

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2024 年 2 月 8 日 (08.02.2024)



(10) 国际公布号
WO 2024/026817 A1

(51) 国际专利分类号:
H04R 25/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2022/110482

(22) 国际申请日: 2022 年 8 月 5 日 (05.08.2022)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳市韶音科技有限公司 (SHENZHEN SHOKZ CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

(72) 发明人: 闫冰岩 (YAN, Bingyan); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。
廖风云 (LIAO, Fengyun); 中国广东省深圳市宝安区

区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。齐心 (QI, Xin); 中国广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区石新社区山城工业区 26 栋厂房一层至四层, Guangdong 518108 (CN)。

(74) 代理人: 成都七星天知识产权代理有限公司 (METIS IP (CHENGDU) LLC); 中国四川省成都市中国 (四川) 自由贸易试验区天府新区湖畔路北段 269 号 1 栋 1 单元 4 层 401 号, Sichuan 610213 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ,

(54) Title: ASSESSMENT METHOD AND SYSTEM FOR AUDITORY THRESHOLD WITH ASSISTANCE OF BONE CONDUCTION HEARING AID

(54) 发明名称: 一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法和系统

300

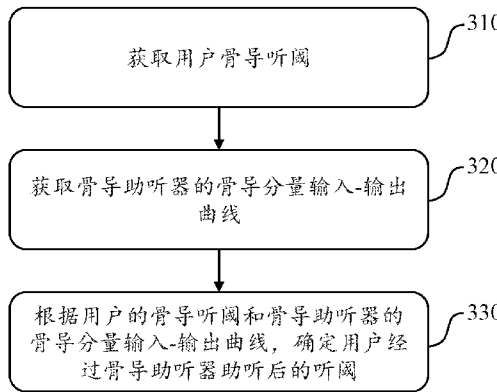


图3

- 310 Obtain a bone conduction auditory threshold of a user
320 Obtain a bone conduction component input-output curve of a bone conduction hearing aid
330 According to the bone conduction auditory threshold of the user and the bone conduction component input-output curve of the bone conduction hearing aid, determine an auditory threshold of the user with the assistance of the bone conduction hearing aid

(57) Abstract: One or more embodiments of the present description relate to an assessment method and system for an auditory threshold with the assistance of a bone conduction hearing aid. The assessment method for the auditory threshold comprises: obtaining a bone conduction auditory threshold of a user; obtaining a bone conduction component input-output curve of a bone conduction hearing aid; and according to the bone conduction auditory threshold of the user and the bone conduction component input-output curve of the bone conduction hearing aid, determining an auditory threshold of the user with the assistance of the bone conduction hearing aid.



LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK,
MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA,
PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD,
SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ,
UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区
保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA,
RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM,
AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU,
IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

(57) 摘要: 本说明书的一个或多个实施例涉及一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法和系统, 该听阈评估方法包括: 获取用户骨导听阈; 获取所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线; 以及根据所述用户的骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线, 确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法和系统

技术领域

[0001] 本说明书涉及助听器技术领域，特别涉及一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法和系统。

背景技术

[0002] 随着科学技术的发展，助听器的出现，为听障人士听见声音提供了可能。听障人士通过使用助听器，可以使听阈降低，通过获取助听后的听阈，可以判断助听器对听障人士的助听效果。骨导助听器的传声原理较为复杂，且获取助听后的听阈需要较为严格的测试环境与测试设备，这为获取助听后的听阈带来了挑战。

[0003] 因此，希望提供一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法，以提高确定经过骨导助听器助听后的听阈的准确性和快捷性。

发明内容

[0004] 本说明书实施例之一提供一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法，包括：获取用户骨导听阈；获取所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线；以及根据所述用户的骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0005] 在一些实施例中，所述获取所述骨导分量输入-输出曲线包括：获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线；对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。

[0006] 在一些实施例中，所述对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正包括：在所述左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量；以及在所述右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。

[0007] 在一些实施例中，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述骨导分量输入-输出曲线。

[0008] 在一些实施例中，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的骨导力级；以及根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述骨导分量输入-输出曲线。

[0009] 在一些实施例中，所述听阈评估方法还包括：获取用户气导听阈；获取所述骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，其中，所述确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈包括：根据所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0010] 在一些实施例中，所述获取所述气导分量输入-输出曲线的包括：根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述气导分量输入-输出曲线。

[0011] 在一些实施例中，所述获取气导分量输入-输出曲线包括：获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的气导声压；以及根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述气导分量输入-输出曲线。

[0012] 在一些实施例中，听阈评估方法还包括：获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线；根据所述感知阈曲线和所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0013] 在一些实施例中，所述听阈评估方法还包括：对所述用户声场听阈进行修正；对经过所述骨导助听器助听后的听阈进行修正；以及根据修正后的所述用户声场听阈和修正后的经过所述骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。

[0014] 本说明书实施例之一还提供一种经过骨导助听器助听后的听阈评估系统，所述系统包括：骨导分量获取模块，被配置为获取用户骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线；以及处理模块，被配置为根据所述用户的骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0015] 在一些实施例中，所述获取所述骨导分量输入-输出曲线包括：获取用户左耳的骨导输出曲

线和右耳的骨导输出曲线；所述处理模块包括骨导分量对传修正模块，被配置为对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。

[0016] 在一些实施例中，所述对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正包括：所述骨导分量对传修正模块在所述左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量；以及在所述右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。

[0017] 在一些实施例中，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述骨导分量输入-输出曲线。

[0018] 在一些实施例中，所述获取骨导分量输入-输出曲线：获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的骨导力级；以及根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述骨导分量输入-输出曲线。

[0019] 在一些实施例中，所述系统还包括气导分量获取模块，被配置为：获取用户气导听阈；获取所述骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，其中，所述确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈包括：根据所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0020] 在一些实施例中，所述获取所述气导分量输入-输出曲线的包括：根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定气导分量输入-输出曲线。

[0021] 在一些实施例中，所述获取气导分量输入-输出曲线包括：获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的气导声压；以及根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述气导分量输入-输出曲线。

[0022] 在一些实施例中，所述系统还包括感知阈曲线模拟模块，被配置为：获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线；以及根据所述感知阈曲线和所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

[0023] 在一些实施例中，所述系统还包括听阈修正模块，被配置为：对所述用户声场听阈进行修正；对经过所述骨导助听器助听后的听阈进行修正；以及根据修正后的所述用户声场听阈和修正后的经过所述骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。

[0024] 本说明书实施例还提供一种经过骨导助听器助听后的听阈评估装置，所述装置包括处理器以及存储器；所述存储器用于存储指令，所述指令被所述处理器执行时，所述装置实现如上述经过骨导助听器助听后的听阈评估方法对应的操作。

[0025] 本说明书实施例中还提供一种计算机可读存储介质，所述存储介质存储计算机指令，当计算机读取存储介质中的计算机指令后，计算机运行如上述经过骨导助听器助听后的听阈评估方法。

附图说明

[0026] 本申请将以示例性实施例的方式进一步说明，这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的，在这些实施例中，相同的编号表示相同的结构，其中：

[0027] 图1是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的示例性应用场景图；

[0028] 图2是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的示例性模块图；

[0029] 图3是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图；

[0030] 图4是根据本说明书一些实施例所示的骨导助听器的示例性原理图；

[0031] 图5是根据本说明书一些实施例所示的声源传入骨导助听器的麦克风处的声压与骨导听力级之间的关系曲线；

[0032] 图6是根据本说明书一些实施例所示的获取骨导分量输入-输出曲线的示例性流程图；

[0033] 图7是根据本说明书一些实施例所示的对左耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正和未进行修正的示例性示意图；

[0034] 图8是根据本说明书另一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图；

[0035] 图9是根据本说明书一些实施例所示的骨导助听器的示例性原理图；

[0036] 图 10 是根据本说明书一些实施例所示的声源传入骨导助听器的麦克风处的声压与气导听力级之间的关系曲线；

[0037] 图 11 是根据本说明书一些实施例所示的对左耳的气导输出曲线中的气导分量强度进行修正和未进行修正的示例性示意图；

[0038] 图 12 是根据本说明书又一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图；

[0039] 图 13 是根据本说明书一些实施例所示的感知阈曲线的示意图；

[0040] 图 14 是根据本说明书一些实施例所示的确定助听增益的示例性流程图；

[0041] 图 15 是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的示例性示意图。

具体实施方式

[0042] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请的一些示例或实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本申请应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明，图中相同标号代表相同结构或操作。

[0043] 应当理解，本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模组”是用于区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而，如果其他词语可实现相同的目的，则可通过其他表达来替换所述词语。

[0044] 如本申请和权利要求书所示，除非上下文明确提示例外情形，“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数，也可包括复数。一般说来，术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素，而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列，方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0045] 本申请中使用了流程图用来说明根据本申请的实施例的系统所执行的操作。应当理解的是，前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反，可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时，也可以将其他操作添加到这些过程中，或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0046] 本说明书实施例提供了一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法。在一些实施例中，该方法可以包括获取用户骨导听阈，获取骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，以及根据用户的骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。当用户单只耳朵佩戴骨导振子时，通过上述的听阈评估方法可以在无需严格的测试环境与测试设备，就可以方便地确定用户经过骨导助听器助听后的听阈，提高了确定用户经过骨导助听器助听后的听阈的方便性和快捷性。当用户的双耳处均佩戴骨导振子时，用户的左耳不仅可以接收到左耳处的骨导振子输出的骨导声音，还可以接收到右耳处的骨导振子输出的骨导声音，同理，用户的右耳不仅可以接收到右耳处的骨导振子输出的骨导声音，还可以接收到左耳处的骨导振子输出的骨导声音，基于此，为了提高用户经过骨导助听器助听后的听阈的准确性，在一些实施例中，该听阈评估方法还可以包括获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线，并对其进行修正。当骨导振子振动时可以带动壳体以及壳体内部的空气产生振动，壳体振动引起其外部的空气也产生振动，进而产生气导声，气导声也可以作为骨导助听器的增益传递用户的耳朵处，从而影响对用户佩戴骨导助听器助听后的听阈的预测精准性，为了进一步提高用户经过骨导助听器助听后的听阈的准确性，在一些实施例中，该方法还可以包括获取用户气导听阈，获取骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，并根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。骨导声和气导声同时存在时（即，骨导分量和气导分量同时存在），会在耳蜗处叠加，这时存在骨导分量和气导分量均低于用户的骨导听阈和气导听阈，但是骨导分量和气导分量叠加起来又可以被患者听到的情况，为了进一步提高用户经过骨导助听器助听后的听阈的准确性，在一些实施例中，该方法还可以包括获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线，根据感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。在一些实施例中，该听阈评估方法还可以包括对用户声场听阈进行修正，对经过骨导助听器助听后的听阈进行修正，以及根据修正后的用户声场听阈和修正后的经过骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。本说明书提供的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法在确定用户经过骨导助听器助听后的听阈时，考虑了基于骨导助听器产生的声音经过头颅对传的影响，对左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正。进一步地，本说明书提供的听阈评估方法还考虑

了气导声的影响以及骨导分量和气导分量均低于用户的骨导听阈和气导听阈，但是骨导分量和气导分量叠加起来又可以被患者听到的影响、双耳响度叠加效应的影响，通过对上述多种影响进行处理，可以使得确定的用户经过骨导助听器助听后的听阈的准确性和可信度得到提高，同时，使得不具备测试条件的门店和远程服务商，无需严格的测试环境与测试设备，就可以方便地确定用户经过骨导助听器助听后的听阈，提高了确定用户经过骨导助听器助听后的听阈的方便性和快捷性。

[0047] 图1是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的示例性应用场景图。如图1所示，经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的应用场景100可以包括处理设备110、网络120、存储设备130、终端设备140以及骨导助听器150。处理设备110、存储设备130、终端设备140以及骨导助听器150可以通过网络120（例如无线连接、有线连接或其组合），以实现彼此连接和/或通信。如图1所示，处理设备110可以通过网络120连接到存储设备130。又例如，终端设备140可以通过网络120连接到处理设备110、存储设备130。

[0048] 处理设备110可以用于处理与应用场景100有关的信息和/或数据，例如，用户骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线等。处理设备110可以处理从其他设备或系统组成部分中获得的数据、信息和/或处理结果，并基于这些数据、信息和/或处理结果执行程序指令，以执行本说明书中描述的一个或以上功能。仅作为示例，处理设备110可以包括中央处理单元（CPU）、专用集成电路（ASIC）、专用指令集处理器（ASIP）、图形处理单元（GPU）等。

