线扫描,依次列出所有的听阈波峰值P-HL (M) 和波谷值T-HL (N) 和它们相对的频率位点M、N,计算得到每个听阈波峰的听阈平均变化速率值H-RATE0,听阈上升速率值H-RATE1和听阈下降速率值H-RATE2。

[0047] H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2的计算方法:选取听阈波峰P-HL (M) 和其相邻的前波谷T-HL (N) 和后波谷T-HL (P),则可按如下公式计算该听阈波峰的H-RATE值:

[0048] $H-RATE0 = \{ [HL (M) - HL (N)] + [HL (M) - HL (P)] \} / (P - N)$

[0049] $H-RATE1 = [HL (M) - HL (N)] / (M - N)$

[0050] $H-RATE2 = [HL (M) - HL (P)] / (P - M)$

[0051] 其中HL (M) 、HL (M) 、HL (P) 指频点序号M、N、P点处的纯音听力阈值。

[0052] 采用本装置对左右耳进行细分倍频程纯音听阈测试,获取听阈变化速率值H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2,结合听阈波峰值确定耳鸣治疗频点和听力阈值;确定耳鸣治疗频点和听力阈值,合成治疗声数字音频文件,以得到较精准的掩蔽治疗音,周期性地使用音频播放模块播放治疗音刺激听觉神经。使得上述治疗音更加具有针对性,弥补了现有技术中对耳鸣匹配的精准性差的问题,大大提升了治疗效果。

[0053] 优选的,所述装置还可以包括分别用于执行上述步骤的功能模块,或是依据实际的需要,进行功能的组合集成,作为一种示例,如图2所示,整个治疗的装置还可以包括H-RATE值(H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2)测试单元、治疗音合成单元、和治疗音播控单元。

[0054] 所述装置通过内置H-RATE检测单元,获得患者双耳耳鸣高概率发生位点,针对这些位点自动生成多声轨治疗声信号,各声轨治疗信号响度通过与患者听力阈值进行匹配而音量标准化,并合成针对患耳的双声道数字治疗音频文件,患者通过机内跟随播控治疗模块和声音播放模块,使用耳机收听治疗音而达到治疗效果。优选的,所述装置内设置的具有人工智能的交互模块,通过显示屏的文字、耳机语音提示等与患者互动,避免治疗用耳机左右耳混淆和治疗音设置有误等问题,指导患者正确操作仪器,将复杂的检测与治疗过程智能化,患者可以自主实现耳鸣检测与治疗。

[0055] 作为所述检查装置的一种示例性结构,所述检查装置内部还可以通过多个模块组合而成,如图3所示,首先包括有并联设置的H-RATE检测单元B、声信号与听力阈值匹配处理单元C、跟随播控治疗单元D,H-RATE检测单元B连接声音播放模块G,H-RATE检测单元B、声信号与听力阈值匹配处理单元C和跟随播控治疗单元D还同时连接交互模块F,整个H-RATE检测单元B、声信号与听力阈值匹配处理单元C、跟随播控治疗单元D、声音播放模块G和交互模块F与数据存储、处理云服务器A连接。

[0056] 本发明还涉及一种耳鸣治疗系统,所述系统包括:具有如上所述的任一种结构的耳鸣检测装置和计算机、服务器;

[0057] 当所述耳鸣检测装置获取左右耳所有的听阈波峰值、波谷值和它们相对的频率位点时,将其上报至服务器;

[0058] 服务器按照与耳鸣检测装置约定的方式选择对应着耳鸣的高概率发生区域的频率位点;优选的,服务器对选择的频率位点与检查装置上传的频率位点进行比较,如果一致,则表明选择的频率位点准确,否则说明其中一方有错误,由服务器向相关终端如用户终端、监护人终端等发出报警。

[0059] 所述耳鸣检测装置在每侧耳各选取若干位点的频率点为治疗中心频率,以相应频率点听力阈值分贝数为音量标准化依据,合成双声道掩蔽治疗音;并上传至服务器;

