



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101208992 B

(45) 授权公告日 2012. 11. 14

(21) 申请号 200680020181. 8

审查员 郑昊

(22) 申请日 2006. 04. 21

(30) 优先权数据

11/121, 517 2005. 05. 03 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 12. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/015087 2006. 04. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02006/118819 EN 2006. 11. 09

(73) 专利权人 耳镜股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 S·普拉 R·C·帕金斯

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 陈炜

(51) Int. Cl.

H04R 25/00 (2006. 01)

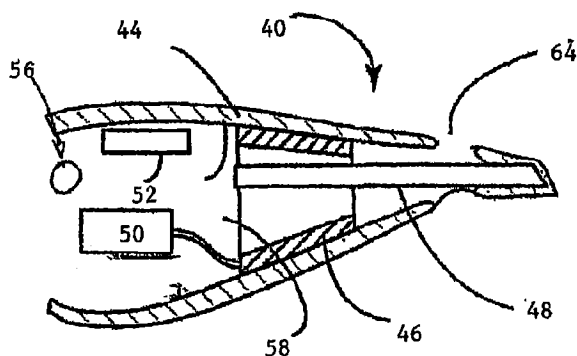
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

具有增强的高频响应的助听系统

(57) 摘要

本发明给出提供增强的高频响应的助听系统和方法。该高频响应提高助听系统的信噪比并允许保留和传输高频空间定位线索。



1. 一种助听系统,包括:

具有用于容纳输入换能器和发射器组合件的至少一部分的开放式腔室的壳体,所述壳体的外表面被配置成与用户的耳道的内壁一致;

输入换能器,所述输入换能器被置于所述壳体的内部以捕获进入用户耳道的环境声;以及

发射器组合件,所述发射器组合件从所述输入换能器接收电信号,所述发射器组合件包括频率响应带宽在 6.0kHz-20kHz 范围内的信号处理器,所述发射器组合件被配置成将经滤波的信号传送给置于用户的中耳或内耳中的输出换能器;

其中所述壳体包括配置为毗邻耳道入口放置的第一端以及配置为放置于鼓膜附近的第二端,其中所述输入换能器与所述发射器组合件的配置提供了允许环境声直接到达用户中耳的开放式耳道,其中所述第二端包括允许来自耳道入口外部的环境声直接到达用户中耳的一个或多个开口。

2. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述频率响应带宽允许在 7kHz-13kHz 的范围内将高频定位线索传送至用户的中耳。

3. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述发射器组合件包括光学发射器。

4. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述发射器组合件包括声学发射器。

5. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述发射器组合件包括液压发射器。

6. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述发射器组合件包括电磁发射器和从所述信号处理器接收信号的传送元件,所述电磁发射器通过所述传送元件将经滤波的信号传递至所述输出换能器。

7. 如权利要求 6 所述的助听系统,其特征在于,所述输出换能器耦合于中耳的声学部分,所述输出换能器被配置成从所述传送元件接收所述经滤波的信号。

8. 如权利要求 7 所述的助听系统,其特征在于,所述经滤波的信号是已调制电磁场的形式。

9. 如权利要求 8 所述的助听系统,其特征在于,所述输出换能器耦合于用户的鼓膜。

10. 如权利要求 9 所述的助听系统,其特征在于,所述输出换能器被嵌入到配置成可松脱地与鼓膜表面接触的圆锥形膜中。

11. 如权利要求 7 所述的助听系统,其特征在于,所述换能器包括永磁体。

12. 如权利要求 1 所述的助听系统,其特征在于,所述输入换能器位于所述壳体的第一端。

13. 一种用于提供具有高频响应的助听系统的方法,所述方法包括:

将输入换能器置于用户的耳道内;

将指示所述输入换能器接收到的环境声的信号传送至发射器组合件;

在所述发射器组合件处用具有大于 6.0kHz 的带宽的信号处理器对所述信号进行滤波;

将经滤波的信号传递给用户的中耳或内耳;以及

其中所述输入换能器和发射器组合件的放置提供了允许未经滤波的环境声直接到达用户中耳的开放式耳道,并且其中提供开放式耳道是通过将所述输入换能器以及所述发射器组合件的至少一部分置于壳体的开放腔室内来实现的,所述壳体包括允许未经滤波的环

境声直接到达用户中耳的开口。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述信号处理器具有在 6kHz 与 20kHz 之间的带宽。

15. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述经滤波的信号包括高频空间定位线索。

16. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述发射器组合件包括与所述信号处理器通信的电磁发射器和传送元件,其中将经滤波的信号传递至用户的中耳包括:

将信号从所述信号处理器引导至所述电磁发射器;

通过所述传送元件将经滤波的电磁信号从所述电磁发射器传递至中耳。

17. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,包括将输出换能器耦合于用户的鼓膜,

其中通过所述传送元件将经滤波的电磁信号从所述电磁发射器传递至中耳是通过将所述经滤波的电磁信号传递给根据所述滤波的电磁信号机械地振动的输出换能器来实现的。

18. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,包括将所述电磁发射器和所述传送元件置于耳道内并将所述信号处理器置于耳道外。

19. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,传递经滤波的信号包括传递经滤波的光学信号。

20. 如权利要求 16 所述的方法,其特征在于,传递经滤波的信号包括传递经滤波的声学信号。

21. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,所述输入换能器和发射器组合件的放置减少反馈并提供 3dB-8dB 的信噪比。

具有增强的高频响应的助听系统

技术领域

[0001] 本发明涉及助听方法和系统。更具体地说,本发明涉及具有提高语音接收阈值(SRT)并保留和传送高频空间定位线索至中耳或内耳的增强的高频响应的方法和系统。这类系统可用来改善正常或受损听力的听音过程。

[0002] 之前的研究表明当语音带宽经低通滤波时,对高于 3kHz 的带宽而言语音的可理解性不会改善(Fletcher 1995),这就是为什么电话系统被设置在局限于大约 3.5kHz 的带宽内,也是为什么助听带宽被限制在低于大约 5.7kHz 的频率内(Killion2004)。现在很明显的是在高于 5kHz 的语音中具有很大的能量(Jin 等. J. AudioEng. Soc, 慕尼黑 2002)。此外,听力受损的患者通过放大的语音使用增大的带宽在安静(Vickers 等 2001)和噪声环境(Bear 等 2002)下都能得到改善。对于在高频下耳蜗中不具有死区的患者而言尤为如此(Moore,“Loudness perception and intensive resolution”,Cochlear Hearing Loss, Chapter4, pp90-115, Whurr 出版物有限责任公司,伦敦 1998)。因此,佩带大于 5.7kHz 带宽助听器的患者可望在安静和扩散域噪声状态下具有更好的听力。

[0003] 许多研究,不管是对人(Shaw 1974)还是对猫(Musicant 等 1990)已表明对高于 5kHz 的频率而言,耳道入口处的声压随声源位置变化。这种空间滤波是由于耳廓对进入声波的衍射。已达成共识是这些衍射线索有助于空间定位的察觉(Best 等,“The influence of high frequencies on speech localization”文摘 981(2003 年 2 月 24 日),来自 www.aro.org/abstract/abstracts.html)。由于传统助听器带宽受限,一些空间定位线索被从传递至中耳或内耳的信号中移除。因此,传统助听器的佩带者经常无法准确地确定说话方,其要求高于 5kHz 的语音能量。

[0004] 耳鼓与耳道入口压力比在大约 3.5kHz 具有 10dB 的谐振(Wiener 等 1996, haw1974)。这与水平面的声源位置无关(Burkhard 和 Sachs 1975)。该比值是相对于耳鼓和耳道的大小和所产生的相对声阻抗的函数。因此,一旦衍射的声波传播过耳道的入口,就不再有空间滤波。换句话说,对于空间定位而言,将麦克风置于比耳道入口附近更靠近内侧的位置是没有额外的好处的。大多数助听器在麦克风输入后加入 10dB 的谐振,因为该增益是不依赖于空间的。