[0049] 网络120可以连接应用场景100的各组成部分和/或连接应用场景100与外部资源部分。网络使得各组成部分之间，以及与应用场景100之外其他部分之间可以进行通讯，促进数据和/或信息的交换。网络可以是局域网、广域网、互联网等，可以是多种网络结构的组合。仅作为示例，网络120可以包括电缆网络、有线网络、光纤网络、电信网络、内联网、互联网、局域网（LAN）等。

[0050] 存储设备130可以用于存储数据和/或指令。存储设备130可以连接到网络120以与应用场景100的一个或以上组件（例如，处理设备110、用户终端140）通信。存储设备130可以储存处理设备110用来执行或使用以完成本说明书中描述的示例性方法的数据和/或指令。例如，存储设备130可以存储用户骨导听阈、用户气导听阈等。又例如，存储设备130可以存储获取骨导助听器的气导分量输入-输出曲线的指令。

[0051] 终端设备140可以包括一个或多个终端设备或软件。终端设备140可以包括移动电话140-1、平板电脑140-2、膝上型计算机140-3等。终端设备140可以用于输入和/或输出。例如，终端设备140可以基于用户的输入，获取用户的气导听阈、骨导听阈等。又例如，终端设备140可以通过显示屏和/或扬声器，显示和/或播放确定的用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0052] 骨导助听器150可以用于获取声音信息（例如，环境音、佩戴者声音、其他设备中获取的音频文件等），并将获取的声音信息进行处理后转化为振动信号，通过佩戴者的骨头等传递给佩戴者的听觉中枢，以便佩戴者可以听到该振动信号携带的声音信息。

[0053] 在一些实施例中，骨导助听器150可以包括麦克风、骨导扬声器和信号处理系统。麦克风可以用于拾取声音信息（例如，环境音、佩戴者声音）并将拾取的声音信息进行处理并转化为携带声音信息的电信号。骨导扬声器可以将麦克风获取的携带声音信息的电信号转化为携带声音信息的振动信号并传递给佩戴者的听觉中枢。信号处理系统可以用于对电信号进行处理。示例性的信号处理系统可以包括但不限于均衡器（equalizer, EQ）系统、宽动态范围压缩（Wide Dynamic Range Compression, WDRC）系统、自动增益控制（Automatic Gain Control, AGC）系统。

[0054] 应当注意应用场景100仅仅是为了说明的目的而提供，并不意图限制本说明书的范围。对于本领域的普通技术人员来说，可以根据本说明书的描述，做出多种修改或变化。例如，应用场景还可以包括数据库。又例如，应用场景可以在其他设备上实现以实现类似或不同的功能。然而，变化和修改不会背离本说明书的范围。

[0055] 图2是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统的示例性模块图。如图2所示，经过骨导助听器助听后的听阈评估系统200，以下简称为听阈评估系统200。在一些实施例中，听阈评估系统200可以包括骨导分量获取模块210和处理模块220。在一些实施例中，听阈评估系统200可以为处理设备110的一部分或由处理设备110实现。

[0056] 骨导分量获取模块210可以被配置为获取用户骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线。

[0057] 处理模块220可以被配置为根据用户的骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0058] 在一些实施例中，骨导分量获取模块210可以进一步用于：获取用户左耳的骨导输出曲线

和右耳的骨导输出曲线；处理模块 220 可以包括骨导分量对传修正模块 221，被配置为对左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。

[0059] 在一些实施例中，骨导分量对传修正模块 221 可以进一步用于：在左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量；以及在右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。

[0060] 在一些实施例中，骨导分量获取模块 210 可以进一步用于：根据骨导助听器的至少一个预设参数确定骨导分量输入-输出曲线。

[0061] 在一些实施例中，骨导分量获取模块 210 可以进一步用于：获得测试气导声的声压和骨导助听器在测试气导声作用下产生的骨导力级；以及根据测试气导声的声压和骨导力级，确定骨导分量输入-输出曲线。

[0062] 在一些实施例中，听阈评估系统 200 还可以包括气导分量获取模块 230，被配置为：获取用户气导听阈；获取骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，其中，处理模块 220 可以进一步用于：根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0063] 在一些实施例中，气导分量获取模块 230 可以进一步用于：根据骨导助听器的至少一个预设参数确定气导分量输入-输出曲线。

[0064] 在一些实施例中，气导分量获取模块 230 可以进一步用于：获得测试气导声的声压和骨导助听器在测试气导声作用下产生的气导声压；以及根据测试气导声的声压和骨导力级，确定气导分量输入-输出曲线。

[0065] 在一些实施例中，听阈评估系统 200 还可以包括感知阈曲线模拟模块 240，被配置为：获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线；处理模块 220 可以进一步用于：根据感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0066] 在一些实施例中，听阈评估系统 200 还可以包括声场听阈修正模块 250，被配置为：对用户声场听阈进行修正；对经过骨导助听器助听后的听阈进行修正；处理模块 220 可以进一步用于：根据修正后的用户声场听阈和修正后的经过骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。

[0067] 需要注意的是，以上对于系统及其模块的描述，仅为描述方便，并不能把本说明书限制在所举实施例范围之内。可以理解，对于本领域的技术人员来说，在了解该系统的原理后，可能在不背离这一原理的情况下，对各个模块进行任意组合，或者构成子系统与其他模块连接。例如，骨导分量获取模块和处理模块可以整合在一个组成部分中。又例如，各个模块可以共用一个存储设备，各个模块也可以分别具有各自的存储设备。诸如此类的变形，均在本说明书的保护范围之内。

[0068] 图 3 是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图。在一些实施例中，流程 300 可以由处理设备 110 执行。如图 3 所示，流程 300 可以包括下述步骤：

[0069] 步骤 310，获取用户的骨导听阈。

[0070] 在一些实施例中，步骤 310 可以由骨导分量获取模块 210 执行。

[0071] 骨导听阈可以指人耳刚好能听到的最小骨导刺激强度。骨导刺激强度的单位为 dBFL。在一些实施例中，骨导听阈可以包括左耳骨导听阈和右耳骨导听阈。在一些实施例中，用户的骨导听阈还可以包括骨导掩蔽听阈和骨导未掩蔽听阈。骨导掩蔽听阈可以用 BTM 进行表示，骨导未掩蔽听阈可以用 BT 进行表示。骨导掩蔽听阈是指在掩蔽非测试耳的条件下，测取的测试耳的骨导听阈。掩蔽听阈可以反映用户单只耳朵的真实听阈。例如，测试耳为左耳，在获取左边耳朵的骨导掩蔽听阈时，需要对右边的耳朵进行遮蔽。当测取用户的左耳骨导听阈或右耳听阈时，对另一只耳朵进行掩蔽，在测取测试耳的骨导听阈时，可以防止非测试耳接收到测试耳处传递过来的声音。相对应地，骨导未掩蔽听阈是指在不对非测试耳进行掩蔽的条件下测取的测试耳的骨导听阈。在一些实施例中，掩蔽可以包括在非测试耳处输入噪音的方式来实现。

[0072] 在一些实施例中，骨导分量获取模块 210 可以基于用户的听力报告，获取用户的骨导听阈。用户的听力报告可以由听力测试机构和/或医院提供，并被存储在存储设备中，骨导分量获取模块 210 可以通过与存储设备进行通信，以获取用户的骨导听阈。

[0073] 在一些实施例中，骨导分量获取模块 210 可以基于用户的输入，获取用户的骨导听阈。例如，用户通过终端设备输入骨导听阈，骨导分量获取模块 210 可以将其确定为用户的骨导听阈。

[0074] 在一些实施例中, 骨导分量获取模块 210 还可以通过其它各种可行的方式获取用户的骨导听阈。例如, 测试、基于历史数据获取等。

[0075] 出于说明的目的, 本段将对测试获取用户的骨导听阈为例进行说明。用户佩戴骨导振子, 在不同频率(例如, 250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、4000 Hz、8000 Hz 等)的测试信号下, 分别对用户的左耳和右耳进行测试。例如, 当测试信号的频率为 500 Hz 时, 对用户的右耳进行了遮蔽后, 用户的左耳在 40 dB 刚好可以听到声音, 则用户的左耳骨导遮蔽听阈为 40 dB。又例如, 当测试信号的频率为 500 Hz 时, 若未对用户的右耳进行遮蔽, 用户的左耳在 35 dB 刚好可以听到声音, 则用户的左耳骨导未遮蔽听阈为 35 dB。获取右耳的骨导遮蔽听阈和骨导未遮蔽听阈, 可以参照上述方式进行获取。

[0076] 步骤 320, 获取骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线。

[0077] 在一些实施例中, 步骤 320 可以由骨导分量获取模块 210 执行。

[0078] 骨导分量输入-输出曲线是指声源传入骨导助听器的麦克风处的声压级与骨导助听器输出的骨导力级之间的关系曲线。

[0079] 骨导力级用于表征骨导助听器输出的骨导力的强度。骨导助听器在不同的频率下具有不同的骨导分量, 在一些实施例中, 获取骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线可以包括获取不同频率的骨导分量输出。在一些实施例中, 可以根据骨导助听器的至少一个预设参数确定骨导分量输入-输出曲线, 具体可以通过图 4 及其说明进行确定。

[0080] 图 4 是根据本说明书一些实施例所示的骨导助听器的示例性原理图。如图 4 所示, 在一些实施例中, 骨导助听器可以包括麦克风 410、信号处理系统 420 和骨导扬声器 430。

[0081] 麦克风 410 用于获取外界的声音信号, 并将该声音信号转化成电信号。麦克风 410 可以包括但不限于电动式(动圈式、铝带式)、电容式(直流极化式)、压电式(晶体式、陶瓷式)、以及电磁式等多种类型的麦克风。

[0082] 信号处理系统 420 用于对声音信号进行增益处理。在一些实施例中, 信号处理系统 420 可以包括但不限于均衡器系统、宽动态范围压缩系统、自动增益控制系统等。

[0083] 骨导扬声器 430 基于增益处理后的电信号产生机械波(也被称为骨导声音)。

[0084] 仅作为示例性说明, 具有特定声压级的测试气导声(图 4 中示出的 SF)外部声源被麦克风 410 采集, 麦克风 410 接收该测试气导声 SF 并将其转化为电信号 V1, 并传递至信号处理系统 420, 信号处理系统 420 对电信号 V1 进行增益处理得到电信号 V2, 骨导扬声器 430 基于电信号 V2 产生骨导声音, 该骨导声音的骨导力级可以用 B 表示。

[0085] 在一些实施例中, 骨导分量获取模块 210 可以根据骨导助听器的至少一个预设参数确定骨导分量输入-输出曲线。也可以理解为, 通过确定骨导助听器的预设参数, 可以推算出骨导助听器输出的骨导分量。在一些实施例中, 预设参数可以包括麦克风灵敏度(MS)、扬声器骨导灵敏度(BS)、扬声器气导灵敏度(AS)、助听器增益(GAIN)、均衡器参数、宽动态范围压缩参数、自动增益控制参数等中的任意一种或几种。在一些实施例中, 可以通过人工输入、获取历史数据等方式获取预设参数。

[0086] 在一些实施例中, 骨导分量获取模块 210 可以基于测试气导声的声压级、麦克风灵敏度 MS、扬声器骨导灵敏度 BS 以及助听器增益 GAIN, 通过公式(1), 确定骨导力级 B:

$$B = SF + MS + GAIN + BS \quad (1)$$

[0087] 在一些实施例中, 骨导分量获取模块 210 可以基于不同声压级的测试气导声确定不同声压级的测试气导声对应的骨导力级 B, 进而确定骨导分量输入-输出曲线。例如, 骨导分量获取模块 210 基于测试气导声的声压级通过公式(1), 可以确定骨导力级 B, 骨导分量获取模块 210 可以基于多组测试气导声的声压级和骨导力级的数值可以构建二者之间的关系, 从而确定骨导分量输入-输出曲线。

[0088] 在一些实施例中, 骨导分量获取模块 210 可以获得测试气导声的声压和骨导助听器在测试气导声作用下产生的骨导力级, 并根据测试气导声的声压和骨导力级, 确定骨导分量输入-输出曲线。例如, 骨导分量获取模块 210 可以基于行业标准 SJZ 9143.2-1987 带有骨振器(也被称为骨导助听器、骨导振子)输出的助听器特性测量方法, 或国际标准 IEC 60118-9 Methods of measurement of the performance characteristics of bone conduction hearing aids, 以测定骨导助听器在测试气导声作用下用户所听取到的骨导力级, 进一步地, 基于多组测试气导声的声压级和骨导力级的数值可以构建二者之间的关系, 从而获得骨导分量输入-输出曲线。

