



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101953175 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 200880126764.8

(22)申请日 2008.12.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 101953175 A

(43)申请公布日 2011.01.19

(30)优先权数据

PA200701878 2007.12.27 DK

61/017,093 2007.12.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2010.08.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/DK2008/000450 2008.12.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02009/083008 EN 2009.07.09

(73)专利权人 GN瑞声达A/S

地址 丹麦巴勒鲁普

(72)发明人 亨瑞克·尼尔森

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限
责任公司 11219

代理人 关兆辉 谢丽娜

(51)Int.Cl.

H04R 25/00(2006.01)

H04R 25/02(2006.01)

审查员 陈世元

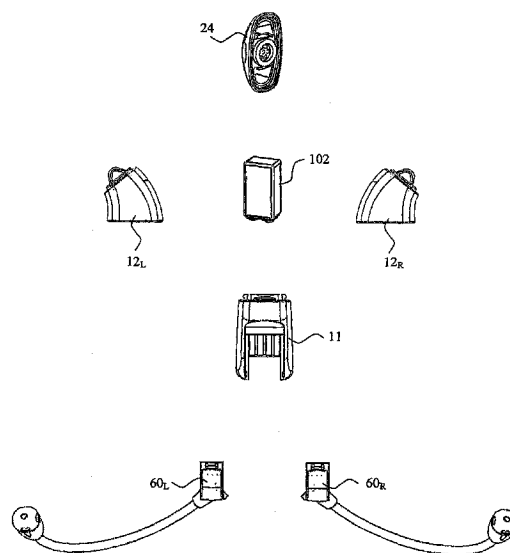
权利要求书3页 说明书15页 附图11页

(54)发明名称

模块化听力器械

(57)摘要

本发明涉及用于选择并组装为适配特定用户的助听器壳体的一组听力器械壳体部件,所述一组部件包括主体部件,被成形用于容纳在用户耳道内并构造用于与下列部件互连:左耳连接器,被构造为附接至所述主体部件并附接至具有相对的第二自由端的细长构件的第一端,以便当与所述主体部件操作地互连时,所述细长构件与所述主体部件的长度延伸方向形成角度,所述角度适用于用户的左耳;以及右耳连接器,被构造为附接至所述主体部件并附接至具有相对的第二自由端的细长构件的第一端,以便当与所述主体部件操作地互连时,所述细长构件与所述主体部件的长度延伸方向形成角度,所述角度适用于用户的右耳,所述细长构件被构造为:用于与所述左耳连接器和所述右耳连接器中所选择的一个连接器互连、并用于定位在耳廓中耳道外以将所述主体部件保持在耳道内。



1. 一组听力器械壳体部件,包括

主体部件,所述主体部件被成形用于容纳在用户的耳道内、并被构造用于与末端部件互连,而且还包括:

右末端部件,当与所述主体部件操作地互连时,所述右末端部件相对于所述主体部件的长度延伸方向形成角度,利于容纳在用户的右耳道内,以及

左末端部件,当与所述主体部件操作地互连时,所述左末端部件相对于所述主体部件的长度延伸方向形成角度,利于容纳在用户的左耳道内,

左耳连接器,被构造为:附接至所述主体部件、并附接至具有相对的第二自由端的细长构件的第一端,以便当与所述主体部件操作地互连时,所述细长构件与所述主体部件的长度延伸方向形成角度,所述角度适用于用户的左耳,以及

右耳连接器,被构造为:附接至所述主体部件、并附接至具有所述相对的第二自由端的所述细长构件的所述第一端,以便当与所述主体部件操作地互连时,所述细长构件与所述主体部件的长度延伸方向形成角度,所述角度适用于用户的右耳,

所述细长构件被构造为:用于与所述左耳连接器和所述右耳连接器中所选择的一个连接器互连、并用于定位在耳廓中耳道外以将所述主体部件保持在耳道内,并且其中所述左耳连接器和所述右耳连接器中的至少一个包括在电池盖内。

2. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件,其中所述主体部件沿其长度延伸方向基本是直的。

3. 根据权利要求1或2所述的一组听力器械壳体部件,其中所述主体部件具有小于耳道的横截面的横截面。

4. 根据权利要求1或2所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述左耳连接器和所述右耳连接器的每一个都被构造为可拆卸地附接至所述主体部件。

5. 根据权利要求4所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述电池盖利用卡扣配合联结与所述主体部件互连。

6. 根据权利要求5所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述卡扣配合联结被设计以使得将所述电池盖与所述主体部件分离所需要的力大于通过拉动细长构件从用户的耳道拉出听力器械壳体所需要的力。

7. 根据权利要求1、2以及5-6中任一项所述的一组听力器械壳体部件,其中所述主体部件还包括连接器,所述连接器被构造为:当所述细长构件附接至所述主体部件时,用于与所述细长构件中的信号线电气接触。

8. 根据权利要求7所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述细长构件的电气接触构件与主体部件的各个电气接触构件以可滑动方式连接,以提供对接触表面的清洁作用,并保持跨电气互连的低接触电阻。

9. 根据权利要求7所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述细长构件适于容纳麦克风。

10. 根据权利要求9所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述细长构件适于在其第二端处容纳所述麦克风。

11. 根据权利要求10所述的一组听力器械壳体部件,其中,所述细长构件在其容纳麦克风的第二端具有比从第二端朝第一端延伸的细长构件的其余部分更大的横截面。

12. 根据权利要求9或10所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述细长构件在其长度延伸的方向上足够刚性, 从而保护驻留在所述细长构件内的导电体免受损坏。

13. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述细长构件具有弹性, 用于协助将壳体的主体部件保持在用户的耳道内。

14. 根据权利要求13所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述细长构件在垂直于其长度延伸方向的方向上具有弹性, 从而提供将壳体的主体部件保持在用户的耳道内的进一步能力。

15. 根据权利要求14所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述细长构件适于在壳体的主体部件已被插入耳道时邻接对耳屏处的部分耳甲, 从而朝耳道的上部向壳体的主体部件施加力, 并从而将壳体的主体部件保持在将壳体的主体部件压靠耳道上部的壁的位置。

16. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括直的末端部件, 所述直的末端部件是直的, 并且当与所述主体部件操作地互连时沿所述主体部件的长度延伸方向延伸。

17. 根据权利要求1或16所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述末端部件被定制以个体化地适配特定用户的耳道。

18. 根据权利要求17所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述末端部件紧密装配至耳道壁, 防止末端部件周围的声压泄漏。

19. 根据权利要求17所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述末端部件具有通气件, 用于周围环境与耳道内的密封末端部件后面的耳道容积之间的连通。

20. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 其中, 所述主体部件被定制以个体化地适配特定用户的耳道。

21. 根据权利要求1、16和20中任一项所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个右末端部件, 当与所述主体部件操作地互连时, 所述多个右末端部件相对于所述主体部件的长度延伸方向形成不同的角度。

22. 根据权利要求1、16和20中任一项所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个左末端部件, 当与所述主体部件操作地互连时, 所述多个左末端部件相对于所述主体部件的长度延伸方向形成不同的角度。

23. 根据权利要求1、16和20中任一项所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个不同尺寸的右末端部件以及多个不同尺寸的左末端部件。

24. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个不同尺寸的主体部件。

25. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个不同尺寸的细长构件。

26. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括多个不同尺寸的接收器。

27. 根据权利要求26所述的一组听力器械壳体部件, 其中所述接收器容纳在末端部件中。

28. 根据权利要求27所述的一组听力器械壳体部件, 其中所述主体部件还包括用于与所述接收器机械和电气接触的连接器的连接器。

29. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括定制部件, 所述定制部件装配在一个末端部件的周围, 用于将所述末端部件个体化地适配到特定用户的耳道。

30. 根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件, 还包括柔性部件, 所述柔性部件装

配在一个末端部件的周围,用于将所述末端部件改善地适配到特定用户的耳道。

31.根据权利要求30所述的一组听力器械壳体部件,还包括多个不同尺寸的柔性部件。

32.根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件,其中所述末端部件具有柔性以改变所述角度。

33.根据权利要求1所述的一组听力器械壳体部件,还包括耳垢过滤器,所述耳垢过滤器适于利用联结卡扣装配在一个末端部件上。

模块化听力器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种新型听力器械,其具有适于放置在用户耳道内的壳体,该壳体具有用于放置在耳廓中耳道外的细长构件。具体而言,本发明涉及用于选择并组装为适配于特定用户的助听器壳体的一组听力器械壳体部件。

背景技术

[0002] 听力器械可以是助听器、耳鸣缓解设备、耳鸣治疗设备、噪声抑制设备等等,或者这些设备的两种或两种以上的任意组合。

[0003] 常规的耳内式 (ITE) 或者深耳道式 (CIC) 助听器具有为个体化地适配于用户耳道而定制的壳体。助听器部件,例如电子元件、麦克风、接收器、电池等等容纳在壳体内,该壳体在指向远离耳道的端部处利用面板闭合。为减少堵塞,提供所谓的通气件即通气通道用于面板中的开口与用户耳道之间的连通。上述通气件可穿过壳体或外壳,或者在助听器内延伸并使得面板中的开口与壳体的相对端处的开口相连的管或管道可构成该通气件。通气件的效果随通气通道横截面的增大以及长度的减小而增强。

[0004] 耳背式 (BTE) 助听器也是本领域公知的,其中,导声管将由助听器的接收器产生的声音传导到耳道内。为将导声管牢固并舒适地安置在耳道内,提供了耳机用于插入用户的耳道内。

[0005] 通常,耳内式或深耳道式壳体或者耳背式耳机被个体化定制以精确地装配到用户的耳道内,而不会导致用户的疼痛感,同时还要将壳体或耳机牢固地保持在耳道中的适当位置,防止耳机随着用户的运动如咀嚼或打哈欠掉出耳朵,而且还防止声反馈产生不舒服和令人烦躁的啸叫声或呼啸声。定制的耳机增加了助听器的成本以及装配助听器所需的时间。

[0006] 为了牢固保持和紧密性 (tightness),定制的助听器通常由固体材料制成。这些助听器被完全或部分地安置在耳道内。由于在颌运动时例如咀嚼运动时耳道壁也运动,因此,将该固体助听器放置在耳道内会与用户的不舒适联系起来。

[0007] 已尝试了消除这样的不舒适感的多种解决办法,其中一个解决办法如WO 02/03757 A1公开的用软质材料制成设备的耳道部分。此类设备制造起来复杂,而且只提供有限的通气。

[0008] WO 2004/010734中,公开了一种耳道助听设备,其具有用于防止反馈同时最小化堵塞效应的双声密封系统。该两部分设备包括主模块和细长管状插入件,该细长管状插入件用于将声音传导到鼓膜并封闭在耳道的骨区内。主模块定位在耳道的软骨部分内。管状插入件包括声导管以及位于骨区中的筒形中空形主要密封件。该设备还包括横向地布置在软骨区域内的辅助密封件。

[0009] WO 01/08443公开了一种均码 (one-size-fits-all) 助听器,其适于装配到用户的任一耳的耳道到达最接近鼓膜的深度。该助听器由接合在一起用以容纳助听器部件的两个半外壳组成。接合的外壳将柔性末端固定于外壳的远端处。

发明内容

[0010] 根据本发明的第一方面,提供了一组听力器械壳体部件,包括:

[0011] 主体部件,被成形用于容纳在用户的耳道内并被构造用于与下列部件互连:

[0012] 左耳连接器,被构造为附接至主体部件,并被构造为附接至具有相对第二自由端的细长构件的第一端,以便当与主体部件操作地互连时,所述细长构件与主体部件的长度(longitudinal)延伸方向形成角度,该角度适用于用户的左耳,以及

