



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104427453 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410419352. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 22

H04R 25/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

13181282. 8 2013. 08. 22 EP

(71) 申请人 奥迪康有限公司

地址 丹麦斯门乌姆

申请人 伯纳方股份公司

(72) 发明人 K·B·拉斯姆森 M·B·雷贝尔

M·林德耶格

(74) 专利代理机构 北京金阙华进专利事务所

(普通合伙) 11224

代理人 陈建春

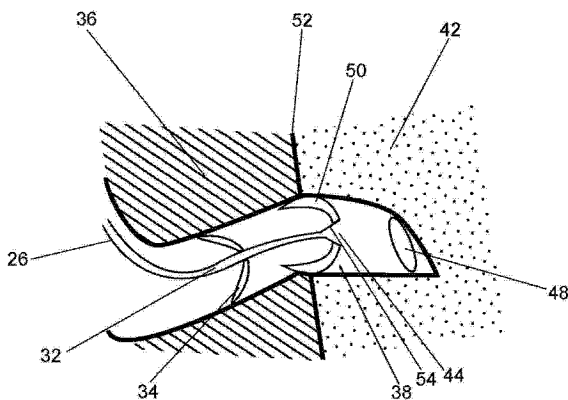
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54) 发明名称

用于细管 BTE 的集成管和圆顶

(57) 摘要

本发明公开了用于细管 BTE 的集成管和圆顶,其中所述管为具有近端 (24) 和远端 (40) 的充气管 (26),所述充气管 (26) 的近端 (24) 连接到 BTE 单元 (12) 的接收器 (22), 及至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 提供在所述远端 (40) 处 ;其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 包括至少一中心孔 (44), 其可渗透通过中心通路 (32) 传自所述充气管 (26) 的声音 ;其中所述充气管 (26) 的至少一部分构造成布置在用户耳道 (30) 中以将所述 BTE 单元 (12) 产生的声音传到用户的鼓膜 (48) ;及其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50') 适于布置在用户耳道 (30) 的骨性部分 (42) 中, 及所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50') 的直径适于至少与用户耳道 (30) 的骨性部分 (42) 的直径一样以封闭用户耳道 (30)。



1. 一种听力装置,包括:

耳后式 BTE 单元 (12),其包括电源 (18)、传声器 (16)、放大器 (20) 和接收器 (22) 并构成安装在用户耳朵 (14) 之后或之上;及

具有近端 (24) 和远端 (40) 的充气管 (26),所述充气管 (26) 的近端 (24) 连接到所述 BTE 单元 (12) 的所述接收器 (22),及至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 提供在所述远端 (40) 处;

其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 包括至少一中心孔 (44),其可渗透通过中心通路 (32) 传自所述充气管 (26) 的声音;

其中所述充气管 (26) 的至少一部分构造成布置在用户耳道 (30) 中以将所述 BTE 单元 (12) 产生的声音传到用户的鼓膜 (48);及

其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50') 适于布置在用户耳道 (30) 的骨性部分 (42) 中,及所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50') 的直径适于至少与用户耳道 (30) 的骨性部分 (42) 的直径一样以封闭用户耳道 (30)。

2. 根据权利要求 1 所述的听力装置,其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50') 为软、可更换的、连接到所述充气管 (26) 的所述远端 (40) 的圆顶状密封件 (50 ;50')。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的听力装置,其中所述至少一柔软密封件 (38 ;56) 是个别成形的耳道模件 (56),其适于形成为个别用户的耳道 (30) 的形状并连接到所述充气管 (26) 的所述远端 (40)。

4. 根据权利要求 1-3 任一所述的听力装置,其中所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 至少在使用时与所述耳道 (30) 的所述骨性部分 (42) 接触的部分由非常软的材料制成,其适于与所述耳道 (30) 的形状一致。

5. 根据权利要求 1-4 任一所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 的材料足够硬以使能无需另外的插入装置即可将所述充气管 (26) 插入到耳道 (30) 内。

6. 根据权利要求 1-5 任一所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 的所述远端 (40) 适于连接到所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56),及其中所述充气管 (26) 和所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 之间的连接足够强以防止所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 在其连接的所述充气管 (26) 插入到耳道 (30) 中及拉出期间脱落。

7. 根据权利要求 1-6 任一所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 由第一材料制成,所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 由第二材料制成,及其中所述第一材料比所述第二材料硬,及所述第二材料比所述第一材料软。

8. 根据权利要求 7 所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 和所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 的两种不同材料按双次模制工艺进行注塑。

9. 根据权利要求 7 所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 和所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 的两种不同材料按重叠模制工艺进行注塑。

10. 根据权利要求 1-9 任一所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 的界面部分 (58) 主要以机械方式或主要以化学方式连接到所述至少一柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 的界面部分 (60)。

11. 根据权利要求 1-10 任一所述的听力装置,其中在所述充气管 (26) 的构造成插入到用户耳道 (30) 内的部分上具有非必需的密封件 (34),其中所述非必需的密封件 (34) 适于

将所述充气管 (26) 定位在耳道 (30) 中。

12. 根据权利要求 1-11 任一所述的听力装置,其中所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 在其表面上具有软叉齿 (64),在所述柔软密封件处于使用状态时,所述叉齿面向鼓膜 (48) 的方向。

13. 根据权利要求 1-12 任一所述的听力装置,其中所述充气管 (26) 的所述远端 (40) 及其附近由具有可渗透声音传输的中心通路 (32) 的中心平截头体 (54) 形成。

14. 根据权利要求 1-13 任一所述的听力装置,其中所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 具有非对称形状部分 (62),其适于说明耳道 (30) 的骨性部分 (42) 和软骨部分 (36) 之间的硬和软组织之间的边界 (52) 的偏斜。