[0060] 服务器根据按照与耳鸣检测装置相同的方式生成合成双声道掩蔽治疗音,并验证与所述耳鸣检测装置发送的合成双声道掩蔽治疗音是否一致,如果一致,则反馈验证通过通知给耳鸣检测装置,以使得用户通过耳机周期性聆听掩蔽治疗音;通过验证保证了合成的治疗音的准确性。如果不一致,由服务器向相关终端如用户终端、监护人终端等发出报警。由此在提高准确性的同时,减少用户使用错误的治疗音带来的危害。

[0061] 服务器周期性的接收耳机耳鸣检测装置上报的用户的检测和治疗过程信息。

[0062] 优选的,所述耳鸣检测装置上传听阈波峰值、波谷值和它们相对的频率位点时,采用第一特定序列集中的不同序列分别对上述参数进行编码,其中,在编码时,也可以选择至少两个序列执行编码操作,即将至少两个序列按照预定的计算方式,如异或、移位、组合等,获取新的序列,然后执行编码。

[0063] 其中,所述第一特定序列集包括用户的身份信息、装置标识信息、用户监护人的身份信息和/或监护人终端的标识信息。其中,上述信息除了用于编码之外,还可以用于用户身份的验证,即服务器接收到经编码的参数后,根据对应的解码方式进行解码,获取上述用于编码的信息,进行身份的再次确认,以提高信息的安全性。

[0064] 其中,所述耳鸣检测装置上报掩蔽治疗音时,采用第二特定序列集中的序列对其进行编码。

[0065] 其中,所述第二特定序列集包括:不同频率位点的组合和/或第一特定序列集中的部分信息。其中,参与编码的频率位点与所述中心频率对应的位点相同或不同,其中,在编码时,也可以选择至少两个序列执行编码操作,即将至少两个序列按照预定的计算方式,如异或、移位、组合等,获取新的序列,然后执行编码。第二特定序列集中序列的设置仅与用户相关,由此提高了准确性。

[0066] 其中,编码时采用的序列信息根据服务器的负载情况确定,如当服务器负载较高时,由检查装置在上传信息中添加序列的选取原则,当服务器处于轻负载时,由服务器和检查装置协商确定,服务器通过解码获取对应的数据,保证了数据传输的安全性,由此能够减轻服务器的负担,降低服务器的压力。优选的,采用第一和/或第二特定序列集中的序列进行编码时,所采用的编码方式可以相同或不同。

[0067] 通过上述第一和第二特定序列集的设置,使得数据传输具有很好的针对性,用户只需在使用前和服务器约定好相关编码策略,即可实现安全的交互,同时保证计算数据的准确性和可靠性。通过上述系统,能够将每次检查结果、治疗方案和患者治疗效果感受通过

网络传到耳鸣治疗云服务平台,设置在云上的专家系统对患者的数据进行跟踪、分析与处理,利用大数据优势给予患者更好治疗服务。同时服务器侧可以根据分析结果向监护人终端反馈相应的信息。

[0068] 优选的,利用装置中的交互模块,可以为用户提供治疗方案的参考和修正,根据用户上传的检测信息,服务器可以对用户的状态进行判断,并提供相应的指导建议;用户通过交互模块登录服务器获取治疗历史;服务器可以为用户提供治疗方案的指导、修正以及跟踪,保证了用户在治疗过程中,采用方案的准确性,同时通过交互模块,可以与其他用户进行交互,进行经验交流,还可以与相关的医护人员进行交互,获取针对性的指导建议。优选的,通过上述交互模块还可以与用户终端进行关联通信(如通过家庭网关建立无线连接,当距离较近时,还可以利用短距离通信协议进行直接通信),用户终端可以通过终端获取相关的治疗方案和治疗音;用户除了利用交互模块进行相应的控制之外,还可以通过移动终端进行相关的控制操作,通过移动终端还可进行操作聆听,即通过移动终端与所述装置的交互,获取治疗方案和治疗音进行聆听,有效的保护了用户隐私。同时利用上述系统,用户在出现耳鸣问题时,无需频繁的去医院,可以随时随地地进行相关的治疗工作,并可以与医护人员进行远程交互,及时有效的获取针对性的建议,提供了自动化水平,以及用户的便利性。