[0089] 测试气导声可以指用于测试时使用的声导声。测试气导声的各种参数是已知的。例如, 测

试气导声的振幅、频率、声压、相位等参数，可以依据不同的需求而预先进行设置。在一些实施例中，可以通过调整测试气导声的频率，获取骨导助听器在不同频率对应的骨导分量输入-输出曲线。

[0090] 步骤 330，根据用户的骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0091] 在一些实施例中，步骤 330 可以由处理模块 220 执行。

[0092] 在一些实施例中，根据用户的骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈可以包括：根据骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线确定骨导听力级输入-输出曲线，基于骨导听力级输入-输出曲线和骨导听阈确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0093] 在临床上，为了便于区分听力障碍者与听力正常者的差距，通常需要将骨导听力级换算为骨导听力级。在一些实施例中，根据骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线确定骨导听力级输入-输出曲线可以包括：根据骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线和基准等效阈力级确定骨导听力级输入-输出曲线。骨导听力级输入-输出曲线是指声源传入骨导助听器的麦克风处的声压级与骨导助听器输出的骨导听力级之间的关系曲线。在一些实施例中，根据骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线和基准等效阈力级确定骨导听力级输入-输出曲线可以包括：将骨导分量输入-输出曲线沿纵轴的负方向平移特定单位，该特定单位为基准等效阈力级。也就是说，将骨导分量输入-输出曲线中的纵坐标（骨导听力级）均减去基准等效阈力级可以得到骨导听力级输入-输出曲线。基准等效阈力级是指听力正常人能听到的最小振动力级的均值。相对应地，骨导听力级也是用于表征骨导助听器输出的骨导力的强度，只不过骨导听力级是骨导听力级与基准等效阈力级的差值。在一些实施例中，基准等效阈力级可以为定值，基准等效阈力级可以预先设置并存储在骨导分量获取模块 210 中。在一些实施例中，骨导听力级可以为正值、负值或 0。图 5 示出了特定频率的声源传入骨导助听器的麦克风处的声压与骨导听力级之间的二维关系，该坐标系中的横轴为声源传入骨导助听器的麦克风处的声压（dB SPL），纵轴为骨导助听器输出的骨导听力级（dB HL）。需要注意的是，图 5 仅仅是作为示例示出的骨导助听器在某个频率对应的骨导听力级输入-输出曲线，骨导助听器在不同频率下具有不同的骨导听力级输入-输出曲线，在一些实施例中，可以通过调整测试气导声的频率，获取骨导助听器在不同频率对应的骨导分量输入-输出曲线，进而基于上述步骤 330 获取骨导助听器在不同频率对应的骨导听力级输入-输出曲线。

[0094] 在一些实施例中，基于骨导听力级输入-输出曲线和骨导听阈确定用户经过骨导助听器助听后的听阈可以包括：基于用户在不同频率的骨导听阈和不同频率对应的骨导听力级输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。在一些实施例中，用户在不同频率（250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、4000 Hz、8000 Hz）下具有对应的骨导听阈，例如，频率为 250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz 时，用户的骨导听阈分别为 M1、M2、M3、M4。相对应地，骨导助听器在不同频率下也具有不同的骨导听力级输入-输出曲线。仅以用户在特定频率下的骨导听阈和骨导助听器在特定频率下的骨导听力级输入-输出曲线（例如，图 5 所示的骨导听力级输入-输出曲线）作为示例进行说明，图 5 所示的骨导听力级输入-输出曲线在小于特定声压时，骨导听力级与测试气导声的声压之间具有线性关系（例如，图 5 中示出的一次函数图像），通过该线性关系可以和用户在该特定频率下的骨导听阈获取对应的气导声压级。具体地，这里是将用户在该特定频率下的骨导听阈作为线性关系中的一个变量，即反映的用户刚好可以听到的骨导听力级。进一步地，为了便于区分听力障碍者与听力正常者的差距，通常需要将气导声压级换算为气导听力级。在一些实施例中，气导听力级为气导声压级与基准等效阈声压级的差值。其中，基准等效阈声压级表示听力正常的人能听到最小气导声强度（声压级）的均值。里换算得到的气导听力级为用户特定频率下经过骨导助听器助听后的听阈。进一步地，获取用户在不同频率下经过骨导助听器助听后的听阈可以通过使用用户在不同频率的骨导听阈和骨导助听器在不同频率下的骨导听力级输入-输出曲线进行确定。

[0095] 本说明书的一些实施例在确定用户经过骨导助听器助听后的听阈的过程中，使用用户的骨导听阈和骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，可以使不具备测试条件的门店和远程服务商，无需严格的测试环境与测试设备，就可以方便地确定用户经过骨导助听器助听后的听阈，提高了确定用户经过骨导助听器助听后的听阈的方便性和快捷性。

[0096] 需要注意的是，上述流程 300 可以对用户单只耳朵佩戴单个骨导助听器后的听阈进行确定。例如，当用户的左耳和右耳中的一个佩戴骨导助听器，另一只耳朵并未佩戴骨导助听器的场景时，采用上述流程 300 分别对用户左耳佩戴骨导助听器后的听阈、右耳佩戴骨导助听器的后的听阈进行确定。在一些实施例中，确定用户单只耳朵经过助听器助听后的听阈的过程中，所使用的骨导听阈为骨导掩蔽听阈。

[0097] 由于骨导助听器产生的力经过骨骼传播，在用户的双耳处都具有骨导振子时，用户的左耳不仅可以接收到左耳处的骨导振子输出的骨导声音，还可以接收到右耳处的骨导振子输出的骨导声音，同理，用户的右耳不仅可以接收到右耳处的骨导振子输出的骨导声音，还可以接收到左耳处的骨导振子输出的骨导声音。基于上述问题，为了提高用户佩戴骨导助听器后的听阈的精准度，在一些实施例中，需要对用户左耳处听到的骨导分量和右耳处听到的骨导分量进行修正。关于骨导分量的修正的具体内容可以参考图 6、图 7 及其相关内容。

[0098] 图 6 是根据本说明书一些实施例所示的获取骨导分量输入-输出曲线的示例性流程图。在一些实施例中，流程 600 可以由处理设备 110 执行。如图 6 所示，流程 600 可以包括下述步骤：

[0099] 步骤 610，获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。

[0100] 在一些实施例中，步骤 610 可以由骨导分量获取模块 210 执行。

[0101] 用户左耳的骨导输出曲线是指用户左耳处接收到的骨导分量输入-输出曲线，用户右耳的骨导输出曲线是指用户右耳处接收到的骨导分量输入-输出曲线。关于获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线可以参照上述图 3 和图 4 中的相关内容进行。

[0102] 步骤 620，对左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。

[0103] 在一些实施例中，步骤 620 可以由处理模块 220 包括的骨导分量对传修正模块 221 执行。

[0104] 对传骨导分量可以指一侧的骨导振子产生的骨导力级作用到另一侧的耳朵的骨导力级。在一些实施例中，对传骨导分量可以近似视为对侧耳朵处的骨导分量。例如，右耳向左耳的对传骨导分量可以为右耳处的骨导力级。由于骨导力级经过头颅的传播可能发生损耗，也就是说，骨导力级在经过头颅传播的过程中会发生衰减，这种现象被称为颅间衰减，这里在计算对传骨导分量时，需要考虑对侧耳朵的骨导分量经过头颅的衰减值。具体考虑到颅间衰减的情况可以参考本说明书以下内容。

[0105] 在一些实施例中，右耳向左耳的对传骨导分量的强度与骨导声从右耳向左耳传导时的衰减值和传递时间有关。衰减值可以指对传骨导分量的强度从头颅的一侧通过头颅传导到头颅的另一侧的损失值。例如，若右耳向左耳的对传骨导分量的强度为 a_1 ，从右耳通过头颅传导到左耳后的强度为 a_2 ，则衰减值为 $(a_1 - a_2)$ 。传递时间可以指对传骨导分量，从头颅的一侧通过头颅传导到头颅的另一侧所需的时间。

[0106] 在一些实施例中，可以通过公式 (2)，确定右耳向左耳的对传骨导分量：

$$BSRL = BSR - TA \quad (2)$$

其中，BSRL 可以表示右耳向左耳的对传骨导分量，BSR 可以表示右耳骨导听力级，TA 可以表示对传骨导分量的强度的衰减值，其可以为预设数值。

[0107] 在一些实施例中，可以在左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量，可以通过公式 (3) 进行表示：

$$BL2 = 20 * \log_{10} \left(10^{\frac{BL1}{20}} + 10^{\frac{BSRL}{20}} * e^{(-iw \Delta t)} \right) \quad (3)$$

其中，BL2 可以表示修正后的左耳的骨导分量强度，BL1 可以表示修正前的左耳的骨导分量强度， e 和 i 为常数， w 可以表示角频率， Δt 可以表示传递时间。

[0108] 在一些实施例中，对右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正包括：在右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。在一些实施例中，左耳向右耳的对传骨导分量的强度与骨导声从左耳向右耳传导时的衰减值和传递时间有关。

[0109] 在一些实施例中，可以通过公式 (4)，确定左耳向右耳的对传骨导分量：

$$BSLR = BSL - TA \quad (4)$$

其中，BSLR 可以表示左耳向右耳的对传骨导分量，BSL 可以表示左耳骨导听力级，TA 可以表示对传骨导分量的强度的衰减值，其可以为预设数值。

[0110] 在一些实施例中，可以在右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量，可以通过公式 (5) 进行表示：

$$BR2 = 20 * \log_{10} \left(10^{\frac{BR1}{20}} + 10^{\frac{BSLR}{20}} * e^{(-iw \Delta t)} \right) \quad (5)$$

其中，BR2 可以表示修正后的右耳的骨导分量强度，BR1 可以表示修正前的右耳的骨导分量强度， e 和 i 为常数， w 可以表示角频率， Δt 可以表示传递时间。

[0111] 本说明书的一些实施例通过对左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，可以使左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线更加精确。

[0112] 图7是根据本说明书一些实施例所示的对左耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正和未进行修正的示例性示意图。以对左耳的骨导分量强度进行修正作为示例进行说明,图7中,实线表示修正前的左耳的骨导分量强度BL1,虚线表示修正后的左耳的骨导分量强度BL2,通过上述方法对左耳的骨导分量强度BL1进行修正,从图中可以看出BL2是高于BL1的,曲线BL2考虑了对传骨导分量,进而使得修正后的骨导输出曲线更加精确。

[0113] 本说明书的一些实施例在对骨导输出曲线进行修正时,使用了与对传骨导分量强度相关的经颅衰减值和对侧经颅互传的时间,从而可以使确定的对传骨导分量更加精确,提高了修正后的双耳处对应的骨导输出曲线的精确性。

[0114] 在一些实施例中,可以基于修正后的左耳处接收到的骨导输出曲线确定左耳的骨导听力级输入-输出曲线,可以基于修正后的右耳处接收到的骨导输出曲线确定右耳的骨导听力级输入-输出曲线,再根据左耳处接收到的骨导听力级与基准等效阈听力级可以确定左耳处接收到的骨导听力级输入-输出曲线,根据右耳处接收到的骨导听力级与基准等效阈听力级可以确定右耳处接收到的骨导听力级输入-输出曲线。例如,通过计算左耳处接收到的骨导听力级与基准等效阈听力级的差值可以确定左耳处接收到的骨导听力级输入-输出曲线-,通过计算右耳处接收到的骨导听力级与基准等效阈听力级的差值可以确定右耳处的骨导听力级输入-输出曲线。然后,根据用户的骨导听阈(例如,左耳骨导听阈和右耳骨导听阈)、左耳处接收到的骨导听力级输入-输出曲线,右耳处接收到的骨导听力级输入-输出曲线,确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。关于确定用户经过骨导助听器助听后的骨导听阈的详细内容可以参考本申请说明书图3及其相关描述。

[0115] 骨导助听器可以包括壳体,壳体可以用于容纳麦克风、扬声器(骨导振子)等,当用户佩戴骨导助听器时,壳体可以位于用户耳朵附近(例如,耳朵前侧、上侧、下侧或后侧)的面部区域,当骨导振子振动时可以带动壳体以及壳体内部的空气产生振动,壳体振动引起其外部的空气也产生振动,进而产生气导声,气导声也可以作为骨导助听器的增益传递用户的耳朵处,从而会影响对用户佩戴骨导助听器助听后的听阈的预测精准性。基于上述问题,经过骨导助听器助听后的听阈评估方法还可以包括:根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线,确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。关于气导听阈、气导分量输入-输出曲线的详细内容可以参考图8-图10及其相关描述。