[0005] 如今已证明对多个谈话者空间位置差异的分辨有助于对共存语音的辨别(Freyman 等 1999)。与其它研究一致,来自 www.aro.org/abstract/abstracts.html 的 Carlile 等的“Spatialisation of talkers and the segregation of concurrent speech”文摘 1264(2004 年 2 月 24 日)示出在两耳状态下当两耳的语音和屏蔽噪声相同时 -4dB 的语音接收阈值(SRT),和当语音屏蔽以 30° 空间分离时 -20dB 的语音接收阈值。然耳当语音信号被低通滤波至 5kHz 时, SRT 降低至 -15dB。尽管前面对于单个声道的研究已指出高于 5kHz 语音中的信息不对语音可理解性产生任何影响,然而这些数据提示相比带宽实际听觉模拟上表现出的宽带宽,由外部感知承担的 5dB 无屏蔽带大为减少。SRT 的 5dB 改善大部分是因为中心机制。然而,这里仍然不清楚通过一个声道(例如单耳)的听觉线索能实现多少程度的 5dB 改善。

[0006] 最近在 P. M. Hofman 等人的“relearning sound localization with new ears”自然神经科学, 卷 1, 第五页, 1998 年 9 月中记载了声源定位依赖于对隐含的声学线索的神经处理。Hofman 等人发现基于频谱线索的准确定位对声谱构成约束, 并且需要将声音扩展至宽频带以形成充分的频谱信息。然而, 对于传统助听系统, 由于耳道经常是完全堵住的并且传统助听系统通常具有低带宽滤波器, 这类传统系统使用者无法接收三维定位空间线索。

[0007] 此外, Wightman 和 Kistler (1997) 发现当声音只被传至一只耳朵时收听者不能定位声音的实际声源。这意味着通过助听装置传递给一个耳朵的高频声谱线索不一定是有利的。Martin 等人 (2004) 最近指出当到达一个耳朵的信号被低通滤波 (2.5 kHz) 并因此保留有关声源侧角的双耳信息时, 单耳至另一耳的频谱线索能正确地解释立面和前后的半域线索。这说明假设对侧的耳朵没有明显的低频听力损失, 则使用一个宽带助听器的患者能通过该助听器定位声音, 并因此能够处理耳间时间差线索。由于由 Carlile 等人 (2004) 观察到的外部确定造成的无屏蔽带的改善至少可用单耳放大来实现。未解决的问题是可通过单耳和通过部分屏蔽听觉耳道的装置能实现多少程度的 5 dB 改善。

[0008] 头关联传递函数 (HRTF) 是由于进入声波通过耳廓的衍射造成的。另一确定所测得 HRTF 的因素是耳道本身的开启度。已发现在耳道中部分堵塞耳道并因此改变 HRTF 的装置能消除方向依赖的耳廓线索。Burkhard 和 Sachs (1975) 表明当耳道被堵塞时, 空间依赖的垂直定位线索被改良但仍然被表现出来。对于新线索需要某些重新认识以从高频线索获得利益。Hoffman 等 (1998) 表示这种认识在少于 45 天的周期上发生。

[0009] 目前, 多数传统助听系统分为三类: 声学助听系统、电磁驱动助听系统和耳蜗植入物。声学助听系统依靠声学换能器, 所述声学换能器产生将振动引入到鼓膜或耳鼓的放大的声波。面向听力受损者的电话耳机、无线电、电话和助听器都是采用声学驱动机构的实例。电话耳机例如将线路上传输的信号转换成扬声器中的振动能量, 所述扬声器产生声能。这种声能在耳道中传播并振动鼓膜。这些具有不同频率和振幅的振动导致对声音的感知。对具有深度听力损伤的患者, 外科植入的耳蜗植入物电学模拟听觉神经节细胞或树突。

[0010] 将听觉信息通过电磁换能器传递至耳朵的助听系统是公知的。这些换能器将经过调制以含音频信息的电磁场转换成传递至鼓膜或中耳部分的振动。以磁体为代表的换能器因磁场形成位移以将振动作用于其所附着于的部分, 由此这种电磁驱动系统的佩带者产生声音感知。这种声音感知方法在质量、效率方面具有优于声学驱动系统的一些优点, 最重要的是明显减少“反馈”, 这个问题对声学助听系统而言是共同的问题。

[0011] 当一部分声学输出能量返回或“反馈”至输入换能器 (麦克风), 声学助听系统中发生反馈, 由此造成自激振荡。反馈电势一般正比于系统的放大水平, 因此许多声学驱动系统的输出增益必须被减小到低于理想水平以防止反馈情形。这种问题导致输出增益不足以补偿听力损失, 尤其对于严重病例, 一直是声学型助听器的主要问题。为了最小化到达麦克风的反馈, 许多声学助听装置堵住或对耳道提供最小通风。尽管能减少反馈, 然而代价是“堵塞”, 作为多数助听器使用者问题所在的隧道式听觉感知。由于驱动机构是机械的而非声学的, 因此直接驱动耳鼓能使反馈最小化。由于以机械方式振动耳鼓, 声音被耦合于耳道并且沿相反方向支持声波传播。然而, 机械-声学耦合是低效率的并且这种低效率性被用作削弱导致增加的系统增益的耳道中的声音。

[0012] 一个非侵入地将磁体耦合于鼓膜并解决某些上述问题的系统记载于 Perkins 等

人的 5259032 号美国专利中,该文献被援引包含于此。Perkins 专利公开一种用于产生电磁信号的装置,该装置具有通过表面粘合剂微弱但充分地附于佩带者鼓膜的换能器组合件。同样原因包含于此的 5425104 号美国专利公开一种产生电磁信号的装置,该装置具有在个人声道外的驱动装置。然而,由于磁场强度根据距离平方的倒数而减小 ($1/R^2$),因此前述产生音频承载磁场的方法效率很低并因此不实用。

[0013] 尽管传统助听器在提高听力方面已相对成功,然而传统助听器不能明显提高高频空间定位线索的保留。由于这些原因必须提供改进的助听系统。

背景技术

[0014] 前面已描述 5259032 和 5425014 号美国专利。其它相关专利包括:5,015,225; 5,276,910; 5,456,654; 5,797,834; 6,084,975; 6,137,889; 6,277,148; 6,339,648; 6,354,990; 6,366,863; 6,387,039; 6,432,248; 6,436,028; 6,438,244; 6,473,512; 6,475,134; 6,592,513; 6,603,860; 6,629,922; 6,676,592 和 6,695,943。其它相关出版物包括:美国专利出版物 No. 2002-0183587, 2001-0027342; 期刊出版物 Decraemer 等“A method for determining three-dimensional vibration in the ear,”Hearing Res., 77: 19-37(1994); Puria 等人“Sound-pressure measurements in the cochlear vestibule of human cadaver ears,” J. Acoust. Soc. Am., 101(5): 2754-2770(1997 年 5 月); Moore, “Loudness perception and intensity resolution,” Cochlear Hearing Loss, 第 4 章, 90-115 页, Whurr 出版物有限公司, 伦敦(1998); Puria 和 Allen “Measurements and model of the cat middle ear: Evidence of tympanic membrane acoustic delay,” J. Acoust. Soc. Am., 104(6): 3463-3481(1998 年 12 月); Hoffman et al. (1998); Fay et al., “Cat eardrum response mechanics,” Cal ladine Festschrift(2002), Ed. S. Pellegrino, The Netherlands, Kluwer Academic Publishers; and Hato et al., “Three-dimensional stapes footplate motion in human temporal bones,” Audiol. Neurotol., 8: 140-152(2003 年 1 月 30 日)。Conference presentation 25 文摘: Best 等的“The influence of high frequencies on speech localization,” 文摘 981(2003 年 2 月 24 日) 来自 www.aro.org/abstracts/abstracts.html, 以及 Carlile 等的“Spatialisation of talkers and the segregation of concurrent speech,” 文摘 1264(2004 年 2 月 24 日) 来自 www.aro.org/abstracts/abstracts.html。

