



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112492493 B

(45) 授权公告日 2022.09.06

(21) 申请号 202010939735.6  
 (22) 申请日 2020.09.09  
 (65) 同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 112492493 A  
 (43) 申请公布日 2021.03.12  
 (30) 优先权数据  
 102019213807.1 2019.09.11 DE  
 (73) 专利权人 西万拓私人有限公司  
 地址 新加坡新加坡城  
 (72) 发明人 F. 璘曼 U. 戈凯  
 (74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
 11105  
 专利代理师 刘畅

(56) 对比文件  
 WO 2018004547 A1, 2018.01.04  
 CN 101989423 A, 2011.03.23  
 US 2018151172 A1, 2018.05.31  
 US 2014079235 A1, 2014.03.20  
 US 2012215056 A1, 2012.08.23  
 CN 102625220 A, 2012.08.01  
 US 2015222999 A1, 2015.08.06  
 WALTER J KOZACKY ET AL. "An active noise control algorithm with gain and power constraints on the adaptive filter". 《EURASIP JOURNAL ON ADVANCES IN SIGNAL PROCESSING》. 2013,

审查员 陈世元

(51) Int. Cl.  
 H04R 25/00 (2006.01)

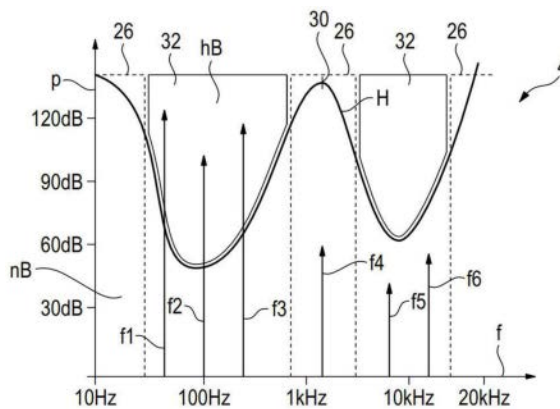
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

## (54) 发明名称

用于运行听力设备的方法以及听力设备

## (57) 摘要

说明了一种用于运行听力设备 (2) 的方法, 其中, 听力设备 (2) 具有主动声响抑制器 (6), 用于抑制声响, 该声响具有一个或多个频率分量 (f1-f8), 其中, 提供听力图 (4), 该听力图取决于频率地说明听力设备 (2) 的用户的听阈 (22), 其中, 根据听力图 (4) 确定声响的哪些频率分量 (f1-f8) 对于用户是可听到的以及哪些是不可听到的, 其中, 通过抑制声响中可听到的频率分量 (f1-f8) 并且不抑制声响中不可听到的频率分量 (f1-f8), 来选择性地运行声响抑制器 (6)。此外, 说明了一种对应的听力设备 (2)。



1. 一种用于运行听力设备 (2) 的方法,

其中,所述听力设备 (2) 具有主动声响抑制器 (6),用于抑制声响,所述声响具有一个或多个频率分量 (f1-f8),

其中,提供听力图 (4),所述听力图取决于频率地说明听力设备 (2) 的用户的听阈 (22),

其中,根据听力图 (4) 确定声响的哪些频率分量 (f1-f8) 对于用户是可听到的以及哪些是不可听到的,

其中,通过抑制声响中可听到的频率分量 (f1-f8) 并且不抑制声响中不可听到的频率分量 (f1-f8),来选择性地运行所述主动声响抑制器 (6),

其中,所述听力图 (4) 具有一个或多个死区 (26),在所述一个或多个死区内部所述听阈 (22) 分别位于最小水平 (28) 之上,

其中,通过不抑制位于听力图 (4) 的死区 (26) 内部的那些频率分量 (f1-f8),来频率选择性地运行所述主动声响抑制器 (6),使得仅主动抑制不位于听力图 (4) 的死区 (26) 内部的那些频率分量 (f1-f8)。

2. 根据权利要求1所述的方法,

其中,通过不抑制具有低于听阈 (22) 的水平 (p) 的那些频率分量 (f1-f8),来幅度选择性地运行所述主动声响抑制器 (6),使得仅主动抑制水平 (p) 位于听阈 (22) 之上的那些频率分量 (f1-f8)。

3. 根据权利要求2所述的方法,

其中,预先给定最大水平 (24),所述最大水平说明听力设备 (2) 的功率极限,

其中,不抑制其水平 (p) 位于最大水平 (24) 之上的那些频率分量 (f1-f8)。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,

其中,听阈 (22) 的局部最大值 (30) 位于至少一个死区 (26) 内部。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,

其中,所述主动声响抑制器 (6) 具有主动噪声抑制,所述主动噪声抑制以如下的方式抑制来自环境的噪声,即,利用听力设备 (2) 的外部麦克风 (16) 接收噪声并且经由听力设备 (2) 的听筒 (18) 来反相地输出噪声。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,

其中,所述主动声响抑制器 (6) 具有主动闭塞减少,所述主动闭塞减少以如下的方式抑制由于用户的耳道闭塞而产生的噪声,即,利用听力设备 (2) 的内部麦克风 (34) 在用户的耳道中接收噪声并且经由听力设备 (2) 的听筒 (18) 来反相地输出噪声。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,

其中,所述听力图 (4) 说明在从至少10Hz到最大20kHz的频率范围内的听阈 (22)。

8. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,

其中,针对语音的频率范围不被所述主动声响抑制器 (6) 抑制。

9. 一种听力设备 (2),

所述听力设备具有控制单元 (10),所述控制单元被构建为用于执行根据权利要求1至8中任一项所述的方法。

10. 根据权利要求9所述的听力设备 (2),

所述听力设备被构建为助听器,并且为此具有信号处理器 (15),用于修改输入信号以

补偿用户的听力缺陷。

## 用于运行听力设备的方法以及听力设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于运行听力设备的方法以及一种对应的听力设备。

### 背景技术

[0002] 听力设备用于将声响输出到听力设备的用户。为此,用户将听力设备佩戴在耳朵上或耳朵中。为了输出声响,听力设备具有听筒。此外,一些听力设备具有至少一个麦克风,并且被构建为助听器,以便接收来自环境的声响,然后将该来自环境的声响输出给用户。在此,通常由听力设备附加地修改声响,例如以便补偿用户的听力损失。通常,当前,听力设备不仅被理解为用于听力受损的用户的助听器,而且还被理解为头戴式耳机等,其虽然也可由具有听力缺陷的用户使用,然而不必对该听力缺陷进行补偿。

