

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61F 11/00 (2006.01)

H04R 25/00 (2006.01)

A61B 5/12 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410088176.3

[45] 授权公告日 2007年7月4日

[11] 授权公告号 CN 1323653C

[22] 申请日 2000.3.17

[21] 申请号 200410088176.3

分案原申请号 00807081.4

[30] 优先权

[32] 1999.3.17 [33] AU [31] PP9275

[73] 专利权人 柯廷技术大学

地址 澳大利亚本特利

[72] 发明人 保罗·B·戴维斯

[56] 参考文献

EP0820211A1 1998.1.24

US5795287A 1998.8.18

US5403262A 1995.4.4

CN1090159A 1994.8.3

审查员 田蕴青

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 黄小临 王志森

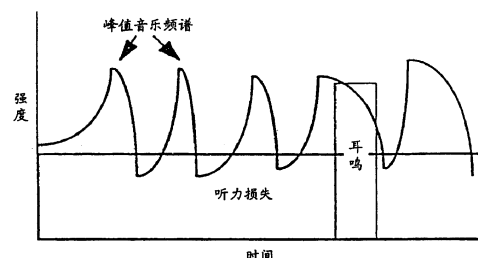
权利要求书 5 页 说明书 17 页 附图 5 页

[54] 发明名称

耳鸣康复装置

[57] 摘要

本发明公开了一种耳鸣方法和装置，用于为遭受耳鸣困扰影响的患者提供缓解。该方法完全可以在根据预定屏蔽算法频谱修改声音信号的软件中实施，该屏蔽算法修改选定频率上的声音信号强度。预定屏蔽算法被描述为：提供了耳鸣的断续屏蔽，其中，在舒适的听力级上，在声音信号的峰值期间，耳鸣基本上被完全遮蔽，而在声音信号的声谷期间，耳鸣感受偶尔显露。实际上，已经发现这种断续屏蔽为患者提供了缓解、控制和放松的快速感觉，同时能够使适应耳鸣的感觉和长期疗效出现。另一方面，使所述的预定屏蔽算法作调整以适应于患者听力测定配置。例如，使所述的预定屏蔽算法部分地适合患者的听力损失特征。本发明还公开了一种与个人声音重放系统共同使用的耳鸣康复装置。



1. 一种用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，包括：

信号产生器，用于通过音频强化在人具有不足的听力的频率范围中的信号中的频率分量来产生治疗信号，并且通过在人的通常听力范围内包括相干的信号分量来改善在所述治疗信号中的任何讨厌的特征。

2. 根据权利要求1的用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中还通过衰减在人的听力较少地不足的频率中的信号来进一步改善在所述治疗信号中的任何讨厌的特征。

3. 根据权利要求1的用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述听觉系统紊乱是耳鸣，并且所述治疗信号是屏蔽信号。

4. 根据权利要求3的用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号包括实质类似于耳鸣的频率。

5. 根据权利要求1的用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是高动态信号，其频谱内容和强度随时间恒定变化。

6. 根据权利要求5的用于产生用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是音乐信号。

7. 根据权利要求1的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号针对遭受以降低的对声音的容忍能力为特征的条件的人。

8. 根据权利要求7的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述条件包括听觉过敏。

9. 一种用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，包括：

信号产生器，用于产生治疗信号；以及

输出装置，用于将病人暴露到治疗信号；

其中在施加于病人期间对所述治疗信号进行操纵，以便在神经级上修改病人的听觉系统紊乱的感受，其中病人随着时间逐渐对听觉系统紊乱不敏

感，因此使得病人习惯于听觉系统紊乱。

10. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中对于病人具体定制治疗信号。

11. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中治疗信号包括对于病人的每个耳朵具体定制的分量。

12. 根据权利要求 11 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中以双耳平衡的方式来提供治疗信号。

13. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是高动态信号，其频谱内容和强度随时间恒定变化。

14. 根据权利要求 13 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是音乐信号。

15. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号至少包括积极治疗部分，该部分针对病人的情况在频谱上被修改。

16. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号至少包括消极治疗部分，以便积极治疗部分的提供对于病人更舒适并且可能不被病人感受到，由此通过在治疗期间逐渐增加对于听觉系统紊乱的暴露，病人变得习惯于听觉系统紊乱。

17. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述听觉系统紊乱是耳鸣，所述治疗信号是屏蔽信号。

18. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是音乐信号。

19. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号针对遭受以降低的对声音的容忍能力为特征的条件的人。

20. 根据权利要求 19 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述条件包括听觉过敏。

21. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治

疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号被间歇地施加到病人以提供其中积极地治疗听觉系统紊乱的积极治疗周期和其中听觉系统紊乱可以存在但是不必然由病人感受到的消极治疗周期。

22. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，还包括经由外部器件来提供治疗信号。

23. 根据权利要求 22 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述外部器件包括头戴受话器、耳机或无线耳机。

24. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，还包括经由内部器件来提供治疗信号。

25. 根据权利要求 9 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，还包括经由助听器来提供治疗信号。

26. 一种用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，包括：

测量装置，用于测量病人的听力损失特征；

计算装置，用于计算在每个耳朵中的每个频率处的每个听力阈值的最佳增益；以及

信号滤波器，用于向动态输入信号施加等高曲线以获得单独地指定的理想输出信号。

27. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中输出信号的至少主要部分的中心接近病人的听力配置的两个极端的中点。

28. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中考虑 dBHL 到 dB SPL 的相关转换值、最佳增益倍增器函数或频率相关的响度加权曲线以提供在每个耳朵中的信号的平衡感受。

29. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中听觉系统紊乱是耳鸣，通过当音频信号进入佩戴者的耳朵时在频谱上修改所述音频信号而产生输出信号。

30. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述听觉系统紊乱是耳鸣，以及所述输出信号

是屏蔽信号。

31. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是高动态信号，其频谱内容和强度随时间恒定变化。

32. 根据权利要求 31 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是音乐信号。

33. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中中心确定是两边确定中心，并且通过下列方式被执行：确定病人的最大听力耳并且记录在最大听力损失频率区域处的听力阈值；确定最小听力损失耳并且记录在最小听力损失频率处的听力阈值；以及计算在两个极端之间的中点以限定基线，从该基线能增加或减去大致相等数量的声音能量，由此在最小化失真的同时最大化可用范围。

34. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中通过确定期望的耳朵的最坏听力阈值区域和同一耳朵的最好听力阈值区域之间的中点来进行中心确定，以便限定基线值，从该基线值能增加或减去大致相等数量的声音能量，由此在最小化失真的同时最大化可用范围。

35. 根据权利要求 26 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中通过在两个不同信号之间的时间上的相关性来保持在每个耳朵中的信号的感受。

36. 一种用于产生用于治疗耳鸣的治疗信号的装置，包括：

信号产生器，用于通过音频强化在人具有不足的听力的频率范围中的信号中的频率分量来产生治疗信号，所述治疗信号包括实质类似于耳鸣的频率。

37. 根据权利要求 36 的用于产生用于治疗耳鸣的治疗信号的装置，还包括：通过在人的通常听力范围内包括相干的信号分量来改善在所述屏蔽信号中的任何讨厌的特征。

38. 根据权利要求 37 的用于产生用于治疗耳鸣的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是音乐信号。

39. 根据权利要求 36 的用于产生用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的治疗信号的装置，其中所述治疗信号是高动态信号，其频谱内容和强

度随时间恒定变化。

## 耳鸣康复装置

本专利申请是申请日为2000年03月17日、申请号为00807081.4、题为“耳鸣康复装置和方法”的专利申请的分案申请。

### 技术领域

本发明涉及一种耳鸣康复装置和方法，用于对遭受耳鸣的烦扰影响的人们提供缓解手段和治疗，特别是，尽管不是专门地，涉及采用断续屏蔽耳鸣的方法和装置。

### 背景技术

耳鸣是没有任何相应外部声音时的一种声音感受。最普遍的感受是振鸣、蜂鸣、沙沙声，不过也可以感受为拍打或敲击感觉。患有耳鸣的人们中的约三分之一受到该感受的重度烦扰。耳鸣的连续感受可以导致失眠、不能休息、忧虑症状(state and trait)、抑郁、以及在极端情况下甚至自杀。经常与耳鸣紧密关联的是听觉过敏，即，对外部声音极其不能容忍，甚至是日常的轻声。该苦恼情况甚至可能作为耳鸣的前兆出现，它们被认为享有相同的潜在起因。因而，在本文中对耳鸣的每次引用应当被理解为包括听觉过敏的现象或对大声不适的其它类型。