发明内容

[0015] 本发明提供一种提高语音接收阈值并保留中耳或内耳的高频空间定位线索的改善的高频响应的助听系统和方法。

[0016] 根据本发明的原理构造的助听系统总地包括输入换能器组合件、发射器组合件以及输出换能器组合件。输入换能器组合件接收声音输入, 一般既包括环境声(在用于听力受损个人的助听器的情形下)或来自例如电话、蜂窝电话、无线电、数字音频单元或任何一种其它电信和/或娱乐装置的声音产生或接收装置电子声音信号。输入换能器组合件将信号传送给发射器组合件, 发射器组合件处理来自换能器组合件的信号以产生以某些方法被调制的处理信号, 以呈现或编码基本上代表由输入换能器组合件接收的声音输入的声音

信号。已处理输出信号的准确性质将被选择以供输出换能器组合件使用以提供电源和信号,由此使输出换能器组合件产生机械振动、声音输出、压力输出(或其它输出),这些输出当正确地耦合于患者的听觉换能路径时会在患者中产生神经脉冲,所述神经脉冲可被患者认为是原始声音输入或至少是合理地代表原始声音输入的事物。

[0017] 本发明的助听系统的至少一些组合件被放置在位于患者的收听耳道内的壳体或外壳中。典型地,壳体在第一端和第二端上均具有一个或多个开口以提供开放式耳道并允许环境声(例如低频和高频三维定位线索)以高水平被直接传送至鼓膜。有利地是,壳体中的开口不堵塞听觉通道并最小化与正常耳压的干扰。在一些实施例中,壳体容纳输入换能器、发射器组合件和电池。在其它实施例中,发射器组合件部分和电池被设置在耳朵的后面(BTE),同时输入换能器被设置在壳体内。

[0018] 在助听器的情形下,输入换能器组合件典型地包括设置在收听耳道内的外壳内的麦克风。合适的麦克风在助听器产业中是公知的并在专利和技术文献中充分描述。麦克风一般产生由发射器组合件接收的电输出,发射器组合件随后产生已处理信号。在耳机和其它助听系统的情形下,至输入换能器组合件的声音输入一般是电子输入,例如来自电话、蜂窝电话、便携娱乐单元等。在这种情形下,输入换能器组合件一般具有合适的放大器或其它电子接口,用来接收电子声音输入并形成适合驱动输出换能器组合件的过滤的电子输出。

[0019] 尽管麦克风的位置可以在耳廓后面、在眼镜的鬓角片中或患者的其它位置上,然而较佳地将其放置在耳道内以使麦克风接收和发射被引入到耳道内的较高的频率信号并因此提高最终 SRT。

[0020] 本发明的发射器组合件典型地包括数字信号处理器,用来处理来自输入换能器的电信号并将信号传递给产生驱动输出换能器的已处理输出信号的发射器组合件。数字信号处理器经常具有一般大于 6kHz 的频率响应带宽的滤波器,更佳地在大约 6kHz 和大约 20kHz 之间,最佳地在大约 7kHz 个 13kHz 之间。这样的发射器组合件与现有技术的发射器的不同点在于较高的带宽导致处于耳道入口或耳道内的麦克风对空间定位线索更大程度的保留。

[0021] 在一个实施例中,与数字信号处理器通信的发射器组合件以具有开放内腔的线圈以及尺寸适于配合在线圈的开放内腔中的磁心的形式出现。功率源耦合于线圈以向线圈供电。传递给线圈的电流基本对应于由数字信号处理器处理的电信号。一种可用的基于电磁的组合件记载于共同享有的提交于 2004 年 7 月 28 日的题为“Improved Transducer for Electromagnetic Hearing Devices”的 10/902660 号美国专利申请,其全部内容被援引包含于此。

[0022] 本发明的输出换能器组合件可以是能够从发射器组合件接收已处理信号的任何器件。输出换能器组合件典型地被配置成耦合于患者的听觉换能路径中的某个点以诱发被患者解释为声音的神经脉冲。典型地,输出换能器组合件的一部分耦合于鼓膜、听骨链中的骨或直接耦合于耳蜗中振动耳蜗内流体的位置。具体的附着点记载于美国在先专利 5,259,032 ;5,456,654 ;6,084,975 和 6,629,922 中,其全部内容被援引包含于此。

[0023] 在一个实施例中,本发明提供一种具有可放置于用户耳道内以捕捉进入用户耳道的环境声的输入换能器的助听系统。发射器组合件从输入换能器接收电信号。发射器组合件包括频率响应带宽在 6.0kHz-20kHz 范围内的信号处理器。发射器组合件被配置成将经滤波的信号传递给位于用户中耳和内耳中的输出换能器,其中经滤波的信号是由输入换能

器接收的环境声的代表。输入换能器和发射器组合件的配置提供允许环境声直接到达用户中耳的开放式耳道。

[0024] 在另一实施例中,本发明提供一种方法。该方法包括将输入换能器放置在用户的耳道内并将来自输入换能器、指示由输入换能器接收的环境声的信号传送至发射器组合件。在发射器组合件处通过具有大于约 6.0kHz 带宽的滤波器的信号处理器处理(例如滤波)信号。经滤波的信号被传递至用户的中耳或内耳。输入换能器和发射器组合件的放置提供开放式耳道,这允许未经滤波的环境声直接到达用户的中耳。

[0025] 如上所述,在较佳实施例中,信号处理器具有在大约 6kHz 和大约 20kHz 之间的带宽,以保留和传输高频空间定位线索。

[0026] 尽管下面的讨论集中于使用电磁发射器组合件和输出换能器的情形,然而应当理解本发明不局限于这些发射组合件,并且各种其它类型的发射器组合件可用于本发明。例如,2004 年 10 月 12 日提交的未决和共同享有的题为“Systems and Methods for Photo-mechanical Hearing Transduction,”60/618,408 号美国临时专利申请(该文献的全部内容被原因包含于此)中记载的光-机械听觉换能器组合件可与本发明的助听系统一起使用。此外,其它发射器组合件,例如光学发射器、超声发射器、红外线发射器、声学发射器或液压发射器等均可利用本发明的原理。

[0027] 本发明的上述方面和其它方面通过参照附图细阅下面的详细说明将变得更为易懂。

附图说明

[0028] 图 1 是包括外耳、中耳和一部分内耳的人耳的横截面图。

[0029] 图 2 示出本发明中换能器耦合于鼓膜的一个实施例。

[0030] 图 3A 和 3B 示出耦合于锤骨的换能器的其它实施例。

[0031] 图 4A 示意地示出本发明的提供开放式耳道以使环境声/声学信号直接到达鼓膜的助听系统。

[0032] 图 4B 示出本发明中线圈沿壳体内壁设置的助听系统的另一实施例。

[0033] 图 5 示意地示出由本发明表现的助听系统。

[0034] 图 6A 示出具有位于耳道壳内表面的麦克风(输入换能器)和放置在与耦合于鼓膜的换能器连通的耳道内的发射器组合件的助听系统实施例。

[0035] 图 6B 示出本发明的麦克风位于入口附近的耳道壳壁中的另一内侧图。

[0036] 图 7 是示出到达耳鼓的声学信号与耳鼓处的有效放大信号以及两者的组合效果的曲线图。

具体实施方式

[0037] 现在参照图 1,图中示出外耳 10、中耳 12 和一部分内耳 14 的横截面图。外耳 10 主要包括耳廓 15 和听觉耳道 17。内耳 12 一侧由鼓膜(耳鼓)16 包围并包含一组三个相互连结的微骨:锤骨(锤)18、砧骨(砧)20 和镫骨(镫)22。总言之,这三块骨头被认为是听骨或听骨链。锤骨 18 连接于鼓膜 16 而镫骨 22——听骨链中的最后一块骨头——连接于内耳的耳蜗。