[0116] 图8是根据本说明书另一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图。在一些实施例中,流程900可以由处理设备110执行。如图8所示,流程900可以包括下述步骤:

[0117] 步骤910,获取用户气导听阈。

[0118] 在一些实施例中,步骤910可以由气导分量获取模块230执行。

[0119] 气导听阈可以指人耳刚好能听到的最小气导刺激强度。气导刺激强度的单位为dB SPL。气导听阈可以用AT进行表示。在一些实施例中,气导听阈可以包括左耳气导听阈和右耳气导听阈。左耳气导听阈可以用ATL进行表示,右耳气导听阈可以用ATR进行表示。

[0120] 在一些实施例中,可以基于通过用户的听力报告,获取用户的气导听阈。用户的听力报告可以由听力测试机构和/或医院提供,并被存储在存储设备中,气导分量获取模块230可以与存储设备进行通信,以获取用户的气导听阈。在一些实施例中,还可以基于用户的输入,获取用户的气导听阈。例如,用户通过终端设备输入气导听阈。在一些实施例中,还可以通过其它各种可行的方式获取用户的气导听阈。例如,测试、基于历史数据获取等。

[0121] 出于说明的目的,本段将对测试获取用户的气导听阈为例进行说明。用户佩戴骨导振子,在不同频率(例如,250 Hz、500 Hz、1000 Hz、2000 Hz、4000 Hz、8000 Hz等)的测试信号下,分别对用户的左耳和右耳进行测试。例如,当测试信号的频率为500 Hz时,用户的左耳在40 dB刚好可以听到声音,则用户的左耳气导听阈为40 dB。又例如,当测试信号的频率为500 Hz时,用户的右耳在35 dB刚好可以听到声音,则用户的右耳气导听阈为35 dB。

[0122] 步骤920,获取骨导助听器的气导分量输入-输出曲线。在一些实施例中,步骤920可以由气导分量获取模块230执行。

[0123] 气导分量输入-输出曲线可以指声源传入骨导助听器的麦克风处的声压(可以用SF表示)与骨导助听器输出的气导听力级之间的关系曲线。

[0124] 图10示出了特定频率的声源传入骨导助听器的麦克风处的声压与气导听力级之间的关系曲线,该坐标系中的横轴为声源传入骨导助听器的麦克风处的声压级(dB SPL),纵轴为骨导助听器输出的气导听力级(dB HL)。

[0125] 图9是根据本说明书一些实施例所示的骨导助听器的示例性原理图。如图9所示, 在一些实施例中, 骨导助听器可以包括麦克风1010、信号处理系统1020和骨导扬声器1030。

[0126] 麦克风1010、信号处理系统1020和骨导扬声器1030与上述图4中的麦克风410、信号处理系统420、骨导扬声器430相同或类似, 此处不再赘述。

[0127] 仅作为示例性说明, 具有特定声压级的测试气导声(图10中示出的SF)外部声源被麦克风1010采集, 麦克风1010接收该测试气导声SF并将其转化为电信号V1, 并传递至信号处理系统1020, 信号处理系统1020对电信号V1进行增益处理得到电信号V2, 骨导扬声器1030基于电信号V2产生气导声音, 该气导声音的气导力级可以用A表示。

[0128] 在一些实施例中, 可以根据骨导助听器的至少一个预设参数确定气导分量输入-输出曲线。也可以理解为, 通过确定骨导助听器的预设参数, 可以推算出骨导助听器输出的气导分量。在一些实施例中, 预设参数可以包括麦克风灵敏度(MS)、扬声器骨导灵敏度(BS)、扬声器气导灵敏度(AS)助听器增益(GAIN)、均衡器参数、宽动态范围压缩参数、自动增益控制参数等中的任意一种或几种。在一些实施例中, 可以通过人工输入、获取历史数据等方式获取预设参数。

[0129] 在一些实施例中, 可以基于测试气导声的声压级SF、麦克风灵敏度MS、扬声器气导灵敏度AS以及助听器增益GAIN, 通过公式(6), 确定气导声压级A:

$$A = SF + MS + GAIN + AS \quad (6)$$

[0130] 在一些实施例中, 可以基于测试声场气导声的声压级SF、气导声压级A以及基准等效阈声压级, 确定气导分量输入-输出曲线。例如, 基于测试气导声的声压SF通过公式(6), 可以确定气导声压级A。具体地, 基于气导声压级A与基准等效阈声压级确定气导听力级, 例如, 通过计算气导声压级A与基准等效阈声压级的差值确定气导听力级。在一些实施例中, 确定气导分量输入-输出曲线还可以包括基于多组测试声场气导声的声压和气导听力级的数值可以构建二者之间的关系, 从而确定气导分量输入-输出曲线。

[0131] 本说明书的一些实施例基于测试气导声的声压和骨导助听器的预设参数, 即可确定气导分量输入-输出曲线。如此设置, 无需进行实际测试, 即可获得与不同测试气导声的声压所对应的气导听力级, 提高了确定气导分量输入-输出曲线的快捷性和速度。

[0132] 在一些实施例中, 气导分量获取模块230可以获得测试气导声的声压和骨导助听器在测试气导声作用下产生的气导声压, 并根据测试气导声的声压和气导听力级, 确定气导分量输入-输出曲线。例如, 气导分量获取模块230在隔绝声场本身的影响的前提下, 参照GB/T 25102.100-2010制定测试方法, 测定骨导助听器在测试气导声作用下用户所听取到的气导声压级, 然后基于气导声压级与基准等效阈声压级, 可以获取骨导助听器在气导声作用下的气导听力级。例如, 计算测取的气导声压级与基准等效阈力级之差得到测试气导声作用下产生的气导听力级。进一步地, 基于多组测试气导声的声压级和气导听力级的数值可以构建二者之间的关系, 从而获得气导分量输入-输出曲线。

[0133] 用户在佩戴骨导助听器时, 骨导振子位于用户的耳朵附近且并不堵塞用户耳道, 在这种情况下, 外界声场产生的声音可能会被用户的耳朵接收到, 因此外界声场对确定用户经过骨导助听器助听后的听阈有较大的影响。因此, 需要考虑外界声场带来的影响。

[0134] 在一些实施例中, 可以通过公式(7), 确定修正后的左耳气导分量:

$$AL2 = 20 * \log_{10} \left(10^{\frac{AL1}{20}} * e^{(-i\omega \Delta t1) + 10^{\frac{SF}{20}}} \right) \quad (7)$$

其中, AL2可以表示修正后的左耳气导分量, AL1可以表示修正前的左耳气导分量, e和i为常数, w可以表示角频率, $\Delta t1$ 可以表示信号处理时间。

[0135] 在一些实施例中, 可以通过公式(8), 确定修正后的右耳气导分量:

$$AR2 = 20 * \log_{10} \left(10^{\frac{AR1}{20}} * e^{(-i\omega \Delta t1) + 10^{\frac{SF}{20}}} \right) \quad (8)$$

其中, AR2可以表示修正后的右耳气导分量, AR1可以表示修正前的右耳气导分量, e和i为常数, w可以表示角频率, $\Delta t1$ 可以表示信号处理时间。

[0136] 图11是根据本说明书一些实施例所示的对左耳的气导输出曲线中的气导分量强度进行修正和未进行修正的示例性示意图。以对左耳的气导分量强度进行修正作为示例进行说明, 图11中, 实线表示修正前的左耳气导分量AL1, 虚线表示修正后的左耳的气导分量强度AL2, 通过上述方法对左耳气导分量AL1进行修正, 从图中可以看出AL2是高于AL1的, 使得修正后的气导输出曲线更加精确。

[0137] 步骤930, 根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线, 确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0138] 在一些实施例中，步骤 930 可以由处理模块 220 执行。

[0139] 不管是骨导声还是气导声，最终都会到达用户的耳蜗，引发基底膜振动从而引发听神经冲动。当骨导声和气导声同时存在时（即，骨导分量和气导分量同时存在），会在耳蜗处叠加。这时会存在骨导分量和气导分量均低于用户的骨导听阈和气导听阈，但是骨导分量和气导分量叠加起来又可以被患者听到的情况，从而影响预估的用户经过骨导助听器的听阈准确性。基于上述问题，为了对用户经过骨导助听器的听阈进行修正，在一些实施例中，根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈可以包括：获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线，并根据感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。关于获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线以及根据感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈可以参考图 12 及其相关描述。

[0140] 本说明书的一些实施例通过气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈，充分考虑了对传骨导分量、外界声场、骨导声和气导声的叠加效应等因素带来的影响，进一步提高了确定用户经过骨导助听器助听后的听阈的准确性。

[0141] 图 12 是根据本说明书又一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估方法的示例性流程图。在一些实施例中，流程 1300 可以由处理设备 110 执行。如图 12 所示，流程 1300 可以包括下述步骤：

[0142] 步骤 1310，获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线。在一些实施例中，步骤 1310 可以由感知阈曲线模拟模块 240 执行。

[0143] 感知阈可以指骨导声和气导声同时在耳蜗处能引起人听觉感知的最小刺激强度。例如，气导声和骨导声同时存在时，上述两种声音在耳蜗处能引起人听觉感知的最小刺激强度。进一步地，感知阈曲线可以指基于感知阈形成的曲线。感知阈曲线可以反映能引起人听觉感知的声音的强度。

[0144] 在一些实施例中，可以通过公式（9），获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线：

$$STL = 20 * \log_{10}(10^{\frac{(BL2-BTM)}{20}} + 10^{\frac{(AL2-AT)}{20}} * e^{(-iw\Delta t2)}) \quad (9)$$

其中，STL 表示左耳感知阈， $\Delta t2$ 表示气导分量相对于骨导分量的时间差。由此可见，感知阈曲线与骨导听阈、气导听阈以及气导分量相对于骨导分量的时间差有关。

[0145] 图 13 是根据本说明书一些实施例所示的感知阈曲线的示意图。以左耳为例，图 13 示出了在 $\Delta t2=0$ ， $BTM=30$ dBHL， $AT=70$ dBHL 时的感知阈曲线，该坐标系中的横轴为气导听力级 AL2（dBHL），纵轴为骨导听力级 BL2（dBHL），在曲线上或曲线外的点，可以表示能够引起人听觉感知的刺激。例如，图 14 中，感知阈曲线与横轴的交点为 70 dBHL，说明左耳气导听阈为 70 dBHL，感知阈曲线与纵轴的交点为 30 dBHL，说明左耳骨导听阈为 30 dBHL。又例如，若同时存在气导听力级 AL2 为 70 dBHL 和骨导听力级 BL2 为 40 dBHL，则上述气导分量和骨导分量同时作用（即，叠加），可以引起人听觉感知的刺激。

[0146] 需要说明的是，图 13 所示的感知阈曲线考虑了气导分量和骨导分量叠加带来的影响，即，骨导分量和气导分量均低于用户的骨导听阈和气导听阈，但是骨导分量和气导分量叠加起来又可以被患者听到，因此，感知阈曲线并非矩形，即，曲线的右上角不是直角，而是呈圆弧角，这里考虑到骨导分量和气导分量的叠加效应，并通过上述公式（9）获取到的感知阈曲线，可以更加准确地反映用户的感知阈，从而保证用户经过骨导助听器助听后的听阈的精准度。

[0147] 步骤 1320，根据感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。

[0148] 在一些实施例中，步骤 1320 可以由处理模块 220 执行。

[0149] 在一些实施例中，处理模块 220 可以基于感知阈曲线和气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线，通过公式（10）确定用户经过骨导助听器助听后的听阈，以左耳为例：

$$\begin{cases} AL2 = AL1 + SF \\ BL2 = BL1 + BSRL \\ STL = 20 * \log_{10}(10^{\frac{(BL2-BTM)}{20}} + 10^{\frac{(AL2-AT)}{20}} * e^{(-iw\Delta t2)}) \end{cases} \quad (10)$$

[0150] 通过上述公式（10）可以获取用户经过骨导助听器助听后左耳的听阈，同理，通过上述公式（10）可以获取用户经过骨导助听器助听后右耳的听阈。

[0151] 本说明书的一些实施例基于骨导分量和气导分量叠加,会使感知阈降低,在确定用户经过骨导助听器助听后的听阈时,使用感知阈曲线,可以进一步提高确定的听阈的准确性。