15. 根据权利要求 1-14 任一所述的听力装置,其中所述柔软密封件 (38 ;50 ;50' ;56) 由至少部分可渗透声音传输的材料制成。

16. 根据权利要求 1-15 任一所述的听力装置,其中所述充气管是内径不大于 1.3mm 或不大于 0.9mm 及外径不大于 1.6mm 或更小的细管。

用于细管 BTE 的集成管和圆顶

技术领域

[0001] 本发明涉及包括适于安装在用户耳朵之后或之上的 BTE (耳后式) 单元及还包括充气管的听力装置, 充气管包括骨性密封件。

背景技术

[0002] 存在许多不同类型的传统听力装置, 例如 ITE (耳内式)、ITC (耳道式)、CIC (深耳道式) 和 BTE (耳后式), 这些听力装置均以它们安装到用户耳朵上的方式为特征, 例如参见 US 2008/0123889 及其中引用的文献。前三种类型的部件主要位于用户的耳朵或耳道中。BTE 听力装置安装在用户耳朵之后或之上。其通常包括电源、传声器、放大器和接收器 (扬声器), 接收器连接到具有可安装在用户耳道中的远端的充气管。接收器产生的声音可通过充气管传到用户耳道的鼓膜。

[0003] 听力装置用户的主要问题在于在使用听力装置时发生多种不同的声效应, 例如梳齿滤波器效应、声音振荡或闭塞。梳齿滤波器效应因用户耳道中同时出现装置产生的声音及自然声音而导致。声音振荡因声音从耳道反射到听力装置的传声器而在装置中发生。闭塞对应于在个人的耳道阻塞时其自我语音的放大。闭塞是听力装置用户的众所周知的问题。在现有技术中, 闭塞通过不完全封闭耳道而避免, 例如通过应用开口圆顶解决方案、通过使用具有大通风口的耳道耳模或 ITE 听力仪器。然而, 通风口导致已知为“啸叫”的反馈问题, 其中听力仪器发出通常具有纯音含量的特有噪声。通过抗反馈处理避免啸叫在高放大情形下导致声音质量变差。然而, 借助于听力装置在耳道的较深骨性部分处与耳道接合, 几乎可完全避免闭塞。

[0004] GB 962, 780 提出了一种传声器布置在耳朵上的助听器。传声器构造成容纳在外耳道 (耳道) 中, 而放大器部分安排在耳后。传声器的形状适合外耳道的形状。

[0005] 在 US 5, 201, 007 中, 提出了一种助听器耳模及其制造方法。该耳模包括具有柔软带凸缘的尖端的传声管, 尖端例如为在使用时向耳壁施加可忽略的压力的圆盘。传声管的圆盘在使用时至少深达耳道的多骨部分 (骨性部分) 并顺应耳道。圆盘可具有一个或多个通风孔。

[0006] WO 97/45074 A1 公开了用于接触个人的鼓膜的薄膜片, 其用作听力改善装置。该膜片响应于声刺激足够有效地振动以在使用时代替鼓膜。该膜片的边缘可通过顺应件附着到支架上。支架用于保持该膜片靠在鼓膜上及例如可以是喇叭、缓冲器、粘合剂或夹子。

[0007] US 6, 137, 889 公开了一种用于佩戴在人耳中的装置, 其具有振动传导组件以将直接振动驱动提供给鼓膜。该装置包括位于接近鼓膜的耳道内的振动变换器。振动变换器使细长振动传导件如细丝振动, 其经鼓膜连接件连接到鼓膜。该装置可以是助听器。

[0008] 在 WO 01/50815 A1 中, 提出了具有微型细丝组件以振动和驱动鼓膜的耳道听力装置。该细丝组件动态连接到在使用时位于耳道中距鼓膜一定距离处的不动振动力元件。细丝组件包括响应于振动力元件给予的动力的振动件及用于在使用时将听得见的振动从振动件传到鼓膜的振动轴件。

[0009] US 2004/0165742 A1 公开了一种耳道听力装置,具有主模块、管状插入件、传声管、主密封件和次密封件。主模块位于耳道的软骨区域中并轴向且可拆卸地连接到管状插入件。管状插入件包括传声管和圆柱形中空主密封件,其中间位于骨性区域中。次密封件横向位于软骨区域中以提供另外的声密封。次密封件被足够地开孔以为耳道内的闭塞声音提供最小声阻的通路。管状插入件可包括卷成圈的骨架。

[0010] WO 2010/077781 A2 提出了一种助听器变换器。该变换器配置成使其自身适应鼓膜表面中的振动及在迁移膜上方无润滑地滑动。助听器变换器包括生物适合的载体及连接到该载体的驱动件。载体具有成形为适合鼓膜或耳道的表面。该表面支撑多个微小刚毛。驱动件可从光电池接收电能。

[0011] US 5,606,621 公开了具有 BTE 部件和 CIC 部件的混合 BTE 和 CIC 助听器。BTE 部件佩戴在患者耳后并包含传声器、电池和放大器电路。CIC 部件佩戴在患者耳道的骨性部分中并包含助听器接收器,其连接到放大器装置。CIC 部件的接收器通过细软线缆连接到 BTE 部件。

[0012] EP 0997057 公开了一种 BTE 助听器,其中提供直径小于 0.9mm 的非常细的充气管,用于馈送来自接收器的声音及将声音传入耳内。

发明内容

[0013] 本发明的目标在于提供改进的听力装置。

[0014] 本发明提供一种听力装置,其包括 BTE(耳后式)单元和充气管。BTE 单元包括电源、传声器、放大器和接收器并构造成安装在用户耳朵之后或之上。充气管具有近端和远端。充气管的近端连接到 BTE 单元的接收器,及至少一柔软密封件提供在远端处。柔软密封件包括至少一中心孔,其可渗透通过中心通路传自充气管的声音。充气管构造成布置在用户耳道中以将 BTE 单元产生的声音传到用户鼓膜。至少一柔软密封件适于布置在用户耳道的骨性部分中,其直径适于至少与用户耳道的骨性部分直径一样以封闭用户耳道。