[0038] 在正常的听觉中,经过外耳或听觉耳道 17 的声波撞击鼓膜 16 并使其振动,连接于鼓膜 16 的锤骨 18 因此也与砧骨 20 和镫骨 22 一起运动。听骨链中这三块骨头作为一组由鼓膜接收的微机械振动的阻力匹配杠杆起作用。鼓膜 16 和骨头作为传输线系统以使听觉装置的带宽最大 (Puria 和 Allen,1998)。镫骨振动又在被称为耳蜗 24 的螺旋结构的前庭中形成流体压力 (Puria 等,1998)。流体压力导致沿基膜 (未示出) 的纵轴线行进的波。皮层组织位于基膜上方,所述基膜包括由一行内毛细胞和三行外毛细胞构成的感觉上皮。耳蜗中的内毛细胞 (未示出) 受到基膜运动的刺激。这里,液压使内耳流体产生位移并且毛细胞中的机械能被转换成电脉冲,该电脉冲被传送到神经路径和脑部的听觉中心 (颞叶),这导致声音感知。外毛细胞被认为是放大和缩小内毛细胞的输入。当存在感官神经听觉损伤时,一般受损的是外毛细胞,因此降低到达内毛细胞的输入,这会导致声音感知度的降低。通过助听系统实现的放大可完全或部分地保留其它由外毛细胞提供的正常的放大和缩小。

[0039] 输出换能器组合件目前的较佳耦合点是在鼓膜 16 的外表面上并如图 2 所示。在所实施例中,输出换能器组合件 26 包括被设置成与鼓膜 10 的外表面接触的换能器 28。换能器 28 一般包括一高能永磁体。换能器的较佳定位方法是采用包括换能器 28 和支承组合件 30 的接触换能器组合件。支承组合件 30 附着于或悬浮在一部分鼓膜 16 上。支承组合件是具有足以支承换能器 28 的表面积的生物适应性结构并且可振动地耦合于鼓膜 16。

[0040] 较佳地,附着于鼓膜的支承组合件 30 的表面基本与鼓膜的相应表面的形状一致,尤其是鼓膜凸区 32。在一个实施例中,支承组合件 30 是其中嵌入有换能器的圆锥形。在该实施例中,膜可松脱地与鼓膜表面接触。或者,诸如矿油的表面湿润剂被较佳地用来提高支承组合件 30 的能力以通过表面粘合剂形成与鼓膜 16 微弱但充分的附着。一种已知的接触换能器组合件记载于 5259032 号美国专利中,该文献被援引包含于此。

[0041] 图 3A 和 3B 示出换能器置于人的锤骨上的其它实施例。在图 3A 中,换能器磁体 40 连接于下锤骨柄的内侧。较佳地,磁体 40 被嵌入到钛或其它生物适应材料中。作为示例,在 6084975 号美国专利中公开一种将磁体 40 耦合于锤骨的方法,该文献已在前面的内容中包含援引于此,通过在下锤骨柄的后骨膜上形成切口,从锤骨柄抬高骨膜从而在锤骨柄的侧表面和骨膜 10 之间形成一囊,磁体 40 被安装于锤骨 18 的锤骨柄 44 的内表面。一种不锈钢夹具装置被放置在囊中,换能器磁体 34 与之相连。夹具的内部具有合适的尺寸以使夹具现在保持在将磁体置于其内侧面上的锤骨柄上。

[0042] 或者,图 3B 示出其中夹具 36 在锤骨 18 的颈部周围固定于锤骨柄和锤骨的头部 38 之间的实施例。在该实施例中,夹具 36 延伸以提供使换能器磁体 34 朝向鼓膜 16 和耳道 17 定向的平台,以使换能器磁体 34 处于基本最佳位置以从发射器组合件接收信号。

[0043] 图 4A 示出本发明所围绕的助听系统 40 的较佳实施例。助听系统 40 包括安装于右耳道中并在鼓膜 16 上相对于磁体换能器 28 定位的发射器组合件 42 (为清楚起见用形成横截面图的壳体 44 表示)。在本发明的较佳实施例中,换能器 28 在鼓膜凸区 32 抵靠于鼓膜 16。换能器还可位于中耳的其它声学部分上,包括锤骨 (见图 3A 和 3B)、砧骨 20 和镫骨 22。当位于鼓膜 16 的鼓膜凸区 32 上时,换能器 28 自然地相对于耳道 17 倾斜。倾斜度根据情况而不同,但一般相对耳道呈 60° 角。

[0044] 发射器组合件 42 具有配置成与人的耳道壁的特性相匹配的壳体 44。壳体 44 优选

密合地配入到人耳道中以使发射器组合件 42 被重复地插入或从耳道中移除并且当重新插入到人耳时仍然能够很好地对准。在所述实施例中,壳体 44 也被配置成支承线圈 46 和磁心 48 以当发射器组合件 42 被正确地安装于耳道 17 中时使磁心 48 的末端相对换能器 28 位于正确的距离和方向。磁心 48 一般包括铁素体,但可以是具有高导磁率的任何材料。

[0045] 在一较佳实施例中,线圈 46 沿磁心的部分长度或全部长度缠绕在磁心 48 的外缘周围。总地来说,线圈具有足够的匝数以最佳地向换能器 28 驱动电磁场。匝数的变化取决于线圈直径、磁心直径、基于人耳道大小的线圈长度以及线圈和磁心组合件的可接受直径。一般来说,随着磁心直径的增加,由磁场作用于磁体上的力增加,并因此增加系统的效率。然而,这些参数受到人耳解剖结构的限制。如图 4A 所示,线圈 46 可仅缠绕磁心的一部分长度,使磁心的末端进一步伸入耳道 17,它一般在到达鼓膜 16 时收敛。

[0046] 一种将壳体 44 匹配于耳道内部尺寸的方法是在包括鼓膜的耳道腔中形成压痕。然后从阴性的压痕制造阳性包埋体。随后从阳性的包埋体形成壳体的外表面,它重现压痕的外表面。线圈 46 和磁心 48 根据相对于换能器 28 凸出定位的理想方向被放置和安装在壳体 44 中,所述理想方向可从耳道和鼓膜的阳性包埋体确定。在又一实施例中,发射器组合件 42 还包括具有微调能力以定向线圈和磁心组合件以使磁心相对于壳体和 / 或线圈定向和定位的安装平台(未示出)。在另一实施例中,对单人进行 CT、MRI 或光学扫描以产生耳道和鼓膜的 3D 模型。该 3D 模型随后被用来形成壳体 44 的外表面并安装磁心和线圈。

[0047] 如图 4A 的实施例所示,发射机组合件 42 还包括位于壳体 44 内的数字信号处理(DSP)单元和其它元件 50 以及电池 52。壳体 44 的近端 53 是开口 54 并且具有位于壳体上的输入换能器(麦克风)56 以直接接收进入听觉耳道 17 的环境声。开放式腔室 58 为包含于其内的壳体 44 和发射器组合件 42 等器件提供入口。牵引线 60 也被包含在壳体 44 中以使发射器组合件能容易地从耳道中移去。

[0048] 在许多实施例中,较为有利地,壳体的声学开口 62 允许环境声进入壳体的开放式腔室 58。这使环境声沿发射器组合件 42 的内部腔室经过开放的体积 58 并经过壳体 44 远端处的一个或多个开口 64。因此,环境声波可到达并直接振动鼓膜 16 并单独将振动作用于鼓膜。开放式通道设计提供多个实质上的优点。首先,开放式通道 17 使许多声学助听系统中普遍存在的堵塞耳道的堵塞影响最小化。其次,开放式通道使高频空间定位线索直接被传送至鼓膜 17。第三,进入耳道 16 的自然环境声使电磁驱动有效的声级输出受到限制或者以比堵塞耳道 17 的助听系统低得多的水平截止。最后,完全开放的壳体保留患者的自然耳蜗衍射线索,从而对环境适应性影响很小,如 Hoffman 等(1998)中所述那样。