[0003] 听力设备例如可以具有主动噪声抑制(缩写ANC,active noise cancellation),借助该主动噪声抑制对来自环境的声响、特别是噪声进行抑制,使得对于用户产生安静的倾听情况。以类似的方式,还可以通过主动闭塞减少(缩写AOR,active occlusion reduction)来建立安静的倾听情况。在ANC的情况下,抑制从外部环境进入用户耳道的声响。与此不同,在AOR的情况下,抑制通过用户本人产生或者由耳道中的驻波形成的那些声响。当通过耳塞来相对于环境主要或完全地封闭耳道时,则尤其是这种情况。在这两种情况下,由此抑制了通常被用户感知为干扰的声响,并且由此建立了安静的倾听情况。

[0004] ANC和AOR以及通常任何的主动声响抑制在应用时对应地消耗能量,并且由此为听力设备的能量消耗作出贡献。对应地,给听力设备的能量存储器或与其连接的外部设备造成负担。然而,在听力设备中并且特别是在助听器中,高的能量消耗与结构空间和移动性方面的要求存在冲突。不能选择任意大小的能量存储器,然而尽管如此应当实现能够尽可能长地并且不中断地使用听力设备。

### 发明内容

[0005] 在该背景下,本发明要解决的技术问题是,实现对于听力设备的尽可能低能量的主动声响抑制。为此,应当给出一种用于运行听力设备的改进的方法以及一种对应的听力设备。

[0006] 根据本发明,上述技术问题通过具有本发明的特征的方法以及通过具有本发明的特征的听力设备来解决。有利的设计方案、扩展方案和变形方案是本发明的内容。在此,结合方法的实施方案也比照地适用于听力设备,反之亦然。

[0007] 该方法用于运行听力设备,因此是运行方法。特别地在按规定使用听力设备时,即,当用户将听力设备佩戴在耳朵上或耳朵中并且当听力设备打开时,实施该方法。听力设备具有主动声响抑制器,用于抑制声响。声响是声学信号、即声音信号。在此,在不限制一般性的条件下,也以术语“声响”来指各个声响。但是,通常存在多个声响。声响抑制器对声响进行抑制,使得为用户建立了安静的倾听情况。特别地,“主动”应当被理解为声响抑制器生成例如以抗声响的形式的反向声响,以便至少部分地并且优选完全消除一些或全部声响。

生成反向声响,使得该反向声响与声响叠加并且与之相位偏移,使得结果是抑制了声响。由此,对于用户,降低了声响水平。

[0008] 与“主动”相比,“被动”声响抑制器则理解为通过例如以特殊材料或对用户耳朵或耳道的特殊密封或覆盖的形式的隔音来抑制声响。除了主动声响抑制器,这种被动声响抑制器虽然不是强制的,但也是有利的。主动声响抑制器与被动声响抑制器之间的另外的区别是,主动声响抑制器需要从能量存储器(例如电池)中汲取能量。优选地,能量存储器是听力设备的一部分。

[0009] 此外,提供了听力设备的用户的听力图。听力图取决于频率地说明用户的听阈。特别地,听力图被存储在听力设备的存储器中。特别地,以对应的测试方法或校准方法、例如通过听力学家或者在合适的运行模式下通过听力设备本身来确定听力图。通常听力图因用户而异。对于频谱的多个频率分量,听力图分别说明了听阈,从该听阈起相应的频率分量对于用户是可听到的。换言之:听力图为整个频谱取决于频率地说明了特定于用户的听阈。由此,听力图包含为给定的频率分量说明用户的单独听阈的功能。听阈是水平,即幅度。各种频率的听阈共同形成听力曲线。在图形表示中,听力曲线将通过两个维度“水平”和“频率”而张开的空间划分为两个区域,即,听力曲线下方的实际不可听到的区域和听力曲线上方的实际可听到的区域。

[0010] “频率分量”被理解为单个频率或具有多个频率的频率范围。优选地,听力设备将声响分解成多个依次的频带,并且由此对应地分解成多个频率分量,使得每个频率分量然后恰好分别与听力设备的频带中的一个相关联。分离并非是强制清晰的,而是在可能的设计方案中频带以及对应地还有频率分量由于技术原因在边缘区域中重叠。

[0011] 由此,听力图被构建为可以根据听力图来确定哪些声响对于用户是可听到的并且哪些声响是不可听到的。相应的声响要么既由可听到的频率分量又由不可听到的频率分量构成,要么仅由可听到或不可听到的频率分量构成。在此,组合在逻辑上取决于用户,并且对于相同的声响针对不同的用户也可以不同。如果该频率分量具有对于该频率范围超过用户的听阈的水平,则频率分量恰好对于用户是可听到的。否则,频率范围是不可听到的。对于在运行中在给定的时间点存在的那些声响,通过听力图预先确定那些声响的哪些频率分量超过相关的听阈并且由此对于用户实际上是可听到的,以及哪些没有超过相关的听阈并且由此是不可听到的。然而此外,听力图通常还说明对于用户哪些频率分量是可更好地听到的,即,对于哪些频率分量听阈是低的,以及哪些频率分量是可更差地听到的,即,对于哪些频率分量听阈是高的。

[0012] 当前,根据听力图确定声响的哪些频率分量对于用户是可听到的以及哪些是不可听到的。优选地,作为方法的一部分以及因此在运行期间进行该确定。其特别地被理解为:检查在给定的时间点在运行期间具体存在的声响,并且识别该声响的可听到和不可听到的频率分量。反之,已经在准备阶段通过听力图本身预先给定了基于听力图哪些频率分量是可听到的以及哪些是不可听到的,并且不需要强制性地方法期间对其进行确定,因为听力图在方法期间通常固定。换言之:根据先前已知的听力图,将声响划分为可听到和不可听到的频率分量。为此,特别地利用听力设备的麦克风接收声响,并将其馈送到听力设备的控制单元。可听到的和不可听到的频率分量并非彼此强制清晰地分离,而是可能重叠,然而通常仅很小地重叠。例如,在死区(所谓的“dead regions”)中,在耳蜗上基底膜上的各个细胞

不能够容易地准确地与特定的频率分量相关联。而是,可以由多个细胞重叠地服务相应的频率范围,从而逐渐地出现对于特定的频率分量的听觉能力的损失,并且可以说随着细胞的损失的增加而逐渐蔓延。例如,然后逐渐需要增加的幅度,以便仍然能够听到频率分量。