[0015] 本发明的一方面是通过使插入到耳道内的柔软密封件深入到骨性部分而减少闭塞效应。另一方面是减少其它声效应,如声振荡或梳齿滤波器效应,因为柔软密封件封闭耳道因而声音不能进入或逃离耳道,或者进入或逃离耳道的声音被衰减。传声器设置在 BTE 单元上,因此从耳道反向散射的声音将相较于 ITC、ITE 和 CIC 装置具有明显降低的声压级地到达传声器。由于在充气管内不需要导线,听力仪器有效且容易生产。本发明的另一方面在于接收器(扬声器)被保护在 BTE 单元中,这使装置容易维护。听力装置的耳道内部分可具有更小的尺寸,因为其不包含电部分。这增加了设计自由度并使装置可用于更高数量的不同耳道大小和形状,其中柔软密封件可物理上一致。由于没有通风通道,听觉病矫治验配范围可以高。耳道的骨性部分中的柔软密封件使能更有效率的降噪及用户体验更高的方向性,因为所有声音均从信号处理通路中的信号产生,其也可由适当的处理方案控制。具体地,具有滑雪陡降损失的用户,其为对高频严重受损但对低频具有正常听力的用户及为有经验的用户,其想要良好的声音质量并需要有效的降噪以改善其在嘈杂情形下的语音理解,受益于改善的降噪效率。本发明还对外部信号源如来自 TV、手机等的声音特别有利,因为在直接声音和放大的声音之间没有或几乎没有破坏性干扰出现。

[0016] 在优选实施例中,柔软密封件为软、可更换的圆顶状密封件,其连接到充气管的远

端。充气管的远端也可形成为圆顶状密封件。在备选实施例中，充气管包含几个密封件。在另一实施例中，柔软密封件也可以是个别成形的耳道模件，其形成为个别用户的耳道的形状。优选地，耳道模件连接到充气管的远端。充气管的远端也可形成为个别成形的耳道模件。耳道模件优选由软材料覆盖或由软材料制成以与用户耳道一致及防止不舒适。另外，充气管也可以是可更换的管。耳道模件和圆顶状密封件也可结合在充气管上，例如按同轴或轴向对准的布置。

[0017] 优选地，柔软密封件由软材料制成。更优选地，柔软密封件在使用时与耳道的骨性部分接触的部分由非常软的材料制成以防止伤害耳道的敏感皮肤，尤其在柔软密封件深深插入在耳道的骨性部分中时。最佳地，柔软密封件的材料适于与耳道的形状一致。

[0018] 在优选实施例中，充气管由足够硬的材料制成以使能无需另外的插入装置即可将充气管插入到耳道内。优选地，充气管足够软以使充气管的构型能与用户的耳朵和耳道一致。

[0019] 充气管的远端优选连接到柔软密封件，使得在充气管插入到用户耳道内或拉出时柔软密封件保持连接到充气管。充气管和柔软密封件之间的连接可以主要为机械连接或主要为化学连接。优选地，充气管的一个界面部分连接到柔软密封件的界面部分。界面部分的界面可主要以机械方式或主要以化学方式连接。连接类型优选根据两种材料之间的界面的材料选择和物理形状进行选择。

[0020] 在优选实施例中，充气管由第一材料制成，柔软密封件由第二材料制成。两种材料可具有不同的机械性质。优选地，第一材料比第二材料硬，第二材料比第一材料软。充气管和柔软密封件如圆顶可借助于 2k 技术注塑。在一实施例中，两种不同的材料按双次模制工艺进行注塑以产生充气管和柔软密封件。作为备选，两种不同的材料也可通过重叠模制进行注塑。在优选实施例中，柔软密封件为由 TPE（热塑性弹性体）、硅酮或具有类似性质的材料制成的圆顶。充气管可由 PEBA（聚醚嵌段酰胺）、PEBAX 或类似的 TPE（热塑性弹性体）或 TPU（热塑性聚氨酯）材料制成。在一实施例中，充气管和柔软密封件由于其间的强机械和 / 或化学结合而实际上不可分。

[0021] 听力装置在充气管的插入到用户耳道内的部分上可具有一个或多个非必需的密封件。优选地，非必需的密封件包括在处于耳道软骨区域中的充气管表面上。非必需的密封件可连接到充气管或它们也可以是充气管的形成为非必需的密封件的部分。非必需的密封件例如可具有圆顶形状、垂直于管轴的尖头形状或可用于将充气管定位在耳道中例如定位在耳道中间的类似形状。作为一选择，充气管可包含在其表面上成形的随机分布的软尖头以将充气管定位在耳道中间。优选地，非必需的尖头由软材料制成。非必需的尖头可包括用于通风的孔。

[0022] 在优选实施例中，柔软密封件在其表面上具有一个或多个叉齿，在柔软密封件处于使用状态时，叉齿面向鼓膜的方向。优选地，叉齿用于防止柔软密封件和鼓膜之间的接触，该接触可导致用户不舒适。在一实施例中，叉齿和鼓膜之间的接触可由用户感觉到，这用作对用户的报警。作为备选，当叉齿因与鼓膜接触而变形时，可发出声音报警，例如通过叉齿材料的压电性质，其因变形而产生电流从而启动报警。叉齿优选由非常软的、至少比鼓膜软的材料制成以防止伤害鼓膜。叉齿可具有 0.1mm 和 10mm 之间的长度，如 0.5mm 和 7.5mm 之间，优选 1 和 5mm 之间。不同的叉齿可具有不同的长度。优选地，所有叉齿的长度一样。