[0152] 在一些实施例中,根据气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线,确定用户经过骨导助听器助听后的听阈可以包括:基于气导听阈、气导分量输入-输出曲线、骨导听阈、骨导分量输入-输出曲线以及通过完成训练的机器学习模型,确定用户经过骨导助听器助听后的听阈。这里完成训练的机器学习模型可以通过多组样本(不同用户的骨导听阈、气导听阈、气导分量相对于骨导分量的时间差、气导分量输入-输出曲线、骨导分量输入-输出曲线)进行训练获得。在一些实施例中,机器学习模型可以包括但不限于线性回归模型(例如,简单线性回归、岭回归、Lasso 回归、弹性网络回归、贝叶斯岭回归、最小回归角回归偏、最小二乘法回归、分位数回归)、神经网络模型等。

[0153] 当声音传入耳蜗时,耳蜗可以将声信号转换为电信号,电信号被传至听觉中枢。当双耳同时有电信号传入时,会产生双耳响度叠加效应,这时用户听阈会因这双耳响度叠加效应进一步降低。基于此为了较为准确地确定经过骨导助听器助听后的听阈,在一些实施例中,经过骨导助听器助听后的听阈评估方法还可以包括:根据修正后的用户声场听阈和修正后的经过骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。关于确定助听增益的详细内容可以参考图 14 及其描述。

[0154] 图 14 是根据本说明书一些实施例所示的确定助听增益的示例性流程图。在一些实施例中,流程 1500 可以由处理设备 110 执行。如图 14 所示,流程 1500 可以包括下述步骤:

[0155] 步骤 1510,对用户声场听阈进行修正。

[0156] 在一些实施例中,步骤 1510 可以由听阈修正模块 250 执行。

[0157] 声场听阈可以指在声场中,由声场声源进行播音时,人耳刚好能听到的最小的声场声源强度。声场声源强度可以在人的头部的中心位置处进行标定。在一些实施例中,声场听阈可以包括左耳声场听阈和右耳声场听阈。在一些实施例中,声场听阈可以包括骨导听阈和气导听阈。

[0158] 在一些实施例中,听阈修正模块 250 可以使用双耳模型进行拟合,以对用户声场听阈进行修正,确定修正后的用户声场听阈。

[0159] 在一些实施例中,听阈修正模块 250 可以基于用户的左耳声场听阈和右耳声场听阈的差值,以及第一修正量,对用户声场听阈进行修正,确定修正后的用户声场听阈。例如,听阈修正模块 250 可以将用户的左耳声场听阈和右耳声场听阈的最小值减去第一修正量,以确定修正后的用户声场听阈。

[0160] 第一修正量可以指与用户的左耳声场听阈和右耳声场听阈的差值所对应的修正量。第一修正量可以通过在预设的第一表格中查询与不同的左耳声场听阈和右耳声场听阈的差值所对应的数值进行确定。预设的第一表格可以基于经验进行设置。

[0161] 步骤 1520,对经过骨导助听器助听后的听阈进行修正。在一些实施例中,步骤 1520 可以由听阈修正模块 250 执行。

[0162] 在一些实施例中,听阈修正模块 250 可以使用双耳模型进行拟合,以对经过骨导助听器助听后的听阈进行修正,确定修正后的经过骨导助听器助听后的听阈。

[0163] 在一些实施例中,听阈修正模块 250 可以基于经过骨导助听器助听后左耳的听阈和经过骨导助听器助听后右耳的听阈的最小值,以及第二修正量,对经过骨导助听器助听后的听阈进行修正,确定修正后的经过骨导助听器助听后的听阈。例如,听阈修正模块 250 可以将经过骨导助听器助听后左耳的听阈和经过骨导助听器助听后右耳的听阈的差值减去第二修正量,以确定修正后的经过骨导助听器助听后的听阈。

[0164] 第二修正量可以指与经过骨导助听器助听后左耳的听阈和经过骨导助听器助听后右耳的听阈的差值所对应的修正量。第二修正量可以通过在预设的第二表格中查询与不同的经过骨导助听器助听后左耳的听阈和经过骨导助听器助听后右耳的听阈的差值所对应的数值进行确定。预设的第二表格可以基于经验进行设置。

[0165] 步骤 1530,根据修正后的用户声场听阈和修正后的经过骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。在一些实施例中,步骤 1530 可以由处理模块 220 执行。

[0166] 在一些实施例中,处理模块 220 可以将修正后的用户声场听阈减去修正后的经过骨导助听器助听后的听阈,以确定助听增益。例如,修正后的用户声场听阈为 50dBHL,修正后的经过骨导助听器助听后的听阈为 45dBHL,处理模块 220 可以确定助听增益为 5 dB。

[0167] 本说明书的一些实施例基于双耳响度叠加效应会使用户的听阈降低,通过对用户声场听阈和经过骨导助听器助听后的听阈进行修正,进而确定助听增益,可以进一步提高确定的听阈的准确

性，从而可以确定更准确的助听增益。

[0168] 图 15 是根据本说明书一些实施例所示的经过骨导助听器助听后的听阈评估系统示例性示意图。

[0169] 如图 15 所示，在一些实施例中，获取模块可以获取用户的骨导听阈（例如，左耳掩蔽骨导听阈、右耳掩蔽骨导听阈、左耳未掩蔽听阈、右耳未掩蔽听阈）、气导听阈（例如，左耳气导听阈、右耳气导听阈），关于获取用户的骨导听阈和气导听阈的内容可以参考本说明书其他地方的描述，在此不做。

[0170] 在一些实施例中，获取模块可以基于骨导助听器的预设参数获取骨导分量输入-输出曲线 BL1 和骨导分量输入-输出曲线 BR1，将曲线 BL1 和曲线 BR1 输入到骨导分量 R-L 对传修正模块 BTRL，可以获得骨导成分输出 BL2；将曲线 BL1 和曲线 BR1 输入到骨导分量 L-R 对传修正模块 BTLR，可以获得骨导成分输出 BR2。这里的骨导分量输入-输出曲线 BL1 和骨导分量输入-输出曲线 BR1 与本说明书其他实施例中的骨导分量输入-输出曲线相对应，骨导成分输出 BL2 和骨导成分输出 BR2 与本说明书其他实施例中的修正后的骨导输出曲线相对应。

[0171] 在一些实施例中，获取模块可以基于骨导助听器的预设参数获取骨导助听器的气导分量输入-输出曲线 AL1 和气导分量输入-输出曲线 AR1，并将骨导分量输入-输出曲线 AL1 和气导分量输入-输出曲线 AR1 分别输入到声场气导输入输出曲线修正模块 SRL 和声场气导输入输出曲线修正模块 SRR 中，分别获得气导成分输出 AL2 和气导成分输出 AR2。其中，声场气导输入输出曲线修正模块 SRL 可以用于修正左耳处接收到的气导分量，声场气导输入输出曲线修正模块 SRR 可以用于修正右耳处接收到的气导分量，这里考虑外界声场的影响，对左耳处的气导分量和右耳处的骨导分量进行修正。这里的气导分量输入-输出曲线 AL1 和气导成分输出 AR1 与本说明书其他实施例中的气导分量输入-输出曲线（例如，修正前的左耳气导分量、修正前的右耳气导分量）相对应。气导成分输出 AL2 与本说明书其他实施例中的修正后的左耳气导分量 AL2 相对应，气导成分输出 AR2 与本说明书其他实施例中的修正后的右耳气导分量 AR2 相对应。

[0172] 感知阈曲线模拟模块 STL 可以基于获取模块的左耳骨导听阈（例如，左耳掩蔽骨导听阈）和左耳气导听阈得到左耳的感知阈曲线，感知阈曲线模拟模块 STR 可以基于获取模块的右耳骨导听阈（例如，右耳掩蔽骨导听阈）和右耳气导听阈，得到右耳的感知阈曲线。左耳助听后声场听阈分析模块 TAL 可以基于左耳的感知阈曲线、骨导成分输出 BL2、气导成分输出 AL2，确定左耳助听后听阈 ASFTL。右耳助听后声场听阈分析模块 TAR 可以基于右耳的感知阈曲线、骨导成分输出 BR2、气导成分输出 AR2，确定右耳助听后听阈 ASFTR。

[0173] 其中，感知阈曲线模拟模块 STL 和感知阈曲线模拟模块 STR 可以与图 2 中的感知阈曲线模拟模块 240 相对应，左耳助听后声场听阈分析模块 TAL 和右耳助听后声场听阈分析模块 TAR 可以与图 2 中的听阈修正模块 250 相对应。

[0174] 如图 15 所示，双耳助听后/前声场听阈分析模块可以与左耳助听后声场听阈分析模块 TAL 和右耳助听后声场听阈分析模块 TAR，确定双耳助听后听阈 ABSFT，双耳助听后增益分析模块可以与双耳助听后/前声场听阈分析模块，确定双耳助听后增益 ASFG。

[0175] 其中，双耳助听后/前声场听阈分析模块可以与图 2 中的处理模块 220 相对应，双耳助听后/前声场听阈分析模块可以与图 2 中的处理模块 220 相对应。

[0176] 关于上述各个模块基于输入得到输出的更多内容，可以在本说明书的其它地方找到。

[0177] 上文已对基本概念做了描述，显然，对于本领域技术人员来说，上述详细披露仅仅作为示例，而并不构成对本申请的限定。虽然此处并没有明确说明，本领域技术人员可能会对本申请进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本申请中被建议，所以该类修改、改进、修正仍属于本申请示范实施例的精神和范围。

[0178] 同时，本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此，应强调并注意的是，本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外，本申请的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0179] 此外，本领域技术人员可以理解，本申请的各方面可以通过若干具有可专利性的种类或情况进行说明和描述，包括任何新的和有用的工序、机器、产品或物质的组合，或对他们的任何新的和有用的改进。相应地，本申请的各个方面可以完全由硬件执行、可以完全由软件（包括固件、常驻软件、微码等）执行、也可以由硬件和软件组合执行。以上硬件或软件均可被称为“数据块”、

“模块”、“引擎”、“单元”、“组件”或“系统”。此外，本申请的各方面可能表现为位于一个或多个计算机可读介质中的计算机产品，该产品包括计算机可读程序编码。

[0180] 计算机存储介质可能包含一个内含有计算机程序编码的传播数据信号，例如在基带上或作为载波的一部分。该传播信号可能有多种表现形式，包括电磁形式、光形式等，或合适的组合形式。计算机存储介质可以是除计算机可读存储介质之外的任何计算机可读介质，该介质可以通过连接至一个指令执行系统、装置或设备以实现通讯、传播或传输供使用的程序。位于计算机存储介质上的程序编码可以通过任何合适的介质进行传播，包括无线电、电缆、光纤电缆、RF、或类似介质，或任何上述介质的组合。

[0181] 本申请各部分操作所需的计算机程序编码可以用任意一种或多种程序语言编写，包括面向对象编程语言如 Java、Scala、Smalltalk、Eiffel、JADE、Emerald、C++、C#、VB.NET、Python 等，常规程序化编程语言如 C 语言、Visual Basic、Fortran 2003、Perl、COBOL 2002、PHP、ABAP，动态编程语言如 Python、Ruby 和 Groovy，或其他编程语言等。该程序编码可以完全在用户计算机上运行、或作为独立的软件包在用户计算机上运行、或部分在用户计算机上运行部分在远程计算机运行、或完全在远程计算机或服务器上运行。在后种情况下，远程计算机可以通过任何网络形式与用户计算机连接，比如局域网 (LAN) 或广域网 (WAN)，或连接至外部计算机 (例如通过因特网)，或在云计算环境中，或作为服务使用如软件即服务 (SaaS)。

[0182] 此外，除非权利要求中明确说明，本申请所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用，并非用于限定本申请流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例，但应当理解的是，该类细节仅起到说明的目的，附加的权利要求并不仅限于披露的实施例，相反，权利要求旨在覆盖所有符合本申请实施例实质和范围的修正和等价组合。例如，虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现，但是也可以只通过软件的解决方案得以实现，如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0183] 同理，应当注意的是，为了简化本申请披露的表述，从而帮助对一个或多个发明实施例的理解，前文对本申请实施例的描述中，有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是，这种披露方法并不意味着本申请对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上，实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0184] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字，应当理解的是，此类用于实施例描述的数字，在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明，“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地，在一些实施例中，说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值，该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中，数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本申请一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值，在具体实施例中，此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0185] 针对本申请引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料，如文章、书籍、说明书、出版物、文档等，特此将其全部内容并入本申请作为参考。与本申请内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外，对本申请权利要求最广范围有限制的文件 (当前或之后附加于本申请中的) 也除外。需要说明的是，如果本申请附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本申请所述内容有不一致或冲突的地方，以本申请的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0186] 最后，应当理解的是，本申请中所述实施例仅用以说明本申请实施例的原则。其他的变形也可能属于本申请的范围。因此，作为示例而非限制，本申请实施例的替代配置可视为与本申请的教导一致。相应地，本申请的实施例不仅限于本申请明确介绍和描述的实施例。