[0013] 当前,通过抑制声响中可听到的频率分量并且不抑制声响中不可听到的频率分量,来选择性地运行声响抑制器。由此特别地意味着,主动抑制可听到的频率分量并且不主动抑制不可听到的频率分量。在此,不是强制性地、然而优选地抑制所有可听到的频率分量。同样地,不是强制性地、然而优选地也不抑制所有不可听到的频率分量。优选地,仅抑制可听到的频率分量,使得也不抑制全部的不可听到的频率分量。

[0014] 优选地,根据听力图确定的可听到和不可听到的频率分量与实际可听到或实际不可听到的频率分量对应。但是,首先这不是绝对强制性的,而是已经足以根据听力图确定或确定了:相应的频率分量以占优势的概率或在占优势的数量的倾听情况等中是实际可听到的或不可听到的。例如,将对于其听阈非常高并且例如为100dB的频率分量视为不可听到的频率分量,尽管实际上在对应的频率下至少可以听到高于100dB的声响,但是这种水平相较于低于100dB的水平较少发生。因此,根据听力图来将频率分量确定为是可听到还是不可听到可以与实际上该频率分量是可听到或者不可听到有所不同。这尤其取决于以何种方式来具体选择性地运行声响抑制器。然而,通常合适地选择性地运行声响抑制器,使得通过根据听力图的确定来将相应的频率分量以占优势的概率正确地(即,与实际情况一致地)识别为可听到或不可听到。

[0015] 特别地,本发明的一个显著方面在于,借助听力图特定于用户地(即,单独地)在可听到与不可听到的频率分量之间进行区分,并且然后匹配于用户地抑制声响。因此,在给定的时间点,仅抑制声响中根据听力图对于用户可听到的那些频率分量,更确切地说,在没有开启声响抑制器的条件下对于用户可听到的那些频率分量。因此,仅选择性为那些频率分量使用声响抑制器,对于这些频率分量来说抑制对于用户也具有足够的好处。总的来说,声响抑制器特别地如滤波器一般工作,该滤波器仅滤除可听到的频率分量,并且因此是特定于用户的滤波器。反之,还不抑制不可听到的频率分量,由此对应地节省了能量,因为没有针对不可听到的频率分量执行诸如生成抗声响的主动措施。由此,声响抑制器显著减轻了对听力设备的能量存储器的负担,并且总的来说导致了听力设备的较低能量运行。

[0016] 本发明尤其基于以下发现:也不必主动地抑制用户根本听不到的那些频率分量。因此,通过对应地选择性地运行声响抑制器,当前在抑制中排除了这些不可听到的频率分量。但是在此,不仅不抑制本来就位于声学频谱之外并且因此不取决于用户地对于每人都不可听到的那些频率分量,而且针对性地使用了用户的单独的听力图,以便单独地执行抑制。通常,可由人感知的声学频谱被限制在10Hz至20kHz的频率范围内,使得不取决于用户地合适地通过声响抑制器同样不考虑声学频谱外部的频率分量。当前重要的是,选择性地不抑制声学频谱内部的一个或多个频率范围,即,将其排除在声响抑制之外。

[0017] 根据听力图特定于用户地确定声学频谱内部的不可听到的频率范围,并且因此在整个频谱方面定位可以不同,范围大小也可以不同。例如,用户具有听力缺陷,其中在从1kHz到2kHz的范围内听阈至少为100dB。然后,在这些频率处并且在该听阈以下的声响对于用户是不可感知的,即是不可听到的,并且因此如果存在的话则不被主动地抑制。

[0018] 在此,首先具有次要的意义的是,用户是否听力受损,即,在病理疾病的意义上具

有听力损失、听力损伤或听力缺陷。本身的优势在于,总的来说借助单独的听力图来考虑用户的单独的听觉能力,无论他们是否健康或听力受损。由于声响抑制器的选择性运行取决于用户的听力图,因此声响抑制器对应地是个性化的声响抑制器。在听力受损的用户中,该方法特别地优选,因为在这些听力受损的用户中通常本来就要测量听力图,以便定量地确定听觉能力。然而一致地,对听力图的测量和考虑在健康的用户中也是有利的,因为在此通过个性化的声响抑制器来考虑的单独的听觉能力也导致在听力设备的运行中的能量节省。就此而言,该方法不仅适用于被构建为助听器的听力设备,即被构建为补偿用户的听力缺陷的听力设备。而且,该方法也适用于首先仅向用户输出有用声响、例如音乐的头戴式耳机、头戴式送受话器(Headset)等,但是其中这些有用声响与例如来自环境的另外的声响叠加。然后,借助声响抑制器特定于用户地抑制这些另外的声响。这与简单的宽带声响抑制器不同,该宽带声响抑制器无需在可听到与不可听到的频率范围之间进行区分地抑制任何频率分量,并且由此与在此所描述的选择性的声响抑制器相比需要更多的能量。

[0019] 当前,两个变形方案特别适用于区分可听到和不可听到的频率分量并且由此实现选择性的声响抑制。下面更详细地阐述这两个变形方案,并且这两个变形方案被称为第一变形方案和第二变形方案。

[0020] 在第一变形方案中,通过不抑制具有低于听阈的水平的那些频率分量,来幅度选择性地运行声响抑制器,使得仅主动抑制水平位于听阈之上的那些频率分量。为此特别地,将频率分量的相应的水平与听力图的关联的听阈进行比较,并且将具有听阈之上的水平的那些频率分量视为可听到的频率分量,反之将具有听阈之下的水平的那些频率分量视为不可听到的频率分量。因此,按照相对于听力图的水平(即,频率分量的幅度)来进行区分,使得于是声响抑制器是幅度选择性的。这具有以下优点:仅在听阈之上而不是不必要地在听阈之下进行对声响的主动抑制。然后,根据情况,所有频率分量也可能是可听到的或不可听到的,因此使得所有频率分量都被对应地抑制或不抑制。例如,如果用户对于所有频率分量都具有60dB的恒定的听阈,则可以说与频率无关地仅依据频率分量的幅度来抑制或不抑制所有频率分量。