目前只有很少的对耳鸣患者有效的治疗方法，其中大多数仅仅是“you'll have to live with it(你得学会与耳鸣生活)”之类的劝告。大多数患者认为与其耳鸣相比他们可能更容易忽视外部声音。一个减轻病症的方法是使用助听器之类的装置，以产生完全屏蔽耳鸣感觉的噪声波段。这产生了缓解的感觉并控制了约一半病人的耳鸣，但通常没有长期效果。昂贵的价格(约A\$1500)和美学考虑限制了使用这种可行治疗手段的患者比例。对耳鸣范围内的外部声音存在听力损失经常是指在耳鸣可以被屏蔽之前屏蔽噪声必须是烦人的大声，与耳鸣本身相比该噪声被认为好不了多少。

在过去的四年中，已经公开了一种神经生理学处理耳鸣的一种新认识，强调在苦恼的耳鸣出现时神经路径的作用以及使用这种神经可塑性重新训

练其感觉的可能性。这又称为“耳鸣重新训练疗法”或 TRT。在这种技术中，给患者高强度的劝告，并使用不完全屏蔽耳鸣的音量的噪声生成器。在某些病人中已经实现长期减少耳鸣烦扰，但在任何实际疗效出现之前该处理通常需要花费 18 个月。TRT 还能够提供非常短时间的耳鸣缓解的感觉，但不能缓解有关的睡眠失调和不能休息的问题。

与本发明最接近的现有技术是由 Starkey Corp 开发的“Silentia Set”，它是一对助听器装置，在就寝时间通过枕头下的感应回路从立体声系统无线接收信号。该系统用记录的高频噪声波段（“水声”）、潺潺噪声、交通声和音乐来屏蔽耳鸣，然而 Silentia Set 的高价格使许多患者不能使用它。

使用音乐进行声音治疗的其它现有技术是由 Alfred A. Tomatis 开发的 Tomatis 方法和听觉综合训练 (Auditory Integration Training)。虽然这两种方法不是为耳鸣的治疗设计，但这两种方法在改进用于听觉紊乱的音乐方面具有某些相似性。Tomatis 方法利用由 Alfred Tomatis 开发的“电子耳” (US4, 021611)。它起源于听觉系统如何工作的极过时的模型，并且已经被听力学组织广泛披露。听觉综合训练基于 Tomatis 方法，但是要给予极响的音乐，可能造成听力损坏，重要的是使用该技术的装置已经被美国食品和药品管理局所禁止。

## 发明内容

本发明的目的是提供一种更有效的康复技术和用于耳鸣患者的装置，这种技术和装置符合当代以耳鸣为症状的听觉系统潜在病理学的认识。

在本说明的全文中，包括一切地使用术语“包括”，在该意义上，可以有包含在本发明中的，在顺序定义或说明的特征或步骤中未明示定义或说明的其它特征和 / 或步骤。这些其它特征和 / 或步骤可以包含的内容，在作为整体阅读说明书后将会明白。

根据本发明的一个方面，这里提供了一种用于提供对于听觉系统紊乱的治疗的方法，包括：通过音频强化在人具有不足的听力的频率范围中的信号中的频率分量来产生治疗信号，并且通过在人的通常听力范围内包括相干的信号分量来改善在所述治疗信号中的任何讨厌的特征。

根据本发明的另一个方面，提供了一种用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗的方法，包括：将病人暴露到治疗信号；操纵将治疗信号施加于病



人，以便在神经级上修改病人的听觉系统紊乱的感受，其中病人随着时间逐渐对听觉系统紊乱不敏感，因此使得病人习惯于听觉系统紊乱。

根据本发明的另一个方面，提供了一种用于提供对于病人的听觉系统紊乱的治疗方法，包括：测量病人的听力损失特征；计算在每个耳朵中的每个频率处的每个听力阈值的最佳增益；并且向动态输入信号施加等高曲线以获得单独地指定的理想输出信号。

根据本发明的另一个方面，提供了一种治疗耳鸣的方法，包括：通过音频强化在人具有不足的听力的频率范围中的信号中的频率分量来产生治疗信号，所述治疗信号包括实质类似于耳鸣的频率。

然而，在本发明的另一个软件实施例中，计算声频信号的各个调整方式 (prescription) 的算法可以与上述算法不同。本发明的这些另外的实施例符合基本临床技术，该技术用来提供声频信号强度的修改以解决特别用于耳鸣及听力过敏的缓解和 / 或治疗的听力级。

该装置最好与个人音乐播放机 (PMP) 共同使用，并且具有适于连接到 PMP 的声频输出耳机插孔上的一个输入。该装置最好具有可以与标准的 PMP 耳机连接的标准耳机插孔。另一方面，发射机可以用来将信号发射给放置在耳道内、外耳区域、耳朵后面或比较接近耳朵的某些其它区域的无线接收机。

## 附图说明

为了便于更加详细地理解本发明的特点，下面将参照附图仅以实例方式详细说明耳鸣康复装置和方法的优选实施例。

图 1 是音乐记录和典型的现有技术耳鸣屏蔽器的长期频谱的图示；

图 2 是典型患者的听力阈值和使用屏蔽算法的第一实施例所计算的它们所需的均衡曲线；

图 3 是图形显示使用音乐的断续耳鸣屏蔽的示意图；

图 4 是上述的患者听力阈值的图示和使用屏蔽算法第二实施例所计算的它们所需的均衡曲线；

图 5 是本发明的耳鸣康复装置可能的实施例的方框图；

图 6 和 7 是提供本发明的一个耳鸣康复录音的一个优选方法的流程图。

## 具体实施方式

耳鸣屏蔽在广义上可以被定义为用外部声音遮蔽耳鸣感觉。助听器仅能够为大约 10% 的患者提供环境噪声屏蔽的有效形式。耳鸣屏蔽器有效性的最可靠的听力测定手段是恰好屏蔽个人耳鸣所需的噪声音量。该方法被称之为最小屏蔽级 (“MML”)。在成功屏蔽的最重要标准之中是屏蔽刺激的可接受性与其 MML 成反比, 以及该刺激必需是对于耳鸣的足够舒适的替代物。在本发明人的临床实践中, 一些患者已经报告尝试使用音乐来找到他们耳鸣的缓解, 但是经常发现屏蔽他们耳鸣所需的音量强度是不可接受的。这些人中大多数趋向具有陡峭斜率的听力损失特征, 和几乎与最大听力损失频率的边沿相当的耳鸣音调。以前使用音乐的尝试总是不能成功的原因之一可能是高频听力损失与耳鸣的极高的同时发病率 (co-morbidity)。

通常, 斜坡高频听力损失的出现将意味着, 在放松的 (relaxing) 声音音量级上, 只能听到音乐的低音调成分, 因此对屏蔽有用的任何音乐性和高频的感觉被禁止。图 1 示出了音乐记录和典型的现有耳鸣屏蔽器 (Starkey TM5) 的长期频谱。一个声级分析器用来平均 64 秒钟时段的两个记录的每一个的响应。然后在 1kHz 处匹配频谱, 以便在不考虑总声压级的情况下, 能够进行两个频谱的频率构成的比较。如图 1 所示, 如果屏蔽器被假定是对听力受损收听者的最佳频率响应, 则未过滤的音乐具有不足的高频能量和过多的低频响应。因此, 本发明人已经开发了一种耳鸣屏蔽协议, 该协议修改声频信号的频率响应特征, 以克服传统的耳鸣屏蔽的缺陷。

尽管下面的说明主要是参照修改音乐的频率响应特征作出的, 但是应当明白本发明的耳鸣屏蔽协议也可以应用于其它类型的适合耳鸣屏蔽的声频信号, 或者用于提供用于耳鸣的听觉刺激和不用屏蔽的听力过敏治疗。此外, 考虑到传统的助听器型屏蔽器的较高价格, 下面的说明将特别强调使用传统的插入式或无线式耳机系统或者与合适的个人声音重放系统相结合的插入式耳机, 这些个人重放系统是例如用于盒式录音带的高保真个人音乐播放器 (PMP)、CD 或 MP3 录音。在澳大利亚, 高保真 PMP 零售成本约为传统的双耳屏蔽器成本的十分之一。然而, 应当明白, 本发明的耳鸣屏蔽协议还适用于传统的助听式屏蔽器。该技术还可适用于助听器中的附加用户程序的设置, 或者可以将修改的信号经耳鸣患者的助听器电线圈或感应线圈装置发送给耳鸣患者。

