(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 102239708 A
(43)申请公布日 2011.11.09

(21)申请号 200880132169.5

(22)申请日 2008.12.11

(85)PCT申请进入国家阶段日
2011.06.02

(86)PCT申请的申请数据
PCT/EP2008/067323 2008.12.11

(87)PCT申请的公布数据
WO2010/066299 EN 2010.06.17

(71)申请人 唯听助听器公司
地址 丹麦兰格

(72)发明人 M·朗 P·N·金森 J·M·奥森
K·瓦布洛 I·波凌 M·A·诺达恩

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245
代理人 赵蓉民 陆惠中

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

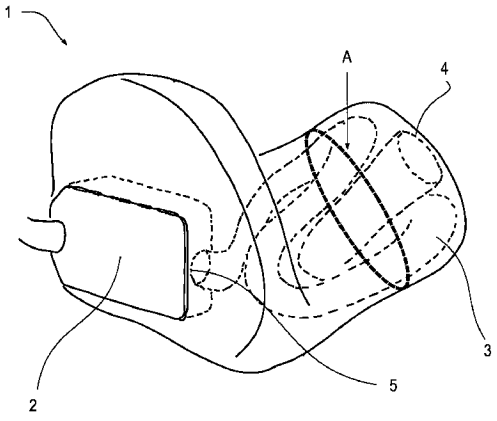
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54)发明名称

助听器耳机和制造助听器耳机的方法

(57)摘要

提供助听器耳机(1),其被定制适于使用者的耳道的个体形状,并以快速原型工艺制造。耳机包括声导管(3),其适于从声音入口向声音出口传输声音信号,并且其中声导管成环状以使至少一个几何平面与声导管相交至少三次,从而提供超过助听器耳机的最大外部尺寸的声导管长度。本发明还涉及包括这样的助听器耳机的助听器和制造这样的耳机的方法。



CN 102239708 A

1. 助听器耳机，其包括被定制适于使用者耳道的个体形状的主体，所述主体以快速原型工艺制造并且包括适合用于从声音入口向声音出口传输声音信号的声导管，其中所述声导管成环状以使至少一个几何平面与所述声导管相交至少三次，从而提供超过所述助听器耳机的最大外部尺寸的声导管长度。

2. 根据权利要求 1 所述的助听器耳机，其中所述几何平面垂直于预期使用者的开放耳道的一般轴。

3. 根据权利要求 1 所述的助听器耳机，其中所述几何平面垂直于连接所述声导管的声音入口和声音出口的线。

4. 根据权利要求 1 所述的助听器耳机，其中所述几何平面包括预期使用者的开放耳道的一般轴。

5. 根据权利要求 1 至 4 任一项所述的助听器耳机，其中所述几何平面与所述声导管相交至少 5 次。

6. 根据权利要求 1 至 4 任一项所述的助听器耳机，其中所述几何平面与所述声导管相交至少 7 次。

7. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述主体进一步包括支撑机构，其适于提供声音传输助听器组件与所述声音入口的声连接。

8. 根据权利要求 7 所述的助听器耳机，其中所述声音传输助听器组件是声管。

9. 根据权利要求 7 所述的助听器耳机，其中所述声音传输助听器组件是助听器接收器。

10. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述主体包括适于在所述助听器耳机中容纳声音传输组件的机构。

11. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述主体包括适于容纳一个或多个麦克风、电池和包括信号处理器的微电子电路的机构。

12. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述声导管长于 60mm。

13. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述声导管长于 80mm。

14. 根据前述权利要求任一项所述的助听器耳机，其中所述声导管被成形以使所述声导管的直径从所述声音入口到所述声音出口逐渐增加。

15. 根据权利要求 14 所述的助听器耳机，其中所述声导管直径沿所述导管的长度改变以至少横跨 1.7 至 2.0mm 的间隔。

16. 根据权利要求 15 所述的助听器耳机，其中所述声导管入口直径在 1.0 至 1.7mm 的范围内变化。

17. 根据权利要求 15 至 16 任一项所述的助听器耳机，其中所述声导管出口直径在 2.0 至 4.0mm 的范围内变化。

18. 助听器，其包括前述权利要求任一项所述的耳机。

19. 制造根据权利要求 1-11 任一项所述的助听器耳机的方法，所述方法包括以下步骤：

获得代表助听器使用者的包括耳道的耳部分的形状的数据，

基于所获得的数据，形成助听器组件的外部形状的三维计算机模型，和

基于预定的声导管长度，形成所述助听器耳机内部的所述声导管的形状。

助听器耳机和制造助听器耳机的方法

发明领域

[0001] 本发明涉及助听器。更具体而言，本发明涉及适于在至少一个频率范围内增加助听器输出的助听器耳机。本发明进一步涉及制造这样的助听器耳机的方法。

[0002] 发明背景

[0003] 在本公开的上下文中，助听器应当被理解为小的、电池供电的微电子设备，其被设计为由听觉受损的使用者佩戴在人耳后或耳中。在使用前，由助听器安装者根据指示调节助听器。该指示基于听力测试，得到听觉受损使用者未助听的性能的所谓听力敏度图。该指示被发展以获得装配，其中，助听器通过放大其中使用者经受听力缺损 (hearing deficit) 的可听见频率范围的那些部分中的频率的声音，减轻听力损失。助听器包括一个或多个麦克风、电池、含有信号处理器的微电子电路，以及声输出换能器 (acoustic output transducer)。信号处理器优选为数字信号处理器。助听器被装入适于佩戴在人耳后或耳中的外壳中。