[0021] 优选地,预先给定了最大水平,该最大水平说明了听力设备的功率极限,并且不抑制其水平位于最大水平之上的那些频率分量。最大水平也被称为直接声音阈值或外部声音阈值,因为将最大水平与输入水平(即,实际存在的声响的水平)进行比较,而恰好不与输出水平(即,经由听筒输出给用户的声响的水平)进行比较。即,由于功率极限,输出水平受到限制。最大水平说明由于听力设备的技术局限,从哪个水平起不再有意义地或不再可能进行对相应的频率分量的抑制。例如由于听筒的最大功率或听力设备的末级而引起这种技术局限。由于在最大水平之上则不能利用听力设备来执行有效的抑制,因此在该情况下合适地省去了抑制,并且尽管频率分量可能是可听到的,频率分量仍保持排除在声响抑制之外。最大水平通常位于相应的听阈之上,然而特别是在用户具有听力缺陷的那些频率范围内这不是强制性的。原则上,取决于频率的最大水平是合适的,然而优选地是对于所有频率分量恒定的最大水平。合适的最大水平例如为140dB。将最大水平与幅度选择性的声响抑制器结合使用是特别有利的,但不是强制性的,而是如所描述的,在选择性的声响抑制器中通常也可以使用最大水平。

[0022] 在第二变形方案中,听力图具有一个或多个死区,在该死区内部听阈分别位于最

小水平之上,并且通过不抑制位于听力图的死区内部的那些频率分量,来频率选择性地运行声响抑制器,使得仅主动抑制不位于听力图的死区内部的那些频率分量。在听力图中,通过死区内部的频率的相应的听阈位于最小水平之上,将一个或多个频率范围分别定义为死区。由此,相应的死区表征了用户听力特别差的频率范围。在合适的设计方案中,最小水平为90dB。于是在死区中,独立于水平地,通常不进行对声响的抑制。位于死区内部的任何频率分量被视为是不可听到的,并且也不被抑制。然而,位于所有的死区外部的频率分量被视为是可听到的并且合适地被主动抑制。因此,按照相对于听力图的死区的频率分量的频率来进行区分,使得于是声响抑制器是频率选择性的。因此,通过检查频率分量是否位于死区内部并且因此首先不取决于该频率分量的水平是否超过听阈,来进行频率分量是可听到还是不可听到的区分。因此,所涉及的分为可听到和不可听到的频率分量的划分更容易与在可听度方面的期望对应,该可听度从听力图推导出,并且不强制是实际的可听度。但是,该方法在节省了能源的同时确保了足够的声响抑制。

[0023] 死区的特征尤其在于,在死区内部,超过与其余的听力图相比要高的听阈是相当难的,或者甚至是不可能的。通常,听力图的死区的延伸从低的频率开始至高的频率结束,并且在这两个频率(也被称为极限频率)之间听阈普遍地位于最小水平之上。在此,一般的死区和特别的死区之间有区别。一般的死区位于声学频谱的边缘,在该边缘处对于每个用户的听力曲线通常朝着高的水平延伸,而特别的死区恰好不位于边缘处,而是位于频谱内部。此外,特别的死区表征了听力受损的用户的实际听力缺陷,反之一般的死区则表征了自然的听力缺陷,该自然的听力缺陷虽然也可以是单独的,然而该自然的听力缺陷不能追溯到病理疾病,而是对于所有用户以一种或另一种形式存在。因此,特别的死区也被称为听力缺陷死区,而一般的死区则被称为自然死区。

[0024] 优选地,听阈的局部最大值位于死区内部,使得该死区好像框住了最大值,并且由此包括用户听力特别差的频率范围。这种局部最大值特别是出现在听力缺陷死区中,但是通常在声学频谱边缘处的自然死区中不出现。

[0025] 因此,如上面所描述的,有利地幅度选择性或频率选择性地运行声响抑制器。特别优选的设计方案是,在该设计方案中这两个变形方案彼此组合,使得然后幅度选择性且频率选择性地运行声响抑制器。然后,通过使听力曲线与死区叠加,在听力图中构建一个或多个区域,这些区域作为可听到的区域与死区的差异量产生。因此,这些区域包括不在死区中并且其水平位于关联的听阈之上的所有频率分量。优选地,于是借助声响抑制器,仅主动抑制由于其频率和其水平位于这些区域中的一个中的那些频率分量,反之不主动抑制其余的频率分量。因此,这些区域也分别被称为主动区域。在此,于是仅抑制既位于死区外部又位于相应的听阈之上的那些频率分量,反之不主动抑制其余的频率范围,因为特别地,该频率范围本来就不被用户感知。

[0026] 声响要么是噪声要么是有用声响要么是其组合。通常,听力设备被合适地构建为区分有用声响与噪声,并且借助主动声响抑制器来主要或专门地抑制噪声,反之将有用声响主要或完全不受声响抑制器影响地输出给用户。有用声响例如是对话伙伴的语音、用户的语音、音乐、警告信号等。噪声尤其是干扰噪声、系统声响或机器声响、背景声响等。优选地,因此仅将主动声响抑制器应用于噪声。

[0027] 优选地,主动声响抑制器具有主动噪声抑制,该主动噪声抑制通过利用听力设备

的外部麦克风接收噪声并且经由听力设备的听筒来反相地输出噪声来抑制来自环境的噪声。特别地,外部麦克风被安装在听力设备的壳体上或壳体中,并且通常指向外部,即,恰好不位于用户的耳道中。因此,外部麦克风主要接收来自用户的环境的声响,对此必要时还接收噪声。然后,主动声响抑制器用于抑制来自用户的环境的噪声。主动噪声抑制也被称为ANC(active noise cancellation)。

[0028] 替换地或附加地,主动声响抑制器具有主动闭塞减少,该主动闭塞减少通过利用听力设备的内部麦克风在用户的耳道中接收噪声并且经由听力设备的听筒来反相地输出噪声,来抑制由于用户的耳道闭塞而产生的噪声。主动闭塞减少也被简称为AOR(active occlusion reduction)。在按规定使用听力设备时,特别地通过听力设备的耳塞来产生闭塞。耳塞例如是所谓的圆头耳塞(Dome)、入耳耳塞(Ear Tip)或耳塑件(Otoplastik),并且通常被插入用户的耳道中并且因此向外部封闭了耳道。由此,在耳通道中构建了谐振器,该谐振器导致不舒适的噪声。借助内部麦克风接收了这些噪声。为此,内部麦克风合适地安装在耳塞上,并且在插入状态下优选地还布置在谐振器中,使得特别有效地接收用户自己的声响和耳道中的驻波,并且对应地借助声响抑制器来抑制用户自己的声响和耳道中的驻波。

[0029] 优选地,听力图说明在从至少10Hz到最大20kHz的频率范围内的听阈,即,包括与声学频谱相对应的整个频谱。在听力图的边缘处,即特别是低于20Hz和高于16kHz,无论他们是否听力受损,大多数人的听觉能力通常很差。在此听阈通常位于90dB之上。因此,在这些边缘处的频率分量合适地同样不被主动声响抑制器主动地抑制。