除了 PMP 的低成本和高度的便携性之外, 它们通常拥有具有长行程

(long-throw)换能器的小耳机,使其保真性能比大部分自由场扬声器系统更高。此外,耳机通常比扬声器更有效,因为它们阻止了经自由场发生的高频声的大量衰减。耳廓 PMP 耳塞位置的改变已经显示,对 KEMAR (用于听觉研究的 Knowles 电子模型)中测量的定音扫描的频谱成分具有非常有限的影响。

在耳鸣屏蔽协议的开发中,所需的扩展较高频率刺激提出了将听力敏度图结果转换为所需的真实耳朵响应的难题,因为对于 10 和 12kHz 纯音的和窄带噪声刺激的 dB HL 至 dB SPL 之间的转换至今还没有国际公认的标准。制造商的 Modsen OB 822 听力计的校准说明被用来推断供一个电话 TDH 39 头戴耳机和 MX41/AP 缓冲垫(cushion)使用的需要值。听力计由此被专业校准。对于 10kHz 的数值是 50dB HL=59.5dB SPL, 12kHz 的数值是 50dB HL=61dB SPL。低于 10kHz 的所有 ISO 听力级频率按相关的澳大利亚标准(AS 1591.2-1987)校准。表 1 列出了用于将 dB HL 转换到 dB SPL 的反向格式中的转换/校准值。

表 1

	频率										
kHz	0.2 5	0.5	1	1.5	2	3	3	6	8	10*	12*
dB	25. 5	11. 5	7. 0	6.5	9.0	10. 5	10.5	16.5	12. 0	9.5	11.0

本发明人开发的第一耳鸣屏蔽协议(TMP1)的再一个特征是半增益规则的自适应,因而当仅补偿听力亏损约一半时可以非常有效地进行听力损失的放大。该规则支配最新的助听器治疗实践。TMP1 试图将集中在个人的耳鸣音调周围的声能最大化,并且“平衡”头戴耳机输出以校正任何不对称听力损失。再一个目的是能够得到人头部的屏蔽刺激的平衡感觉,而不是在类似传统的非相关的耳鸣屏蔽的耳朵能级上。

所有的 PMP 具有远远超过在助听器中可得到的音量控制范围,所以 TMP1 不需要指定绝对增益轮廓。然而,PMP 通常没有左/右平衡控制,因此这会减少不对称听力损失情况下的它们的可接受性及其相关联的响度复原。当 TMP1 公式的目的是使屏蔽个人的耳鸣所需的音乐或噪声的感觉响度最小化

时，只需要在这些重放系统中再现声音时，指定用于每个耳朵的相关频率响应特征，而不提供每个立体声声道定的个别控制。

应用于 TMP1 的程序如下所述：

(i) 通过附加表 1 中的转换值，将每个频率的个人纯音听力级阈值转换到 dB SPL。

(ii) 选择伤害最重耳朵中的耳鸣音调匹配频率，用作基线计算的最大点。较轻听力损失耳朵的两个邻近的最好听力阈值总是被选择为计算的最小点。当使用纯音 (pure tone) 未发现可靠音调匹配时，用两个邻近的最佳听力频率的平均数来替代。因而，基线构成两个最大听力测定极端之间的中线值。

(iii) 通过从用于每个频率和每个耳朵的听力阈值 (以 dB SPL 表示) 减去基线，导出最后的均衡值。因而用于耳鸣音调不能可靠确定的患者的算法是：

$$\text{基线} = 0.5 (A - B) + B$$

$$\text{所需均衡, REQ} = 0.5 \{ \text{SPL}_{(0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12\text{kHz})} - \text{基线} \}$$

用于非音调耳鸣的算法是：

$$\text{基线} = 0.5 (C - B) + B$$

$$\text{REQ} = 0.5 \{ \text{SPL}_{(0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12\text{kHz})} - \text{基线} \}$$

其中

A = 耳鸣音调匹配的频率上的听力阈值 (dB SPL)。

B = 2 个邻近的最小听力损失频率上的平均 dB SPL。

C = 2 个邻近最大听力损失频率上的平均 dB SPL。

### 实例 1

图 2 是典型个人听力级、耳鸣与所需 TMP1 均衡曲线之间关系的图示。该个人听力级具有陡峭斜度高频双侧听力损失和 10,000Hz 的耳鸣，二者均在左侧较大。所以所需的均衡曲线围绕着均衡器的基线，通过增加高频增益量和相对地衰减低频可以部分校正听力损失。当听力损失和耳鸣在左边更差时，该耳朵接收相对高的放大。由于响度感觉的异常增大经常伴随着感觉神经听力损失，(复原 (recruitment)，和 / 或出现听力过敏)，因此不可能提供完全的听力级校正，因为这可能超过了个人的响度不适级。

然后，在录音带上产生用于人 PMP 的耳鸣康复录音。在该过程中使用立体声频率均衡器 (Genexxa 31-9082)，它包括每个声道的十个可调整的频段，分别具有 0.031, 0.062, 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4, 8, 16kHz 的中心频率。每个控制具有 + 或 -12dB SPL 的范围。该均衡器体现“EQ 记录”功能特征，所以在记录之前声频信号可以通过均衡器电路。根据如 TMP1 算法计算的特定的个人均衡值，将用于十个频段每个的均衡器的控制设置为均衡器左声道中用于左耳的计算值，和右声道中设置的右耳值。从广播品质录音机输出的立体声被接入立体图形均衡器，该均衡器然后将其输出送到另一个高保真盒式带舱，用于记录到高保真盒式录音带上。双引线 and 立体声 RCA 连接器被用来保证 L/R 声道分离。

制作音乐和白噪声的修改录音，以在临床试验中供 30 个参与者使用。每个参与者被告知有关屏蔽治疗所含原理并且告知了使用耳鸣康复录音可能的好处。将具有标准插入式耳机 (索尼 MDR E552) 的新 PMP 发给每个参与者，这种耳机固定在外耳中因而不需要头带。然后执行声峰值级分析测量。在 PMP 播放他们的定制磁带时，要求他们缓慢地调高音量直至他们正好不再感觉到他们自己的耳鸣。将该声级标记在音量控制轮上。每个参与者被告知如果他们随后需要调高音量超过被标记位置，要通知听力学家。如果残余抑制出现当他们发现他们逐渐需要较小的音量就可以完全屏蔽时，鼓励他们在每次屏蔽过程中进行下调音量控制的试验。

给一组参与者一个噪声带，而给另一组参与者一个音乐带。虽然两个治疗组在治疗之前具有相同的耳鸣痛苦程度，但治疗中期音乐组显示了非常明显的改善，而且这些好处在治疗后跟踪的两年中得到保持。噪声组也显示了某些改善，但与音乐组比较则不突出。96% 的参与者认为他们的音乐或噪声带是一个有效屏蔽器，与传统的耳声级耳鸣屏蔽器相比这是一个非常高的接受率。

在某些情况中，TMP1 似乎呈现响度的不平衡感觉，这里个人具有很大的听力间不对称性。耳朵真实的响度感觉可能偏离预定的响应，其原因是在频率范围不同点上的响度差值的感觉的。还被认为助听器的半增益规则最好适用于中度听力损失人群，以及轻度听力损失也许仅需要三分之一的增益。此外，还可能是，在耳鸣患者中响度现象的复原 (recruitment) 可能比非耳鸣患者大，特别是考虑到听力过敏与畏声 (畏惧外部声音) 的高的同时发病