[0069] 本发明所述的H-RATE(包含H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2),其数值越大表示该听阈波峰听阈值变化越剧烈,相应频率位点处发生听神经重塑的概率大大高于H-RATE值小的位点,H-RATE值最大的位点不一定发生耳鸣,但耳鸣一定发生在H-RATE值大的几个位点区域;听力阈值变化剧烈的波峰越多,往往耳鸣音调也复杂,甚至是几个频率的音调叠加,这种情况下,用纯音听力计来做耳鸣匹配就无能为力了。从H-RATE值大的位点中选择耳鸣治疗点,降低了耳鸣匹配检查的难度,大大提高了耳鸣治疗的准确性。另外,对于患者尚未感觉到耳鸣发生的听阈波峰区域进行治疗也是有价值的,因为对于该区域的耳鸣可以起到预防作用;临床中也可选择单个频点合成掩蔽治疗音,也可选择多个频率合成掩蔽治疗音,以指向性明确的窄带掩蔽治疗音替代耳鸣掩蔽疗法中常用的宽频带噪声可以提高患者听觉神经系统对掩蔽疗法的敏感性,通过对治疗频率位点区域周期性地交替进行声刺激治疗,可以取得的较好效果,也避免了噪声引起听觉疲劳带来的不良影响。实践证明,在H-RATE值较大的几个听阈波峰位点改善后,其他听阈波峰也会同步得到改善。经过周期性的精准掩蔽治疗后,患者重复步骤1的细分倍频程纯音听阈测试得到新的患者听力阈值曲线,较好的结果是听阈波峰相对减少,听阈波峰H-RATE值减小,听力阈值曲线变得平缓,耳鸣得到缓解。因此,听阈波峰的多寡和其H-RATE值的大小,反映出患者耳鸣复杂性和严重性。结合患者治疗前后自我感受,医护人员可以直观地根据听阈波峰的多寡和H-RATE值的大小变化评估疗效。

[0070] 实际使用过程中,通过运行所述检查装置中存储的指令,使得处理器执行如下步骤:

[0071] 第一步:进行细分倍频程纯音听阈测试,获得患者与常规听力阈值相比精细得多的听力阈值曲线;

[0072] 在250赫兹-12000赫兹频谱范围内,对于250赫兹-500赫兹、500赫兹-1000赫兹、1000赫兹-2000赫兹、2000赫兹-4000赫兹、4000赫兹-8000赫兹、8000赫兹-12000赫兹

(12000赫兹-16000赫兹通常排除)6个倍频程进行细分,理论上分得越细得到的纯音听阈曲线越接近受测试者真实听力状况,但随着测试纯音频点增加,测试时间也会变得很长,实际操作中患者无法承受,因此,通常选择1/12、1/24倍频程来做精细化的纯音听阈测听,以下以1/12倍频程为例,也即在每个倍频程区间插入11个频点,通过测试每个频点的纯音听阈HL(M) (其中M为由低频到高频每个频点的序号),比如HL(13) = 22分贝就是指第13个频点500赫兹处的纯音听阈是22分贝,这样可以得到患者67个频点纯音听力阈值曲线。

[0073] 如表一《1/12倍频程频率点位表》和图4所示。如果选择对部分倍频程区间进行细分纯音听阈测试,也可以选择1/24倍频程以得到更精细的测听结果。

[0074] 表一、1/12倍频程频率点位表

[0075]

序号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
频率	250	271	292	312	333	354	375	396	416	437	458	479
序号	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
频率	500	542	584	624	666	708	750	792	832	874	916	958