[0049] 如图 5 所示,在操作中,进入外耳和耳道 17 的环境声由位于开放式耳道 17 中的麦克风 56 捕获。麦克风 56 将声波转换成模拟电信号以由发射器组合件 42 的 DSP 单元 68 处理。DSP 单元 68 可选择地耦合于输入放大器(未示出)以放大电信号。DSP 单元 68 典型地包括将模拟电信号转换成数字信号的模数转换器 66。数字信号随后被任何数量的数字信号处理器和滤波器 68 处理。处理可包括频率滤波、多频带压缩、噪声抑制和降噪算法的任何组合。数字处理信号随后通过数模转换器 70 被转换回模拟信号。模拟信号被形成并放大并被送至线圈 46,线圈 46 产生含代表原始声音信号的音频信息的已调制电磁场并与磁心 48 一起将电磁场引导向换能器磁体 28。换能器磁体 28 响应电磁场振动,由此使与之耦合的中耳声学部分(例如图 4A 中的鼓膜或图 3A 和 3B 中的锤骨 18)振动。

[0050] 在一个较佳实施例中,发射器组合件 42 包括具有一般大于 6kHz 频率响应带宽的滤波器,该频率更佳地在大约 6kHz 和 20kHz 之间,最佳地在大约 6kHz 和 13kHz 之间。这样的发射器组合件 42 与传统助听器中存在的传统发射器的区别在于更高的带宽导致位于听觉耳道入口或耳道 17 内的麦克风 56 对空间定位线索更大程度的保留。麦克风 56 的放置和更高的带宽滤波器使语音接收阈值提高至较现有对声源存在干扰的助听系统高 5dB 以上。由于中心机制,这种 SRT 的明显提高在有限带宽、有限增益和没有耳廓衍射线索的声音处理的现有助听器中是不可能的。

[0051] 对大多数听力受损患者而言,在较高分贝范围下的声音再现是不必要的,因为他们的自然听力机制仍然能够接收在那个范围内的声音。对本领域内技术人员而言,通常将其称之为复聪现象,即听力受损患者的高声感知“正赶上”正常听力人员在高声下的高声感知力 (Moore, 1998)。因此,开放式通道装置被配置成在自然声学听觉起作用的水平下切断或饱和。这样能大为降低驱动发射器组合件所需的电流,从而实现更小型的电池和 / 或更长的电池寿命。由于反馈增加并因此限制装置的功能性增益,大开口在声学助听器中是不可行的。在本发明的电池驱动装置中,由于鼓膜直接振动,声学反馈明显减弱。由于鼓膜作为扬声器椎体,这使振动最终导致在耳道中产生声音。然而,所产生的声能的能级明显小于在耳道中产生直接声能的传统助听器中的声能能级。这导致比传统声学助听器大得多的开放式耳道电磁发射器和换能器的功能性增益。

[0052] 由于输入换能器 (例如麦克风) 位于耳道内,因此麦克风能接收和发送高频三维空间线索。如果麦克风不位于听觉耳道内 (例如如果麦克风位于耳后 (BTE)), 则到达其麦克风的信号不带有依赖空间的耳廓线索。因此成为空间信息的机会很小。

[0053] 图 4B 示出发射器组合件 42 的另一实施例,其中麦克风 56 位于壳体 44 的耳道的开口附近并且线圈 46 位于壳体 44 的内壁上。磁心 62 位于线圈 46 的内径中并且可安装于壳体 44 或线圈 46。在该实施例中,环境声仍然进入耳道并穿过开放式腔室 58 和逸出端口 68 以直接振动鼓膜 16。

[0054] 现在参照图 6A 和 6B, 图中示出另一实施例,其中一个或多个 DSP 单元 50 和电池 52 位于驱动单元 70 中的听觉耳道外。驱动单元 70 可经由耳钩钩在耳廓 15 的顶端。这种结构为壳体 44 的开放式腔室 58 提供额外的间隙 (图 4B), 并允许引入不另行配合在每个人的耳廓中的器件。在该实施例中,还优选使麦克风 56 位于耳道 17 的开口内或开口处以获得来自外耳 17 的高带宽空间定位线索的利益。如图 6A 和 6B 所示,进入耳道 17 的声音由麦克风 56 捕获。该信号随后经由连接于壳体 44 的插口 76 的缆线 74 中的输入线被送至位于驱动单元 70 中的 DSP 单元 50 以等待处理。一旦信号由 DSP 单元 50 处理,则信号由输出线通过电缆 74 回接的输出线被传送至线圈 46。

[0055] 图 7 是示出有效输出声压水平 (SPL) 相比输入声压水平的曲线图。如图所示,由于本发明的助听系统 40 提供开放式听觉耳道 17, 因此能直接使环境声通过听觉耳道并直接传送到鼓膜 17 上。如曲线图所示,标有“声学”的直线表示通过开放式耳道直接到达鼓膜的声学信号。标有“放大”的直线示出通过本发明的助听系统被引向鼓膜的信号。在输入节点水平 Lk, 输出线性地增加。在输入饱和层 Ls 上方,放大的输出信号受到限制并且不再随着输入水平的增加而增加。如图所示,在输入水平 Lk 和 Ls 之间,输出可以被压缩。标有“组合的声学 + 放大”的直线表示声学信号和增大信号的组合效果。要注意尽管放大系

统的输出在 L_s 上方饱和,然而由于来自开放式耳道的声学输入,组合效果是有效声音输入继续增加。

[0056] 已以示例和阐述为目的对本发明较佳实施例给出前面的说明。这种说明不是穷尽性的或者将本发明限制在所公开的准确形式。显然,许多修改和变化对本领域内技术人员而言都是明显的。本发明的范围由下面的权利要求书及其等效物限定。