率。这些因素暗示 TMP1 可能对听力损失过补偿，以及需要进一步修改以选择最佳疗法。

TMP1 算法的主要目的是以最小的可能 MML 产生一个可接受的耳鸣替代物，以及调整听觉间不对称性。然而，后来意识到如果只根据最大和最小听力级执行所需均衡响应的应用，则改进的屏蔽算法将是更强健的，因而试图在所有频率上提供较为相等的感觉级。TMP1 研究的数据表明音乐组的 44.4% 和噪声组的 28.6% 的参与者偏爱将录音磁带的音量设置在仅仅部分屏蔽他们的耳鸣的等级上。尽管教导他们最佳设置是完全屏蔽，但是还是发生了上述情况。两种刺激之间的屏蔽级偏爱的差异也暗示，音乐和噪声在耳鸣仍将被部分感觉到的音量级上使用，音乐比噪声更可被接受。尽管历史的方法是完全屏蔽耳鸣，以及当前的临床趋势是部分屏蔽，但本发明人基于断续屏蔽开发了一种改进的耳鸣屏蔽协议。由于音乐是高动态信号，因此它呈现部分屏蔽的音乐强度可以有效构成断续屏蔽的一种形态的可能性。使用音乐信号断续耳鸣屏蔽的图示在图 3 中示出。

不希望进行理论界定，但相信用轻松刺激(比如音乐)断续屏蔽耳鸣在心理上以及在听觉或神经级上可能是有效的。理论上，用音乐断续耳鸣屏蔽构成一种系统性降低敏感性的一种形态是可行的。在放松状态中，根据音乐峰值级的波动，听者可能有另一种感觉，而不是感觉耳鸣。音乐的可预知性可能意味着即使在音乐的“声谷”中也不会有意识地感觉到耳鸣。此外，耳鸣可以从音乐中足够经常地“再现”，以至能产生适应。但是音乐信号的进行中的动态特性避免该有限暴露被扰乱，这可以减少任何边缘系统增强。因而，所建议的放松音乐断续屏蔽技术可以通过促进控制感觉的附加机制来提高协作效果，减少一般的忧虑程度，和提供导致减少对耳鸣本身的恐惧的自动催眠的形式。因此，发展了被设计来产生耳鸣断续屏蔽的基于耳鸣重新训练协议(TRR)的改进屏蔽算法。

实际上，TMP1 算法的半增益规则的使用似乎是上述的用于听力的过补偿，有时，制作录音似乎是不平衡的或者是“弱声”的。相反地，存在一些暗示三分之一规则不提供足够均衡的因数。与通常可以从传统耳鸣屏蔽器中可以得到的能量相比，长期音乐频谱具有相当少的高频能量，并且最大的听力损失通常也集中在该区域内(参见图 1)。因此，增益的实质减少将防止实现足够的高频均衡，从而克服音乐频谱的限制和听力损失的影响。因此，由

于半增益规则有时过度，而三分之一增益规则对于长期耳鸣重新训练的改进音乐的目的可能不足，因此通过加入 0.4 增益系数 (M) 选择一个中间值。

为了进一步促进在音乐信号全频谱的相等感觉级的提供，改进的 TRP 算法采用 ISO 等响度曲线 (ELC)。ELC 转移值根据离散频率 (国际标准协会, 1961) 校正响度感觉的任何差值。选择 40 声 (phon) 等高曲线是因为早期研究发现，在全屏蔽条件下，平均受试者的定制音乐录音显示 45.7dB SPL 的 RMS。由于 8dB 是近似感觉响度的两倍，因此推定 37.7dB 是阈值与全屏蔽之间的中点，从而断续屏蔽的强度代表将和轻柔的那些一起出现，以缓和斜面听力损失。利用 40 声响度曲线是因为它最接近该中点，以及较低值曲线的选择还促进补偿响度复原。

标准听力测定过程是使用 TDH39 头戴耳机获得听力阈值，其结果按 dB HL (听力级) 表示。然而，指定助听器特征的惯例是利用 dB SPL (声压级) 值。所以，在 6cm 头戴耳机中获得的听力阈值 (dB HL) 需要用表 1 中的附加的转换值转换成 dB SPL。

然后用 40 声响度曲线值对这些转换值求和。所得到的转换 / 校准值在表 2 中示出。

表 2

kHz	频率											
	.25	.5	.75	1	1.5	2	3	4	6	8	10	12
校正	23.5	7.5	5.5	7	6.5	7	5.5	2.5	16.	21	16.	13
									5		5	

耳鸣重新训练协议 (TRP) 算法是上述第 10 页给出的 TMP1 算法的修改，如下所述：

$$REQ = 0.4 \{ELC + SPL_{(0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 12kHz)} - \text{基线}\}$$

$$\text{其中：基线} = 0.5(A - B) + B$$

A = 最大听力损失耳朵中的两个邻近最大听力损失频率上的平均 dB SPL。

B = 最小听力损失耳朵中的两个邻近最小听力损失频率上的平均 dB SPL。

SPL = 听力阈值 (dB HL)，被转换到 dB SPL。

ELC = 用于 40 声等响度曲线的转换值。

另一方面，患者的听力阈值可以使用 1/3 八度音 (octave) 窄带噪声来获得，并且增益系数 (M) 变成 0.7 (或 0.5 至 0.95 范围之间)。

应用 TRP 的过程如下所述:

(i) 细读个人听力敏度图, 以确定最大听力损失耳朵的两个邻近最大听力损失频率 (A), 以及最小听力损失耳朵的两个邻近最小听力损失频率 (B)。

(ii) 通过加上图 1 中的转换值(第 9 页), 将这四个 dB HL 转换到 dB SPL。

(iii) 然后按 dB SPL 计算最大听力损失耳朵的两个邻近最大听力损失频率 (A) 的 dB SPL 平均值, 以及对最小听力损失耳朵的两个邻近最小听力损失频率 (B) 重复该过程。

(iv) 通过从 A 中减去 B 计算中值, 然后将数值减半, 并将结果加到 B 值上。就得到 TRP 基线。

(v) 然后将取自听力敏度图的所有 dB HL 阈值加到上述的是 ISO 40 声 ELC 校正值和 dB HL 对 dB SPL 转换函数总和的表 2 中。这样就依据每个离散频率上的有关刺激的感觉响度产生了听力的量度。该数值是按 dB SPL 表示的, 以便可以在图形均衡器的 24dB SPL 范围内确定预期均衡频率响应。

(vi) 然后从每个变换阈值中减去基线值, 并按 0.4 增益规则乘以其结果。对右耳的每个频率重复该处理。

(vii) 然后利用这些值手工调整图形均衡器, 使其具有在左声道中使用的左耳所需的均衡响应 (REQ), 和在均衡器的右声道中使用的右耳 REQ。

## 实例 2

为论证 TMP1 如何解释陡峭斜度的不对称听力损失(参见上述实例 1)而选择的参与者的听力敏度图, 还被选择来论证: TRP 算法如何修改选定频率上的声音信号的强度, 以提供耳鸣断续屏蔽。下面的表 3 和表 4 示出了利用上述算法分别对左耳和右耳的每个频率的计算。基线计算如下所述:

$$\begin{aligned}
 \text{基线} &= 0.5(A-B) + B \\
 &= [0.5(L\text{ SPL}_{10} + L\text{ SPL}_{12}) - 0.5(R\text{ SPL}_{0.5} + R\text{ SPL}_{0.75})] \times 0.5 + 0.5(R\text{ SPL}_{0.5} + R\text{ SPL}_{0.75}) \\
 &= [0.5(89.5+91) - 0.5(1.5+8.5)] \times 0.5 + 0.5(1.5+8.5) \\
 &= (90.25-5) \times 0.5 + 5 \\
 &= 47.625
 \end{aligned}$$



表 3

校正和计算								
L 频率 (Hz)	P's dB HL	P's SPL=	ELC&SPL 转换函数	=	-	=	× 0.4	=REQ
基线								
250	5		23.5	28.5	47.625	-19.15	× 0.4	-7.66
500	-10		7.5	-2.5	47.625	-50.15	× 0.4	-20.06
750	2.5		5.5	8	47.625	-39.65	× 0.4	-15.86
1000	15		7	22	47.625	-25.65	× 0.4	-10.26
1500	25		6.5	31.5	47.625	-16.15	× 0.4	-6.46
2000	40		7	47	47.625	-0.65	× 0.4	-0.26
3000	65		5.5	70.5	47.625	-22.85	× 0.4	9.14
4000	60		2.5	62.5	47.625	14.85	× 0.4	5.94
6000	60		16.5	76.5	47.625	28.85	× 0.4	11.34
8000	60		21	81	47.625	33.35	× 0.4	13.34
10000	80	89.5	16.5	96.5	47.625	48.85	× 0.4	19.54
12000	80	91	13	93	47.625	45.35	× 0.4	18.14