[0076]

序号	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36
频率	1000	1084	1168	1248	1332	1416	1500	1584	1664	1748	1832	1916
序号	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48
频率	2000	2168	2336	2496	2664	2832	3000	3168	3328	3496	3664	3832
序号	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60
频率	4000	4336	4672	4992	5328	5664	6000	6336	6656	6992	7328	7664
序号	61	62	63	64	65	66	67					
频率	8000	8672	9344	9984	10656	11328	12000					

[0077] 第二步:分别对每侧耳听力阈值曲线扫描,依次列出所有的听阈波峰值P-HL (M) 和波谷值T-HL (N) 和它们相对的频率位点M、N,计算得到每个听阈波峰的听阈变化速率值H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2,此处以单侧耳耳鸣为例,如表二所示;

[0078] 表二、单侧耳听阈波峰值P-HL (M)、波谷值T-HL (N) 和H-RATE (0,1,2)

[0079]

名称		P-HL (1)	T-HL (3)	P-HL (5)	T-HL (6)	P-HL (10)	T-HL (12)	P-HL (15)
听阈		21	19	28	20	26	19	26
H-RATE	0	1		5.67		2.17		3.2
	1	-		4.5		1.5		2.33
	2	1		8		3.5		4.5
名称		T-HL (17)	P-HL (21)	T-HL (25)	P-HL (29)	T-HL (33)	P-HL (38)	T-HL (39)
听阈		17	34	15	26	17	28	23
H-RATE	0		4.5		2.5		2.67	
	1		4.25		2.75		2.2	
	2		4.75		2.25		5	
名称		P-HL (40)	T-HL (42)	P-HL (48)	T-HL (50)	P-HL (52)	T-HL (53)	P-HL (55)
听阈		24	19	65	35	75	56	80
H-RATE	0	2		9.5		19.67		8.67
	1	1		7.67		20		12
	2	2.5		15		19		2
名称		T-HL (56)	P-HL (57)	T-HL (59)	P-HL (60)	T-HL (62)	P-HL (64)	T-HL (67)
听阈		78	79	56	92	73	91	70
H-RATE	0		8		18.33		7.8	
	1		1		36		9	
	2		11.5		9.5		7	

[0080] 第三步:听阈变化速率H-RATE0、H-RATE1和H-RATE2的计算方法:选取听阈波峰P-HL (M) 和其相邻的前波谷T-HL (N) 和后波谷T-HL (P) ,则可按如下公式计算该听阈波峰的H-RATE值:

$$[0081] \quad H-RATE0 = \{ [HL (M) - HL (N)] + [HL (M) - HL (P)] \} / (P-N)$$

$$[0082] \quad H-RATE1 = [HL (M) - HL (N)] / (M-N)$$

$$[0083] \quad H-RATE2 = [HL (M) - HL (P)] / (P-M)$$

[0084] 其中HL (M) 、HL (M) 、HL (P) 指频点序号M、N、P点处的纯音听力阈值。

[0085] 如表二所示例,位于第52频率位点的波峰其测得的听力阈值HL (52) =75分贝,与之相邻的前波谷位于第50频率位点其听力阈值HL (50) =35分贝,与之相邻的后波谷位于第53频率位点其听力阈值HL (53) =56分贝,由此我们可以计算得到位于第52频率位点的波峰

P-HL (52) 的听阈平均变化速率值

[0086] H-RATE0=19.67, 听阈上升速率H-RATE1=20, 听阈下降速率H-RATE2=19。比较所有波峰H-RATE0大小可知: 第52位点波峰的H-RATE0最大; 比较所有波峰H-RATE1大小可知: 第60位点波峰的H-RATE1最大; 比较所有波峰H-RATE2大小可知: 第52位点波峰的H-RATE2最大; 另外比较所有波峰听阈值, 第60位点波峰的听阈值HL最大; 所以选择第52位点、第60位点对应频率为4992赫兹、7664赫兹区域是耳鸣高概率发生频点区域, 可作为耳鸣治疗区域;