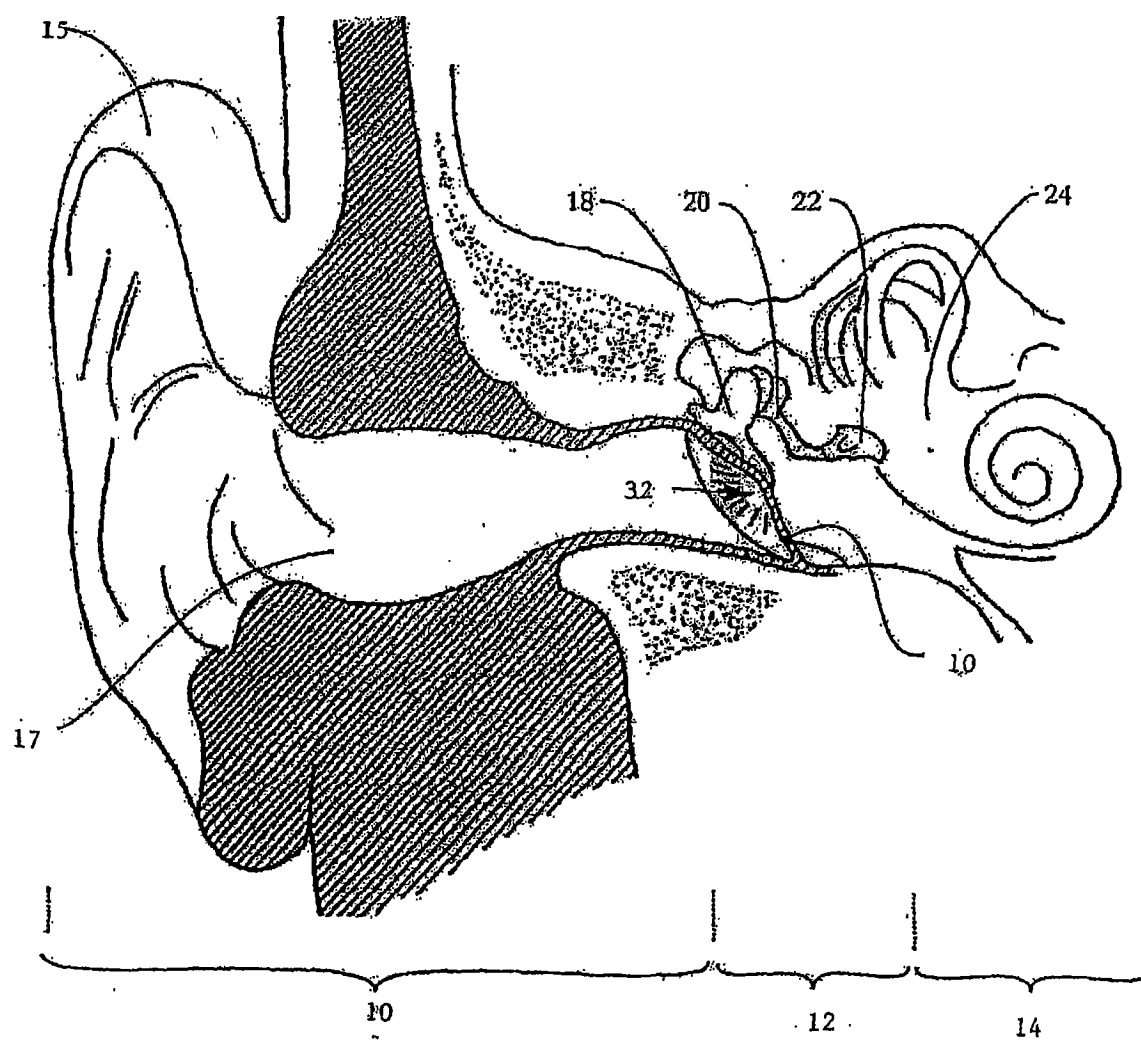


图 1

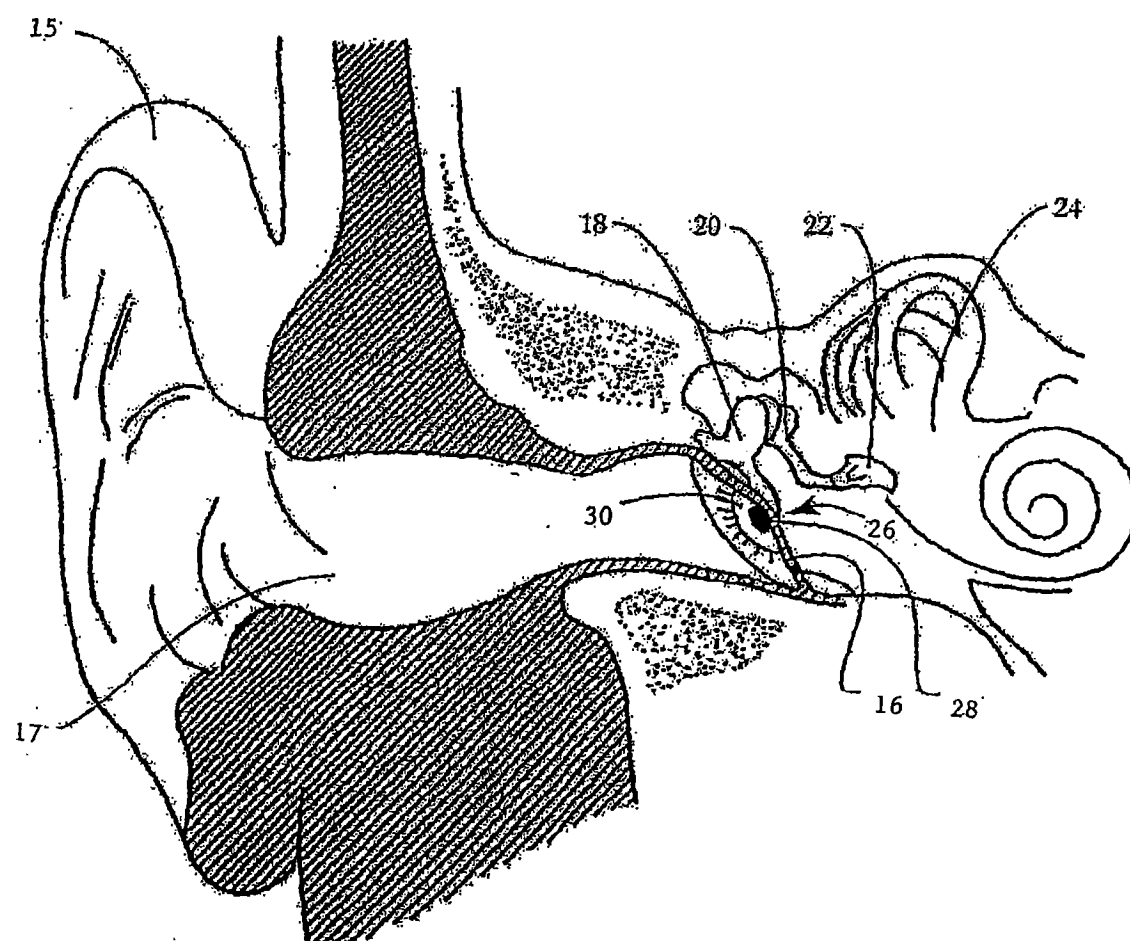


图 2

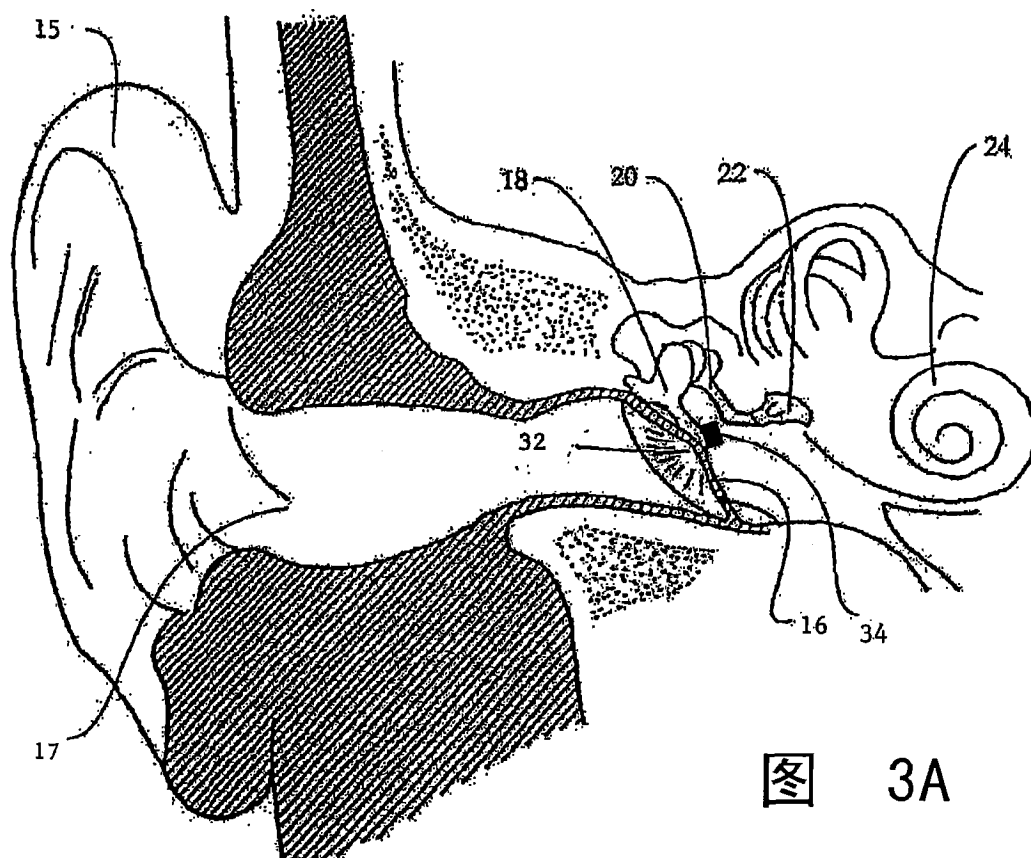


图 3A