表 4

校正和计算								
L 频率 (Hz)	P's dB HL	P's SPL=	ELC&SPL 转换函数	=	-	=	× 0.4	=REQ
基线								
250	20		23.5	43.5	47.625	-4.15	× 0.4	-1.66
500	-10	1.5	7.5	-2.5	47.625	-50.15	× 0.4	-20.06
750	0	8.5	5.5	5.5	47.625	-41.12	× 0.4	-16.85
1000	5		7	12	47.625	-35.65	× 0.4	-14.26
1500	0		6.5	6.5	47.625	-41.15	× 0.4	-16.46
2000	15		7	22	47.625	-25.65	× 0.4	-10.26
3000	45		5.5	50.5	47.625	2.85	× 0.4	1.14
4000	30		2.5	32.5	47.625	-15.15	× 0.4	-6.06

6000	30		16.5	46.5	47.625	-1.15	× 0.4	-0.46
8000	20		21	41	47.625	-6.65	× 0.4	-2.66
10000	60		16.5	76.5	47.625	28.85	× 0.4	11.54
12000	75		13	88	47.625	40.35	× 0.4	16.14

两个耳朵的 REQ 均衡曲线在图 4 中示出。将图 4 与图 2 比较可以确认人的左右耳听力阈值 [HTL(SPL)] 曲线是相同的。

第二临床研究是在 90 个耳鸣患者参予的情况下实施的。将参试者随机地按组分配到四个治疗组的一个中：一组试验第二生成完全屏蔽算法 (TMP2)，一组试验耳鸣重新训练算法 (TRP)，一组按经验测量使用低能级宽带噪声刺激的当前 TRT 方法，一个准对比组只接受劝告 (Counselling)。第二项研究超过了预期效果，使用频谱修改音乐的超过四分之三的参试者感受到明显的适应性。在所有治疗组的临床成果中，采用读书疗法和 TRT 方式劝告的得到明显改善。然而，对于大多数参与者，只接受劝告的则出现不充分的治疗。重要的发现是 TRP 组体验了耳鸣痛苦的最平均的改善。TMP2 刺激组最初显示更快的改善，但是 TPR 组的更渐进的收效则持续更长的时间，最终效果也最好。在治疗后和跟踪过程发现，噪声与只进行劝告组之间存在很少的差别，尽管只进行劝告组所感受的平均改善最终没有统计学意义。虽然所有治疗组都记录了贯穿整个治疗期间的耳鸣痛苦的平均减少，但两个音乐组最终显示最有疗效。两个音乐组的接近四分之三的参与者体验到明显适应他们的耳鸣 (TMP2=78.6% , TRP=75%)。

对于两个音乐组在听力过敏值方面都大大减小，对于噪声组则只有轻微的减小。没有听觉刺激的组 (只劝告) 显示在相同期间听力过敏增加，这有力地表明听觉刺激的供应是听力过敏改善的关键因素。音乐组参与者经常报告他们的听力过敏程度往往比他们的耳鸣感受改善得更快。

因此该临床研究暗示用音乐的全屏蔽可以更有效地促进痛苦和放松程度的快速改善，尽管用音乐的断续屏蔽在一些测量中被最终证明更有疗效。这表明两级方法也许最有效，因而患者最初应当使用全屏蔽算法给予缓解和控制的较强感受，最后转换到断续屏蔽以消除耳鸣察觉。

在该临床研究中，使用预定的屏蔽算法对预先录音的音乐进行频谱修改，然后再录音到参与者使用的盒式录音磁带上。考虑到一些州和国家中的

潜在的版权侵权问题，这种方法对于广泛的临床使用是不可能被接受的。从选择的录音公司购买版权进行再录音是一个防止侵权问题发生的一种途径，或者为此目的特别委托录音公司制作。在一个实施例中，提出了一种由个体开业者(医生)使用的可编程“黑盒”。所设计的装置由解释每个人的耳鸣和听力损失的合格的听力学家使用本发明人开发的耳鸣屏蔽算法和临床协议来编程。在一个实施例中，该装置可以作成音乐家的助听器型装置的形状，该装置被设计为对进入佩带者耳朵的声频信号进行频谱修改。一个更优选实施例是提供“黑箱”形式的装置，该装置可以与PMP结合使用并且具有适于连接PMP的声频输出(头戴耳机)插座的一个输入。该装置应当具有可以连接传统PMP头戴耳机的一个标准头戴耳机插座。在另一个实施例中，在适应于患者的听力测定配置的听力学家的诊所中使用经万维网存取的软件自动产生修改的录音。

图5示出了耳鸣康复“黑箱”装置的一个可能的实施例的方框图。装置10具有适于接收来自PMP的头戴耳机输出插座的双声道立体声信号的一个输入12。装置10还具有一个输出14，用于提供由编程到装置10中的预定屏蔽算法作频谱修改的双声道立体声信号，该立体声信号适于经由传统的PMP头戴耳机收听。最好，该装置10使用数字信号处理，因此在模数转换器(ADC)16中将左右输入的声音模拟信号被转换为数字格式。ADC16的数字输出信号送给数字滤波器18，根据预定屏蔽算法过滤数字化的声频信号。数字滤波器18根据屏蔽算法修改声频信号的强度和选择的频率。

数字滤波器18的滤波特性曲线可以使用指轮(thumbwheel)手动编程。然而，较好方式是，借助具有可连接台式计算机的通信端口22的基于微处理器的控制器20来电编程数字滤波器18。使用伴随装置10的定制软件程序，听力学家或其它助听器商家可以借助便于将所需临床数据输入到控制器20的非易失性存储器中的图形用户接口(GUI)对装置10编程。因而，例如临床听力学家将只输入患者的从0.25到12kHz的10个离散频率的每个的纯音听力级阈值。听力学家还必须输入两个邻近的最小听力损失频率(B)、耳鸣音调匹配的频率处的听力阈值(A)和/或两个邻近的最大听力损失频率(C)。然后，软件或者控制器20使用这些数字计算基线值，并使用预定屏蔽算法计算所需的均衡值。控制器20利用这些值设置数字滤波器18中每个频率的滤波常数。

装置 10 还包括附加信号处理装置 24。处理装置 24 在控制器 20 的控制下对数字滤波器 18 滤波之后的数字声频信号提供进一步的频谱修改。然后，在数模转换器 (DAC) 26 中将频谱修改的声频信号转换成模拟格式。可以设置放大器 28，以控制装置的输出 24 处所供应的模拟输出信号的振幅。很明显，装置 10 的数字部件可以集成到单个集成电路上，以便可以制作尺寸相当小的装置 10，因此该装置是不引人注意的。

进一步的研究显示专有算法和声频信号的数字处理可以是完全基于软件的，因而便于生产在诸如具有头戴耳机的个人音乐播放机 (PMP) 的标准个人声音重放系统上由耳鸣患者播放的音乐存储媒介 (光盘或其它格式)。在一个实施例中，提供耳鸣康复录音的方法获得了由快速数字通信和远程处理能力的互联网所提供的速度和经济的全部优点。由于仅仅使用具有 CD 记录能力的台式个人计算机 (PC)，因此提供用户化的耳鸣康复录音的能力可以置于听力学家的指尖。通过利用万维网的覆盖范围以及发展应用服务供应器 (ASP) (也称之为“在线操作软件”)，该方法可以扩展到向全球市场提供耳鸣缓解和治疗。图 6 和图 7 示出了利用万维网和 ASP 的服务提供耳鸣康复录音的优选方法的流程图。

该处理开始于患者请教听力学家 100 的听力学家的诊所。听力学家将患者个人资料输入 102 位于专有站点上的申请表中的适当文件夹内。听力学家导出 104 患者左右耳的听力敏度图 104。将听力敏度图转换成适当的数字格式并存储 106 到听力学家的 PC 上。然后，听力学家可以经过万维网站点启动 108 应用服务供应器 (ASP)，该站点自动地存取包括数字听力敏度图的患者数据，并经过该站点将数据发送到 ASP。