[0013] 右耳连接器,被构造为附接至主体部件,并被构造为附接至具有相对第二自由端的细长构件的第一端,以便当与主体部件操作地互连时,所述细长构件与主体部件的长度延伸方向形成角度,该角度适用于用户的右耳,

[0014] 所述细长构件被构造用于与左耳连接器和右耳连接器中所选择的一个连接器互连、并被构造用于定位在耳廓中耳道外以将主体部件保持在耳道内。

[0015] 将听力器械保持在适当位置非常重要。颌运动会将向外的作用力施加给使用期间驻留在耳道内的听力器械壳体的部件。优选地,细长构件具有足够的弹力以抵消该作用力,从而防止驻留在耳道内的听力器械壳体的部件向外移动。

[0016] 该细长构件可适于定位在用户的耳廓内围绕邻接对耳轮的耳甲的周围,并至少部分地由对耳轮覆盖以保持其位置。

[0017] 可在制造过程中预先形成细长构件,优选地将其预成型为曲率略大于对耳轮曲率的拱形,用于将细长构件容易地装配到耳廓中的期望位置。

[0018] 所述细长构件可具有弹性,用于协助将壳体的主体部件保持在用户的耳道内,以使得壳体的主体部件无论用户如何运动如微笑、咀嚼或者打哈欠都能牢固地保持在耳道内的适当位置而不掉出耳朵。提供这样的保持不导致用户的疼痛。

[0019] 优选地,所述细长构件在垂直于其长度延伸的方向上具有弹性,从而进一步提供壳体的主体部件在用户耳道内的保持能力。在将壳体 的主体部件定位到用户耳道内的它的期望位置期间,所述细长构件的横向弹性利于将壳体的主体部件插入用户的耳道。

[0020] 所述细长构件还可适于在壳体的主体部件已被插入耳道时邻接对耳屏处的部分耳甲,从而朝耳道的上部向壳体的主体部件施加作用力,并从而将壳体的主体部件保持在将壳体的主体部件压靠耳道上部的壁的位置。耳道的上部在颌运动期间保持相对地不受影响,从而,保持抵靠耳道壁上部的壳体的部分在颌运动期间受到最小可能的朝外运动力。

[0021] 优选地,所述细长构件适于在壳体的主体部件定位在用户耳道内时邻接对耳轮并至少延伸至对耳轮的下脚。

[0022] 更优选地,所述细长构件适于在壳体的主体部件定位在用户耳道内时将第二端定位于用户耳朵的三角窝下面的耳甲艇。

[0023] 所述细长构件可适用于容纳麦克风。例如,该细长构件可适用于在其第二端处容纳麦克风。该细长构件在容纳麦克风的它的第二端可具有比从第二端朝第一端延伸的细长构件的其余部分更大的横截面。

[0024] 将助听器的麦克风定位在细长构件的第二端提供了在麦克风与助听器接收器之间的长距离,借此最小化反馈。

[0025] 反馈限定了助听器的用户可获得的最大增益。反馈表示返回到助听器输入端的放

大信号。反馈路径可以是接收器沿着听力器械外面的路径传播到麦克风的声反馈路径。例如在听力器械壳体不完全适配佩戴者耳朵时,或者在包括所谓的通气件即为了例如通气目的的通道或开口的壳体的情况下,会出现这种现象,这种现象还已知为声反馈。在两种示例中,声音可从接收器“漏”到麦克风,并因此而导致反馈。

[0026] 另外,可能在助听器中出现电感反馈,例如通过助听器的拾音线圈 (telecoil) 将接收器产生的磁场耦合到拾音线圈中从而产生助听器输入信号。

[0027] 在反馈路径提供的衰减小于助听器增益时,可能会产生振荡。麦克风与接收器之间的长距离减轻了此问题。

[0028] 但是,由于声音能通过听力器械壳体内部的通道从接收器传播至麦克风,因此也可能内在地出现在听力器械中的反馈。该传播可能是空气传播的,或由在听力器械壳体或者听力器械内的一些部件中的机械振动所导致。在后一种情况下,接收器中的振动例如通过(一个或多个)接收器固定件传播至听力器械的其它部件。为此,接收器例如未固定,但柔性地安装在现有技术的一些耳内式 (In-The-Ear) 助听器中,借此减小了从接收器至设备的其它部件的振动传播。

[0029] 尽管外部反馈问题限制了助听器在被听力受损佩戴者使用时可获得的最大增益,但内部反馈问题在听力器械的制造过程中具有其主要意义,其中,当今在设备中安装和/或安置接收器和(一个或多个)麦克风以便最小化内部反馈是非常耗时的手动工序。

[0030] 助听器尺寸的持续微型化使得在制造或维修过程中将接收器精确地定位在助听器壳体内以将内部反馈保持为最小变得越来越关键。这也使得助听器在使用过程中就抵御对于周围物体的撞击或冲击较不鲁棒,鉴于接收器的微小位移可能导致足够内部反馈,从而明显减小当没有听力器械的呼啸声或啸叫声的情况下用户可获得的最大增益。

[0031] 因此,本壳体中接收器与麦克风之间提供的长距离使得在制造或维修期间易于进行接收器的定位,并使接收器的定位在使用期间具有鲁棒性,而不减小听力器械的用户可获得的最大增益。

[0032] 此外,鉴于内部机械反馈和/或声反馈因接收器与麦克风之间的长距离将被抑制,长距离使得可能与听力器械壳体紧密接触地安装接收器。因此,先前需要的将接收器悬挂在听力器械内的弹性悬挂件中不再是必需的。在使用期间安装接收器并将接收器保持在特定位置时,可将该接收器贴身装配在听力器械壳体内,例如听力器械壳体的隔室内,该听力器械壳体的隔室具有邻接听力器械的机械支承元件。因此使接收器的安装具有鲁棒性来抵御听力器械在运输或使用过程中所将经历的机械撞击或冲击。另外,听力器械的制造得以简化,更便宜,且易于校准。

[0033] 此外,没有特定的接收器固定件使听力器械壳体内更多容积可用于更大接收器,以便本听力器械壳体容纳比类似大小的常规听力器械壳体中所能容纳的接收器更大的接收器。因此,在细长构件中具有麦克风的本听力器械壳体能提供比类似大小的常规听力器械壳体所能提供的增益更大的增益。

[0034] 麦克风与接收器之间的内部反馈信号路径可包括机械连接、声连接、或者机械连接和声连接的组合连接。

[0035] 这里,术语“声”是指声音作为在气体如助听器内的普通空气中的压力波传播,而术语“机械”是指声音经由固体材料如听力器械壳体、接收器/麦克风固定件等等作为振动

传播。

[0036] 因此,内部反馈信号路径可包括助听器中的机械元件,如接收器、麦克风、固定件和壳体,且有时也可以包括声元件,如听力器械壳体内部的空气。

[0037] 外部反馈信号路径通常为麦克风与接收器之间的声路径,亦即外部反馈信号经由助听器周围的空气传播。

[0038] 如以下的进一步说明,还可在根据本发明的听力器械中提供电子反馈抑制。

[0039] 细长构件还可容纳电子听力器械部件。

[0040] 在细长构件的第二端具有麦克风的细长构件中,该细长构件优选地在其长度延伸的方向上足够刚性,从而防止驻留在细长构件内的导电体损坏。

[0041] 细长构件中在其第二端处具备了麦克风,在麦克风定位在耳廓中的以下位置时基本保持定位,在该位置处麦克风接收让用户能够感知朝着声源的方向的声音信号。然后,用户能感知方向所依据的声音信号由助听器传输至用户的鼓膜。例如,在将麦克风定位在耳廓中三角窝下面的耳甲艇处时,充分地保持方向感。

[0042] 可在细长构件的第二端处容纳两个麦克风,以提供噪声抑制和/或进一步的定向性。

[0043] 细长构件和主体部件优选地形成以分立件制成的分立单元。壳体的主体部件以及细长构件可在听力器械的制造期间通过左耳连接器或右耳连接器机械互连,并可能电气互连,或者该壳体的主体部件以及细长构件在较后阶段例如在对用户装配听力器械期间由供货商(dispenser)进行互连。

[0044] 优选地以多个标准尺寸制造根据本发明的细长构件,以适配于大多数用户的耳廓的人体解剖结构。如此,制造成本较定制的细长构件的制造成本得以降低。

[0045] 优选地以多个标准尺寸制造本听力器械壳体,以适配于大多数用户的耳道的人体解剖结构。如此,制造成本较定制的壳体的制造成本得以降低。也可提供各种标准尺寸用于容纳不同大小的电池,且可提供各种标准尺寸用于容纳不同尺寸的接收器。

[0046] 在本发明的优选实施例中,细长构件与壳体的主体部件以可移除方式互连,从而,可通过组合不同标准尺寸的细长构件和可能选自一组不同大小的主体部件的标准尺寸主体部件来提供大量不同型号的助听器。

[0047] 左耳连接器可被构造成以可移除方式附接至主体部件。此外,右耳连接器可被构造成以可移除方式附接至主体部件。

[0048] 壳体可包括电池盖,该电池盖提供电池隔室入口,该电池隔室用于容纳不可再充电电池。细长构件可附接至电池盖,且该电池盖可利用包括在该电池盖内的右耳连接器或左耳连接器以可移除方式附接至壳体的主体部件,用于将细长构件连同电池盖从主体部件拆卸下来。

[0049] 可将电池盖和细长构件制成为适于右耳的一种形状,以及适于左耳的另一形状。在适于右耳的形状中,细长构件相对于电池盖成某一角度从电池盖延伸,该角度适于当主体部件已被插入用户的右耳道内时将细长构件定位在右耳的耳廓内。在适于左耳的形状中,细长构件相对于电池盖成某一角度从电池盖延伸,该角度适于当主体部件已被插入用户的左耳道内时将细长构件定位在左耳的耳廓内。

[0050] 连接器还可适用于当电池盖附接至壳体时与细长构件中的信号线进行电气接触。

[0051] 优选地,听力器械壳体提供开放解决方案(open solution)。根据助听器命名法,将具有当壳体定位于耳道内的它的期望工作位置时不阻塞耳道的壳体的听力器械归类为“开放解决方案”。出于耳道壁的一部分与壳体的一部分之间的通道允许声波经由通道在鼓膜与壳体之间从壳体后面溢出到用户周围的原因,使用术语“开放解决方案”。利用开放解决方案,减弱了堵塞效应,且优选地基本上消除了堵塞效应。

[0052] 装配有常规助听器的用户主要由于壳体或耳机产生的耳道堵塞经历了他或她的声音的变化感知。用户通常以下列其中一个术语来描述他或她的声音:“我的声音发出回声”、“我的声音听起来低沉(hollow)”或者“我听上去就像我正在桶中说话”。

[0053] 产生自声道(喉和口)的声音经由在这些腔与耳道外部之间的软骨组织被传输至耳道内。

[0054] 当耳道内没有布置任何东西时,该大部分主要是低频的声音容易从耳道逸出。但是,当耳道被阻塞时,这些骨传导的声音不能从耳道逸出。结果是在其余的耳道容积内建立高声压级。低频声压的该增大可听见,且将导致用户听见他们自己的声音响亮而且发出隆隆声。自己语音的感知变化为最主要的与堵塞有关的不适,但不是唯一的。其它有关堵塞的问题包括对具有良好低频听力的助听器用户过多的低频放大、语言可懂度降低、定位较差、身体不适以及外耳刺激和感染风险增加。助听器用户不适应堵塞,且堵塞效应已被多达27%的助听器佩戴者引用作为对他们的助听器不满的原因。这就加强了减轻或者更好地消除堵塞效应的需求。