[0004] 如名称指出的，耳背式 (Behind-The-Ear(BTE)) 助听器被佩戴在耳后。更精确地，包括含有其主要电子学部件的壳体的电子学单元被佩戴在耳后。用于向助听器使用者发射声音的耳机被佩戴在耳中，例如在外耳或耳道中。在传统的 BTE 助听器中，声管 (sound tube) 被使用，因为输出换能器——其在助听术语中通常被称为接收器——位于电子学单元的壳体中。在一些现代类型的助听器中，使用包括电子导体的传导元件，因为接收器被放置在耳内的耳机中。这样的助听器通常被称作耳内式接收器 (Receiver-In-The-Ear(RITE)) 助听器。在具体类型的 RITE 助听器中，接收器被放置在耳道内部。这被称为耳道式接收器 (Receiver-In-Canal(RIC)) 助听器。

[0005] 耳内式 (In-The-Ear(ITE)) 助听器被设计为布置在耳内，通常在耳道的漏斗形外部。该类型的助听器要求非常紧凑的设计以允许其部分地布置在耳道内，部分地容纳操作助听器所必需的组件，如麦克风、电池、包括信号处理器的微电子电路和声输出换能器。

[0006] DE-AS-1274658 公开了接收器和相应的弹性外壳，其中接收器声音输出和外壳的声音输出彼此分开，并且在接收器壳体外表面和相应弹性外壳内表面之间形成两个声音输出之间的声导管 (sound conduit)。因此声导管被要求具有足够的长度以增加低频。

[0007] 该系统的一个问题是，声导管必须沿着接收器壳体的外表面延伸。因此，不可能将接收器壳体与声导管物理地分离。对于一些 RITE 助听器，使接收器安置在外耳的耳廓或类似部分中并且声导管的主要部件安置在耳道中是有利的。明显地，当接收器过大而不能被安置在耳道中时，这是尤其有利的。

[0008] US-3170046 公开了带有电铸金属壳体的 ITE 助听器。在金属壳体内部，通过声管传输声音的传播，声管连接接收器和位于耳道内的金属壳体的终端。声管优选地由薄壁天然橡胶或类似材料如聚乙烯或乙烯基材料制成。进一步公开的是，减少声音反馈可以通过提供用于声管的弯曲路径来增强。

[0009] EP-A1-1629806 公开了带有共振腔体的听力保护耳塞，共振腔体被提供有内部机械结构。对于听力保护装置，期望的是，提供足够的不期望声音信号如噪音的衰减，而同时

保留期望的声音信号如天然语音的或多或少的天然听觉印象，以能够在噪音环境中实现语音通信。换言之，期望具有或多或少频率的独立衰减以达到接近于自然的听觉印象。在该方面，重要的是注意，人的外耳和耳道具有大约 2.5kHz 至 3kHz 的个体自然共振，因此在该频率区域传送明显信息的自然语音相对于其它声音信号如噪音而被选择。佩戴在耳道内的任何耳塞将扰乱耳道的该自然频率。该问题通过相应地增加耳塞内有效声音长度用耳塞补偿耳道的缩短来解决。换言之，如果耳塞的腔形成所需尺寸以便耳道被有效地分成两个相等的部分，则耳塞的腔将被设计以使腔内的有效声音长度是腔的几何长度的大约两倍。

[0010] 但是，尽管目前助听器技术水平先进，一些听障人士 (hearing impaired) 需要用当前技术不易实现的助听器输出。要求非常高的助听器输出的相当部分的听障人士将尤其受益于大约 1kHz 的极高输出。

[0011] 对于 RITE、RIC 或 ITE 助听器而言，提供大约 1kHz 的极高输出可能是困难的。

[0012] 因此，本发明的特征是至少克服这些缺陷并提供这样的助听器耳机和助听器，其易于制造并且优化用于要求大约 1kHz 的高输出的听障使用者。

[0013] 本发明的另一特征是提供制造依据本发明的助听器耳机的方法。

[0014] 发明概述

[0015] 在第一个方面，本发明提供了根据权利要求 1 所述的助听器耳机。

[0016] 相对于已知助听器耳机提供的声导管长度，本发明提供的助听器耳机制造简单并且允许声导管长度增加。

[0017] 根据权利要求 11，耳机可以容纳 ITE 助听器必需的所有组件。

[0018] 在第二个方面，本发明提供根据权利要求 18 所述的助听器。

[0019] 本发明提供制作简单并且能够在特定的频率范围内增加助听器输出的助听器。

[0020] 在第三个方面，本发明提供制造根据权利要求 19 所述的助听器耳机的方法。

[0021] 该方法具有使另外的 (otherwise) 非常复杂的制造过程自动化的优点。

[0022] 进一步的优势特征在从属权利要求显示。

[0023] 还有，从其中本发明将被更详细解释的以下描述中，本发明的其它特征对本领域技术人员而言将变得显而易见。

[0024] 附图简述

[0025] 通过实例的方式，本发明的优选实施方式被显示和描述。如所理解的，本发明能够进行其它不同实施方式并且其数个细节能够在各种明显的方面进行改进而不偏离本发明。因此，附图和说明书将被视为在本质上是示例性的而非限制性的。在附图中：