权利要求

1. 一种经过骨导助听器助听后的听阈评估方法，包括：
获取用户骨导听阈；
获取所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线；以及
根据所述用户的骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。
2. 根据权利要求1所述的听阈评估方法，其中，所述获取所述骨导分量输入-输出曲线包括：
获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线；
对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。
3. 根据权利要求2所述的听阈评估方法，所述对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正包括：
在所述左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量；以及
在所述右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。
4. 根据权利要求1所述的听阈评估方法，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：
根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述骨导分量输入-输出曲线。
5. 根据权利要求1所述的听阈评估方法，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：
获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的骨导力级；以及
根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述骨导分量输入-输出曲线。
6. 根据权利要求1所述的听阈评估方法，还包括：
获取用户气导听阈；
获取所述骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，其中，所述确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈包括：
根据所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。
7. 根据权利要求6所述的听阈评估方法，所述获取所述气导分量输入-输出曲线的包括：
根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述气导分量输入-输出曲线。
8. 根据权利要求6所述的听阈评估方法，所述获取气导分量输入-输出曲线包括：
获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的气导声压；以及
根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述气导分量输入-输出曲线。
9. 根据权利要求6所述的听阈评估方法，所述根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述气导分量输入-输出曲线包括：
获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线；
根据所述感知阈曲线和所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。

10. 根据权利要求 9 所述的听阈评估方法，还包括：
对所述用户声场听阈进行修正；
对经过所述骨导助听器助听后的听阈进行修正；以及
根据修正后的所述用户声场听阈和修正后的经过所述骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。
11. 一种经过骨导助听器助听后的听阈评估系统，所述系统包括：
骨导分量获取模块，被配置为获取用户骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线；
以及
处理模块，被配置为根据所述用户的骨导听阈和所述骨导助听器的骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。
12. 根据权利要求 11 所述的听阈评估系统，其中，所述获取所述骨导分量输入-输出曲线包括：
获取用户左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线；
所述处理模块包括骨导分量对传修正模块，被配置为对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正，以获得修正后的左耳的骨导输出曲线和右耳的骨导输出曲线。
13. 根据权利要求 12 所述的听阈评估系统，所述对所述左耳的骨导输出曲线和所述右耳的骨导输出曲线中的骨导分量强度进行修正包括：
所述骨导分量对传修正模块在所述左耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上右耳向左耳的对传骨导分量；以及
在所述右耳的骨导输出曲线的骨导分量强度中加上左耳对右耳的对传骨导分量。
14. 根据权利要求 11 所述的听阈评估系统，所述获取骨导分量输入-输出曲线包括：
根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定所述骨导分量输入-输出曲线。
15. 根据权利要求 11 所述的听阈评估系统，所述获取骨导分量输入-输出曲线：
获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的骨导力级；以及
根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述骨导分量输入-输出曲线。
16. 根据权利要求 11 所述的听阈评估系统，所述系统还包括气导分量获取模块，被配置为：
获取用户气导听阈；
获取所述骨导助听器的气导分量输入-输出曲线，其中，所述确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈包括：
根据所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。
17. 根据权利要求 16 所述的听阈评估系统，所述获取所述气导分量输入-输出曲线的包括：根据所述骨导助听器的至少一个预设参数确定气导分量输入-输出曲线。
18. 根据权利要求 16 所述的听阈评估系统，所述获取气导分量输入-输出曲线包括：
获得测试气导声的声压和所述骨导助听器在所述测试气导声作用下产生的气导声压；以及
根据所述测试气导声的声压和所述骨导力级，确定所述气导分量输入-输出曲线。

19. 根据权利要求 16 所述的听阈评估系统，所述系统还包括感知阈曲线模拟模块，被配置为：
获取用户对骨导声和气导声的感知阈曲线；以及
根据所述感知阈曲线和所述气导听阈、所述气导分量输入-输出曲线、所述骨导听阈、所述骨导分量输入-输出曲线，确定所述用户经过所述骨导助听器助听后的听阈。
20. 根据权利要求 19 所述的听阈评估系统，所述系统还包括听阈修正模块，被配置为：
对所述用户声场听阈进行修正；
对经过所述骨导助听器助听后的听阈进行修正；以及
根据修正后的所述用户声场听阈和修正后的经过所述骨导助听器助听后的听阈确定助听增益。
21. 一种经过骨导助听器助听后的听阈评估装置，所述装置包括处理器以及存储器；所述存储器用于存储指令，所述指令被所述处理器执行时，所述装置实现如权利要求 1 至 10 中任一项所述经过骨导助听器助听后的听阈评估方法对应的操作。
22. 一种计算机可读存储介质，所述存储介质存储计算机指令，当计算机读取存储介质中的计算机指令后，计算机运行如权利要求 1 至 10 中任意一项所述经过骨导助听器助听后的听阈评估方法。