[0055] 因此,优选地,在使用期间,使驻留于耳道内的主体部件以及壳体的其它可能部件所具有的横截面小于耳道的横截面,从而基本上不出现堵塞。当壳体被插入用户耳道时,主体部件以及壳体的其它可能部件的较小横截面允许鼓膜和壳体间的耳道与周围环境之间的连通,从而防止堵塞。

[0056] 主体部件优选地沿其长度延伸方向基本是直的。

[0057] 优选地,主体部件具有与其长度延伸方向垂直的大致矩形剖面。

[0058] 优选地,主体部件具有与其长度延伸方向平行延伸的大致矩形剖面。

[0059] 主体部件还可包括连接器,该连接器构造为:当细长构件附接至主体部件时用于与细长构件中的信号线电气接触。

[0060] 耳道的尺寸和形状随个体差异而变化。通常,耳道长大约为26mm,直径大约为7mm。大多数情况下,耳道在向中央延伸的方向上即从耳道的入口朝鼓膜的方向上向后并略向上弯曲。由此,优选地提供装配到用户的右耳道内的听力器械壳体的右末端部件,其在耳道的向中央延伸的方向上从上面看时相对于主体部件的长度延伸方向向左形成一角度。此外,优选地提供装配到用户的左耳道内的左末端部件,其在耳道的向中央延伸的方向上从上面看时相对于主体部件的长度延伸方向向右形成一角度。具有需要直末端部件的直耳道的人非常少。

[0061] 所述一组听力器械壳体部件还可包括:

[0062] 右末端部件,在与主体部件操作地互连时所述右末端部件相对于主体部件的长度延伸方向形成一角度,利于容纳在包括互连的主体部件和右末端部件的听力器械壳体的用户的右耳道内,以及

[0063] 左末端部件,在与主体部件操作地互连时所述左末端部件相对于主体部件的长度

延伸方向形成一角度,利于容纳在包括互连的主体部件和左末端部件的听力器械壳体的用户的左耳道内,

[0064] 主体部件还被构造成与从左末端部件和右末端部件中所选择的一个末端部件互连。

[0065] 所述一组听力器械壳体部件还可包括直末端部件,该直末端部件是直的,并当与主体部件操作地互连时沿着主体部件的长度延伸方向 而延伸。

[0066] 可以以多种标准尺寸和形状,例如当与主体部件组装在一起时相对于主体部件的长度延伸方向形成的多种角度,以及多种长度、宽度和高度,以及多种角深度 (angular depth) 亦即从末端部件与主体部件之间的互连到末端部件的弯曲的距离,等等,来制造末端部件,以用于容纳在不同尺寸的各个耳道内,而且以在耳道内的不同深度处以及以不同的弯曲角来弯曲。

[0067] 壳体的末端部件可具有柔性,以变化角度,从而增强佩戴舒适度。

[0068] 可定制末端部件以个体化地匹配用户的耳道而不导致用户感到疼痛,同时依然将壳体牢固地保持在耳道中的适当位置,从而无论用户如何运动,如微笑、咀嚼或者打哈欠,都能防止壳体掉出耳朵。

[0069] 由于定制的末端部件精确地适配耳道的形状,末端的内部容积由位于耳道内的末端部件的期望位置处的耳道的形状限定。由此,在该期望位置处,提供了最大可能容积用于容纳接收器,从而可以将接收器插入比利用标准尺寸的末端部件所能插入的耳道更窄的耳道内。或者,在定制的末端部件内,可以容纳比标准尺寸末端部件中的接收器更大的接收器。因此,定制的末端部件利于更大的声音放大。这还得到定制的末端部件至耳道壁的紧密装配的支持,该紧密装配防止了末端部件周围的声压泄漏,并因此可以形成大声压。此外,紧密装配抑制了外部反馈。

[0070] 另外,常规的定制CIC或ITE助听器壳体,当被安装在耳道内时,具有与耳道表面的大接触面。常规的定制CIC或ITE助听器的壳体的大部分表面精确地适配用户的耳道,且因此,壳体的表面与耳道紧密接触,有时也与耳甲的部分紧密接触。常规CIC或ITE助听器的该大接触面积会给用户带来诸多不便。例如,由于湿气被紧密装配的壳体 截堵,从而不能以正常方式散发到周围环境。截堵的湿气本身就很不适,但通常还会导致耳道的皮肤表面上温度升高以及更多地形成细菌,这又会导致要由医生才能治疗的感染。

[0071] 因此,通过提供一种具有标准尺寸主体部件和定制末端部件的听力器械壳体,提供其中只有末端部件与耳道壁密封装配的听力器械壳体,从而,提供的壳体与用户耳道的皮肤表面的接触面积很小,且因此而减轻上述问题,与此同时,提供上述声音放大增强的优点。

[0072] 人的耳道基本上由两部分组成,即外软骨部和内骨部。耳道的软骨部非常灵活,而且在人运动颌例如微笑、咀嚼或说话时与下颌骨一同运动较大。利用定制的末端部件,从耳道的外软骨部朝接触敏感的内骨部的运动传递将更少。

[0073] 优选通过标准的快速原型工艺制造定制的末端,该快速原型工艺例如选择性激光烧结 (SLS) 工艺、立体光刻 (SLA) 工艺等等。

[0074] 为减少堵塞,可将所谓的通气件即通气通道设置在定制的末端部件内,用于周围环境与耳道内的密封末端部件后面的耳道容积之间的连通。该通气件可穿过末端部件,或

者在末端部件内延伸的管或管子可构成该通气件。通过增大通气通道的横截面并减小通气通道的长度来增强通气件的效果。由于耳道壁与壳体的主体部件之间的通路,通气件非常短,而且很有效。

[0075] 通过提供定制的末端部件以及标准尺寸的主体部件来提供定制的听力器械壳体,较之常规的定制的听力器械壳体降低了制造成本。

[0076] 在一个实施例中,提供装配于标准尺寸末端部件的周围的定制部件,从而将标准尺寸壳体个体化地适配到特定用户的耳道。

[0077] 在一个实施例中,提供装配在标准尺寸末端部件的周围的柔性部件,以改善壳体与特定用户的耳道的适配。可以以多种标准尺寸提供该柔性部件。

[0078] 听力器械还可包括耳垢过滤器,该耳垢过滤器适于用联结卡扣装配在接收器上或者壳体的末端部件上。

[0079] 在本发明的优选实施例中,所述一组听力器械壳体部件包括适配大多数可能用户的一个标准尺寸主体部件,但所述一组听力器械壳体部件还可包括多个尺寸不同的主体部件。

[0080] 所述一组听力器械壳体部件还可包括多个尺寸不同的接收器。

[0081] 所述一组听力器械壳体部件还可包括多个尺寸不同的细长构件。

[0082] 因此,通常,用于特定用户的右耳的听力器械壳体例如在听力器械的销售点处从选择用于提供与所述用户的右耳廓和右耳道最佳适配的部件进行组装,所述部件通过如下来选择:选择适当尺寸的主体部件以适于与右耳连接器相连,所述右耳连接器具有采用适用于用户右耳内的角度的细长构件。此外,选择的主体部件可与选择的右末端部件相互连接,该右末端部件当在耳道的向中央延伸方向上从上看时相对于主体部件的长度延伸方向向左形成一角度,这便利容纳在所述用户的右耳道内。以类似方式来组装用于特定用户的左耳的听力器械壳体。

[0083] 优选地,接收器容纳在壳体的末端部件内。

[0084] 壳体的主体部件可包括用于与接收器机械和电气接触的连接器的连接器。如此,可在销售点例如由供货商将接收器安装在听力器械壳体内,从而供货商能为用户提供各种模型,而不需要购买和储存相似种类的听力器械。

[0085] 优选地,主体部件容纳听力器械的信号处理器以用于产生音频信号。

[0086] 听力器械还可包括用于听力器械的电子部件的电源的一个或多个电池。该一个或多个电池可以是可再充电或不可再充电的。

[0087] 根据本发明的壳体的尺寸和形状证实足够舒适,以使用户能在壳体插入耳道的情況下睡得很好。这使得壳体很适用于缓解耳鸣和噪声抑制。

[0088] 在本发明的实施例中,听力器械构成助听器,该助听器包括用于将声音转换成音频信号的麦克风、用于处理音频信号以补偿听力损失的信号处理器、以及连接至信号处理器的输出用于将处理后的音频信号转换成声音信号的扩音器。此外,助听器包括用于助听器的电子部件的电源的电池。

[0089] 根据助听器命名法,扩音器也表示本说明书中各处的接收器。

[0090] 听力器械壳体可以以与CIC助听器的壳体类似的方式容纳包括麦克风的上述助听器部件。

[0091] 在实施例中,细长构件例如在其第二端处容纳麦克风,而壳体的其余一个或多个部分容纳其它部件,且信号导体在细长构件内延伸用于使麦克风与壳体中的其它部件电气互连。

[0092] 在本发明的优选实施例中,提供电子反馈补偿。反馈为听力器械存在的公知问题,且本技术领域中存在用于抑制和消除反馈的多种系统。随着很小数字信号处理(DSP)单元的发展,在微型装置如助听器中进行用于反馈抑制的高级算法变得可能,例如参见美国专利US5,619,580、US 5,680,467以及US 6,498,858。

[0093] 用于消除助听器中的反馈的上述现有技术系统来处理外部反馈,亦即,沿着助听器装置外面的路径在助听器的扩音器(通常指接收器)与麦克风之间的声音传播。例如当助听器耳塞部件不完全适配用户耳朵,或者当耳塞部件包括通气件的情况下,出现亦已知为声反馈的此问题。在两种示例中,声音可能从接收器“泄漏”到麦克风,并因此导致反馈。

[0094] 外部反馈的问题限制了助听器可获得的最大增益。

[0095] 因此,助听器还可包括反馈补偿电路和减法装置,所述反馈补偿电路用于通过对助听器的声反馈信号路径和机械反馈信号路径进行建模来提供麦克风获得的信号的反馈补偿信号,而所述减法装置用于从音频信号减去反馈补偿信号,以形成被输入到助听器的信号处理器的补偿后的音频信号。

[0096] 反馈信号路径通常为麦克风与接收器之间的声路径,即外部反馈信号经由助听器周围的空气传播。

[0097] 优选地,反馈补偿装置包括自适应滤波器,即,根据反馈路径的变化而改变其脉冲响应的滤波器。

[0098] 静态滤波器和自适应滤波器对助听器领域的技术人员而言都是公知的,且这里不对它们进行进一步详述。

[0099] 耳鸣为没有对应的(一个或多个)外部声音的情况下在人耳中的声音感知。耳鸣被认为是听觉系统中产生的幻觉声音。例如,叮铃声、嗡嗡声、啸叫声或者轰鸣声可被感知为耳鸣。耳鸣可以是持续性或间歇性的,且两种情况都会对人产生困扰,而且会明显降低受此折磨的人的生活质量。

[0100] 耳鸣本身并不是疾病,但却是由以下范围的原因造成的令人烦躁的症状,包括:心理因素,如压力、疾病(感染、美尼尔氏病、耳硬化等等);耳内的杂物或耳垢;以及来自大噪音的伤害。耳鸣也是某些药物产生的副作用,而且还可能由异常程度的忧虑和抑郁引起。