[0026] 图 1 说明助听器输出作为分别用于传统 BTE 和 ITE 助听器的频率的函数；

[0027] 图 2 说明依据本发明的第一个实施方式的助听器耳机；

[0028] 图 3 说明依据本发明的第一个实施方式的助听器耳机的横截面图；

[0029] 图 4 说明依据本发明的第二个实施方式的助听器耳机；

[0030] 图 5 说明依据本发明的第二个实施方式的助听器耳机的横截面图；

[0031] 图 6 说明依据本发明的第三个实施方式的助听器；

[0032] 图 7 说明依据本发明的第四个实施方式的助听器；

[0033] 图 8 说明依据本发明的第五个实施方式的助听器；和

[0034] 图 9 说明依据本发明的第六个实施方式的带有助听器接收器的耳机的垂直剖面。

[0035] 发明详述

[0036] 在传统的BTE助听器中，根据耳朵的大小和BTE助听器的具体特征，声导管的长度在60至90mm的范围内，声导管引导声音从助听器接收器进入耳道并朝向佩戴助听器的使用者的鼓膜。由于声导管中的波长共振，传统的BTE助听器将具有大约1kHz、3kHz和5kHz的共振峰。在ITE和RITE助听器的频率响应中这些峰将消失，因为这些助听器仅包括短的声导管，并被具有大约2.5kHz的较小共振峰的更平滑频率响应所代替，这是助听器接收器特性的结果。这导致，ITE和RITE助听器中的大约1kHz的助听器输出结果相对于传统的BTE助听器显著降低。因此，对于听力损失要求大约1kHz的高助听器输出的听障人士来说，ITE和RITE助听器可能产生不足的输出。

[0037] 首先参考图1，其说明了分别用于传统的BTE助听器（在BTE壳体中带有接收器以及用于将声音传输至助听器使用者的耳道中的声管）和配置有与BTE相同的接收器的ITE助听器的助听器输出。已根据IEC118测量两种助听器的输出。请注意，在本上下文中，ITE助听器的输出与RITE助听器的输出类似。

[0038] 图1说明传统的BTE助听器的频率响应，在1kHz、3kHz和5kHz处具有共振峰。对于ITE助听器，大约2.5kHz处的单个的和较小的峰替代了这些共振峰，因此导致更平滑的频率响应。在1kHz，ITE助听器的输出显著降低，而在1.5kHz，输出降低了11dB。因此，对于听力缺损要求大约1kHz的高助听器输出的听障人士来说，ITE和RITE助听器可能产生不足的输出。

[0039] 作为一般经验法则，声导管的基本波长共振将被定位在由声速除以声导管长度的4倍给出的频率处。较高等级的共振频率是该基础共振的奇数倍。因此，第二等级的共振频率是基础共振频率的三倍，第三等级的共振频率是基础共振频率的五倍。一般而言，共振峰的高度随共振等级的增加而降低。

[0040] 声导管可以被设计为具有60-90mm范围内的长度，优选为大约85mm。因此得到在0.9-1.2kHz范围内的基础共振频率，优选为大约1kHz。但是，对于一些类型的听力损失，声导管可以被设计为具有90-105mm范围内的长度。因此，得到范围在0.8-0.9kHz的基础共振频率。此外，如果耳机中有足够的空间可用，可以考虑甚至更长的声导管。

[0041] 许多因素影响共振峰的确切频率。一个因素是声导管的直径。对于在助听器中发现的典型尺寸，波长共振频率和峰高度随声导管直径的降低而降低。

[0042] 声导管的入口直径、出口直径和长度的结合影响声功率从接收器传输并传输至佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜的效率。这是众所周知的喇叭原理(the theory of acoustic horns)。典型地，声导管的直径将从入口直径朝向出口直径逐渐增加。声导管直径可以是线性增加或根据一些其它函数（功能，function）增加。

[0043] 依据本发明的声导管可以被设计为入口直径在1.0-1.7mm范围内，出口直径在2.0-4.0mm范围内，长度大于60mm。作为例子，1.3mm的入口直径结合2.2mm的出口直径以及85mm的声导管长度将导致在大约0.7kHz以上的频率下大约5dB的效率增加。

[0044] 图2显示根据本发明的第一实施方式的RITE耳机1。耳机1包括主体，主体被定制适合于佩戴助听器耳机的使用者的耳道的个体形状。主体包括适于从接收器2朝向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜传输声音的声导管3、容纳主体内的接收器2的机构，以及适于提供接收器和声导管之间的声音连通的支撑机构（未显示）。来自接收器的声音通过入口

5 连通 (couple) 至声导管并通过声导管出口 4 输出。声导管 3 成环状以允许声导管长度相对于已知助听器耳机提供的声导管长度增加。获得环状声导管的一个方法是提供许多声导管部件，声导管部件大体上沿着预期使用者的开放耳道的一般轴 (general axis) 延伸，并经由许多 U 形或 180 度弯曲互相连接。如果预期使用者的耳道形状允许这样，那么大体上沿着预期使用者的开放耳道的一般轴延伸的声导管部件可以大致是直的。