[0087] 第四步: 根据前步骤测试数据, 以4992赫兹、7664赫兹为治疗中心频率, 以4992赫兹频率处听力阈值75分贝, 7664赫兹频率处听力阈值92分贝为音量标准化依据, 形成掩蔽治疗音; 每个治疗位点可以采用该频点纯音调幅作为治疗音的一个声轨, 也可以采用以该频点为中心频率的窄带噪声作为治疗音一个声轨, 其覆盖频带宽度最大以不超出相邻波谷频率值为宜;

[0088] 如用户为双侧耳耳鸣, 则需对另一侧耳重复以上操作步骤, 以获得左右耳各点位治疗音声轨, 并在合成为一个分别对应于左右耳的双声道治疗音时, 各点位治疗音的响度应根据各点位听力阈值进行音量标准化, 其听力阈值分贝数可以取自细分听力阈值测试结果, 也可以每个声轨单独播放给患者相对应侧耳, 来确定该声轨的听力阈值, 以得到每个声轨的分贝数作为音量标准化依据来合成治疗音, 确保左右耳各声轨的平衡。

[0089] 第五步: 用音频播放器材播放合成掩蔽治疗音, 患者每天通过耳机聆听掩蔽治疗音接受掩蔽治疗, 患者可以采取完全掩蔽、不完全掩蔽方法设置音量, 也可以将掩蔽音量设置到刚好听不到为止, 也就是将音量放到阈值之下5分贝之内, 以阈值跟随方法来进行精准声治疗。

[0090] 第六步: 患者每天治疗时间为1个小时, 一个疗程为半个月。

[0091] 通过处理器执行上述方法, 即可方便的完成患者耳鸣的治疗, 采用物理方法, 不需要药物, 患者无疼痛感, 治疗效果好。

[0092] 在耳鸣临床特征中加入听阈变化速率H-RATE的检测和评估, 较好地揭示了耳鸣与听力损失的内在联系, 尤其是可以量化耳鸣患者具体频率位点发生听神经重塑的概率大小, 对耳鸣频点的定位、评估耳鸣复杂性级别和严重性大小有重要意义, 患者通过不同频率声音大小的判断来实现H-RATE值的检测要比耳鸣匹配中患者判断测试音频率与耳鸣频率是否相似要简单得多, 因此相较于现行的用听力计耳鸣匹配检测来确定患者耳鸣掩蔽治疗方案, 新的H-RATE检测具有更好的可操作性和准确性。

[0093] 本发明提供的耳鸣检测装置和治疗系统结构紧凑、合理, 操作方便, 实现了检测的自动化, 通过采集细分倍频程下的听力阈值, 以及计算听阈变化速率值的方式, 来得到较精准的掩蔽治疗音, 对用户更加具有针对性, 提高了检查的准确性, 以及用户操作的便利性; 同时通过治疗系统, 实现了对用户的远程通讯, 能够实现对用户数据的跟踪、分析和处理, 通过传输编码方式的设置, 提高了交互的安全性和可靠性。

[0094] 以上述依据本发明的理想实施例为启示, 通过上述的说明内容, 相关工作人员完全可以在不偏离本项发明技术思想的范围内, 进行多样的变更以及修改。本项发明的技术性范围并不局限于说明书上的内容, 必须要根据权利要求范围来确定其技术性范围。