[0101] 感知到的耳鸣声可处于从安静的背景声到足够响以便压过所有的外界声音的范围内。术语“耳鸣”常指更严重的情况。1953年对没有患耳鸣且布置在隔音室内的80名大学生做的研究表明,93%的人报告说听见了嗡嗡声、搏动声或者啸叫声。但是,不能认为此情况是正常的——一定群研究已经表明,不自然的(unnatural)噪声暴露水平对听力造成的损害非常普遍。

[0102] 耳鸣不能通过手术矫正,且迄今为止还没有获准的有效药物治疗,因此,所谓的耳鸣掩蔽器为人们所熟知。这些耳鸣掩蔽器为小型的电池驱动装置,它们像助听器一样佩戴在耳朵后面或里面,并借助例如通过助听器扬声器发射到耳道内的人工声音从而在心理听觉上掩盖耳鸣并因此减弱耳鸣感知。

[0103] 由掩蔽器产生的人工声音通常为窄带噪声。往往可例如通过编程装置来调整噪声

的频谱位置和响度级,以尽可能最好地适应各种耳鸣情况。另外,已开发了所谓的再训练法,例如耳鸣再训练疗法(Jastreboff PJ.Tinnitus habituation therapy (THI) and tinnitus retraining therapy (TRT).In:Tyler RS,ed.Handbook of Tinnitus.San Diego:Singular Publishing;2000:357-376),其中,通过组合精神训练程序和接近听觉阈值的宽带声音(噪音)的呈现,也认为安静环境下的耳鸣感知度被大大抑制了。这些装置也叫作“噪声装置”或者“声音丰富(enrichment)装置”。此类装置或者方法例如可从DE 29718503、GB 2134689、US 2001/0051776、US 2004/0131200以及US 5,403,262获知。

[0104] 尽管目前的耳鸣掩蔽器在一定程度上可立即缓解耳鸣,但耳鸣掩蔽器产生的掩蔽声可能会对语音的理解产生不利影响,其部分原因是S/N(语音/噪声)比由于噪声的加入而变得更小,另一部分原因是患有耳鸣的人较之听力正常的人理解噪声中的语音的能力更弱。

[0105] 对大多数人而言,已知的掩蔽器不能提供耳鸣的任何长期缓解。近来由Del Bo、Ambrosetti、Bettinelli、Domenichetti、Fagnani以及Scotti进行的研究——2006年8月在Hearing Review上发表的“Using Open-Ear Hearing Aids in Tinnitus Therapy”指出,如果通过使用由来自周围环境的声音产生的声音丰富在耳鸣患者中引起所谓的耳鸣习惯化,则可实现耳鸣缓解的更好长期效应。习惯化背后的基本原理基于大脑运作的两个主要方面:边缘系统和交感神经系统的反应的习惯化,以及声音感知的习惯化让人能够忽视耳鸣的存在。尽管耳鸣掩蔽器发出部分或完全覆盖感知到的耳鸣声的声音,但Del Bo、Ambrosetti、Bettinelli、Domenichetti、Fagnani和Scotti建议使用通过助听器放大的环境声音或者应用人工声音,所述人工声音如限带噪声。根据本发明的方面,听力器械还包括耳鸣缓解电路,该耳鸣缓解电路例如产生用于缓解如上所述的耳鸣的声音。该缓解电路例如可以是耳鸣掩蔽器、声音丰富电路等等。

[0106] 根据本发明的另一方面,耳鸣缓解装置或者耳鸣治疗装置设置有本公开全文所公开的壳体和细长构件。该耳鸣缓解装置可不具有麦克风。在一个实施例中,耳鸣缓解装置不补偿听力损失。

[0107] 在另一实施例中,根据本发明的听力器械包括耳鸣缓解装置或者耳鸣治疗装置。

[0108] 根据本发明的又一方面,噪声抑制装置设置有本公开全文所公开的壳体和细长构件。该噪声抑制装置可不具有麦克风。在一个实施例中,噪声抑制装置不补偿听力损失。

[0109] 在另一实施例中,根据本发明的听力器械包括噪声抑制装置。

[0110] 该噪声抑制装置可具有常规的噪声抑制电路,该噪声抑制电路带有信号处理器,该信号处理器用于对背景听觉噪声或者背景非听觉噪声的波形进行分析,并产生翻转偏振波形以通过干扰抵消背景噪声。产生的波形具有与原始噪声的波形相同或成正比的振幅,但极性相反。这形成了相消干扰,所述相消干扰减小了感知的噪声的振幅。

附图说明

[0111] 通过参照附图详细说明本发明的各示例性实施例,本领域的技术人员将更清楚本发明的以上及其它特征和优点,附图中:

[0112] 图1是构造用于插入用户右耳道的本发明实施例的透视图,

[0113] 图2示出了定位在用户右耳内的图1的实施例,

- [0114] 图3示出了定位在用户左耳内的本发明实施例，
- [0115] 图4示出了耳道内插入有根据本发明的听力器械壳体的从上方看的用户的右耳道的剖面，
- [0116] 图5示出了具有定制部件的壳体的实施例，
- [0117] 图6示出了两个例示性实施例的实际尺寸，
- [0118] 图7从上方示出了具有打开的电池盖的图1的实施例，
- [0119] 图8示出了图1和图5的实施例的听力器械壳体的主体部件和末端部件，
- [0120] 图9示出了连接至图1和图5的实施例的电池盖的细长构件，
- [0121] 图10示出了在细长构件的第二端处的麦克风的定位，
- [0122] 图11示出了细长构件与电池盖之间的互连的细节，
- [0123] 图12示出了根据本发明的一组听力器械壳体部件，
- [0124] 图13以透视图示出了耳道内插入了定制末端部件的实施例，
- [0125] 图14从上方示出了图13的实施例，
- [0126] 图15示出了封装在根据本发明的壳体内的数字听力器械的简化框图，以及
- [0127] 图16示出了具有一个反馈补偿滤波器的听力器械的框图。

具体实施方式

[0128] 下面将参照附图更全面地说明本发明，在这些附图中示出了本发明的各示例性实施例。但可以以不同形式来实现本发明，且不应将本发明看作是局限于本文阐述的各实施例。而是，提供这些实施例，以使得本公开全面而完整，且本公开将本发明的保护范围完全传达给本领域的技术人员。除图13中的参考数字1至16表示电子电路以外，各处相同的参考数字表示相同的元件。

[0129] 图1以透视图示出了根据本发明的听力器械壳体10的第一实施例。图2示出了定位在用户右耳内的图1的实施例。图示的听力器械壳体10具有主体部件11以及适配到用户的右耳道内的右末端部件12。右末端部件12在向中央延伸的方向上相对于壳体10的主体部件12的长度延伸向左形成角度，借此舒适地适配右耳道220，从而将壳体10保持在用户的右耳内。壳体10容纳听力器械部件，壳体10的末端部件12容纳接收器（未示出），用于经由输出端口（未示出）朝用户的鼓膜发射声音。

[0130] 图示的壳体10的主体部件11沿其长度延伸方向基本是直的，并从其侧面和上面看时具有与其长度延伸方向垂直和平行的大致矩形剖面。

[0131] 壳体10还包括细长构件14，该细长构件在使用期间附接至壳体10的主体部件11并适于定位在耳廓200内。更具体而言，细长构件14适于定位在用户耳朵的耳甲艇260内。图示的细长构件14以及壳体10的主体部件11形成以分立件制成的分立单元。听力器械的麦克风被定位在位于细长构件14的第二端18的麦克风输入端口16处。壳体10的其余部分容纳其它部件。信号导体在细长构件14内部延伸，用于麦克风与壳体10中的其它部件的电气互连。

[0132] 将听力器械的（一个或多个）麦克风定位于细长构件14的第二端18，在（一个或多个）麦克风与输出端口之间提供的距离大于常规ITE听力器械和CIC听力器械中的对应距离，借此减少反馈。

[0133] 在示出的实施例中，主体部件11和细长构件14被制造成以可拆卸方式机械和电气

互连的分立部件。

[0134] 以许多相应标准尺寸制造例示的壳体10的主体部件11和细长构件14以适配大多数用户的耳朵的人体解剖结构。如此,制造成本较之定制壳体的制造成本降低了。

[0135] 如图5至图7更详细所示,细长构件14与壳体10的主体部件11以可拆卸方式互连,从而,可通过组合不同标准尺寸的细长构件14和不同标准尺寸的主体部件11来提供大量不同型号的听力器械壳体10。

[0136] 细长构件14适于定位在用户耳廓200的耳甲内,并具有长度形状,该长度形状具有附接至壳体10的主体部件11的第一端20与相对的第二端18。

[0137] 细长构件14协助将壳体10保持在用户的耳道220内,以使得壳体10牢固保持在耳道220内的适当位置处而不会掉出耳朵。提供这样的保持而不导致用户疼痛。将装置保持在适当位置非常重要。例如咀嚼过程中的颌运动会将向外的作用力施加给听力器械的壳体10。细长构件14抵消该作用力,从而充分防止壳体10向外运动。

[0138] 示出的细长构件14在垂直于长度延伸的方向上有弹性,从而提供壳体10在用户的耳道220内的进一步保持能力。在将壳体10定位到其在用户的耳道220内的期望位置期间,细长构件14的横向弹性有助于将壳体10插入用户的耳道220。

[0139] 细长构件14适于邻接对耳轮230并延伸至对耳轮的下脚250,从而当将听力器械壳体10定位在用户的耳朵内时,将第二端18定位在三角窝下面的耳甲艇260处。

[0140] 细长构件14在容纳麦克风的第二端18处的横截面比从该第二端朝第一端20延伸的细长构件14的其余部分的横截面更大。

[0141] 细长构件14还可容纳多个电子听力器械部件。

[0142] 所示的细长构件14在其长度延伸的方向上基本为刚性,以防止驻留于细长构件14中的导体损坏。

[0143] 通过细长构件14的第二端18处的麦克风且所述第二端18定位于三角窝下面的耳甲艇260处,由于麦克风被定位于耳廓200中的位置处,故能基本保持定位,其中,接收到的声音信号使用户能根据通过听力器械传输至用户的鼓膜的信号来感知朝着声源的方向。

[0144] 可将两个麦克风容纳于细长构件14的第二端18,以提供噪声抑制和/或进一步的定向性。

[0145] 当壳体10已被插入耳道220时,细长构件还适于邻接位于对耳屏280处的耳甲的部分,从而在壳体10被按压抵靠耳道内部的解剖学特征的位置处,对朝着保持该壳体10的耳道的壳体10施加作用力。

[0146] 所示的实施例还包括装配在壳体10的末端部件12上的耳垢过滤器24。耳垢过滤器24通过卡扣配合联结来连接至末端部件12。

[0147] 图3示出了根据本发明的、定位于用户的左耳内的听力器械的实施例。所示的听力器械可具有图1和图2所示的听力器械的所有特征。

[0148] 图4以水平剖面示出了图1和图2的听力器械壳体10在用户右耳道220内的定位。图4的剖面沿图2的AB线截取。观察方向为沿图2箭头所指的方向从上看。从上面并在向中央延伸的方向上看,即从耳道的入口朝鼓膜看,壳体10的末端部件12相对于主体部件11的长度延伸方向向左形成一角度,这利于将壳体10容纳在用户的右耳道220内。

[0149] 优选地,末端部件12是柔性的,从而改变角度使得壳体10适应不同用户的不同角

度。优选地,壳体10是柔性的以将壳体10舒适地容纳在用户的耳道内,从而提供高舒适度水平。

[0150] 所示的壳体10的横截面小于耳道220的横截面,从而减少或消除堵塞。当壳体10被插入用户的耳道220时,壳体的较小横截面实现了鼓膜和壳体10间的耳道与周围环境之间的连通,从而防止堵塞。所示的听力器械壳体10被完全定位在用户的耳道内,这与常规的CIC助听器一样。当听力器械壳体10被适当插入用户的耳道时,具有电池盖60的听力器械壳体10的指向外的端部与耳甲腔290对齐,或者与耳甲腔290基本对齐,也就是说,电池盖60与耳甲腔和耳道之间的定界重合或基本重合。优选地,电池盖60驻留于耳甲腔与耳道之间的边界稍内侧,从而将整个壳体10容纳在用户的耳道内。