[0045] 几何平面 A 垂直于预期使用者的开放耳道的一般轴。

[0046] 在另一定义中，垂直于几何平面 A 的表面平行于预期使用者的耳道的中心轴的切线。中心轴被定义为沿耳道中心的曲轴。计算方案可被用于推断出该轴。该计算方案被 Michael R. Stinson 在 The Journal of the Acoustical Society of America, November 1985, Volume 78, Issue S1, p. S12 中的" Measurement and specification of the human ear canal geometry" 中进一步描述。

[0047] 典型地，耳机也提供通风口 (vent opening)，为清晰起见图中未显示。

[0048] 现在参考图 3，其显示了耳机 1 沿几何平面 A 的横截面区域。对于第一实施方式，环状声导管 3 与几何平面 A 相交 5 次。

[0049] 但是，由于本公开描述的先进制造和设计方法，成形声导管以使其与几何平面 A 相交 7 次或者甚至更多次是可能的，其中相交的最大数取决于预期使用者的耳道大小。

[0050] 图 4 显示依据本发明的第二实施方式的 RITE 耳机 11。耳机 11 包括定制适合于佩戴助听器耳机的使用者的耳道个体形状的主体。主体包括声导管 13，其适于从接收器 12 朝向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜传输声音，容纳主体内的接收器 12 的机构，以及适于提供接收器和声导管之间的声音连接的支撑机构（未显示）。来自接收器的声音通过输入口 15 被连通 (couple) 至声导管并通过声导管出口 14 输出。声导管 13 成环状以允许声导管长度相对于已知助听器耳机提供的声导管长度增加。几何平面 B 是被选择为包括预期使用者的开放耳道的一般轴的一个平面。

[0051] 现在参考图 5，其显示沿几何平面 B 的耳机 11 的横截面区域。声导管被给予与几何平面 B 相交 5 次的螺旋形状。

[0052] 图 6 显示依据本发明的第三实施方式的助听器 21。助听器 21 包括 BTE 壳体 22、连接器 23 和耳机 24。连接器用于电连接容纳在耳机 24 内的发声部件 (the sound producing parts) 与 BTE 壳体 22 和其中的电组件。耳机 24 容纳接收器 25 并且包括声导管（未显示），声导管用于从接收器朝向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜传输声音。

[0053] 在第三实施方式中，耳机不仅在耳道内而且在外耳部分延伸，接收器被布置于在外耳中延伸的耳机部分中，其中与耳道相比空间限制较少。这对儿童尤其有利。当接收器被放置在耳机的外耳部分时，从接收器向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜传输声音的声导管在继续进入耳机的耳道部分之前可以被环绕在耳机的外耳部分。

[0054] 图 7 显示依据本发明的第四实施方式的助听器 31。助听器 31 包括 BTE 壳体 32、连接器 33 和耳机 34。连接器用于电连接耳机 34 的发声部件与 BTE 壳体 32 以及其中的电组件。耳机 34 容纳接收器 35 并且包括声导管（未显示），声导管用于从接收器朝向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜传输声音。耳机 34 适于被完全插入耳道。因而使助听器较不显眼。

[0055] 图 8 显示依据本发明的第五实施方式的助听器 41。助听器 41 进一步包括 BTE 壳

体 42、管 43 和耳机 44。在第五实施方式中，BTE 壳体容纳电子器件、一个或多个麦克风和接收器，以便其可以获取声音、放大声音并产生放大的声输出信号。管提供用于从 BTE 壳体内部的接收器传输声音信号至耳机 44 的管道，并且耳机连通 (couple) 来自管的声能量进入耳道并朝向佩戴耳机的助听器使用者的鼓膜。在耳机 44 内部，管 43 声学地连接至声导管 45。在第五实施方式中，耳机 44 因此包括支撑机构，支撑机构适于提供管 43 与声导管 45 之间的声连接。

[0056] 因而例如，与传统 BTE 助听器通常可能的频率相比，使基本波长共振的频率进一步向下移动变得可能。

[0057] 图 9 图示了依据本发明的第六实施方式、容纳接收器 52 的耳机 51 的垂直剖面。接收器 52 在声导管入口 55 处通过接合 o- 型环状物 56 的接收器的管头 (pibe stub) 被连至声导管 53。耳机支撑机构 57 支撑 o- 型环状物。支撑机构是在 o- 型环状物下部周围的 U 形和在 o- 型环状物上部周围的 L 形。O- 型环状物优选由弹性材料如例如硅橡胶制成以允许 o- 型环状物被安装在支撑机构内。容纳机构 58 的耳机允许接收器被容纳在耳机中，无需例如除去材料以为其提供空间。

[0058] 在根据本发明的进一步的实施方式中，耳机包括支撑和容纳机构，用于 ITE 助听器所需的所有组件。

[0059] 耳机主体中支撑和容纳机构的整合允许耳机制造在速度和自动化方面进行改进。

[0060] 在根据本发明的实施方式中，用于制造助听器耳机的方法包括以下步骤：制作听障人士的包括耳道的耳印模，进行耳印模扫描以获得包括耳道的耳部分的三维计算机模型数据，基于所获得的数据形成助听器耳机的外部形状的三维计算机模型，基于预定的声导管长度形成助听器耳机内部声导管的形状的三维计算机模型，以及基于所述三维计算机模型以快速原型工艺 (rapid prototyping process) 制造助听器耳机。