[0030] 此外有意义的是,只要有用信号之前本来就尚未与听力设备分离并且额外地进一步处理,则从一开始就将其中主要可以预期存在有用信号的这种频率范围从声响抑制器中排除掉。在特别适宜的设计方案中,无论用户在此听力是好还是差,针对语音的频率范围不被声响抑制器所抑制。语音通常表示有用信号,优选地该有用信号尽可能不被声响抑制器消除。针对语音的合适的频率范围特别地从300Hz延伸到5kHz或者在从中的子范围上延伸。

[0031] 根据本发明的听力设备具有控制单元,该控制单元被构建为用于执行如上面所描述的方法。该控制单元也被称为控制器,并且特别地布置在听力设备的壳体内部。听力图合适地存储在存储器中,该存储器是控制单元一部分或者与该控制单元连接。优选地,存储器同样是听力设备的一部分。

[0032] 在优选的设计方案中,听力设备被构建为助听器,并且为此具有用于修改输入信号以补偿用户的听力缺陷的信号处理器。借助听力设备的麦克风、特别是外部麦克风来接收输入信号。依据听力图、即特定于用户地在信号处理器中进行对输入信号的修改。然后,修改后的输入信号是信号处理器的输出信号,并被转发到听力设备的听筒以输出给用户。

[0033] 替换地或附加地,输入信号不是或不仅仅是借助听力设备的麦克风来生成的,而是从合适的播放设备传输到听力设备或存储在听力设备中的电音频信号。

[0034] 优选地,借助听力设备、特别是信号处理器的滤波器组,将输入信号划分为多个频带。例如,滤波器组具有48个信道,并且对应地生成48个频带。然后,通过抑制待抑制的频率分量所位于的那个频带,来抑制相应的频率分量。

[0035] 优选地,听力设备被双耳地构建,并且具有两个单个设备,每一个用于用户的两只耳朵中的一只。合适地,因为用户的听觉能力通常对于两只耳朵是不同的,于是在两侧、即

对于两只耳朵单独地执行该方法。然后对应地提供两个听力图，每侧一个。

### 附图说明

[0036] 下面，根据附图更详细地阐述本发明的实施例。在此分别示意性地：

[0037] 图1示出了听力设备，

[0038] 图2示出了听力图和对声响的幅度选择性抑制，

[0039] 图3示出了来自图2的听力图和对声响的频率选择性抑制，

[0040] 图4示出了来自图2的听力图和对声响的幅度选择性及频率选择性抑制。

### 具体实施方式

[0041] 图1中示出了听力设备2的实施例。在图2至图4中示例性地示出了用户的听力图4，根据该听力图以不同的方式在用于运行听力设备2的方法的范围内选择性地运行听力设备2的主动声响抑制器6。主动声响抑制器6通常用于抑制声响，其中，在不限制一般性的条件下，也以术语“声响”来指各个声响。声响抑制器6对声响进行抑制，使得为用户建立了安静的倾听情况。为此，生成反向声响，以便部分或甚至完全地消除声响。为此需要能量，当前从听力设备2的能量存储器8中汲取该能量。

[0042] 图1中的听力设备2具有控制单元10，该控制单元被构建为用于执行该方法。控制单元10布置在听力设备2的壳体12内部。当前，听力图4被存储在存储器14中。当前，存储器14和声响抑制器6分别是控制单元10的一部分。但是，这不是强制性的。

[0043] 所示的听力设备2被构建为助听器，以补偿用户的听力缺陷，并且为此具有信号处理器15，该信号处理器在此也是控制单元10的一部分。信号处理器15用于修改输入信号，以补偿用户的听力缺陷。借助听力设备2的麦克风16接收输入信号，在图1中示出了两个外部麦克风16。依据听力图4、即特定于用户地在信号处理器15中进行对输入信号的修改。然后，修改后的输入信号是信号处理器15的输出信号，并被转发到听力设备2的听筒18以输出给用户。在所示实施方式中，听筒18是耳塞20的一部分，该耳塞被插入到用户的耳道中。替换地，听筒18布置在壳体12中，并且将由听筒18所生成的声音信号经由声音软管传导到耳道中。替换地或附加地，输入信号是电音频信号，将该电音频信号从合适的播放设备传输到听力设备2或存储在听力设备2中。

[0044] 借助作为听力设备2的信号处理器15的一部分（即，当前在控制单元10内）的未更详细示出的滤波器组，将输入信号划分为多个频带。例如，滤波器组具有48个信道，并且对应地生成48个频带。然后，通过抑制待抑制的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 所位于的那个频带，来抑制相应的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 。

[0045] 图1中，示出了仅具有单个设备的听力设备。在未示出的变形方案中，听力设备2被双耳地构建，并且具有两个单个设备，例如如图1所示，每一个用于用户的两只耳朵中的一只。

[0046] 听力图4通常取决于频率地说明用户的听阈22，并且例如以对应的测试方法或校准方法来确定。通常听力图4因用户而异。因此，图2至图4中所示的听力图4仅是来自数个可能的听力图4的一个示例。所示的听力图4为从10Hz到20kHz的频谱中的每个频率 $f$ 分别说明听阈22，从该听阈起相应的频率 $f$ 对于用户是可听到的，即，取决于频率地说明特定于用户

的听阈22。听阈22是水平 $p$ ，即幅度。图2至图4中，还分别通过多个竖直箭头示出了各种频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，各种频率分量分别具有特定的水平 $p$ 。在此，示例性示出的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 是单独的频率，但是替换地是具有多个频率的频率范围。各种频率 $f$ 的听阈22共同形成听力曲线 $H$ 。如从图2至图4的图形图示中显著地，听力曲线 $H$ 将通过两个维度水平 $p$ 和频率 $f$ 而张开的空间划分为两个区域，即，听力曲线 $H$ 下方的实际不可听到的区域 $nB$ 和听力曲线 $H$ 上方的实际可听到的区域 $hB$ 。

[0047] 由此，听力图4被构建为可以根据听力图来确定，哪些声响对于用户是可听到的并且哪些声响是不可听到的。相应的声响由一个或多个可听到或不可听到或其组合的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 构成。如果频率分量 $f_1$ - $f_8$ 具有对于该频率范围超过用户的听阈22的水平 $p$ ，则该频率分量 $f_1$ - $f_8$ 对于用户恰好是可听到的。因此，图2中，频率分量 $f_1$ - $f_5$ 实际上可由用户听到，反之频率分量 $f_6$ - $f_8$ 不可由用户听到。图3中，频率分量 $f_1$ 、 $f_2$ 、 $f_5$ 实际上可由用户听到，反之频率分量 $f_4$ 、 $f_6$ 不可由用户听到。图4中，频率分量 $f_1$ - $f_3$ 实际上可由用户听到，反之频率分量 $f_4$ - $f_6$ 不可由用户听到。