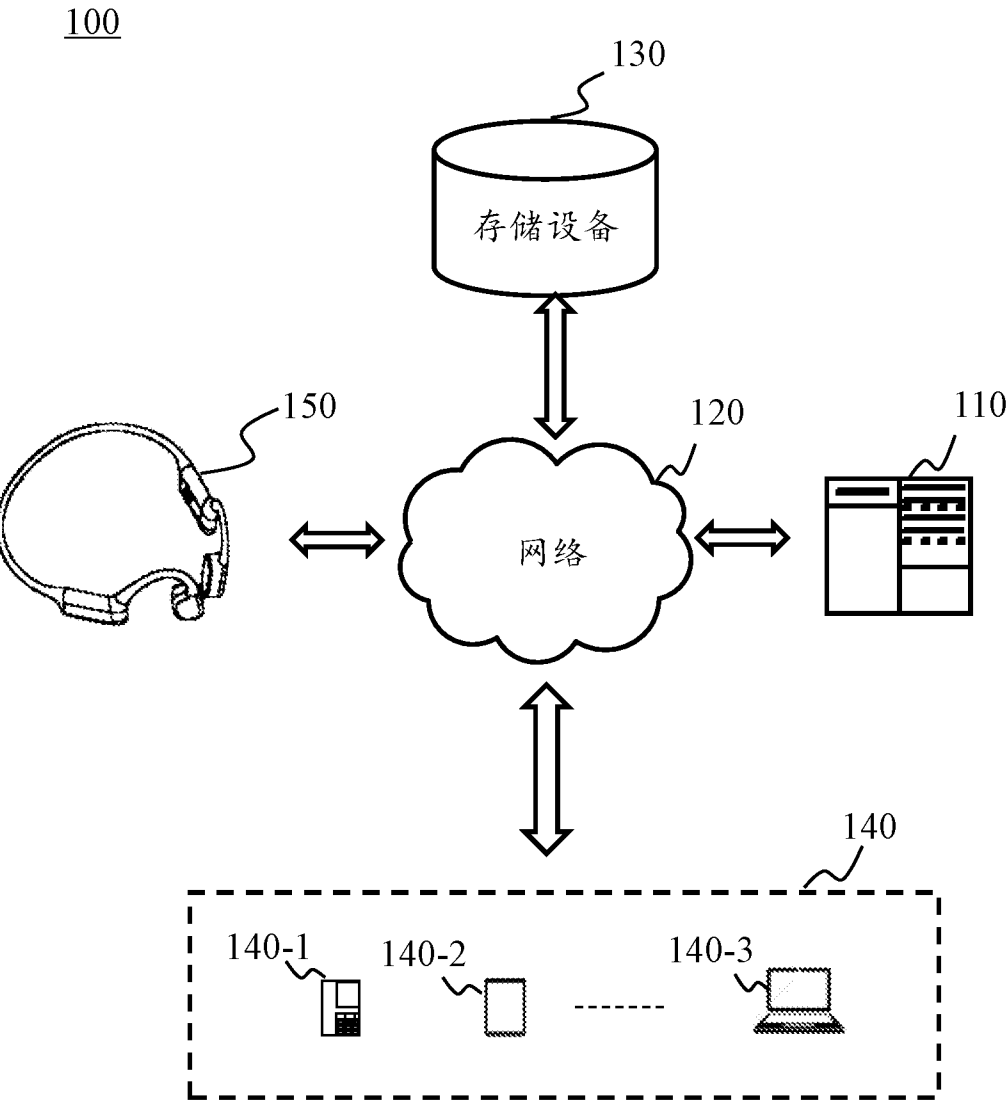


图 1

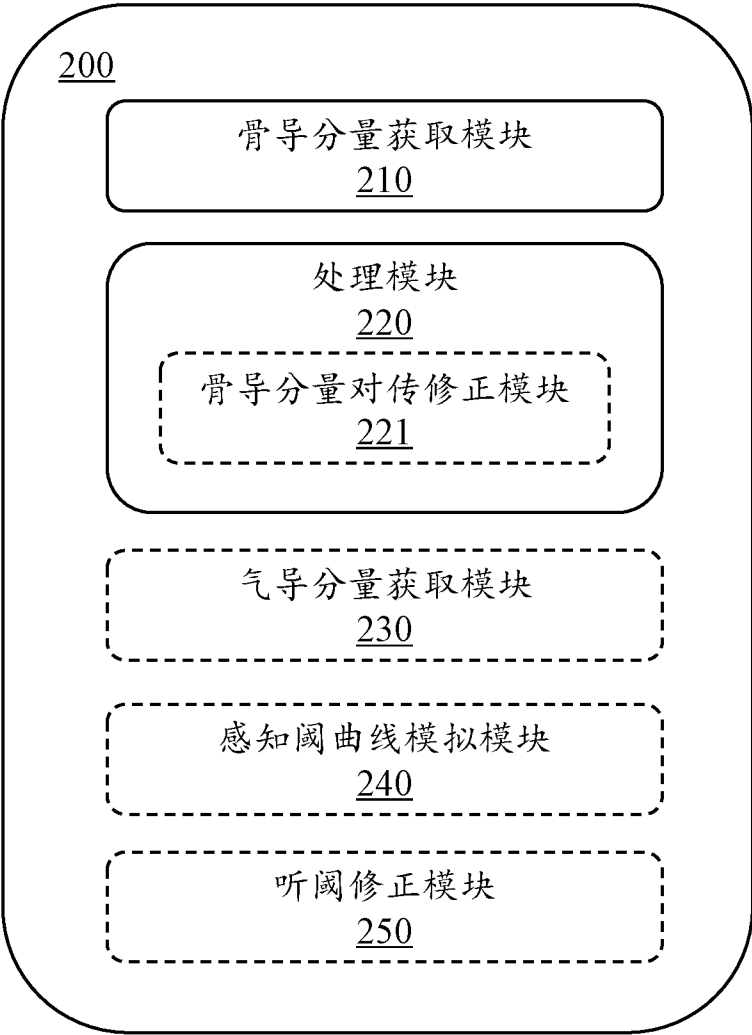


图2

300

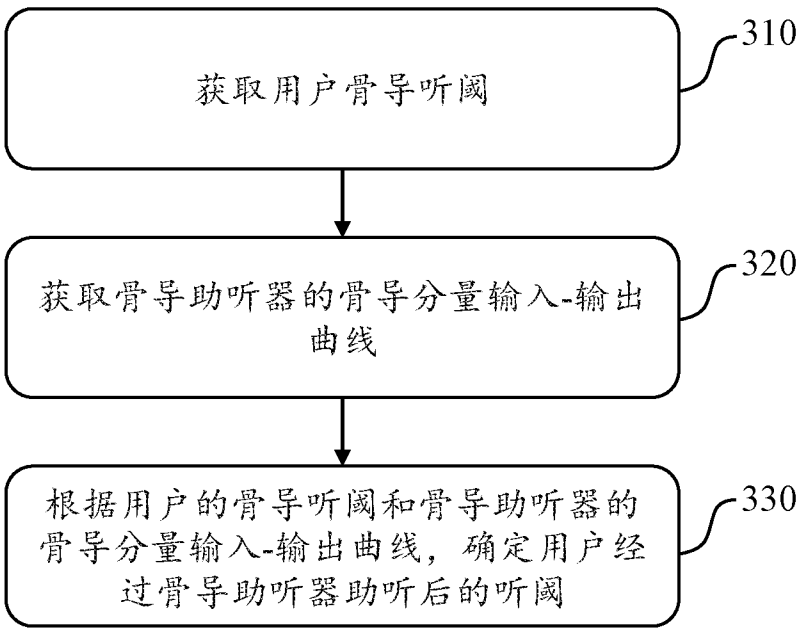


图3

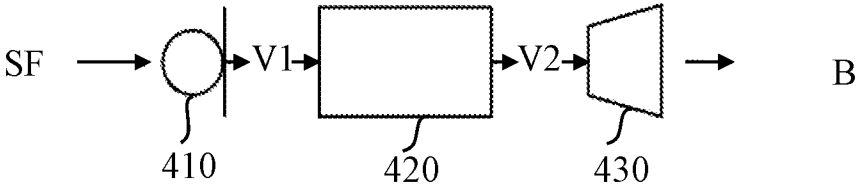


图4

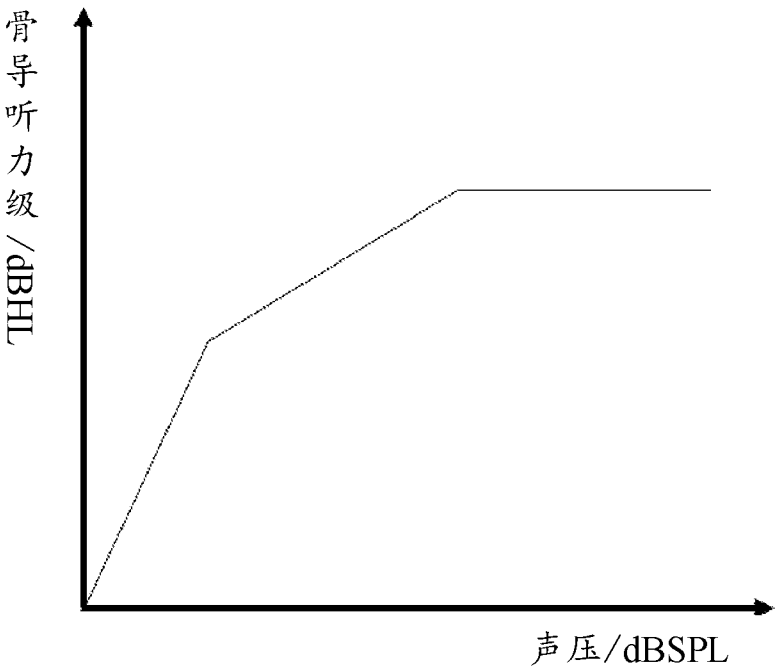


图5

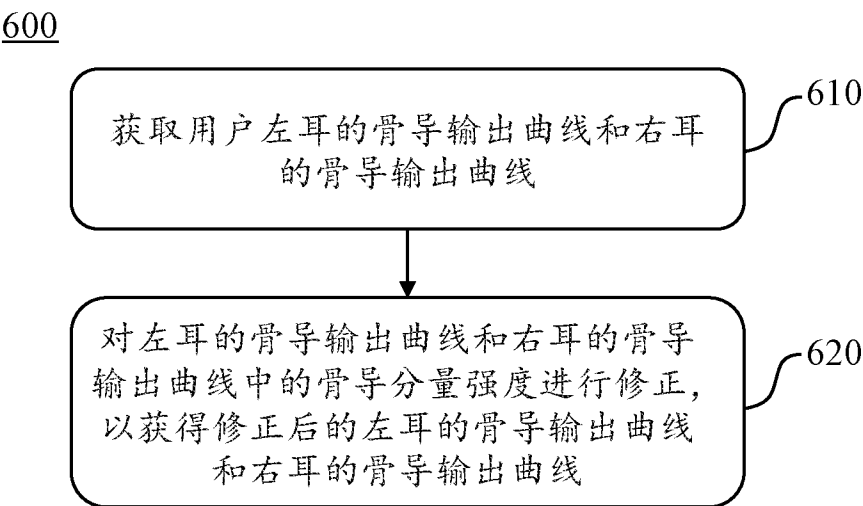


图6

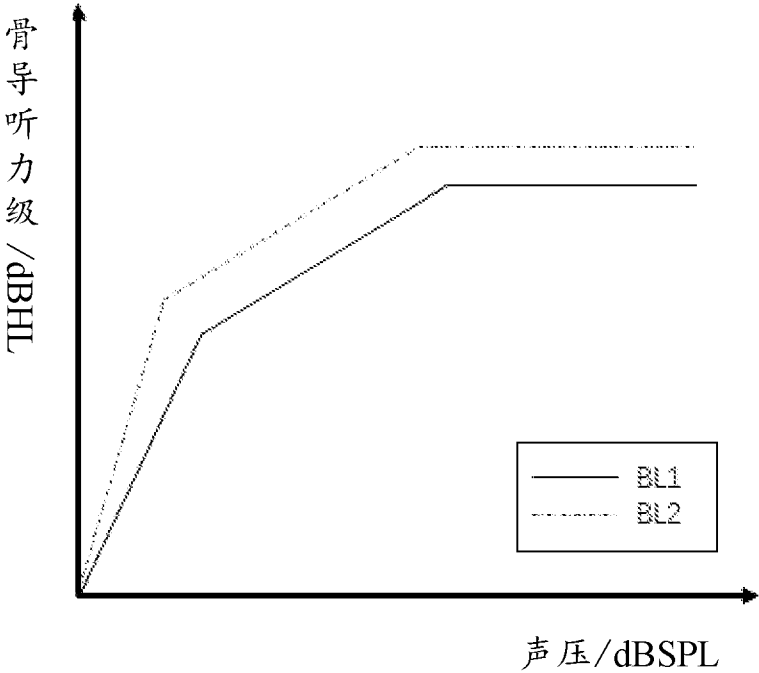


图7

900

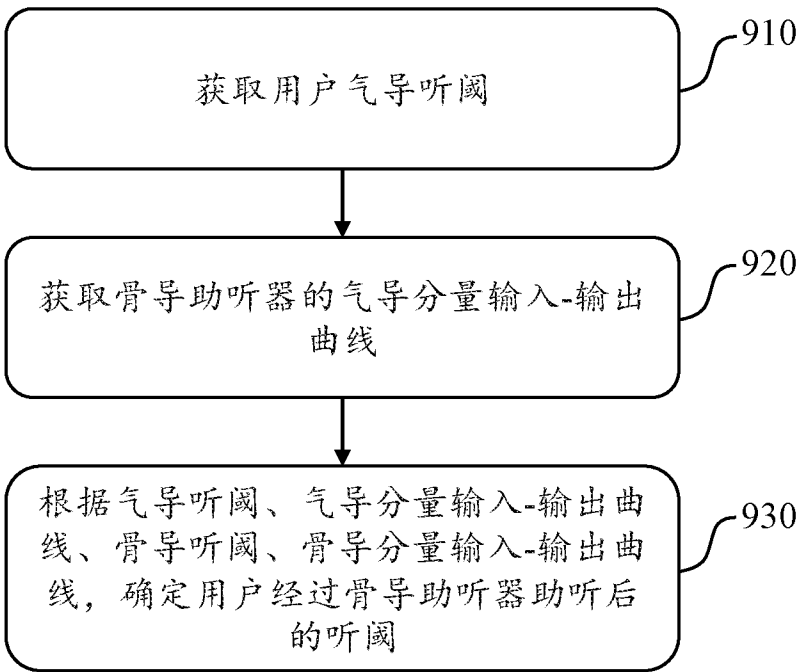


图8

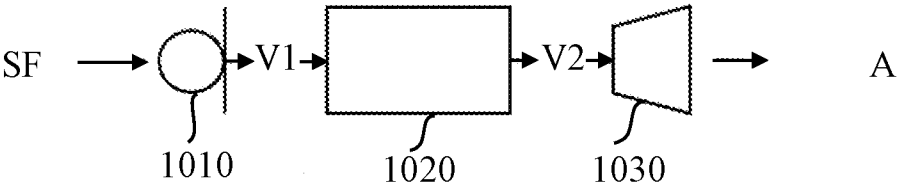


图9

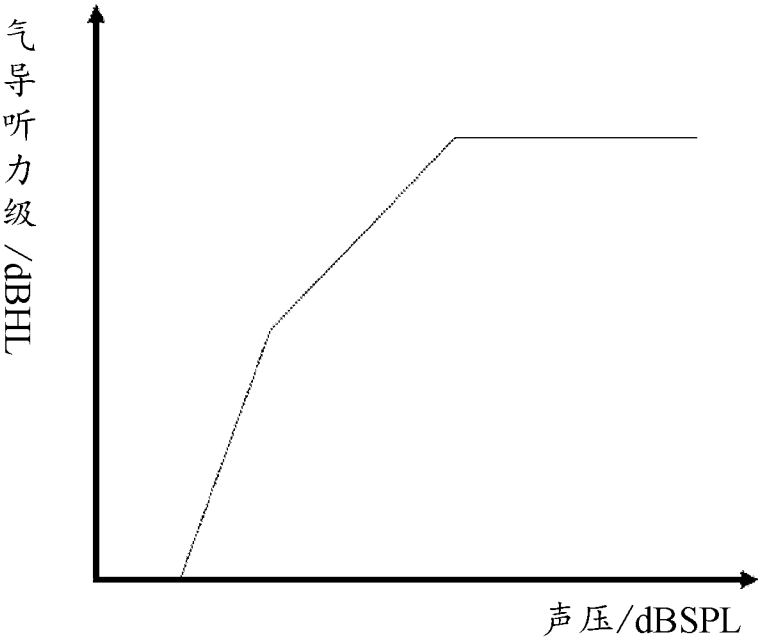


图10

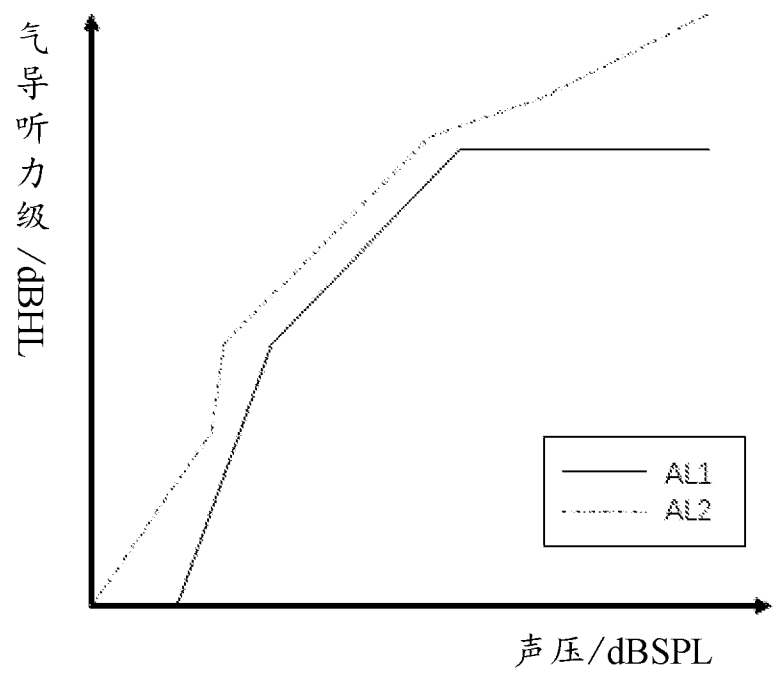


图11

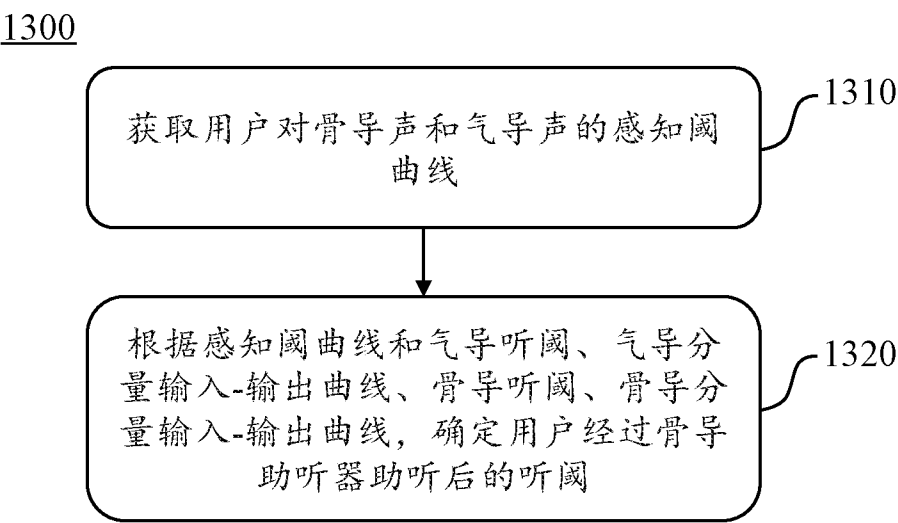


图12

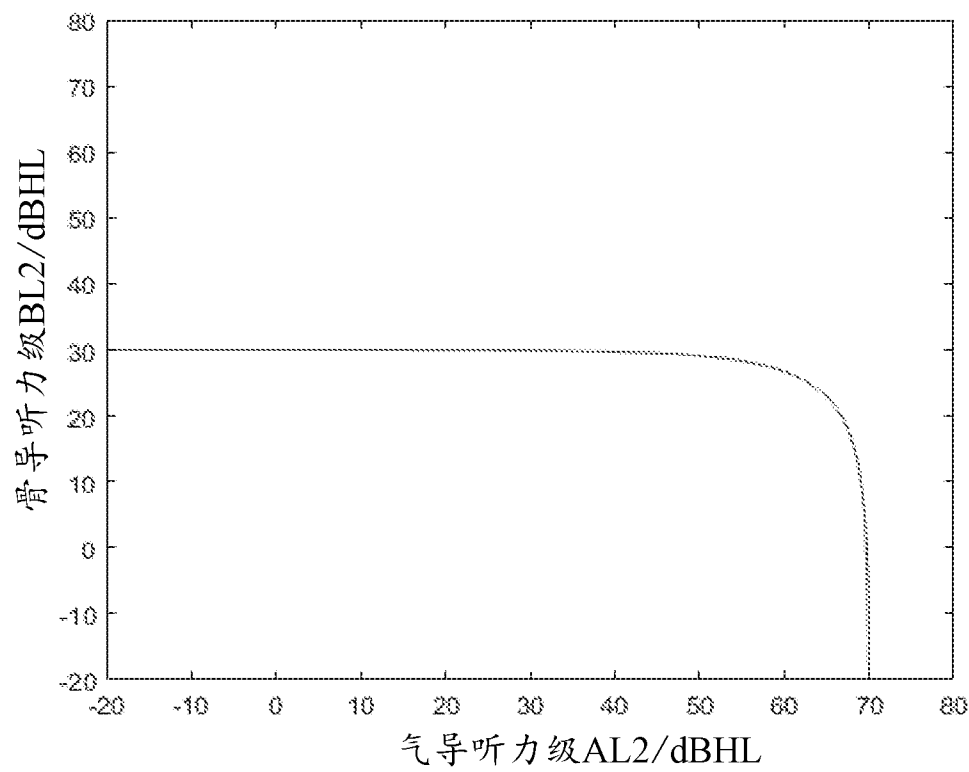


图13

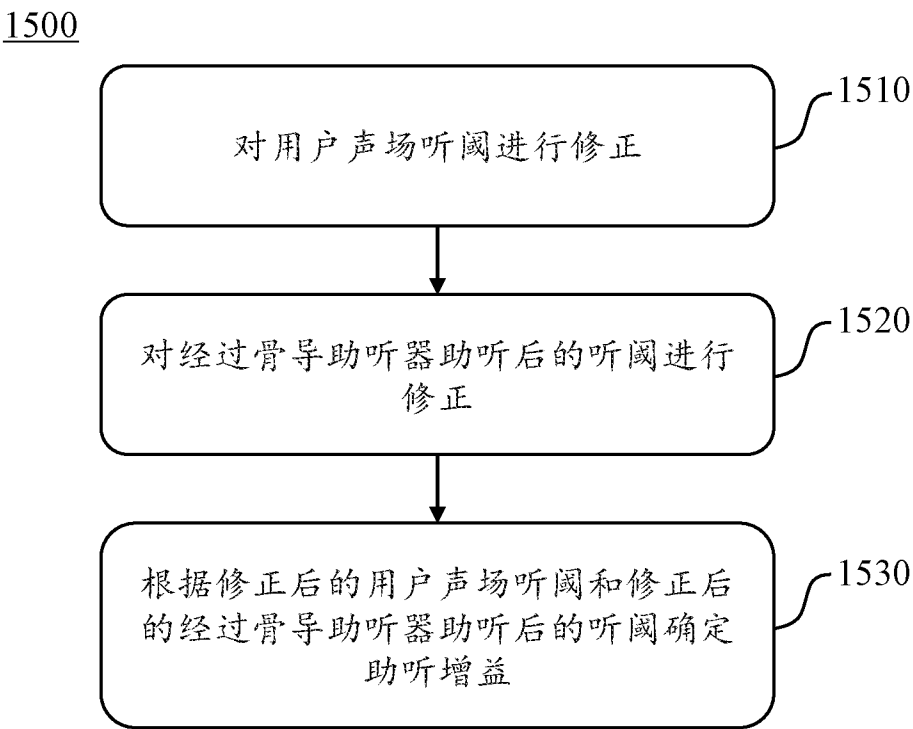


图14

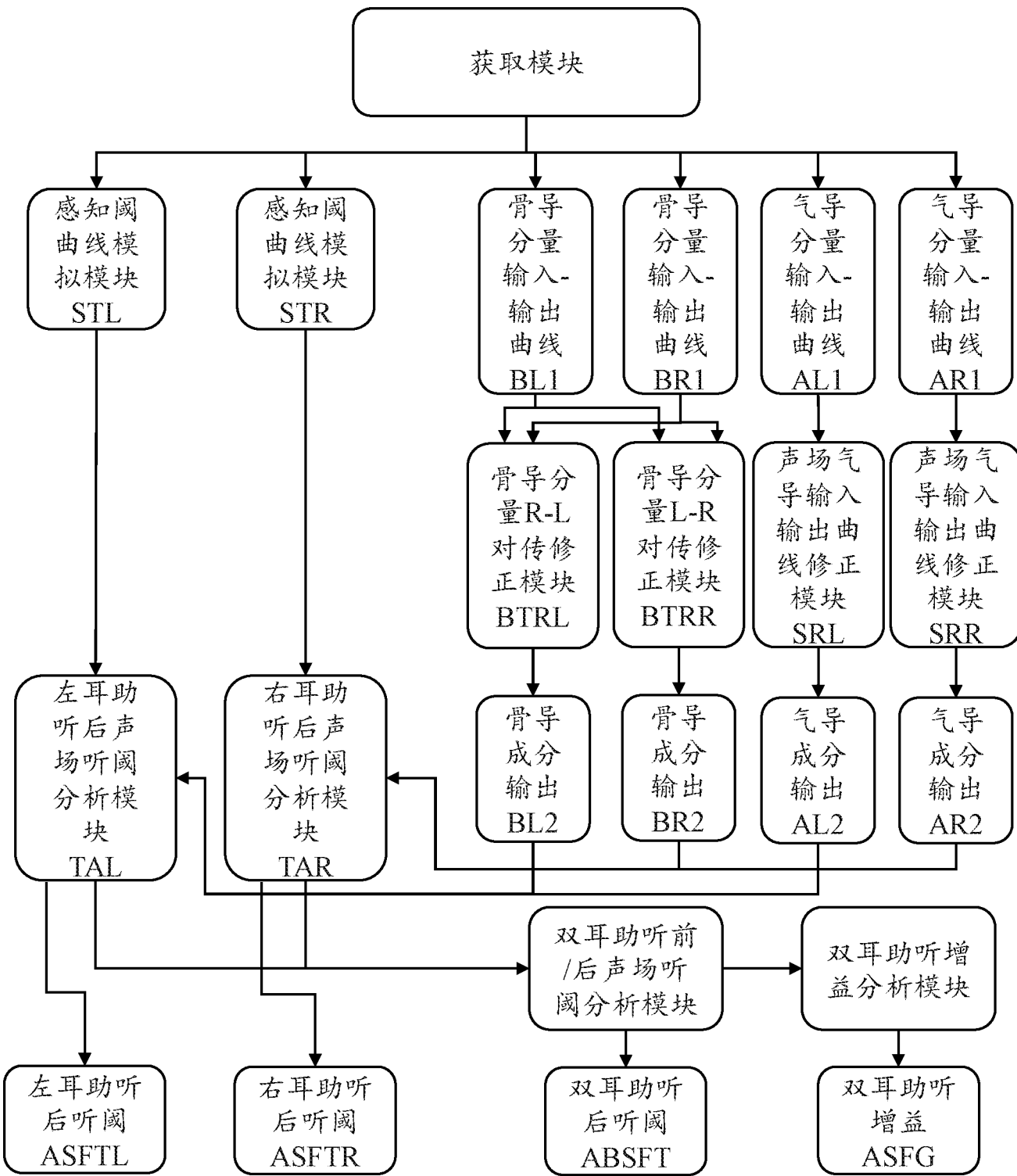


图15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2022/110482

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H04R 25/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

H04R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI: EPODOC; CNKI; CNPAT: 曲线, 函数, 确定, 估计, 预测, 预估, 输入, 输出, 助听器, 耳蜗, 骨导, 骨传导, 听力损失级别, 听力阈值, 阈值听力, 听阈, 听力级, hearing aid, cochlea, bone conduction, hearing, threshold, level, curve, function, input, output

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007258609 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK GMBH) 08 November 2007 (2007-11-08) description, paragraphs [0015]-[0021]	1-22
A	CN 104144374 A (SPREADTRUM COMMUNICATIONS SHANGHAI INC.) 12 November 2014 (2014-11-12) entire document	1-22
A	CN 105228069 A (NANJING INSTITUTE OF TECHNOLOGY) 06 January 2016 (2016-01-06) entire document	1-22
A	CN 107948898 A (SOUTH CHINA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY) 20 April 2018 (2018-04-20) entire document	1-22



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date
 “L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 “&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 December 2022

Date of mailing of the international search report

22 December 2022

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing
100088, China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2022/110482

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)		Publication date (day/month/year)
US	2007258609	A1	08 November 2007	EP	1853090	A2 07 November 2007
CN	104144374	A	12 November 2014	None		
CN	105228069	A	06 January 2016	None		
CN	107948898	A	20 April 2018	None		