[0061] 这种方法的优势是，使另外的非常复杂的制造工艺自动化。

[0062] 在一个实施方式中，快速原型工艺是立体平版印刷术 (Stereo Lithography(SLA))，其中光敏树脂容器包括垂直移动的平台。制备中的助听器组件由向下逐渐减少移动的平台支撑，决定了每层的层厚度。激光束描记出各个层中预期样品的形状以沿轨迹硬化光敏树脂。重复该过程直至助听器组件被完成。因而助听器组件被制造。合适的材料是硬材料，如丙烯酸材料。

[0063] 该工艺的一个优点是，声导管部件之间的壁可以非常薄。根据本发明的声导管壁可以被设计为具有 100 至 600μm 范围内的最小厚度。作为实例，最小壁厚可以是 500μm。

[0064] 一般而言，制造的耳机必须容纳至少一个助听器组件。因此，耳机中容纳助听器组件的机构和适于提供声传输助听器组件和声导管之间的声连接的支撑机构应当被包括在耳机的制造中。因此这些机构应当也是耳机的三维模型的一部分。

[0065] 但是，适于提供声传输助听器组件和声导管之间的声连接的支撑机构也可以需要一个或多个分开的组件，用于保护和最优化声连接。

[0066] 耳机中容纳助听器组件的机构可以包括适于为耳机内的助听器组件提供空间的简单机构、使用例如各种对准结构更精确地定位耳机内的助听器组件的机构，以及适于支持耳机内固定的助听器组件的机构。

[0067] 在一个实施方式中，助听器耳机包括由弹性材料制造的、与耳道接触的部件，因而

获得的优势是例如这样的材料增加使用者的舒适性。该方法被进一步描述在未公布的 PCT 申请 PCT/EP2008/063663 中，其内容通过引用并入本文。

[0068] 对本领域技术人员来说，结构和方法的其它改进和变化将是显而易见的。

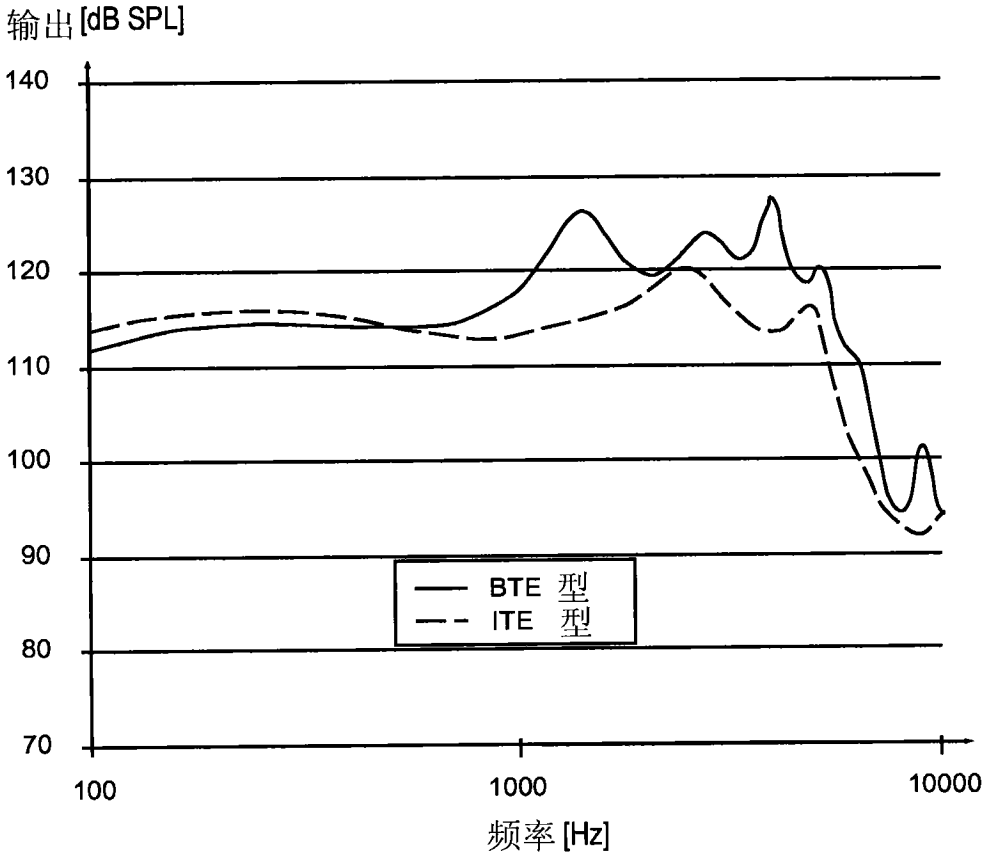

输出 [dB SPL]
140
130
120
110
100
90
80
70
BTE 型
ITE 型
100
1000
10000
频率 [Hz]