[0048] 通过抑制声响中可听到的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 并且不抑制声响中不可听到的频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，继续选择性地运行声响抑制器6。因此，仅选择性地为对于用户来说抑制也具有足够的好处的那些频率分量 $f_1$ - $f_8$ 使用声响抑制器6。也不必主动抑制用户根本听不到的这种频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，并且因此在抑制期间排除用户根本听不到的这种频率分量。在此，不仅不抑制本来就位于声学频谱之外、即在图2和图4中低于20Hz并且高于20kHz的那些频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，而且针对性地使用了用户的单独的听力图4，以便单独地执行抑制。在所示的实施例中，用户是听力受损的并且具有听力缺陷，其中听阈22在大约从1kHz到2kHz的范围内至少为大约100dB。然后，在这些频率处并且在该听阈22以下的声响对于用户是不可感知的，即是不可听到的，并且因此不被主动地抑制。

[0049] 替换地，用户在病理疾病的意义上不是听力受损的。声响抑制器6通常是个性化的声响抑制器6。就此而言，该方法不仅适用于例如如图1中被构建为助听器的听力设备2，而且适用于首先仅向用户输出有用声响的头戴式耳机、头戴式受送话器等，但是其中，这些有用声响与另外的声响叠加。然后，借助声响抑制器6特定于用户地抑制这些另外的声响。

[0050] 根据听力图4确定声响的哪些频率分量 $f_1$ - $f_8$ 对于用户是可听到的并且哪些是不可听到的。更确切地说：基于听力图4，确定哪些频率分量 $f_1$ - $f_8$ 可以被假定为可听到或不可听到。因此根据先前已知的听力图4，将声响划分为可听到和不可听到的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 。原理上，根据声响抑制器6的选择性运行的方式，根据听力图4来将频率分量 $f_1$ - $f_8$ 确定为是可听到还是不可听到可以与实际上该频率分量是可听到还是不可听到有所不同。然而总体上，目的是选择性地运行声响抑制器，使得通过根据听力图4的确定以占优势的概率正确地将频率分量 $f_1$ - $f_8$ 识别为可听到或不可听到。

[0051] 当前，两个变形方案特别适用于区分可听到和不可听到的频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，并且由此实现选择性的声响抑制器6。根据图2阐述第一变形方案的实施方式，根据图3阐述第二变形方案的实施方式，在按照图4的实施方式中，两个变形方案彼此组合。此外，在图2-4中，示例性地示出了多个频率分量 $f_1$ - $f_8$ ，该多个频率分量形成一个或多个声响。在此，所示的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 代表实际存在的声响，即，不是经由听筒18输出给用户的声响。这些实际的声响通常直接到达用户的耳道中，但是在此可能由于耳塞18而被衰减。此外，当前，实际的声

响也到达麦克风16,并且利用该麦克风来接收,必要时在控制单元10中进行处理并且经由听筒18输出给用户。

[0052] 图2中,根据第一变形方案,通过不抑制具有低于分别相关的听阈22的水平 $p$ 的那些频率分量 $f_6$ - $f_8$ ,来幅度选择性地运行声响抑制器6,使得仅主动抑制水平 $p$ 位于分别相关的听阈22之上的那些频率分量 $f_1$ - $f_5$ 。为此,将频率分量 $f_1$ - $f_8$ 的相应的水平 $p$ 与听力图4的关联的听阈22进行比较,并且将具有听阈22之上的水平 $p$ 的那些频率分量 $f_1$ - $f_5$ 视为可听到的频率分量 $f_1$ - $f_5$ ,反之将具有听阈22之下的水平 $p$ 的那些频率分量 $f_6$ - $f_8$ 视为不可听到的频率分量 $f_6$ - $f_8$ 。因此,按照相对于听力图4、更确切地说相对于听力曲线 $H$ 的水平 $p$ (即,频率分量 $f_1$ - $f_8$ 的幅度)来进行区分。由此,在该方法期间,仅在听力曲线 $H$ 之上进行对声响的主动抑制,而不是在其下方不必要地进行对声响的主动抑制。

[0053] 附加地,在图2的示例中,还预先给定了最大水平24,该最大水平说明了听力设备2的功率极限,并且不抑制其水平 $p$ 位于最大水平24之上的那些频率分量 $f_4$ 、 $f_5$ 。最大水平24说明了,由于听力设备2的技术局限,从哪个水平 $p$ 起不再有意义地或不再可能进行对相应的频率分量 $f_1$ - $f_8$ 的抑制。例如由于听筒18的最大功率或听力设备2的末级而引起这种技术局限。由于在最大水平24之上不可以利用听力设备2来执行有效的抑制,而是事实上由于超过功率极限而自动产生了有效的抑制,因此在该情况下省去了抑制,并且尽管频率分量 $f_4$ 、 $f_5$ 当前是可听到的,这些频率分量 $f_4$ 、 $f_5$ 仍保持排除在声响抑制器6之外。然而,在输出时,由于功率极限,这些频率分量 $f_4$ 、 $f_5$ 被自动地降低到最大水平24。如从图2中显著地,最大水平24通常位于相应的听阈22之上。但是,这不是强制性的。当前,最大水平24对于所有频率 $f$ 是恒定的,反之在未示出的变形方案中,最大水平24是取决于频率的。如所描述地,对最大水平24的使用独立于所描述的幅度选择性声响抑制器6,并且也可以被排除。

[0054] 图3中,根据第二变形方案,频率选择性地运行声响抑制器6。在此,听力图4还具有一个或多个死区26,在该一个或多个死区内部听阈22分别位于最小水平28之上。现在,频率选择性的运行被实现为不抑制位于听力图4的死区26内部的那些频率分量 $f_4$ ,使得仅主动抑制不位于听力图4的死区26内部的那些频率分量 $f_1$ - $f_3$ 、 $f_5$ 、 $f_6$ 。由此,相应的死区26表征了用户听力特别差的频率范围。然后,通常独立于水平 $p$ 、即独立于水平 $p$ 是否位于听阈22之上或之上,在死区26中不进行对声响的抑制。位于死区26内部的任何频率分量 $f_4$ 被视为是不可听到的,并且也不被抑制。然而,位于所有的死区26外部的频率分量 $f_1$ - $f_3$ 、 $f_4$ 、 $f_5$ 被视为是可听到的并且被主动抑制。