[0151] 图5示出了根据本发明的听力器械壳体10,其具有定制部件50,该定制部件装配在标准尺寸的末端部件12周围,用于改善标准尺寸的壳体10与特定用户的耳道的个体适配。

[0152] 可选择地,装配在标准尺寸的末端部件周围的柔性部件(未示出)可替代定制部件50,以改善壳体10与特定用户的耳道的适配。可以以多种标准尺寸提供该柔性部件。

[0153] 作为另一替代方案,可定制末端部件12以适配用户的耳道。

[0154] 图6示出了本发明的两个例示实施例的实际尺寸。

[0155] 图7从上方示出了具有打开的电池盖60的图1的实施例。在将听力器械壳体10定位于耳朵内时,将电池盖60设置在指向耳道外部的壳体10的主体部件11的横向端。电池盖60具有容纳听力器械电池(未示出)的隔室62。用户可通过围绕由铰链连接72提供的旋转轴转动电池盖来打开或关闭电池盖60。当电池盖60打开时,电池隔室62转出壳体10的主体部件11,从而可将电池更换为新电池。

[0156] 细长构件14附接至电池盖60,且电池盖60利用包括铰链连接72的连接器64以可拆卸方式附接至壳体10的主体部件11。在所示的实施例中,铰链连接72具有轴74,且电池盖60具有柔性凹口76,以便人可通过围绕轴74按压凹口76使得凹口76略扩展以容纳轴74并回弹以将轴保持在凹口内,从而将电池盖60附接至主体部件11。同样,用户可通过将电池盖60拉离主体部件11使得凹口扩展而释放轴并在释放轴74时回弹到其初始松弛形状,从而将电池盖60从主体部件11拆卸下来。设计所示的用于将电池盖60与主体部件11互连的卡扣配合联结,以使得让电池盖60和主体部件11分离所需要的作用力大于通过拉动细长构件14从用户的耳道拉出听力器械壳体10所需要的作用力。

[0157] 所示的听力器械壳体10的连接器64还包括弹性电气接触构件66,用于将细长构件14中的信号导体与壳体10中的电子部件电气互连。

[0158] 图8示出了电池盖60被移除的听力器械壳体10,而图9示出了带有细长构件14的被拆下来的电池盖60。

[0159] 所示的实施例的重要优点在于,当电池隔室62通过转动而关闭时,互连的电池盖60和细长构件14的匹配听力器械壳体10的连接器64的接触构件66的电气接触构件68与主体部件11的各个电气接触构件66以可滑动方式连接。滑动连接提供了清洁作用,因此,例如通过机械去除接触面上形成的氧化膜或者机械去除接触面上的其它沉积物来清洁接触面,从而保持了跨接各听力器械部件上的电气互连的低接触电阻。

[0160] 在本发明的另一实施例中,细长构件14与听力器械壳体10的主体部件11以可移除方式直接连接。在此实施例(未示出)中,细长构件14在其第二端处具有匹配对应的听力器

械壳体10的连接器的电气连接器。具有连接器的细长构件14经由设置在听力器械壳体10中的孔被插入。电池盖60可设置有适合的机械构件,该机械构件协助在电池盖60关闭时通过与细长构件14邻接将细长构件14附接至听力器械壳体10的主体部件11。电池盖可包括锁定装置,所述锁定装置防止电池盖例如由于施加给细长构件14的作用力而不经意打开。

[0161] 图10(a)至(c)图示了根据本发明的实施例的麦克风2a在细长构件14的第二端18处的定位。如图10(a)所示,麦克风2a及其信号导体17经由细长构件14的第二开口端18被插入细长构件14,且麦克风2a被推入图10(b)中所示的其的期望位置。带有麦克风2a的信号线的信号导体17在细长构件14内延伸。最后,具有污垢过滤器的螺纹帽19封闭细长构件14的开口,如图10(c)所示。此位置的污垢过滤器防止麦克风受到来自耳廓的汗液、污垢、死细胞等等的污染。可将耳垢过滤器用作污垢过滤器。

[0162] 图11示出了根据本发明实施例的信号导体17与接触构件68的互连。在所示的实施例中,接触构件68设置在滑动构件上,该滑动构件可滑入电池盖中的匹配隔室内以定位接触构件68,如例如图9所示。在将麦克风2a和信号导体17插入细长构件14后,将信号导体17的暴露端焊接到设置在滑动构件上的接触构件68上。随后,将滑动构件插入电池盖60,并可能地将其胶合到电池盖上。

[0163] 图12示出了根据本发明的一组听力器械壳体10部件。该组部件包括主体部件11,该主体部件被构造用于与末端部件12_R、12_L互连,并且沿主体部件的长度延伸基本是直的。此外,该组部件包括右末端部件12_R和左末端部件12_L,该右末端部件12_R形成角度从而便利容纳在用户的右耳道内,且左末端部件12_L形成角度从而便利容纳在听力器械壳体10的用户左耳道内。还可设置直而且当与主体部件互连时沿主体部件的长度延伸方向延伸的直末端部件(未示出)。

[0164] 所示的该组听力器械壳体10部件还包括接收器102、耳垢过滤器24、左耳电池盖60_L以及右耳电池盖60_R,该左耳电池盖60_L以可拆卸方式附接至壳体10的主体部件11并以适于在左耳内使用的角度附接至细长构件14,而右耳电池盖60_R以可拆卸方式附接至壳体10的主体部件11并以适于在右耳内使用的角度附接至细长构件14。

[0165] 可以以各种标准尺寸和形状来制造图12所示的每个部件,借此,可基于较少数目的标准尺寸和形状的部件的组合来提供很多种壳体。如此,供货商能以不需要购买和存储大量不同壳体的经济方式为用户提供很多种壳体。

[0166] 图13是安装在用户的耳道220内的根据本发明的助听器壳体150的侧视图。助听器壳体150包括标准尺寸的主体部件154,该标准尺寸的主体部件可适配几种有些不同的耳道。助听器壳体150还包括定制的末端部件156,使得该定制的末端部件适配于特定用户的耳道220。可根据所述用户的耳道的印模并使用标准SLA和/或SLS技术来制造定制的末端部件156。所示的定制的末端部件156容纳接收器。应当指出的是,在图13中,在主体部件154的上部158和下部160分别与耳道壁222之间,均具有通道。这使得助听器壳体150比常规的CIC助听器壳体或ITE助听器壳体佩戴起来更舒适。还示出了附接至主体部件154的细长构件164的部分。细长构件164适用于将助听器壳体150保持在用户的耳道内。所示的细长构件164具有弹性,并趋向于在发生形变后恢复为原始形状。所示的细长构件164被预成型为C状拱形。所示的细长构件可适于从主体部件154朝着对耳屏后面的耳甲的下部向后并向下地延伸,而且还朝着对耳轮的下脚向上延伸,以将细长构件的自由端定位在正好位于三角窝

下面的耳甲艇内。细长构件164优选地通过助听器壳体150的电池盖(图13中的60)附接至主体部件154。在本发明的优选实施例中,细长构件164的自由端构造用以容纳麦克风(未示出)。

[0167] 图14示出了安装在耳道内的图13的助听器壳体150的俯视图。在该图中,更清晰地示出了电池盖60。应注意,主体部件154的侧部不接触耳道壁222,或者很少接触耳道壁222。这使得耳道壁能例如由于当用户微笑、咀嚼或者说话时产生的颌运动改变形状,而不会产生与常规的定制CIC或ITE助听器有关的不适。

[0168] 在耳道壁运动期间,由于定制的末端部件156与耳道壁的紧密配合,而且由于耳道更深部分的耳道壁比靠近耳道入口的耳道壁运动更少的事实,该定制的末端部件156操作用以将听力器械壳体150保持在耳道中的期望位置。由此,使定制的末端部件156紧密配合到耳道壁的较稳定部分,这便利将听力器械壳体150保持在耳道内的期望位置。

[0169] 图15示出了根据本发明的数字助听器的简化框图。助听器1包括一个或多个声音接收器2,例如两个麦克风2a和拾音线圈2b。用于麦克风的模拟信号被连接至模-数转换器电路3,该模-数转换器电路3包括用于每个麦克风的模-数转换器4。

[0170] 从模-数转换器4输出的数字信号被连接至共用数据线5,该共用数据线5将信号导向至数字信号处理器(DSP)6。对DSP进行编程以进行数字信号的所需信号处理操作,从而根据用户的需要补偿听力损失。还对DSP编程以根据本发明自动调整信号处理参数。

[0171] 然后将输出信号馈给到数-模转换器12,且模拟输出信号从该数-模转换器被馈给到声换能器13,如微型扬声器。

[0172] 另外,相对于DSP 6之外,听力器械包括存储单元14,示例中示出的存储单元14是EEPROM(电可擦除可编程只读存储器)。例如在将新的听力器械分配给特定用户且其中为该用户精密调整该听力器械时,或者在用户例如通过听力学家将他的听力器械针对用户的实际听力损失进行更新和/或重新调整时,可通过接口15向外部存储器14提供从PC 16输入的程序、数据和参数等等,该外部存储器连接至共用串行数据总线5。

[0173] DSP 6包括中央处理器(CPU)7以及多个内部存储单元8至11,这些存储单元包含当前正在DSP电路6中执行的数据和程序。DSP 6包括程序ROM(只读存储器)8、数据ROM 9、程序RAM(随机存取存储器)10以及数据RAM 11。首先提及的两个存储器包括构成电路中的永久要素的程序和数据,而最后提到的两个存储器包括可改变或重写的程序和数据。

[0174] 所示的助听器的壳体10以与CIC助听器的壳体相似的方式容纳除麦克风以外的上述助听器部件。细长构件例如在其第二端处容纳麦克风,且信号导体在细长构件内延伸用于麦克风与助听器壳体中的部件的电气互连。接收器容纳在壳体的末端部件内。

[0175] 通常,外部EEPROM 14比内部RAM大得多,例如是内部RAM大小的4到8倍,这就意味着可将某些数据和程序存储在EEPROM内,从而能按需将这些数据和程序读入内部RAM以供执行。稍后,可通过正常的操作数据和工作程序重写这些特定的数据和程序。因此,外部EEPROM可包括只用于特定情况的一系列程序,例如启动程序。

[0176] 图16示出了具有反馈补偿滤波器106的听力器械的实施例的框图。该听力器械包括用于接收进入的声音并将其转换成音频信号的麦克风101。接收器102将来自听力器械处理器103的输出转换成输出声音,其中,例如设定对听力器械进行修改以补偿用户听力损伤。因此,听力器械处理器103包括诸如放大器、压缩器以及降噪系统等等的元件。

[0177] 反馈路径104被示出为在接收器102与麦克风101之间的虚线。由于反馈路径的原因,麦克风101可从接收器102获得声音,该接收器可导致公知的反馈问题,例如啸叫。