ASP 接收 200 数据并分离成左耳和右耳处理声道。中央处理服务器 (经 ASP 存取) 收藏包含将患者数据转换成数字滤波格式 (这里，称之为屏蔽轮廓) 的专有算法的软件。然后，将该屏蔽轮廓回送给听力学家的 PC。中央处理服务器利用数字听力敏度图确定  $202_L$ 、 $202_R$  用于左耳和右耳的每个预定频率的纯音级阈值。软件确定 (查明) 204 最大听力损失耳朵内两个邻近的最大听力损失频率，和最小听力损失耳朵内两个邻近的最小听力损失频率。在这些步骤  $206_L$ 、 $208_L$ 、 $210_L$ 、 $212_L$ 、 $214_L$ 、 $216_L$  和  $206_R$ 、 $208_R$ 、 $210_R$ 、 $212_R$ 、 $214_R$ 、 $216_R$  中，将耳鸣重新训练协议算法应用于左耳和右耳级，正如在上述的表 3 和表 4 中所示的那样。

在步骤 218、220 和 222 中，计算基线值，它是减去步骤 210L、210R 上的用于左耳和右耳的变换阈值得到的。然后，经 ASP 站点将左耳和右耳所需均衡响应 (REQ) 值发送 224 给听力学家的 PC。听力学家的 PC 上可见的站点通知 300 听力学家正将 REQ 值下载到听力学家的 PC 上，并且还提示 302 听力学家将音乐 CD 插入连接 PC 的 CD 播放机。还提示 304 听力学家将空白 CD 插入连接其 PC 的 CD 刻录机。很明显，可以利用任何适合的录音，最好利用存储在合适的存储媒介，比如致密盘、盒式录音带或 MP3 卡上的音乐录音。通常为患者提供支付用作基本录音的适当版权许可费用的音乐 CD 的选择。听力学家的 PC 上的声音软件应用程序存取 306 CD 录音 308 并且将声音数据存储 310 到 PC 的存储器的一个文件上。

通过 ASP 在线存取的专有软件读出 PC 中存储的声音文件，把信号分离成左右立体声信号，并把它们转换到快速傅里叶变换 312 (FFT) 格式 314。同时，将听力学家 PC 接收的 REQ 数据分配 316 一个声道基准 (即，左声道数据和右声道数据 318)。然后，软件将该左右声道数据分别转换成 320 左和右屏蔽轮廓 322。听力学家 PC 上供应的软件存取 324 屏蔽轮廓并将屏蔽轮廓应用于每个存储歌曲的右和左 FFT 信号，以便产生频谱修改音乐信号的左右声道。专有软件 326 将修改的左右信号转换到频域，用于像传统的声音文件那样进行播放。与原始音乐 CD 的每个歌曲对应的被修改的声音文件 328

由听力学家 PC 中存储的 CD 刻录软件利用 330，并将其刻录到空白 CD 332 上。

使用 ASP 和听力学家 PC 的优点是服务器所需的发送数据量和处理能力，在相对意义上，非常低。因为声音信号的处理需要大量的处理能力，而经过这个模式，处理能力被收藏在听力学家的 PC 中，而不是在服务器中。处理时间将是非常短暂的 (忽略不计)，因此可以在一次患者访问中完成整个处理。

传输或者经使用加密安全线路的电子邮件或者经口令限制的 web 页面进行；只有合格的听力学家进行存取。附加的安全性测量，比如对站点上可得到的数据 ‘仅一次下载’ 或者限制时间，也是可能的。

可以容易地召开治疗会话与听力学家共同进行的会诊，或者将这种做法作为进行治疗的协调治疗制度。可能的收入流包括从站点下载专用软件和每个数据下载的特许费，即用于每个 CD 制作的费用 (不是每个患者，当每个患

者可能希望修改一个以上的 CD 时)。互网站点也可以提供许多在耳鸣和听力过敏的缓解方面有帮助的其它服务。因此, 尽管音乐是优选实施例, 但如果患者特别偏爱噪声、环境声、纯音或说话信号, 也可以使用噪声、环境声、纯音或说话信号制作 CD。更多的计算机能力的耳鸣患者可以输入他们的听力敏度图资料, 而不需要听力学家的帮助。当听力学家或助听器商家没有 CD burner(播放器)时, 将可以得到在 ASP 或站点上制作 CD 的软设备(facility), 然后发邮件到诊所。当互联网的数据传输速度明显增加时, 如果需要的话, 将可以得到用于在 ASP 中执行声音信号的处理的软工具。

这里已经详细说明了耳鸣康复方法和装置的几个实施例, 显然, 所述的用于提供耳鸣患者缓解的方法和装置具有许多超过现有技术的明显优点, 这些优点包括:

(i) 由于便于个人音乐播放机与轻松音乐的使用, 因此与传统的助听器型屏蔽器相比, 患者更容易接受;

(ii) 补偿了在 80% 病例中伴随耳鸣的高频听力损失, 从而提供了听觉刺激的最宽频谱;

(iii) 为频谱修改屏蔽 / 重新训练声音刺激而开发的屏蔽算法修正了每个个体参与者的特定听力损失配置以及对响度复原的效果的考虑, 从而能够在放松强度级上进行有效的刺激。

(iv) 音乐的断续耳鸣屏蔽可以提供一种对耳鸣困扰影响的系统性脱敏的形式; 和

(v) 使用屏蔽算法产生的频谱修改的录音减少了耳鸣痛苦, 在这一点上 75% 以上的试验者认为不再明显影响生活质量。已测量到 MML 的明显减少, 并且已经明显改善了听力过敏级。

听力学和电子技术方面的熟练人员还会明白, 除了已经说明的那些内容之外, 在不背离基本发明概念条件下, 可以对所述的方法和装置进行多种改变和修改。例如, 可以使用本发明的屏蔽算法设置现有的使用噪声频带而不是音乐的耳鸣屏蔽器的频率响应。除了音乐外, 也可以使用各类噪声、纯音和话音。也可以在现有的无线接收装置(比如 Starkey Silentia Set)中使用上述屏蔽算法, 或者通过助听感应线圈系统使用上述屏蔽算法。此外, 计算声音信号的各项质量要求的数学算法可以与上述算法不同, 可能需要插入额外声音。然而, 本发明的其它实施例符合基本的临床技术, 该临床技术打算为

---

解决听力级、特别是为耳鸣和/或听力过敏的缓解和/或治疗提供声音信号强度的修改。所有这些改变和修改都被认为落入本发明的范围，本发明的特性依据上述说明和附带的权利要求确定。