[0055] 通常,听力图4的死区26的延伸从低的频率开始至高的频率结束。在这两个频率之间,听阈22普遍地位于最小水平28之上。图3中示出了总共三个死区26,其中,两个外部死区26位于声学频谱的边缘处并且仅是自然死区26,即,是一般意义上的死区26,并且因此不一定可以归因于听力缺陷。反之,中间死区26是听力缺陷死区,即,可以归因于用户的听力缺陷并且因此是特别意义上的死区26。虽然一般的死区26位于边缘处,并且在那里听力曲线 $H$ 可以说延伸到高的水平 $p$ ,但是与此相比,特别的死区26可以具有听阈22的局部最大值30,并且好像框住了局部最大值30,如这在图3中对于中间死区26便是该情况。

[0056] 根据图4,现在显著地也可将声响抑制器6的幅度选择性运行与频率选择性运行组合。通过叠加这两个设计,然后在听力图中构建一个或多个主动区域32,使得仅抑制既位于死区26外部又位于相应的听阈22之上的那些频率分量 $f_1$ - $f_3$ ,反之不主动抑制其余的频率

范围f4-f6,因为该频率范围本来就不被用户感知。如从图4中显著地,作为可听到的区域hB与死区26的差异量,产生主动区域32。

[0057] 图2-4中,听力图4说明从10Hz到20kHz的频率范围内的听阈22,即,包括与声学频谱相对应的整个频谱。如已经示出的,在听力图的边缘处,即特别是低于20Hz和高于16kHz,无论他们是否听力受损,大多数人的听觉能力通常很差。在此,听阈22通常位于90dB之上,从而在此产生自然死区26。附加地有意义的是,只要有用信号之前本来就尚未与听力设备2分离并且额外地进一步处理,则从一开始就将其中主要可以预期存在有用信号的这种频率范围从声响抑制器6中排除掉。在未明确示出的变形方案中,例如,无论用户在此听力是好还是差,针对语音的频率范围类似于死区26那样不被声响抑制器6抑制。语音通常表示有用信号,因此该有用信号尽可能不被声响抑制器6消除。针对语音的合适的频率范围从300Hz延伸到5kHz或者在从中的子范围上延伸。

[0058] 在所示的图1的实施例中,主动声响抑制器6具有主动噪声抑制(简称ANC),更确切地说,即被构建为这种主动噪声抑制。对应地,通过利用听力设备2的外部麦克风16中的一个或两个来接收噪声并且经由听力设备2的听筒18来反相地输出噪声,声响抑制器6抑制来自环境的噪声。

[0059] 在未示出的变形方案中,主动声响抑制器6具有主动闭塞减少(简称AOR)或者被构建为这种主动闭塞减少,并且通过利用听力设备2的内部麦克风34在用户的耳道中接收噪声并且经由听力设备2的听筒18来反相地输出噪声,来抑制由于用户的耳道闭塞而产生的噪声。图1中,内部麦克风34被示为耳塞18的一部分。在没有AOR的条件下内部麦克风34仅是可选的。

[0060] 附图标记列表

[0061]	2	听力设备
[0062]	4	听力图
[0063]	6	声响抑制器
[0064]	8	能量存储器
[0065]	10	控制单元
[0066]	12	壳体
[0067]	14	存储器
[0068]	15	信号处理器
[0069]	16	外部麦克风
[0070]	18	听筒
[0071]	20	耳塞
[0072]	22	听阈
[0073]	24	最大水平
[0074]	26	死区
[0075]	28	最小水平
[0076]	30	局部最大值
[0077]	32	主动区域
[0078]	34	内部麦克风

---

[0079]	f	频率
[0080]	f1-f8	频率分量
[0081]	H	听力曲线
[0082]	hB	实际可听到的区域
[0083]	nB	实际不可听到的区域
[0084]	p	水平