图 1

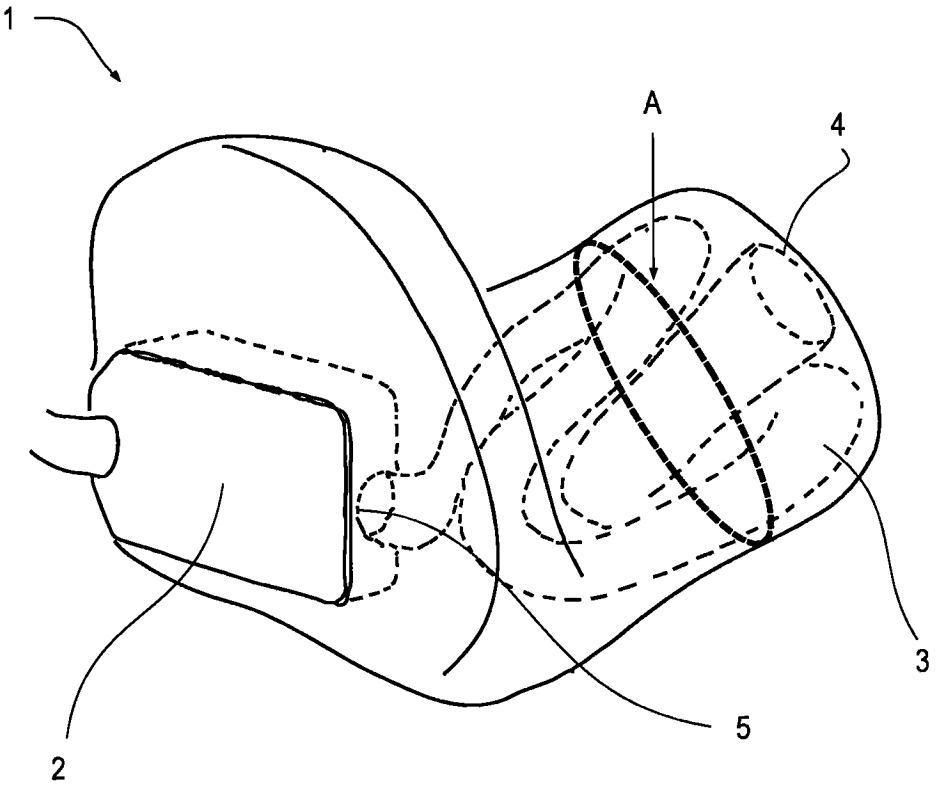


图 2

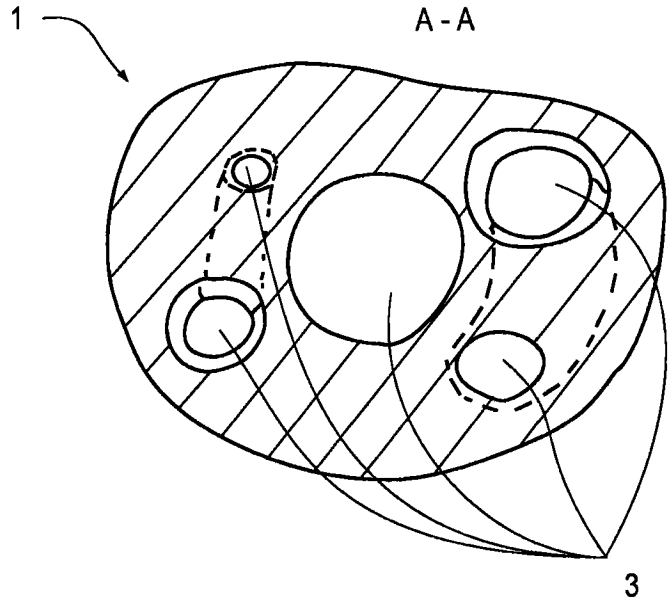


图 3

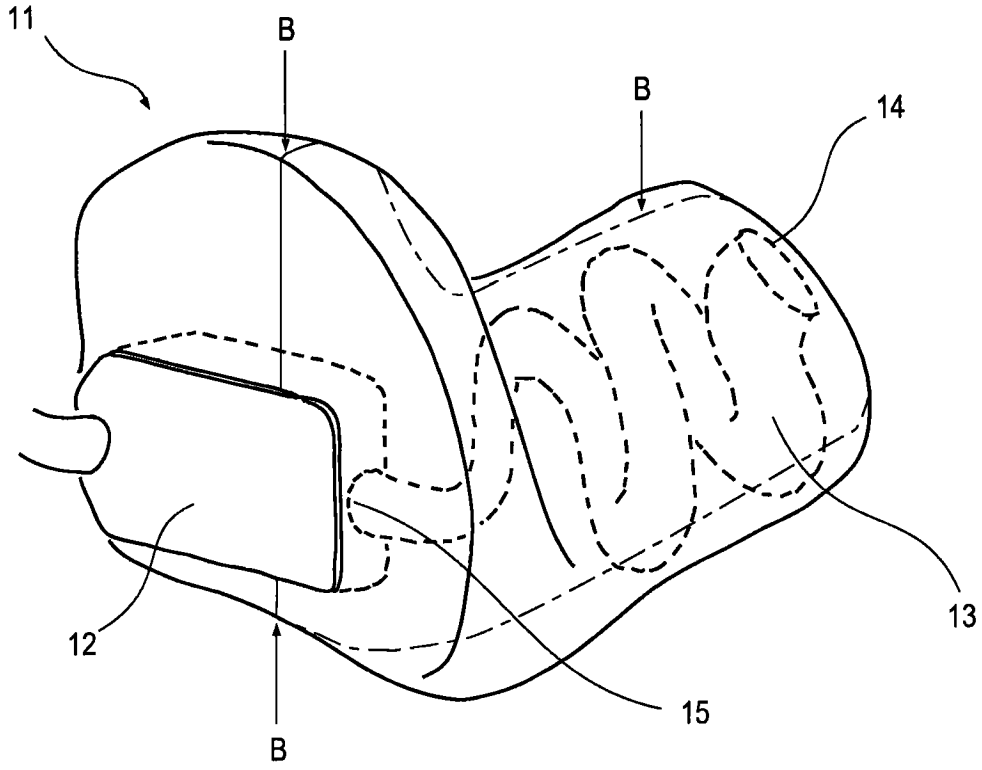