叉齿优选在柔软密封件的表面上按对称方式分散。叉齿也可在柔软密封件的表面上随机分散。在优选实施例中,柔软密封件为具有叉齿的圆顶状密封件。

[0023] 叉齿也可用于在使用时与鼓膜接触。在一实施例中,柔软密封件构造成通过使充气管传送的声音振动而用作人工鼓膜。振动的柔软密封件的表面上的叉齿可用于直接传送鼓膜某些部分上的振动。

[0024] 作为备选,叉齿可用于获得关于插入的估计。插入程序因而可遵循下述步骤:首先,工具(可能具有叉齿的耳朵插入件)通过插入直到其接触鼓膜而测量最小耳道深度;之后,叉齿被切割以比所测得的插入深度短 2mm;利用短 2mm 的切割后长度和圆顶大小作为软件模拟器中剩余空间的模拟信息验证正确的插入,这使能精确地计算特定耳朵所需要的增益。

[0025] 插入深度测量和验证的另一方式是使用哗哗声音,其可用于获得剩余空间的良好建模。

[0026] 在另一实施例中,充气管的远端由中心平截头体形成。同样,充气管的远端的附近可以是平截头体的一部分。优选地,平截头体的中心通路可渗透声音传输。平截头体例如可以是截头锥体、截头棱锥体、喇叭或类似的平截头形状,或具有上面提及的墩状。中心平截头体的形状优选增加来自充气管的高频声音传输。充气管的远端也可形成为圆柱形开口。

[0027] 柔软密封件可具有非对称形状。优选地,非对称形状适于说明耳道的骨性部分和软骨部分之间的硬和软组织之间的边界的偏斜。柔软密封件的材料可部分或整个可渗透声音传输,例如其可以是多孔材料、格栅,包含小孔等。柔软密封件的材料也可渗透气体和/或液体。

[0028] 充气管的中心通路可包含耳垢过滤件,其可阻挡耳屎(耳垢)进入充气管的中心通路。优选地,耳垢过滤件为放在充气管远端处的格栅或用于阻挡耳屎的类似装置。

[0029] 充气管可以是细管如内径不大于 1.3mm 或不大于 0.9mm 的管。这些细管不引人注意,用户非常喜欢,然而,需要助听器的声音信号处理器进行特殊的处理。相较于传统的 BTE 管,减少了的空气空间将有助于减轻因相当细的管引起的声高频衰减问题。更小的空间将产生比传统验配更多的高频响应,通常对于一些频率为 10dB 级。高频电子放大因此应因而减小以获得同样的最后结果。这将导致听觉病矫治验配范围可增加。

[0030] 另一因素在于,对于封闭的圆顶或类似装置,如骨性密封,所有声音均通过听力仪器,因为很少或没有通风通道将来自环境中的声源的声音直接传到鼓膜,因此可允许更高的通过信号处理的时延,而对用户没有听得见的干扰。这样的干扰通常感知或测量为梳齿滤波器问题,及源自传过通风孔的声音和放大的声音之间的交互作用。在没有这样的问题的情形下,可允许高达 10-12 毫秒的延迟时间。

[0031] 因此,信号处理可对增加的验配范围进行优化,考虑较少的电子高频放大及允许高达 10-12 毫秒的延迟时间。

附图说明

[0032] 本发明从下面结合附图给出的具体实施方式的详细描述将得以更完全地理解,其中:

[0033] 图 1 为安装有听力装置的人耳的示意性表示,其中听力装置具有连接到充气管的

BTE(耳后式)单元,充气管插入到人耳的耳道内。

[0034] 图 2 为充气管连接到人耳耳道中的柔软密封件的示意性表示。

[0035] 图 3 为充气管连接到人耳耳道中的耳道模件的示意性表示。

[0036] 图 4 示出了柔软密封件连接到充气管的第一实施例。

[0037] 图 5 示出了柔软密封件连接到充气管的第二实施例。

[0038] 图 6 为从鼓膜看到的、柔软密封件的第一实施例的示意性表示。

[0039] 图 7 示出了柔软密封件的另一实施例。

[0040] 图 8 示出了柔软密封件的两个实施例,其中实施例之一包括叉齿。

具体实施方式

[0041] 图 1 示出了具有耳后式 (BTE) 单元 12 的听力装置 10 安装在用户的耳朵 14 后面。BTE 单元 12 具有传声器 16、电源 18、放大器 20 和接收器 22。传声器 16 记录来自环境的声音并产生电信号以对声音进行编码。放大器 20 放大电信号并对其进行处理,例如放大针对听力装置用户个别考虑的某些频率、减少背景噪声、适应听音环境、改善空间听觉、移频等。放大及处理后的信号传给接收器 22,其中从电信号产生声音。接收器声连接到充气管 26 的近端 24。充气管 26 沿耳朵 14 的形状通过外耳 28 延伸到耳道 30 内。由充气管 26 包围的中心通路 32 将接收器 22 产生的声音从 BTE 单元 12 导入耳道 30 内。在该实施例中,充气管 26 借助于非必需的密封件 34 位于耳道 30 的中间,密封件 34 与耳道 30 的软骨部分 36 邻接。充气管 26 的远端 40 处的柔软密封件 38 邻接耳道 30 的骨性部分 42,其大致上形成耳道 30 的最深处的三分之一并封闭耳道 30 以防止声音逸离。优选地,柔软密封件 38 具有至少与用户耳道的骨性部分 42 一样的直径。声音通过中心通路 32 传到柔软密封件 38 的可渗透声音的中心孔 44,其与在远端包含鼓膜 48 的耳道腔 46 接触。到达鼓膜 48 的声音导致鼓膜 48 振荡,其最终使能将气中振动(声音)转换和放大为充满液体的耳蜗中的液中振动,这些振动变换为电信号以针对用户的听觉感知进行处理(未示出)。