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2022/110482

A. 主题的分类 H04R 25/00 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类																	
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) H04R 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) WPI; EPDOC; CNKI; CNPAT: 曲线, 函数, 确定, 估计, 预测, 预估, 输入, 输出, 助听器, 耳蜗, 骨导, 骨传导, 听力损失级别, 听力阈值, 阈值听力, 听阈, 听力级, hearing aid, cochlea, bone conduction, hearing, threshold, level, curve, function, input, output																	
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2007258609 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK GMBH) 2007年11月8日 (2007 - 11 - 08) 说明书第[0015]-[0021]段</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104144374 A (展讯通信上海有限公司) 2014年11月12日 (2014 - 11 - 12) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105228069 A (南京工程学院) 2016年1月6日 (2016 - 01 - 06) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 107948898 A (华南理工大学) 2018年4月20日 (2018 - 04 - 20) 全文</td> <td>1-22</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	US 2007258609 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK GMBH) 2007年11月8日 (2007 - 11 - 08) 说明书第[0015]-[0021]段	1-22	A	CN 104144374 A (展讯通信上海有限公司) 2014年11月12日 (2014 - 11 - 12) 全文	1-22	A	CN 105228069 A (南京工程学院) 2016年1月6日 (2016 - 01 - 06) 全文	1-22	A	CN 107948898 A (华南理工大学) 2018年4月20日 (2018 - 04 - 20) 全文	1-22
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求															
X	US 2007258609 A1 (SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK GMBH) 2007年11月8日 (2007 - 11 - 08) 说明书第[0015]-[0021]段	1-22															
A	CN 104144374 A (展讯通信上海有限公司) 2014年11月12日 (2014 - 11 - 12) 全文	1-22															
A	CN 105228069 A (南京工程学院) 2016年1月6日 (2016 - 01 - 06) 全文	1-22															
A	CN 107948898 A (华南理工大学) 2018年4月20日 (2018 - 04 - 20) 全文	1-22															
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																	
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																	
国际检索实际完成的日期 2022年12月15日		国际检索报告邮寄日期 2022年12月22日															
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 杨柳 电话号码 86-(010)-53961798															

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2022/110482

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)		同族专利		公布日 (年/月/日)	
US	2007258609	A1	2007年11月8日	EP	1853090	A2	2007年11月7日	
CN	104144374	A	2014年11月12日	无				
CN	105228069	A	2016年1月6日	无				
CN	107948898	A	2018年4月20日	无				