图 4

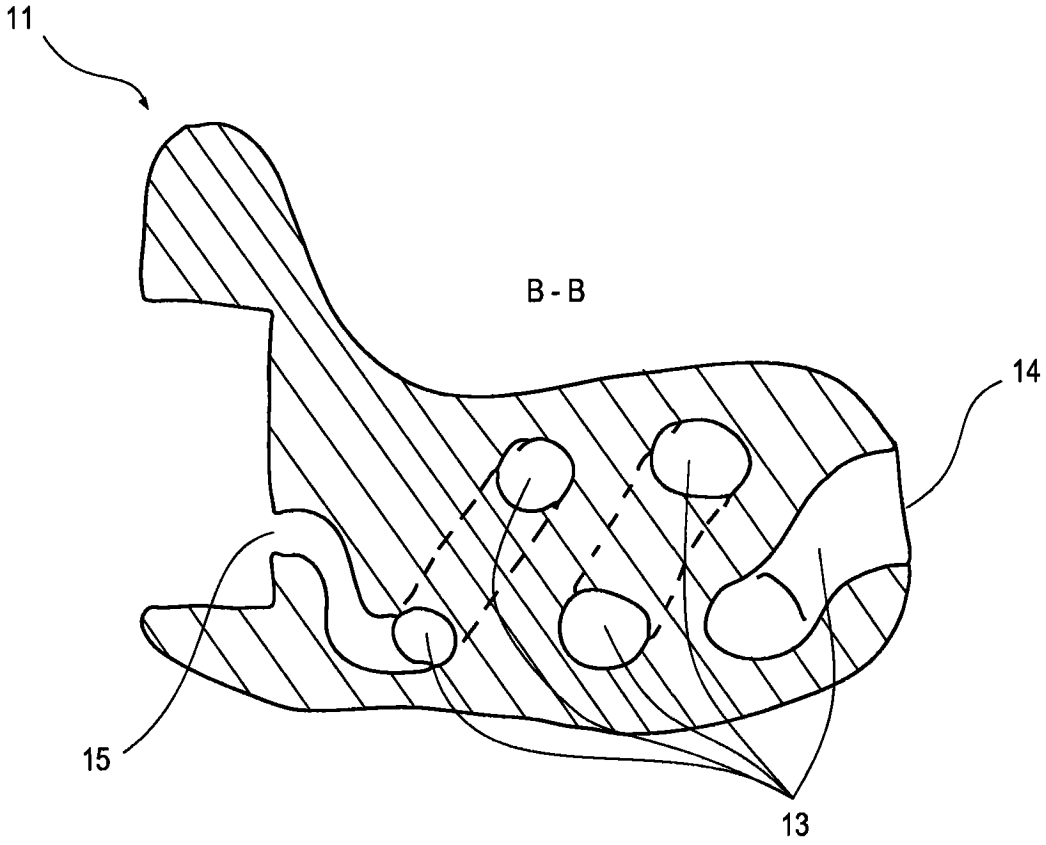


图 5

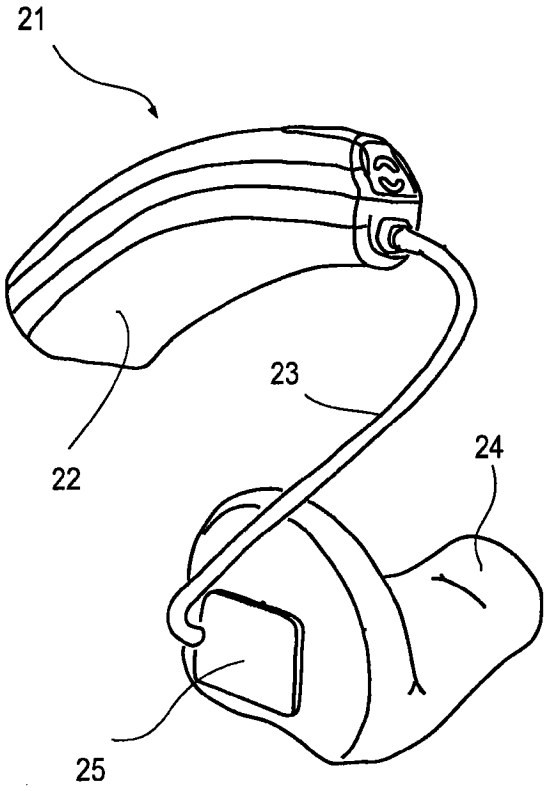


图 6