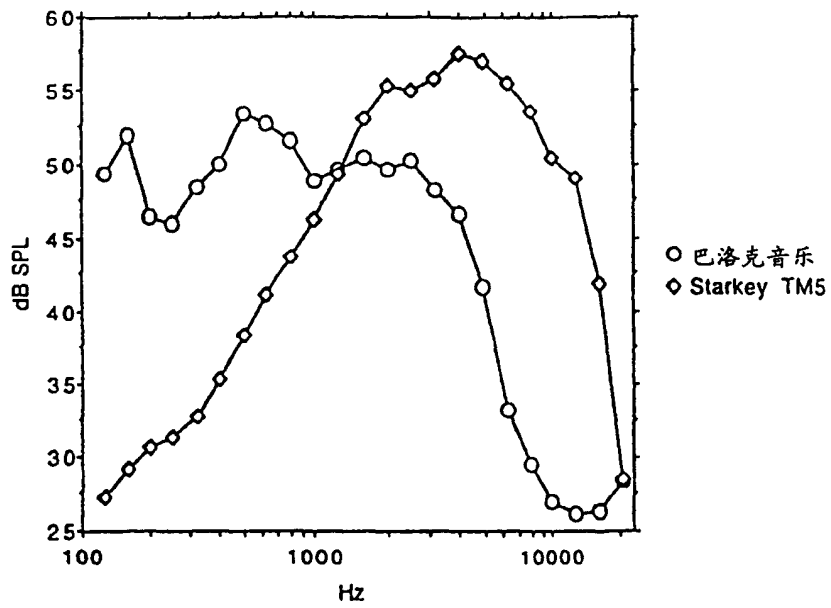


图 1

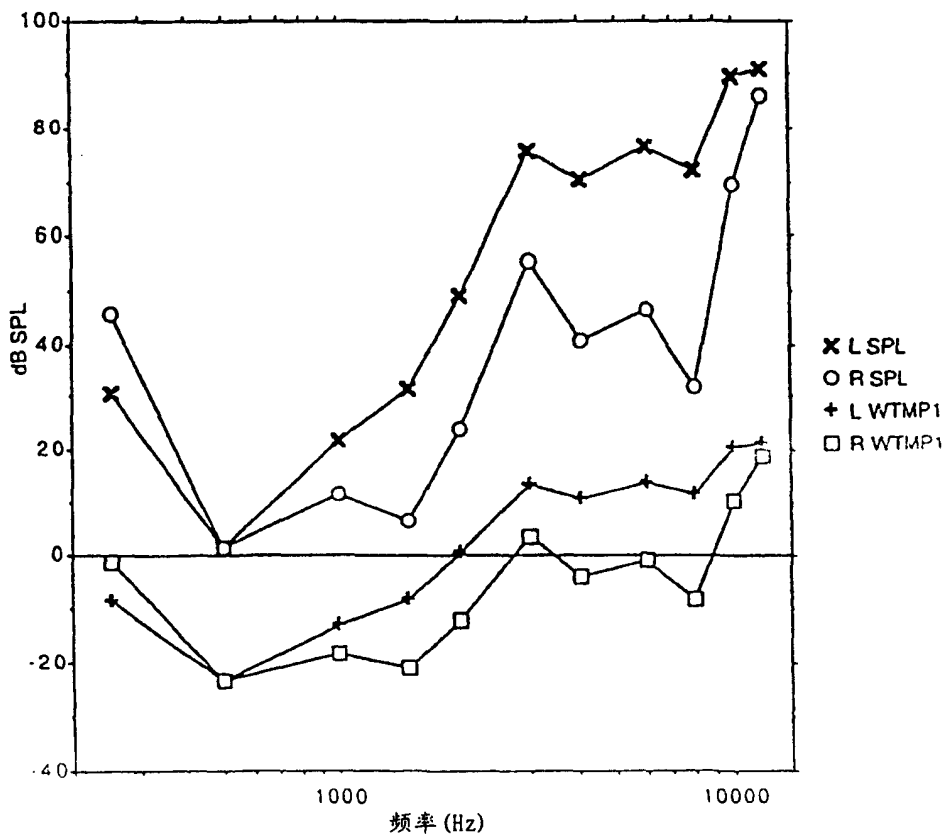


图 2



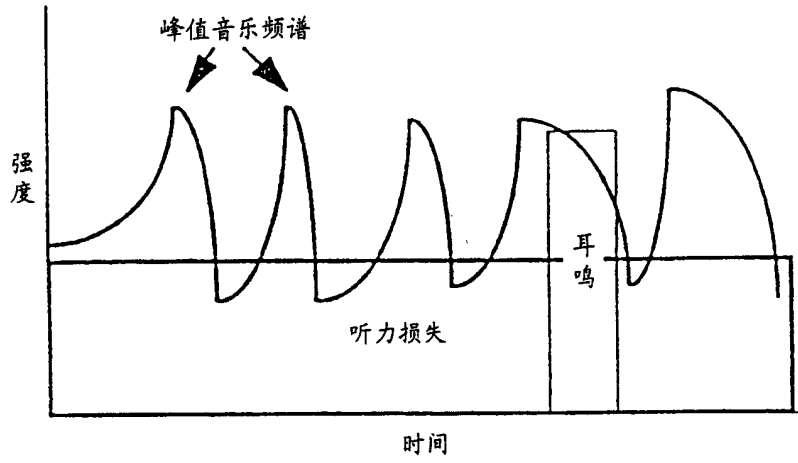


图 3

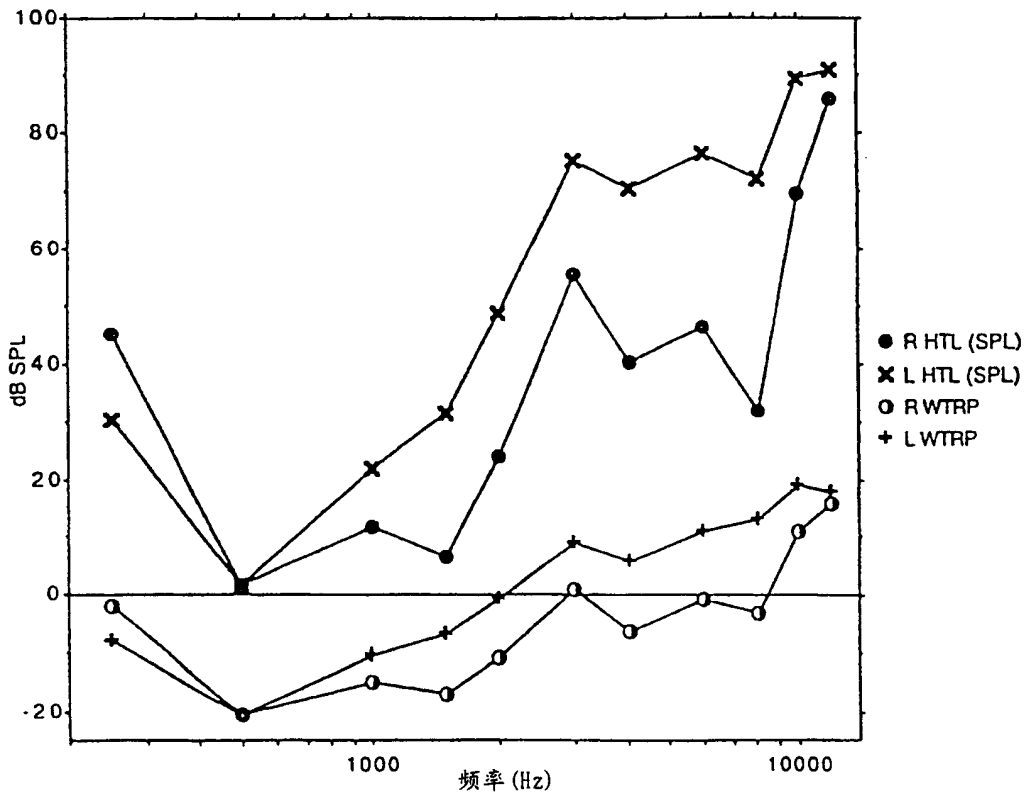