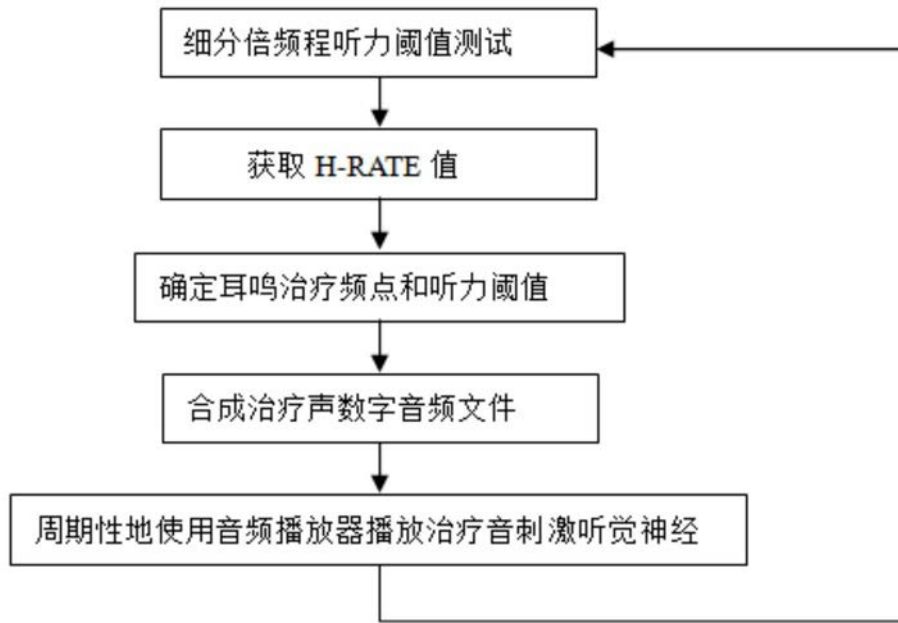


图1

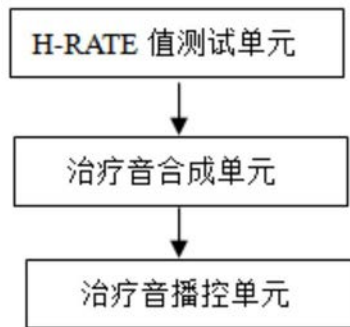


图2