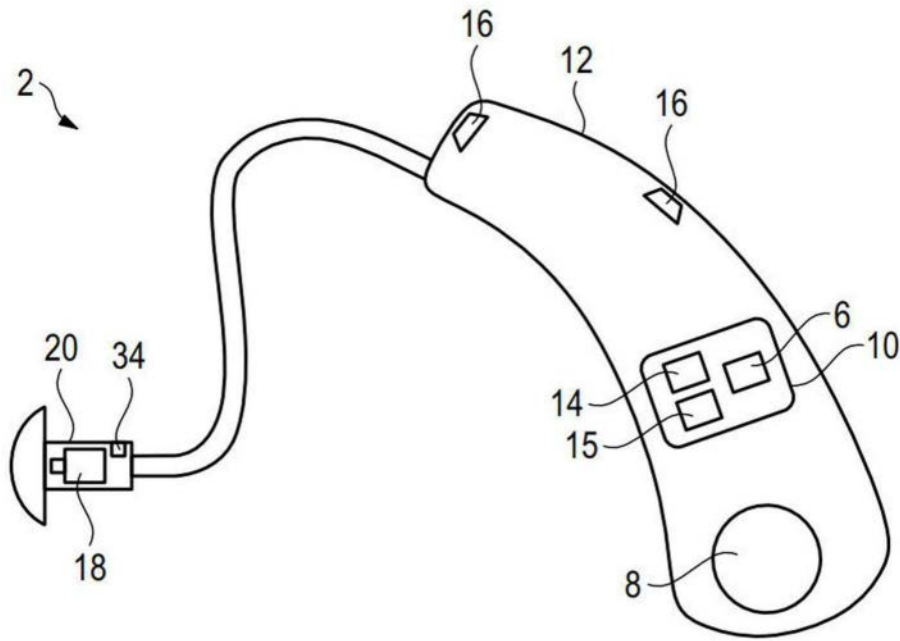


图1

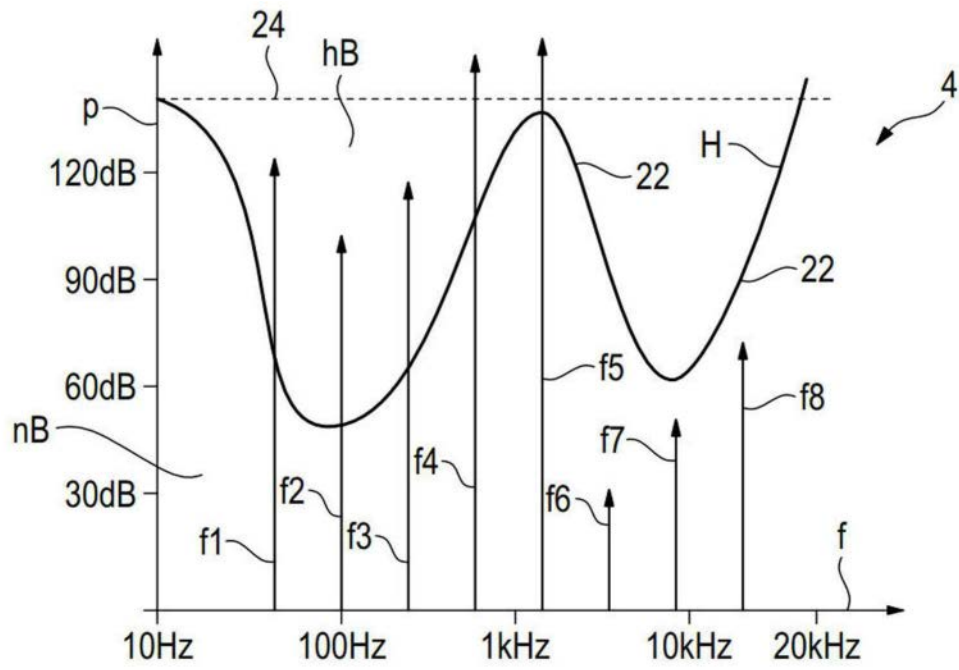


图2

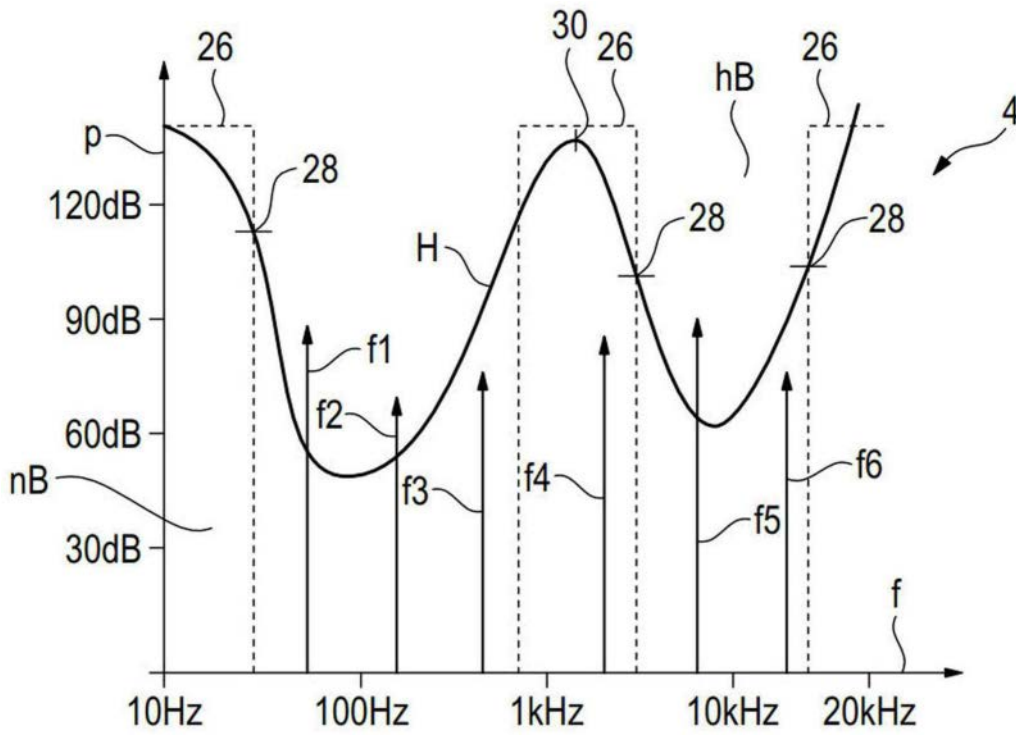


图3

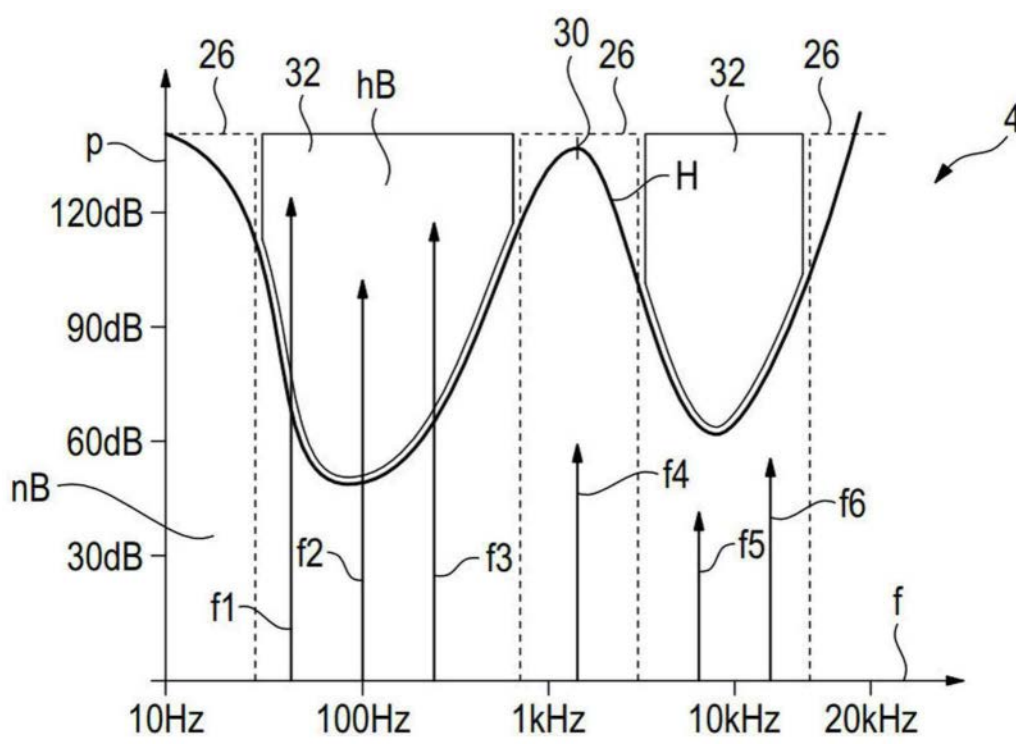


图4