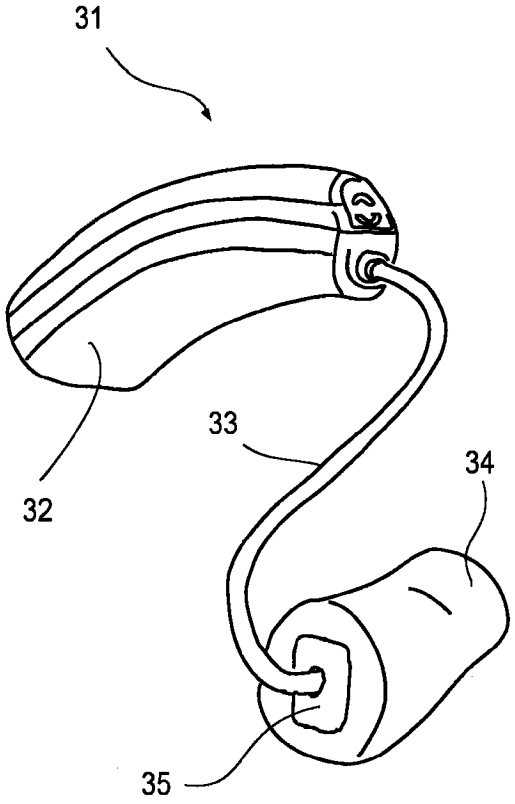


图 7

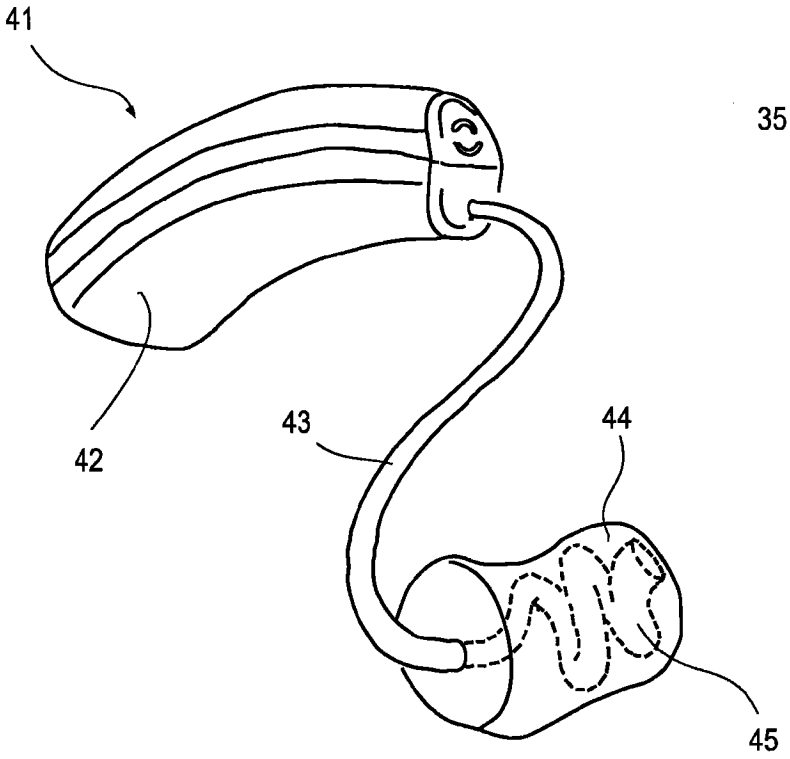


图 8

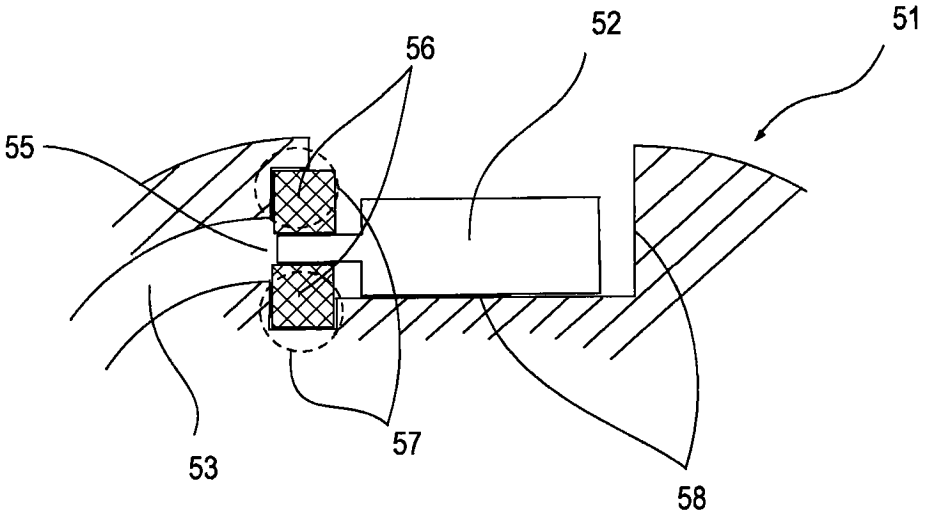


图 9