[0042] 图 2 示出了充气管 26 的一实施例,其具有位于耳道 30 中的非必需的密封件 34 及具有柔软密封件 38。非必需的密封件 34 邻接耳道 30 的软骨部分 36 的壁并将充气管 26 例如定位在耳道 30 的中间。非必需的密封件 34 可由充气管 26 的一部分形成或其可连接到充气管 26。柔软密封件 38 与骨性部分 42 接触。优选地,与骨性部分 42 接触的柔软密封件 38 至少部分由非常软的材料制成,其与耳道 30 的形状一致。柔软密封件 38 的软、可更换的圆顶状密封件 50 在软骨部分上部分延伸到骨性边界 52 并邻接耳道 30 的壁以封闭耳道。圆顶状密封件 50 可连接到充气管 26 的远端 40 或形成充气管 26 的远端 40。圆顶状密封件 50 也可以是柔软密封件 38。柔软密封件 38 也可位于骨性部分 42 的更深处(未示出)。从 BTE 单元 12 产生的声音通过中心通路 32 传到可渗透声音的中心孔 44,其按平截头体 54 的形状成形以增加高频声音通过充气管 26 传到鼓膜 48。平截头体 54 例如可具有截头锥体、截头棱锥体、喇叭的形状或类似平截头形状。

[0043] 图 3 示出了充气管 26 的实施例,其具有位于耳道 30 中的非必需的密封件 34 及具有个别成形的耳道模件 56 形式的柔软密封件 38。耳道模件 56 与用户的耳道 30 一致。优选地,耳道模件 56 由软材料覆盖(未示出)。耳道模件 56 可连接到充气管 26 或形成充气管 26 的远端 40。柔软密封件 38 也可以是耳道模件 56 与另一密封件如圆顶状密封件 50(未

示出)的组合。图3的实施例的其它部分与图2中所示一样。

[0044] 图4示出了具有圆顶状密封件50的柔软密封件38的第一实施例。充气管26的界面部分58与邻近中心孔44的圆顶状密封件50的界面部分60连接。在该实施例中,中心孔44按圆柱形形成。中心孔44也可按平截头体54的形式成形。优选地,界面部分58和60之间的连接主要为机械连接或主要为化学连接,取决于界面部分58和60的材料和形状。柔软密封件38和充气管26之间的连接优选足够强以承受将充气管26插入到用户耳道30内及拉出的过程,而不会使柔软密封件38脱落,从而防止柔软密封件38保留在耳道30中。

[0045] 充气管26和柔软密封件38可以由两种不同的材料形成。优选地,两种不同的材料具有不同的机械性质。充气管26的材料优选比柔软密封件38的材料更硬。第一材料例如可以是PEBA(聚醚嵌段酰胺)、PEBAX或类似的TPE(热塑性弹性体)或TPU(热塑性聚氨酯)材料。第二材料例如可以是TPE、硅酮等。充气管26的材料优选足够硬以使能无需另外的插入装置(未示出)即可将充气管26插入到耳道30内。然而,充气管26的材料优选也足够柔软以至部分与耳朵14和耳道30的形状一致,这使充气管26能在不伤害耳道30的壁的情形下插入到耳道30内。用于充气管26和柔软密封件38的两种不同的材料例如可按两次模制工艺或重叠模制工艺进行注塑。

[0046] 图5示意性地示出了具有圆顶状密封件50和非对称的圆顶状件60的柔软密封件38的第一实施例。非对称的圆顶状件62说明耳道的骨性部分42和软骨部分36之间的硬和软组织之间的边界52的偏斜。非对称的圆顶状件62优选连接到其余圆顶状密封件50。在备选实施例中,在圆顶状密封件50的圆周上可存在小的狭缝,其使圆顶状密封件50与非对称的圆顶状件62分开及例如可用于通风。图5的实施例的其余部分与图4中所示的实施例一样。

[0047] 图6为在插入到耳道30内时从鼓膜48看到的柔软密封件38的第一实施例的示意性表示。柔软密封件38具有圆顶状密封件50,其中心具有中心孔44。

[0048] 图7示出了柔软密封件38连接到充气管26的另一实施例。柔软密封件38具有球形圆顶状密封件50',其包括多孔材料或由多孔材料制成。多孔材料部分可渗透声音传输及使声音能从耳道30传到耳朵14的外面,反之亦然(未示出)。来自BTE单元12的声音通过充气管26包围的中心通路32传送,其终止于中心孔44处,在使用时,其布置在鼓膜48前面的耳道腔46中。中心孔44可包含耳垢过滤件,其可阻挡耳屎(耳垢)进入充气管26。

[0049] 图8示出了柔软密封件38连接到充气管26的两个实施例,第一实施例具有柔软圆顶状密封件50连接到充气管26的远端40。充气管26的远端40也可形成为圆顶状密封件50因而可以是充气管26的圆顶状部分。第二实施例包括由软材料制成的叉齿64,其布置在圆顶状密封件50的表面上。在充气管26插入到耳道30内时,叉齿64面向鼓膜48的方向。优选地,叉齿由在为将充气管26插入到耳道30内而施加力时不伤害或穿破鼓膜48的软材料制成。因此,叉齿64可用作鼓膜48和柔软密封件38之间的隔离装置,当充气管26太深地插入到耳道30内时,其可在鼓膜48上感觉到。

[0050] 柔软密封件38的表面上的叉齿64的布置可以对称、非对称或随机。优选地,叉齿64更靠近柔软密封件38的中心以避免在插入充气管26期间与耳道30的壁接触。对于所