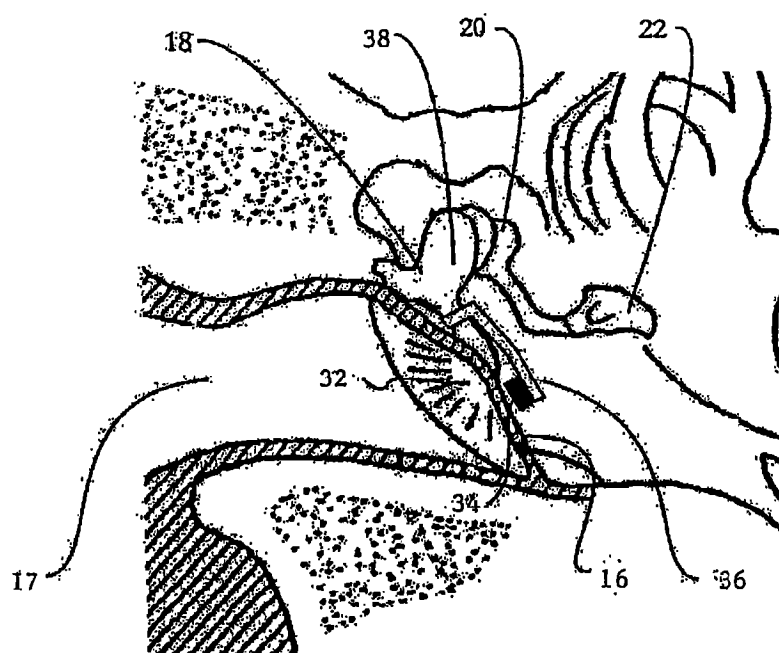


图 3B

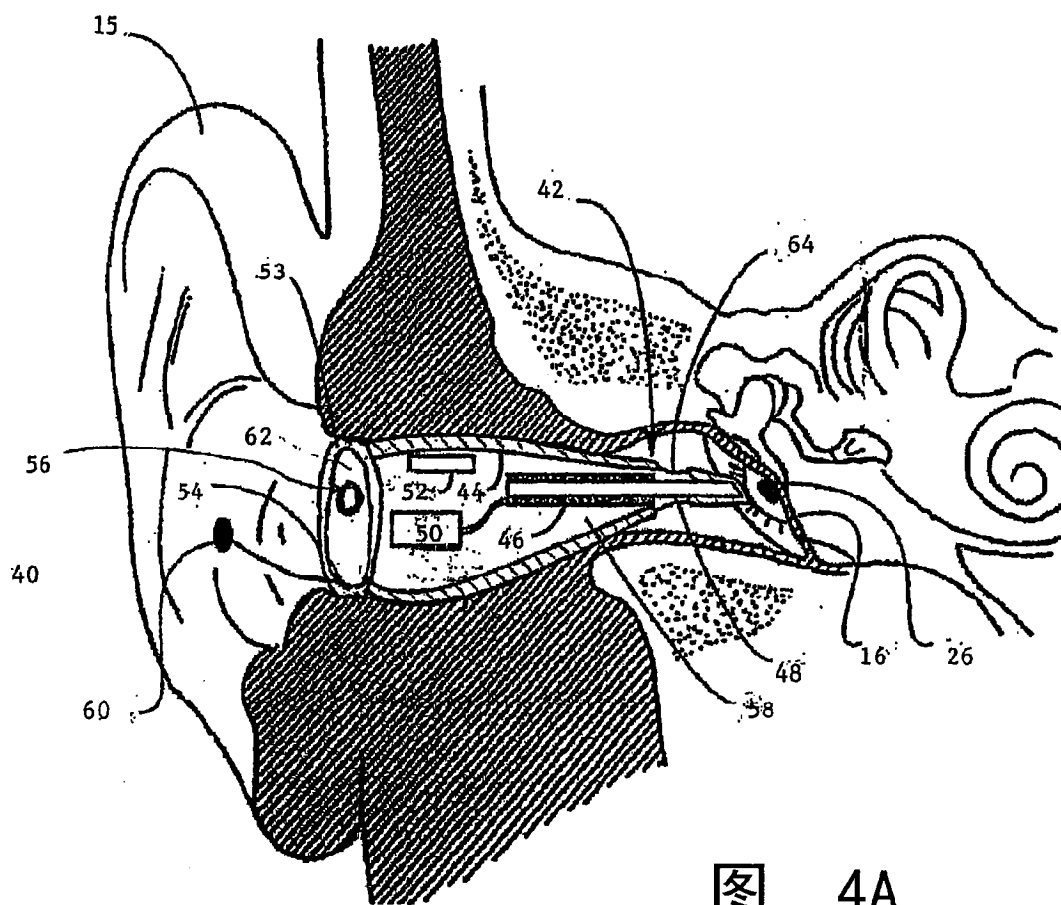


图 4A

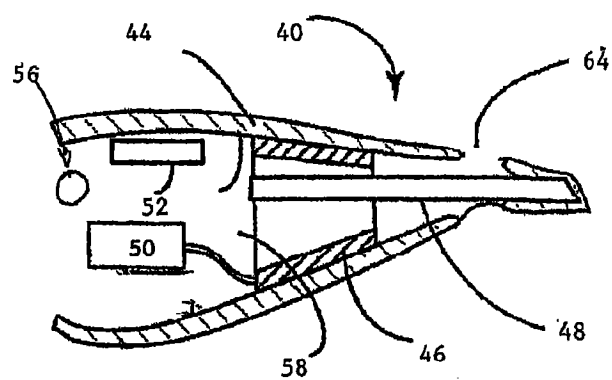


图 4B

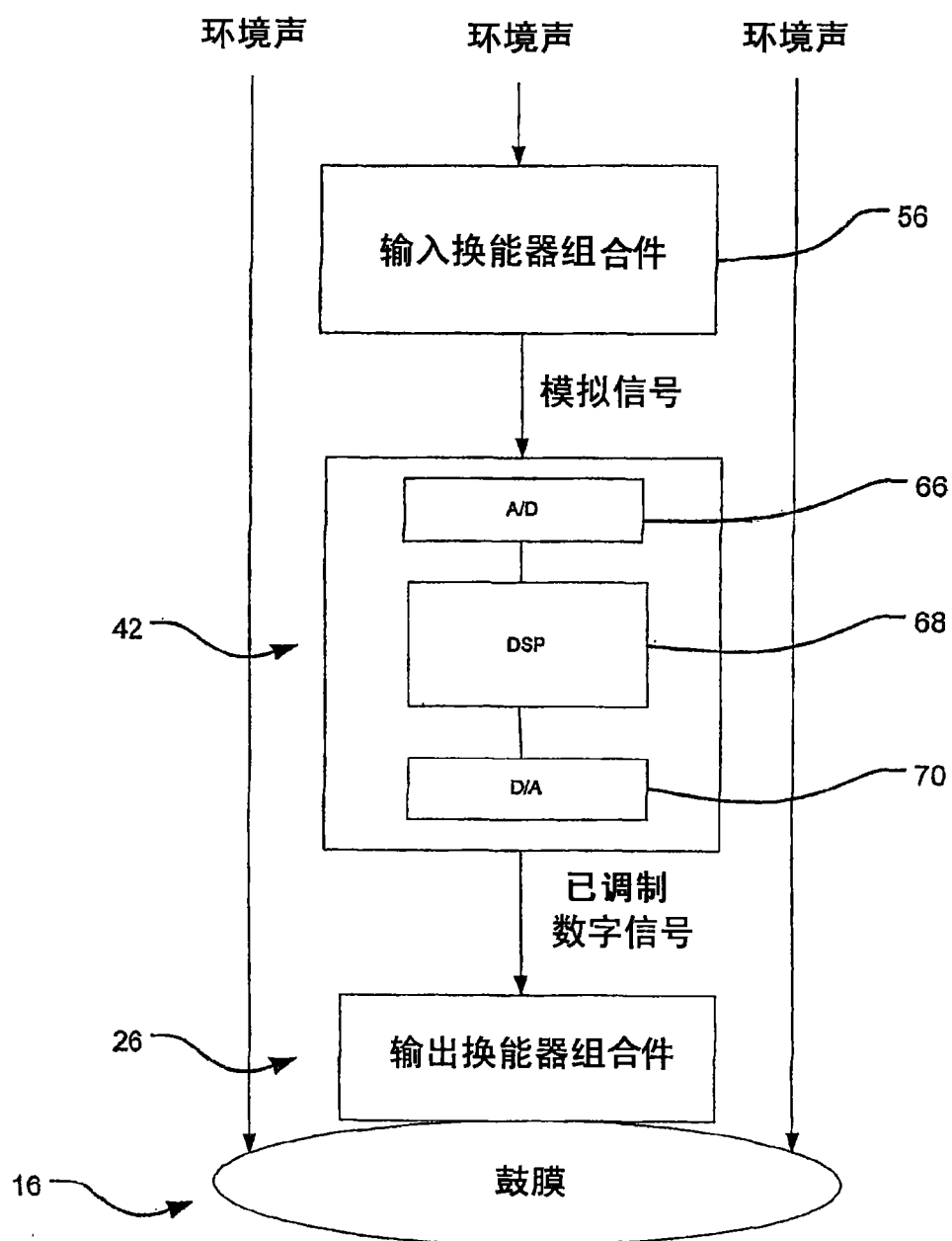