[0178] 听力器械的(频率依赖)增益响应(或者传递函数) $H(\omega)$ (不含反馈补偿)由式(1)给出:

$$[0179] \quad H(\omega) = \frac{A(\omega)}{1 - F(\omega)A(\omega)} \quad (1)$$

[0180] 其中, ω 表示(角)频率, $F(\omega)$ 为反馈路径104的增益函数,而 $A(\omega)$ 为由听力器械处理器103提供的增益函数。反馈补偿滤波器106适于将补偿信号馈送到减法单元105,借此,在听力器械处理器103中进行处理之前从由麦克风101提供的音频信号减去补偿信号。现在传递函数变成:

$$[0181] \quad H(\omega) = \frac{A(\omega)}{1 - (F(\omega) - F'(\omega))A(\omega)} \quad (2)$$

[0182] 其中, $F'(\omega)$ 为补偿滤波器106的增益函数。因此, $F'(\omega)$ 估算反馈路径的实际增益函数 $F(\omega)$,则 $H(\omega)$ 将与期望的增益函数 $A(\omega)$ 越接近。

[0183] 如先前所说明的,反馈路径104通常是内部反馈路径和外部反馈路径以及声反馈路径和机械反馈路径的组合。

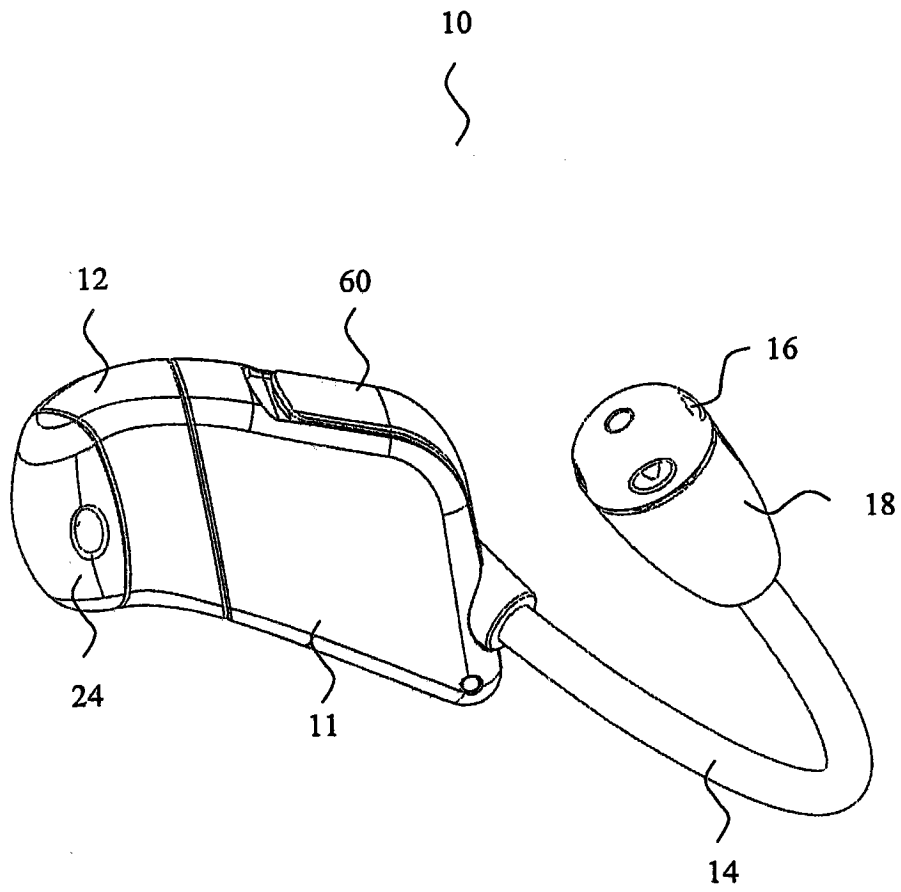


图1

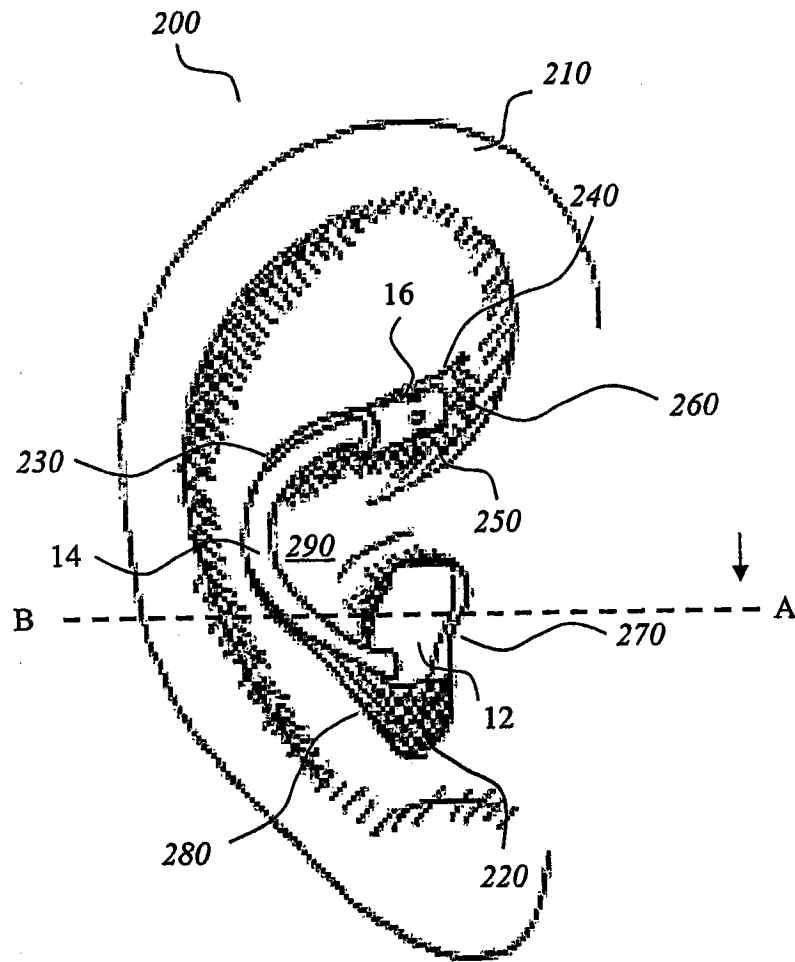


图2

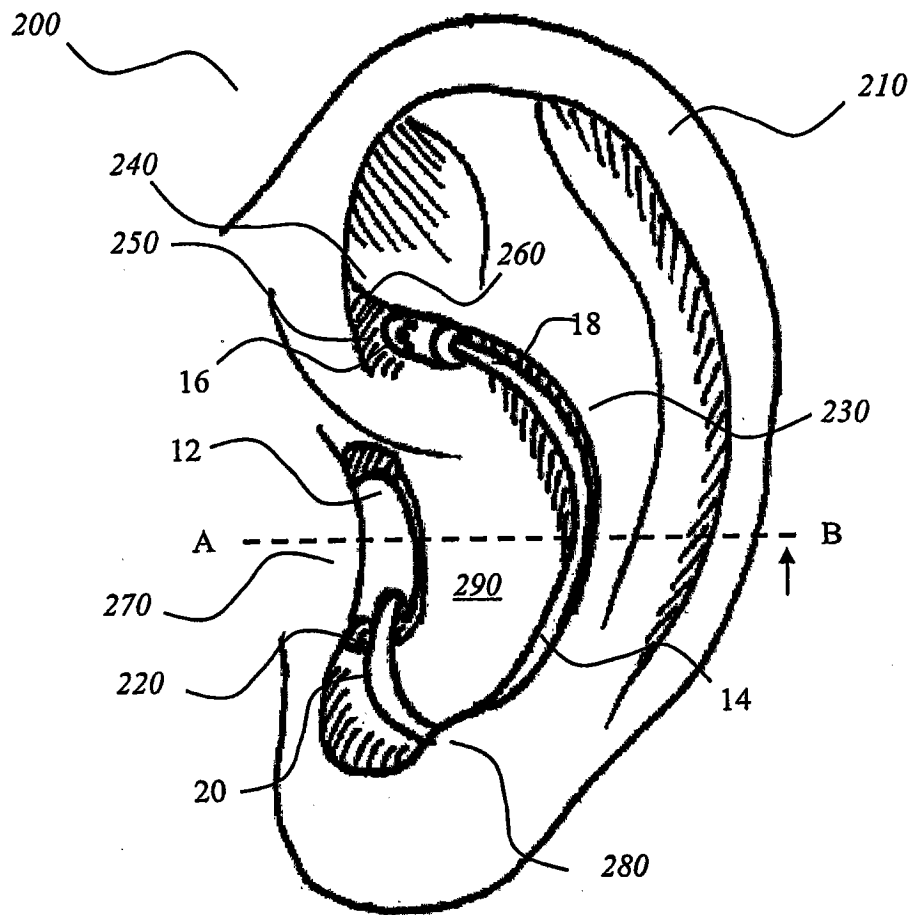


图3

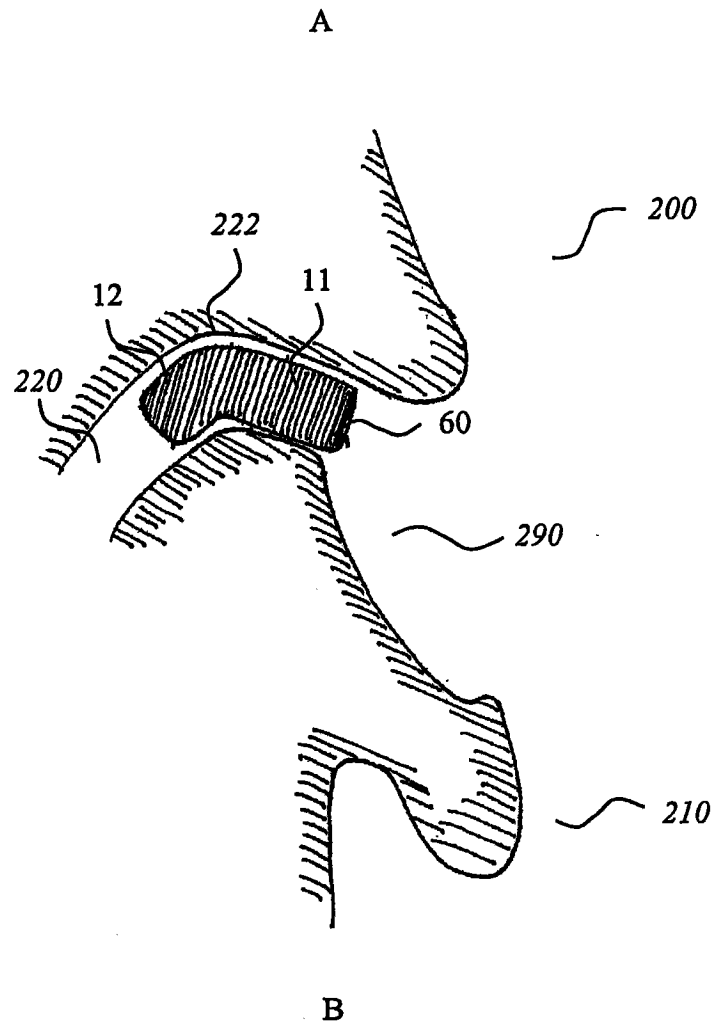


图4

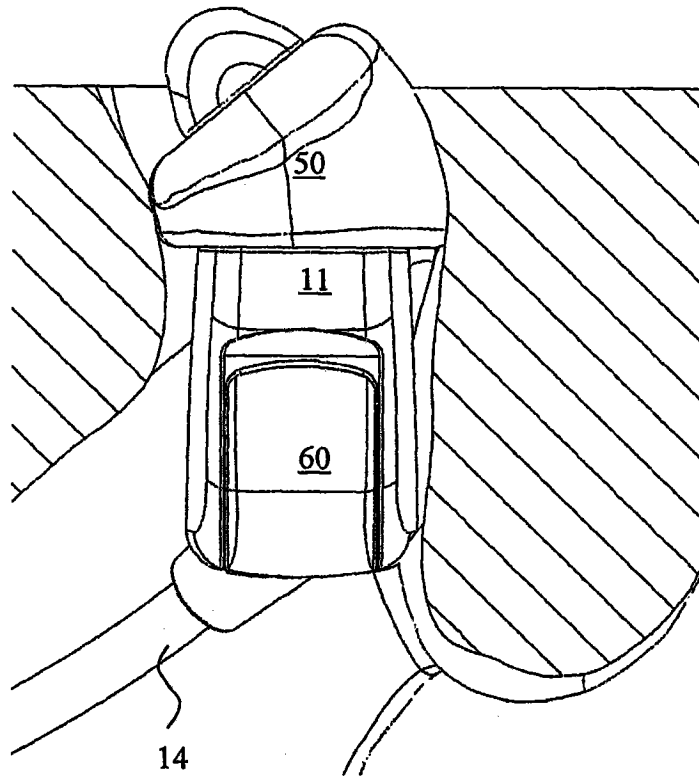


图5

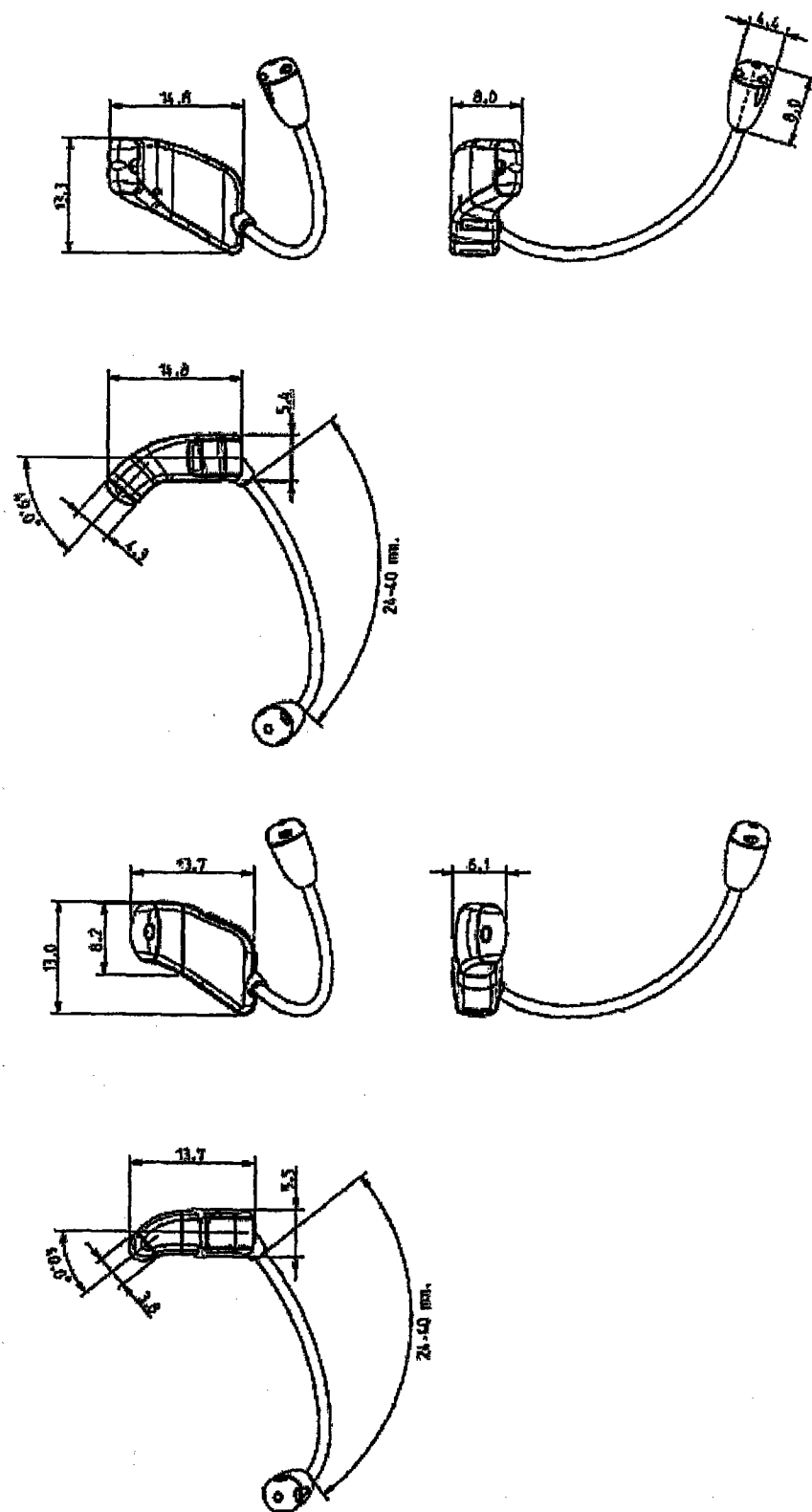


图6

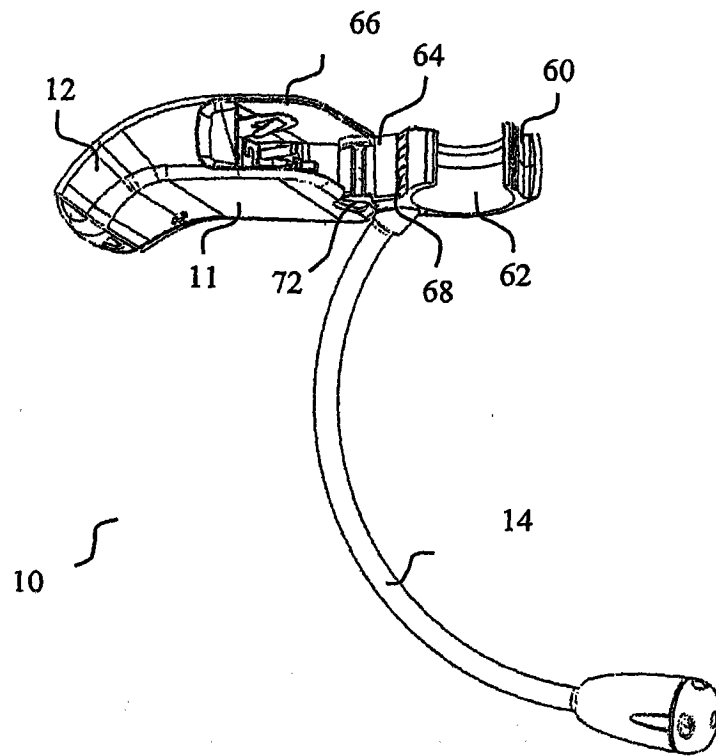