图 4

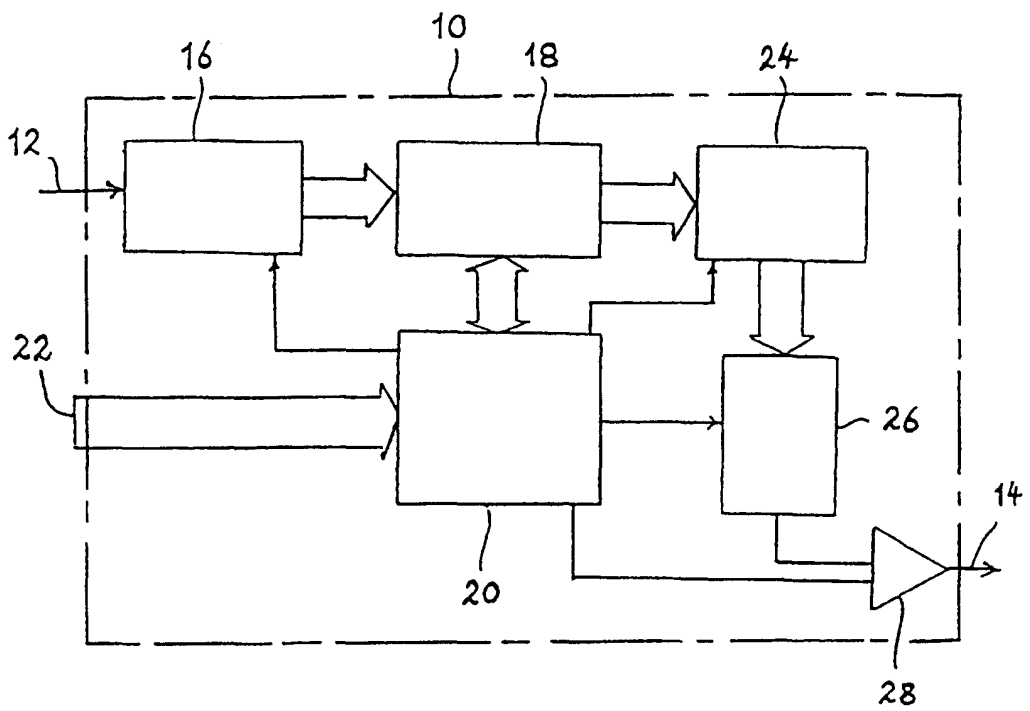


图 5

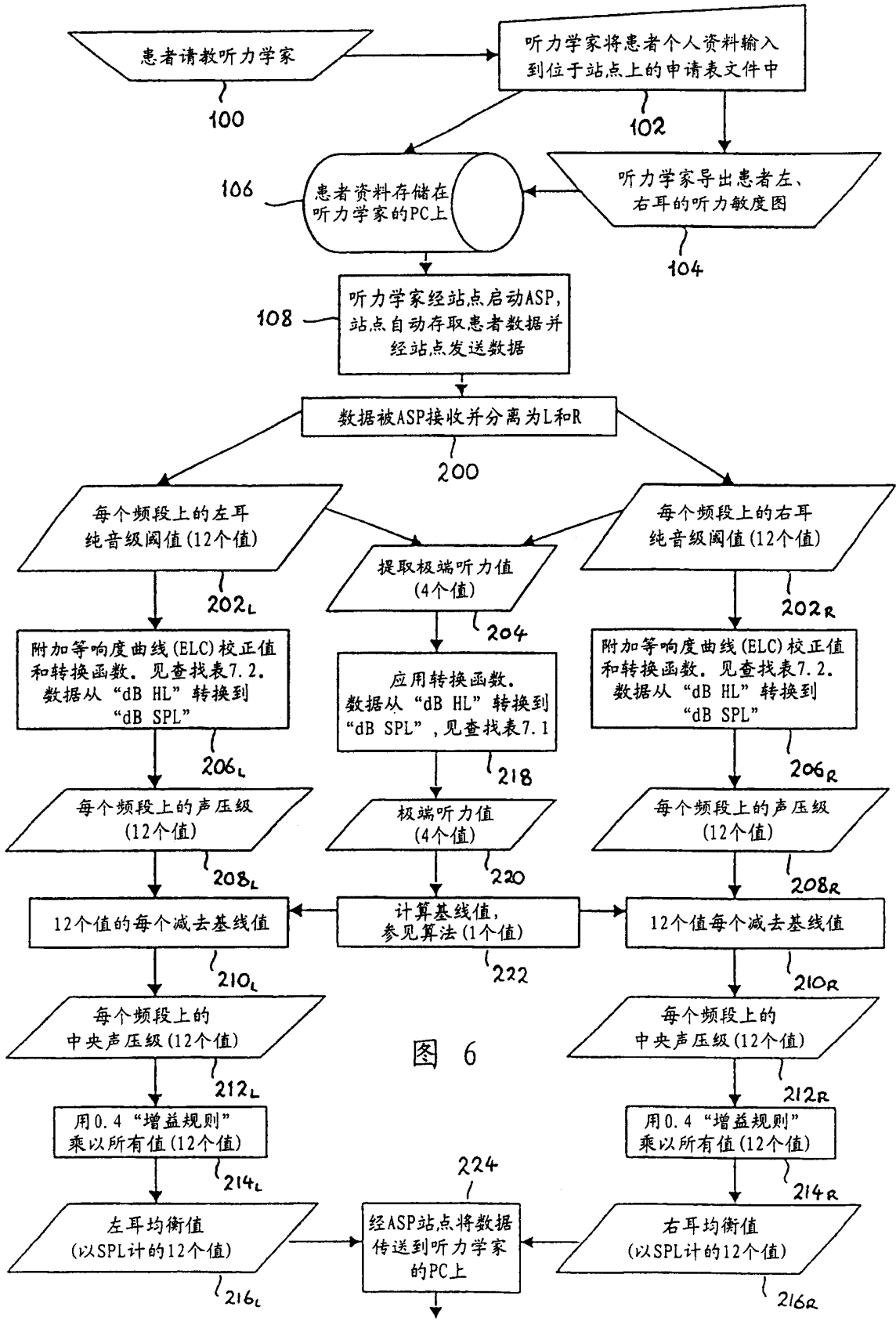


图 6

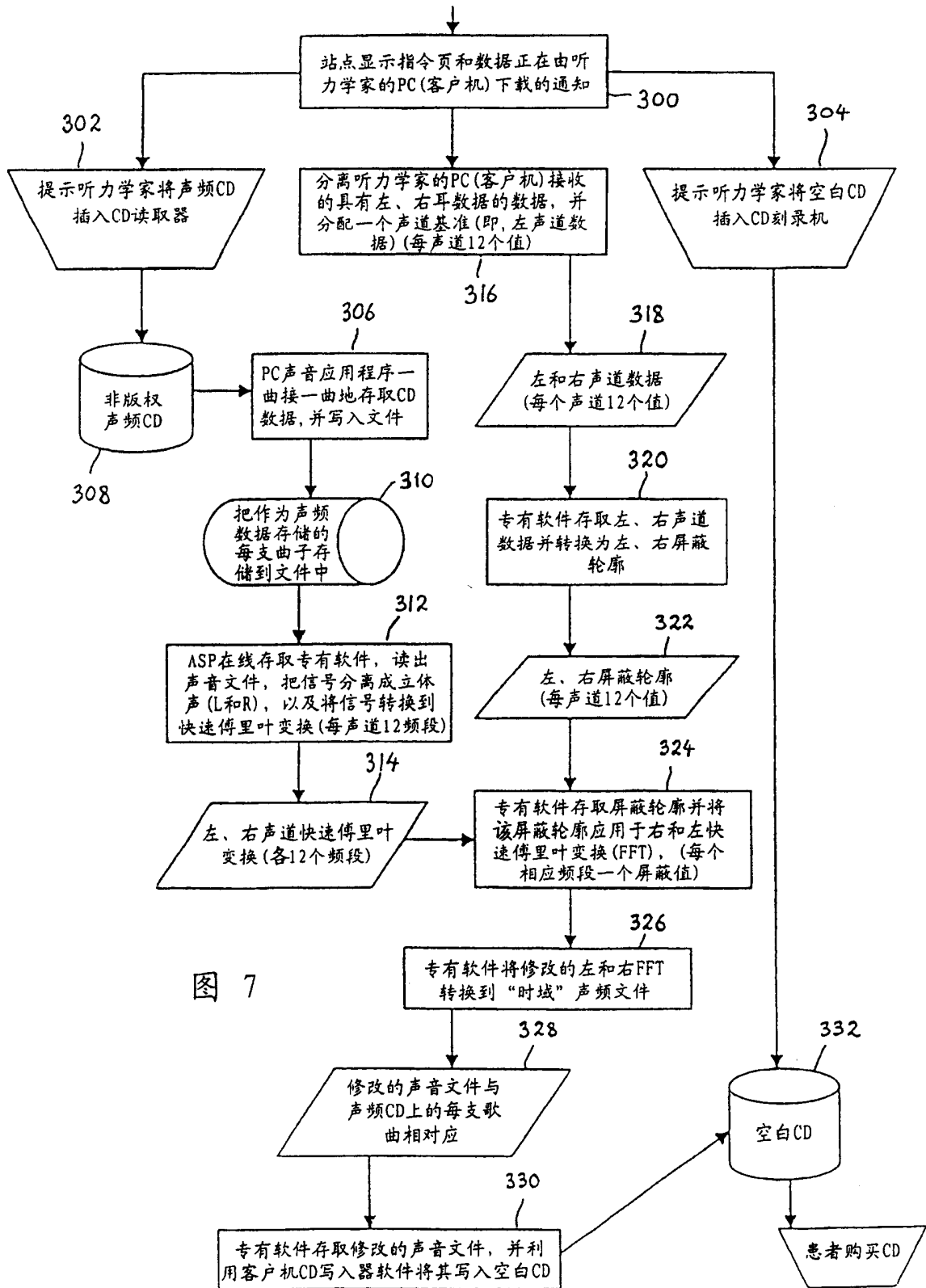


图 7