图 5

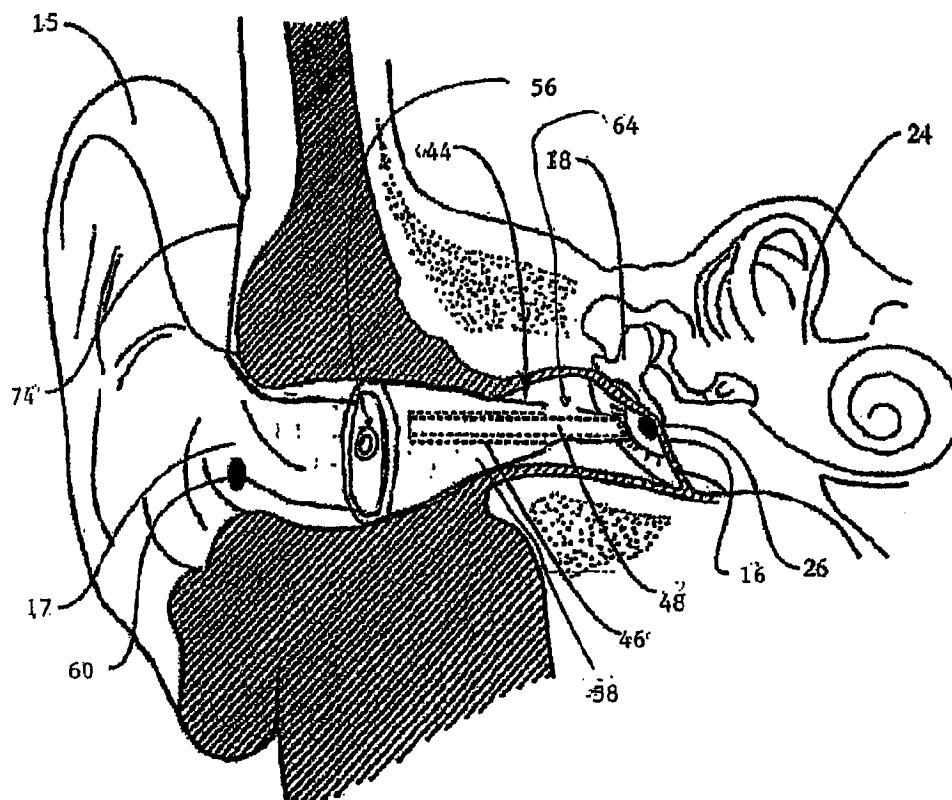


图 6A

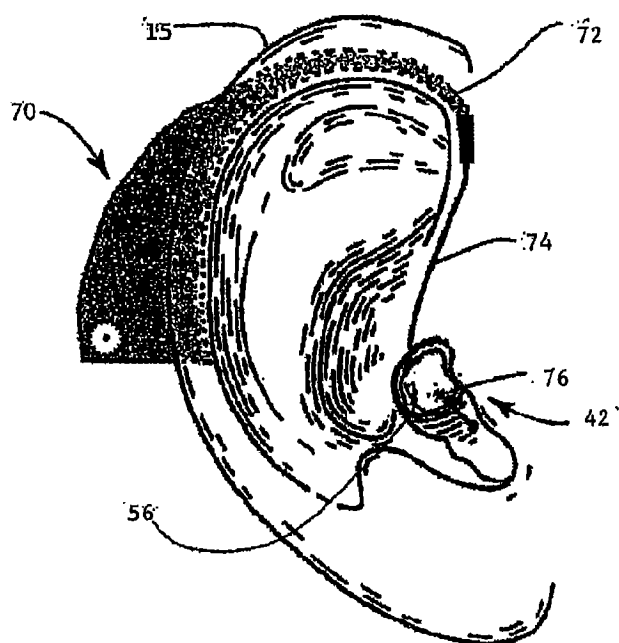


图 6B

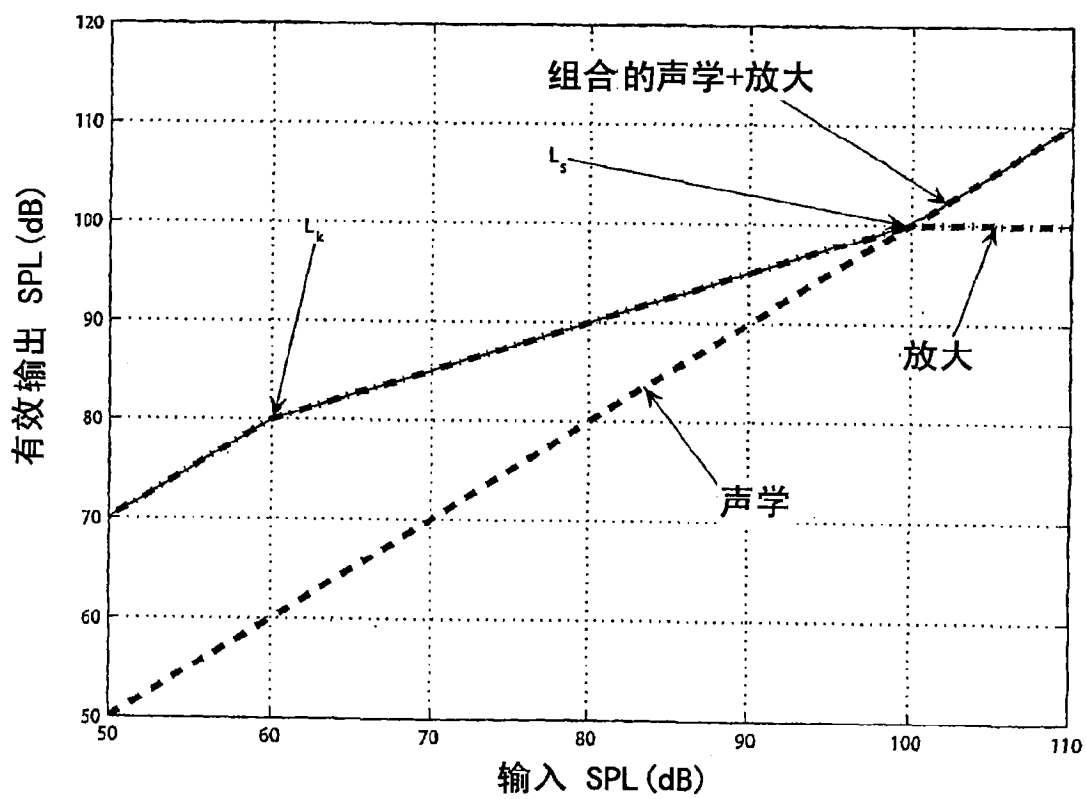


图 7