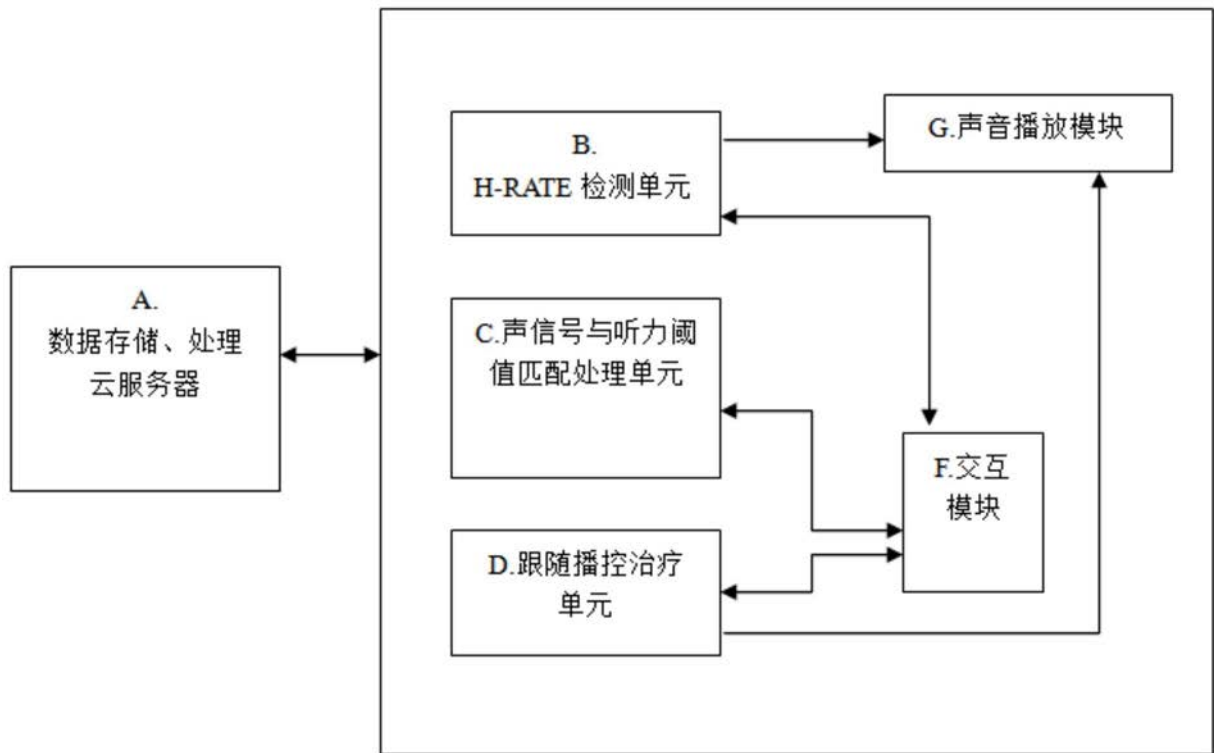


图3

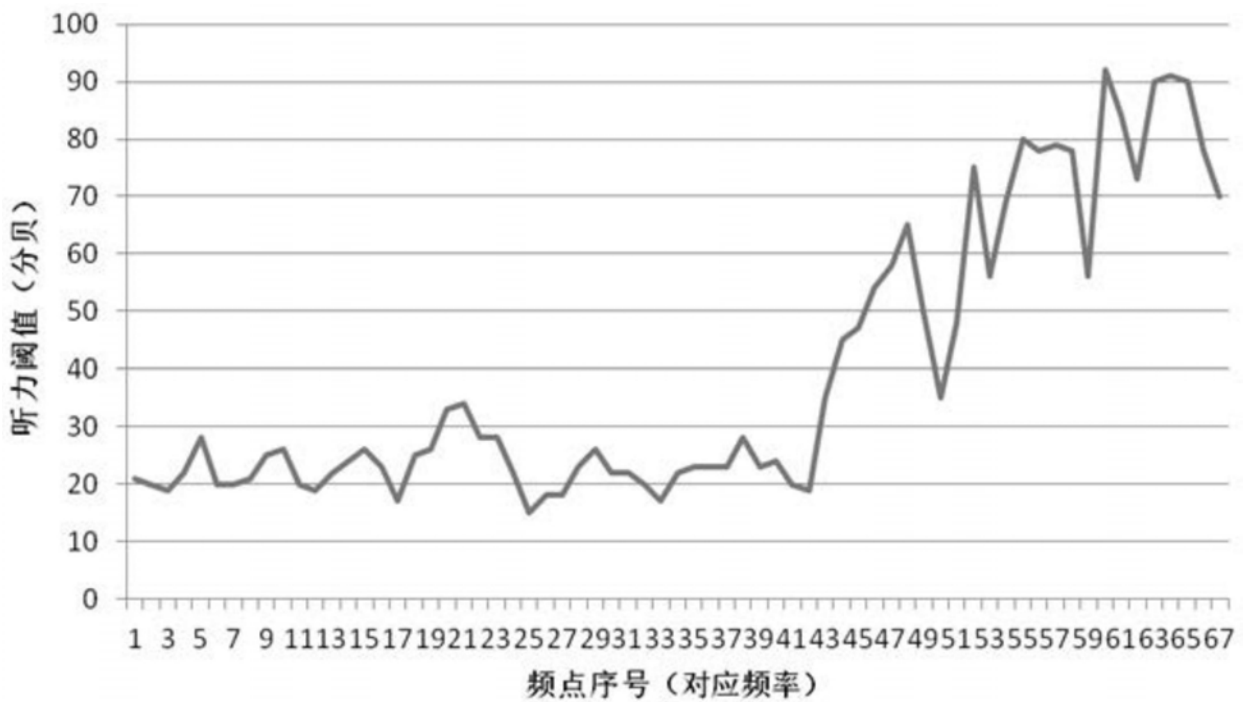


图4