图7

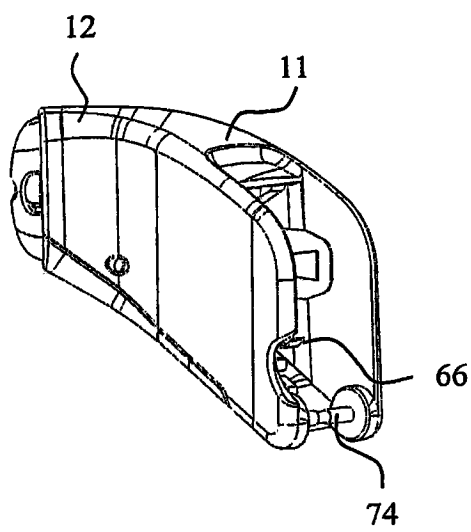


图8

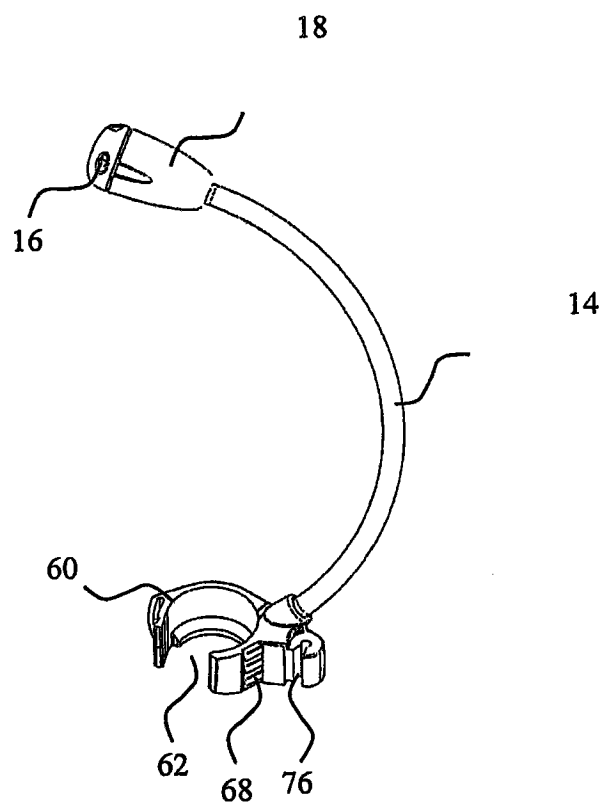


图9

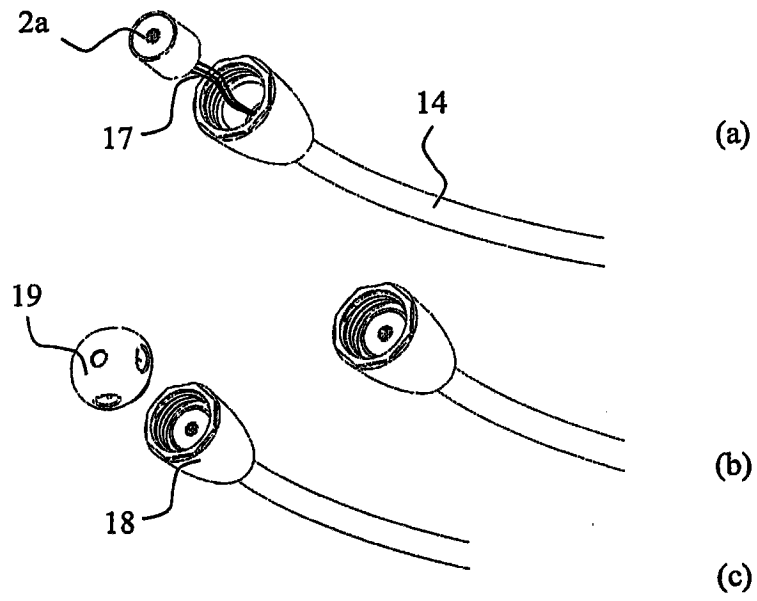


图10

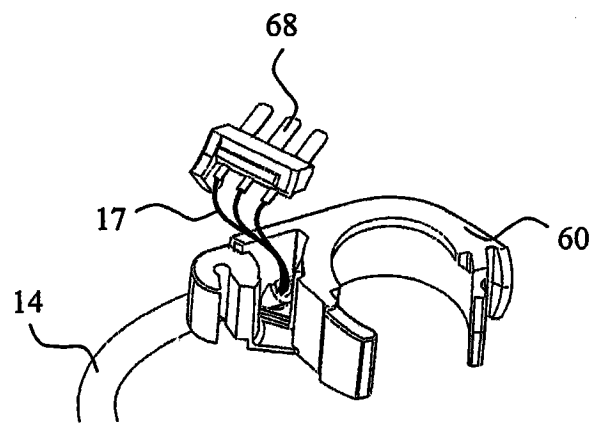


图11

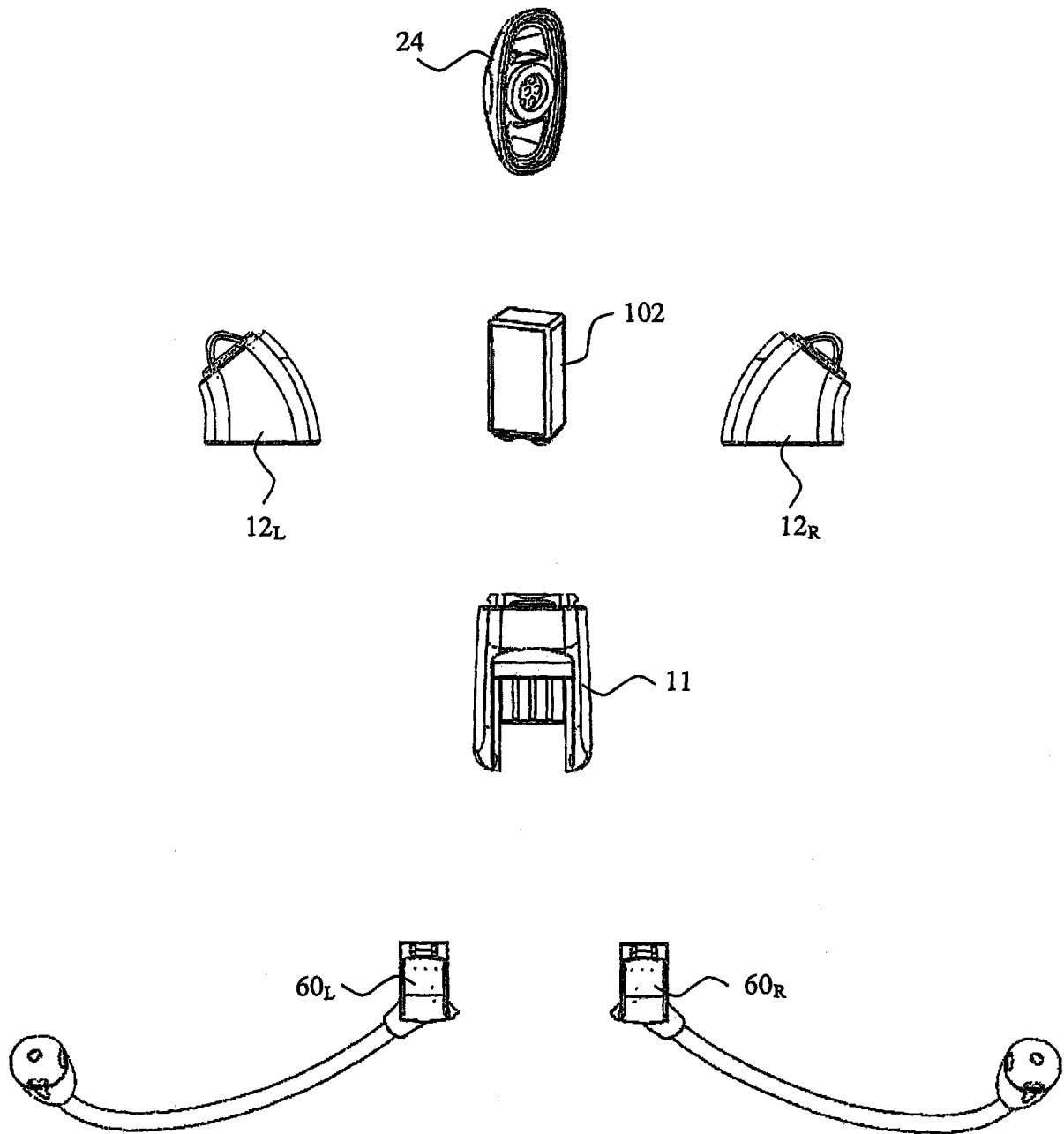


图12

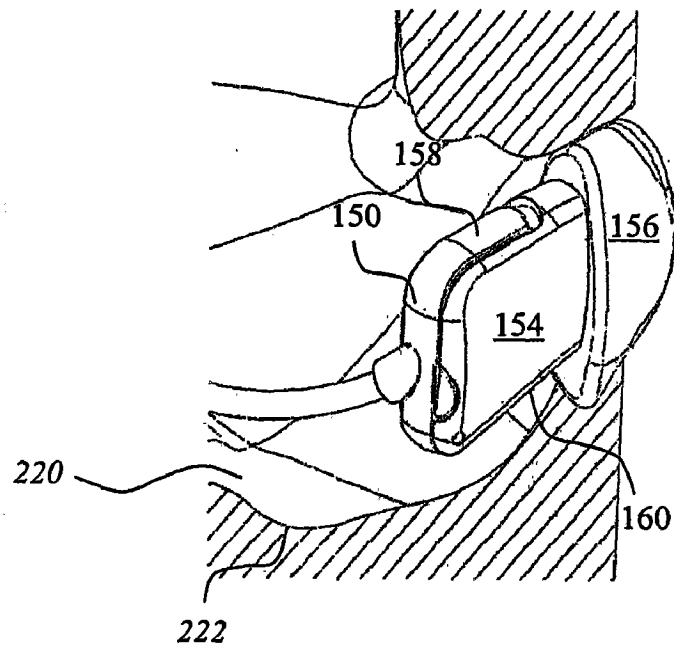


图13

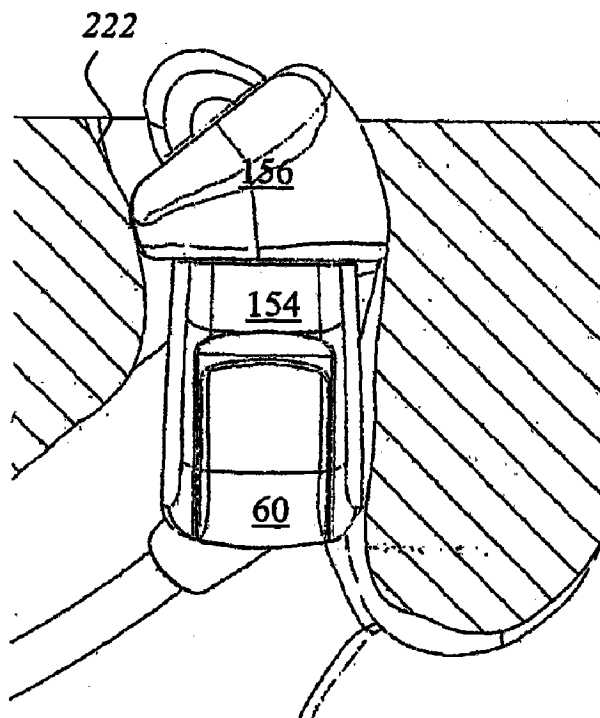


图14

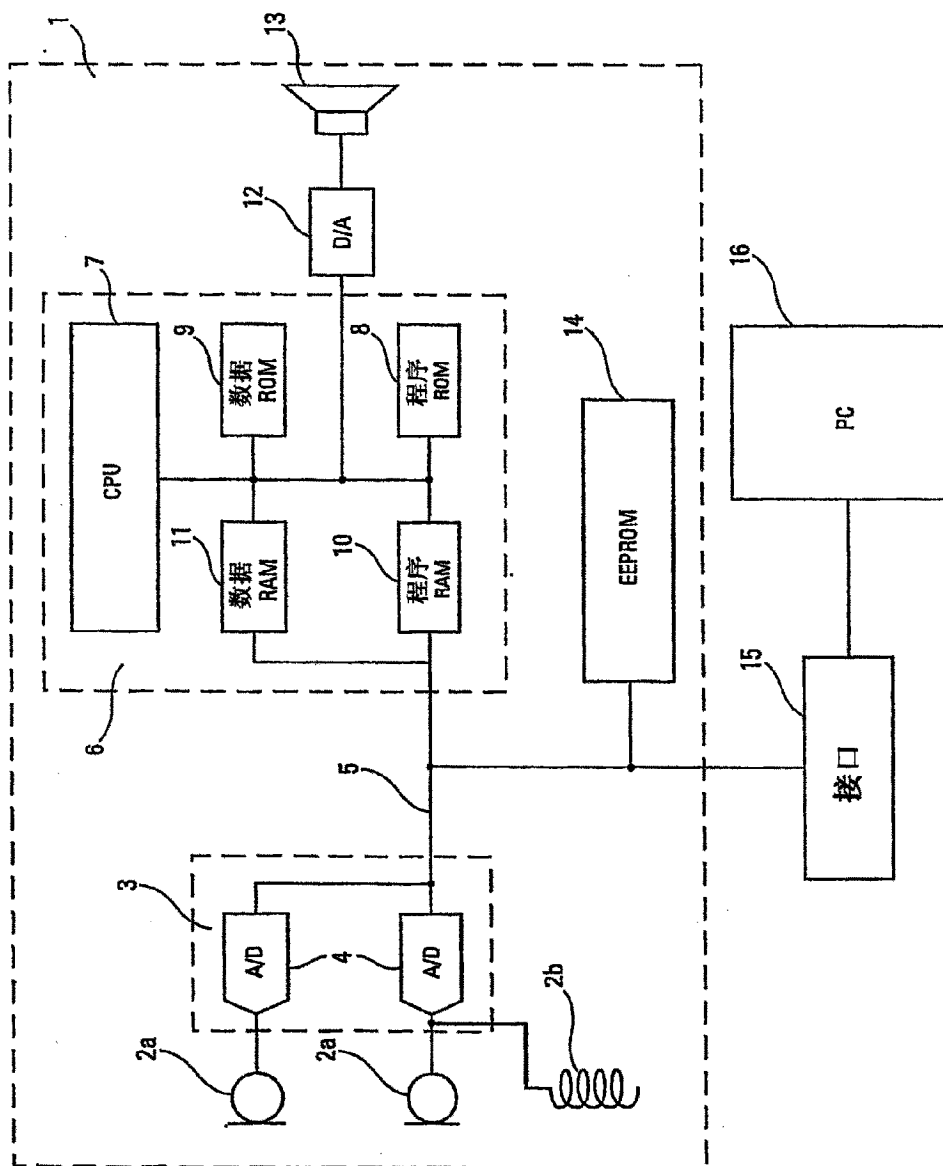


图15

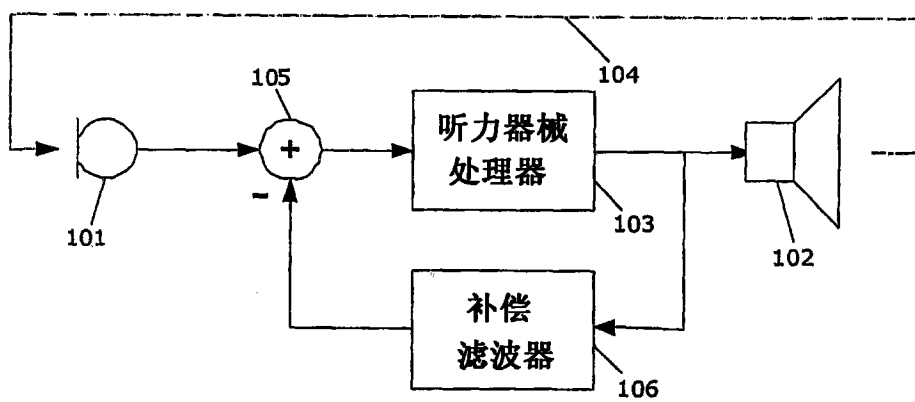


图16