有叉齿 64,其长度可以一样或不同。优选地,更靠近中心设置的叉齿 64 比更靠近耳道壁的叉齿 64 长。叉齿 64 可具有 0.1mm 和 10mm 之间的长度,如 0.5mm 和 7.5mm 之间,优选在 1 和 5mm 之间。

[0051] 叉齿 64 还可包含用于在叉齿 64 与鼓膜 48 接触时产生报警声音或报警信号的装置。例如,材料可具有压电性质,这在叉齿 64 因与鼓膜 48 接触而变形时导致电流流过叉齿 64。流过叉齿 64 的电流之后可用于发出报警的声音或通过线缆将电信号发送到 BTE 单元 12,其中报警声音可由接收器 22 产生并通过充气管 26 发送给鼓膜 48(未示出)。

[0052] 作为备选,叉齿 64 也可与鼓膜 48 接触并将充气管 26 的远端 40 处产生的振动导向鼓膜 48。在该情形下,充气管 26 的远端 40 配置成将声音转换为叉齿 64 的振动,例如通过连接件或通过用作人工鼓膜(未示出)。

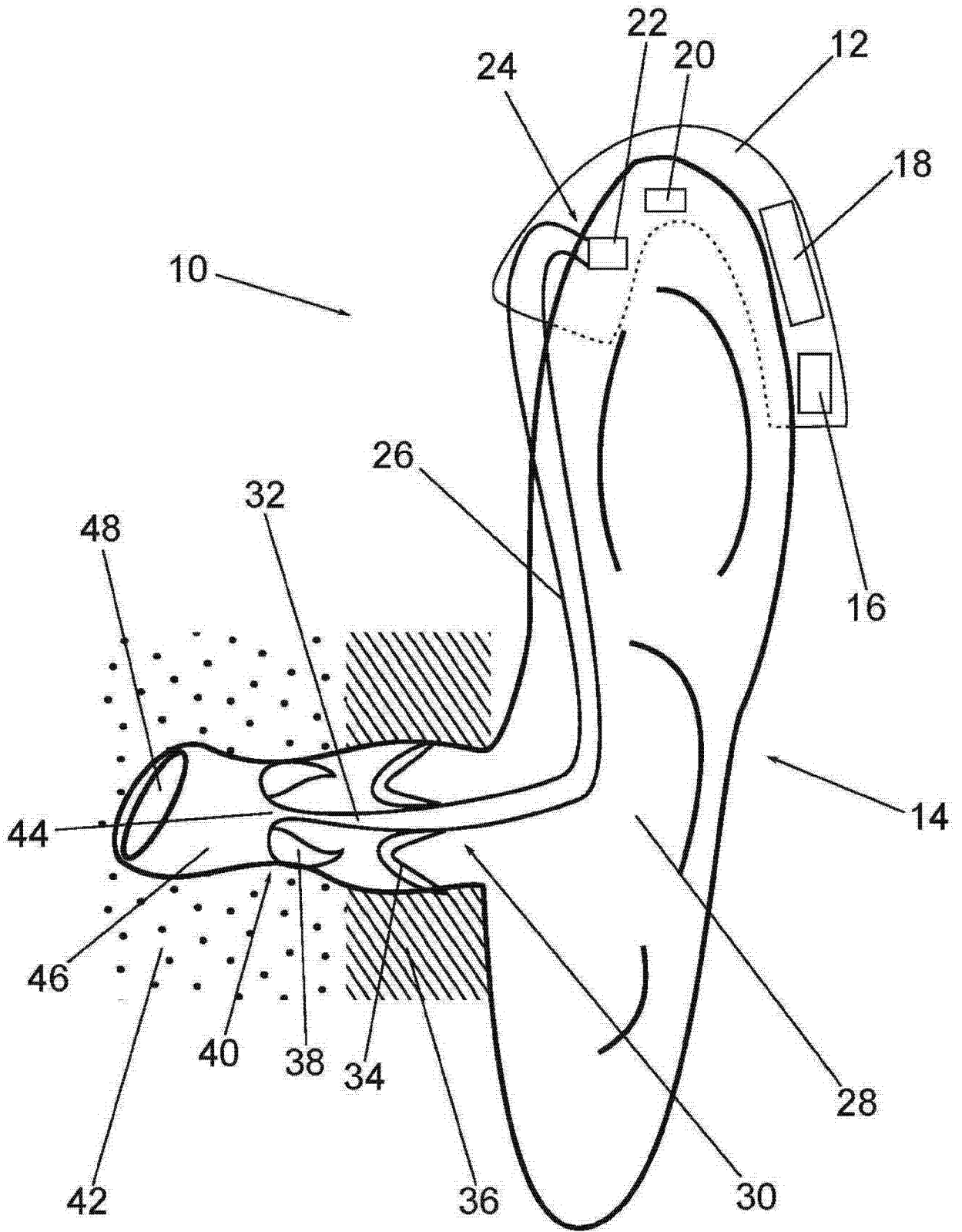


图 1

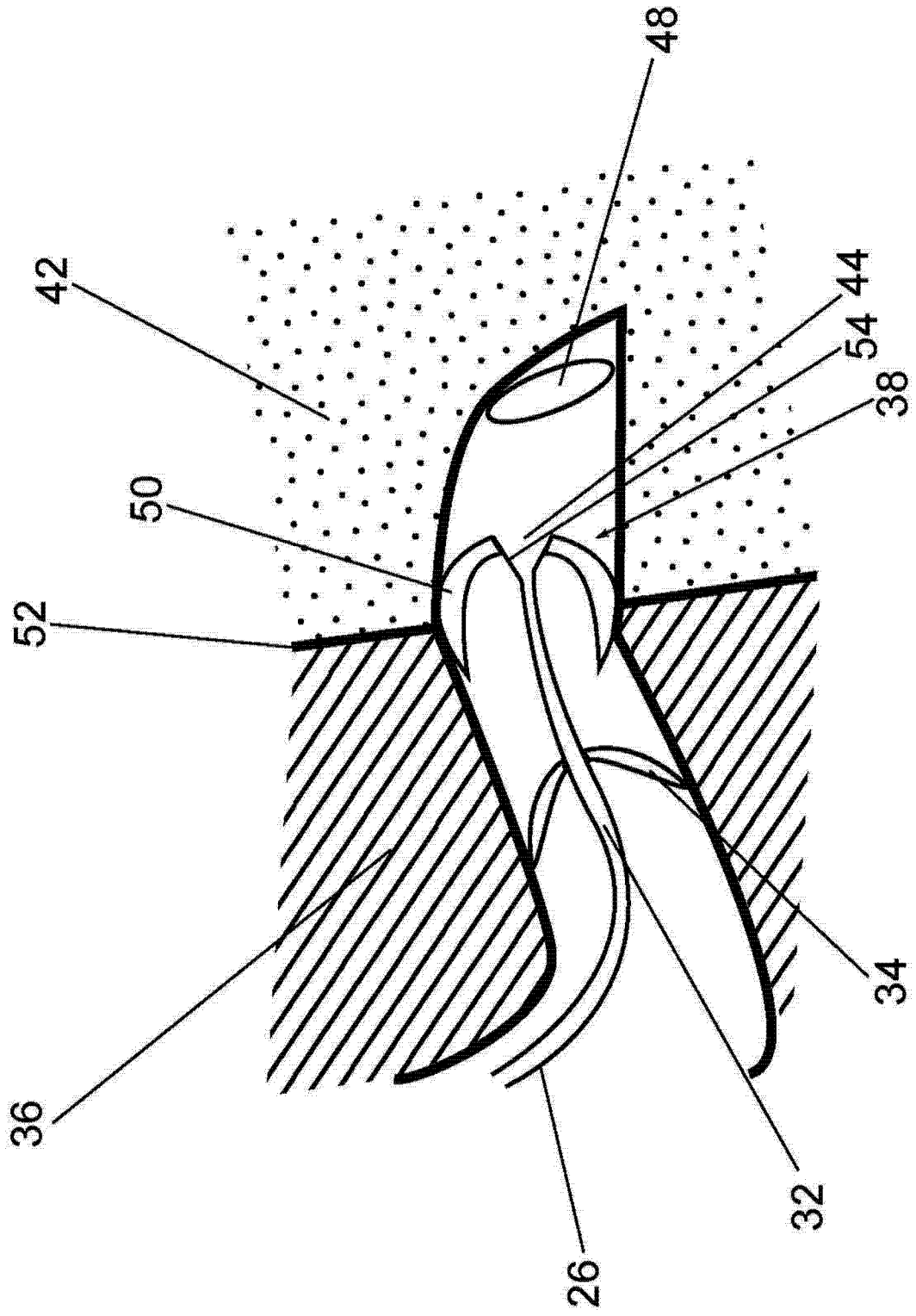


图 2

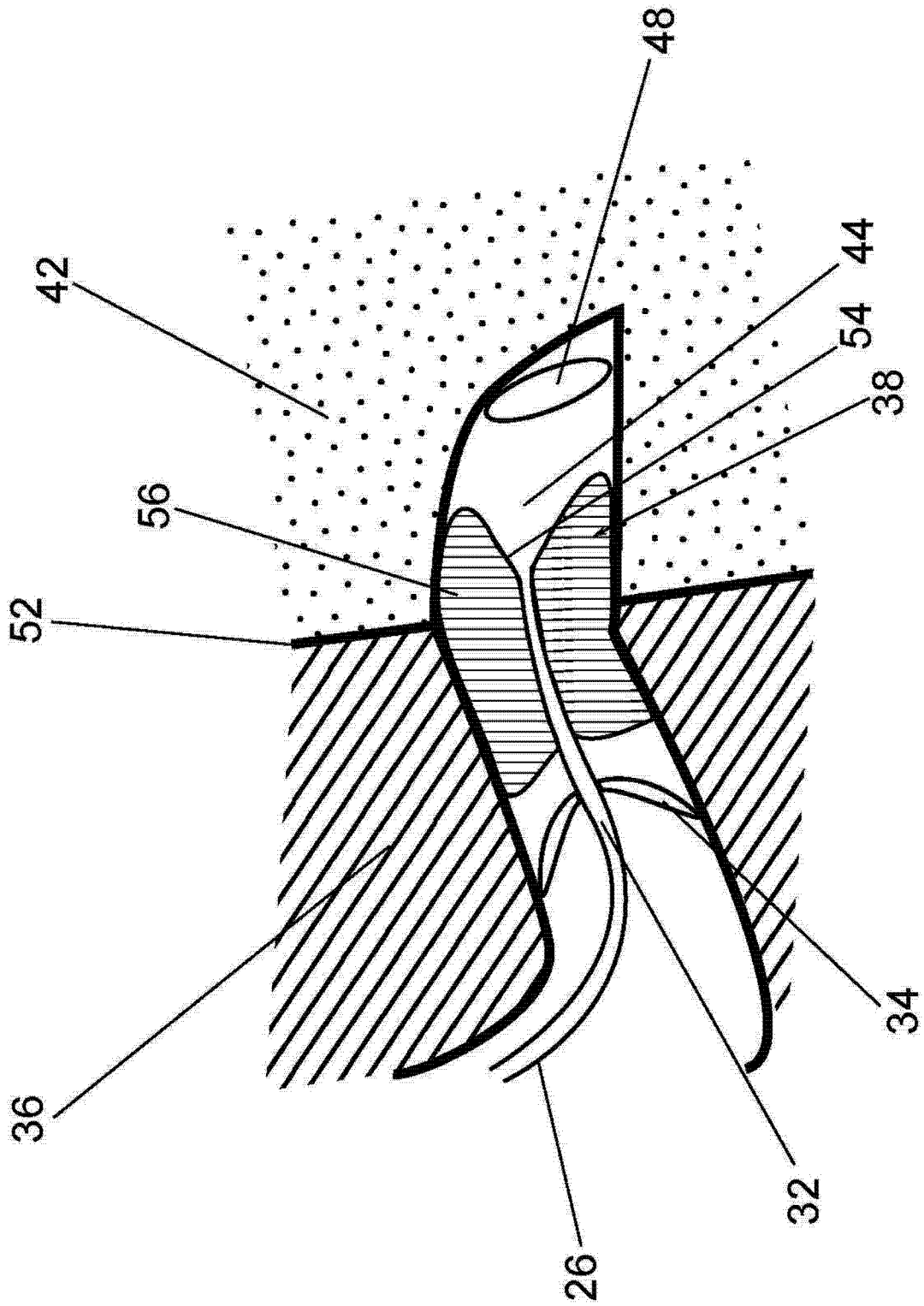


图 3

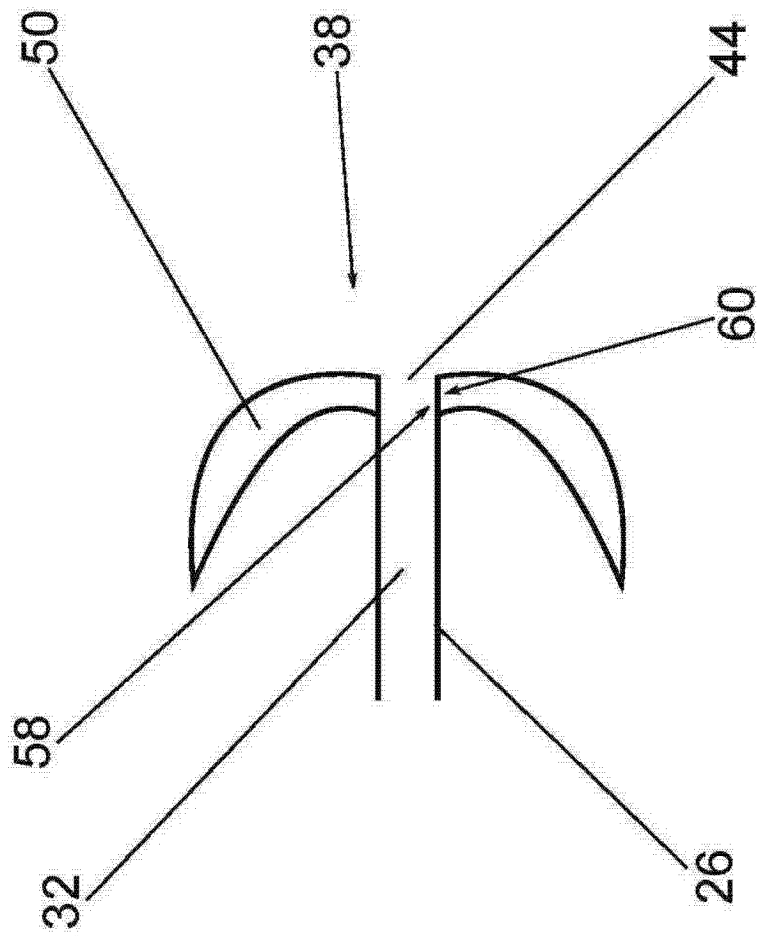


图 4

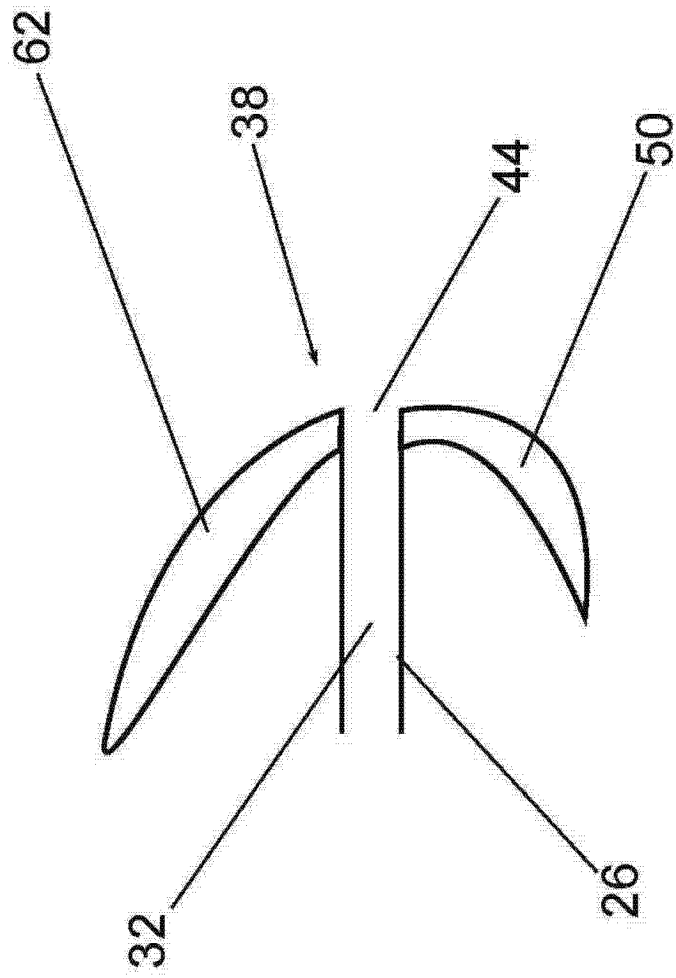


图 5

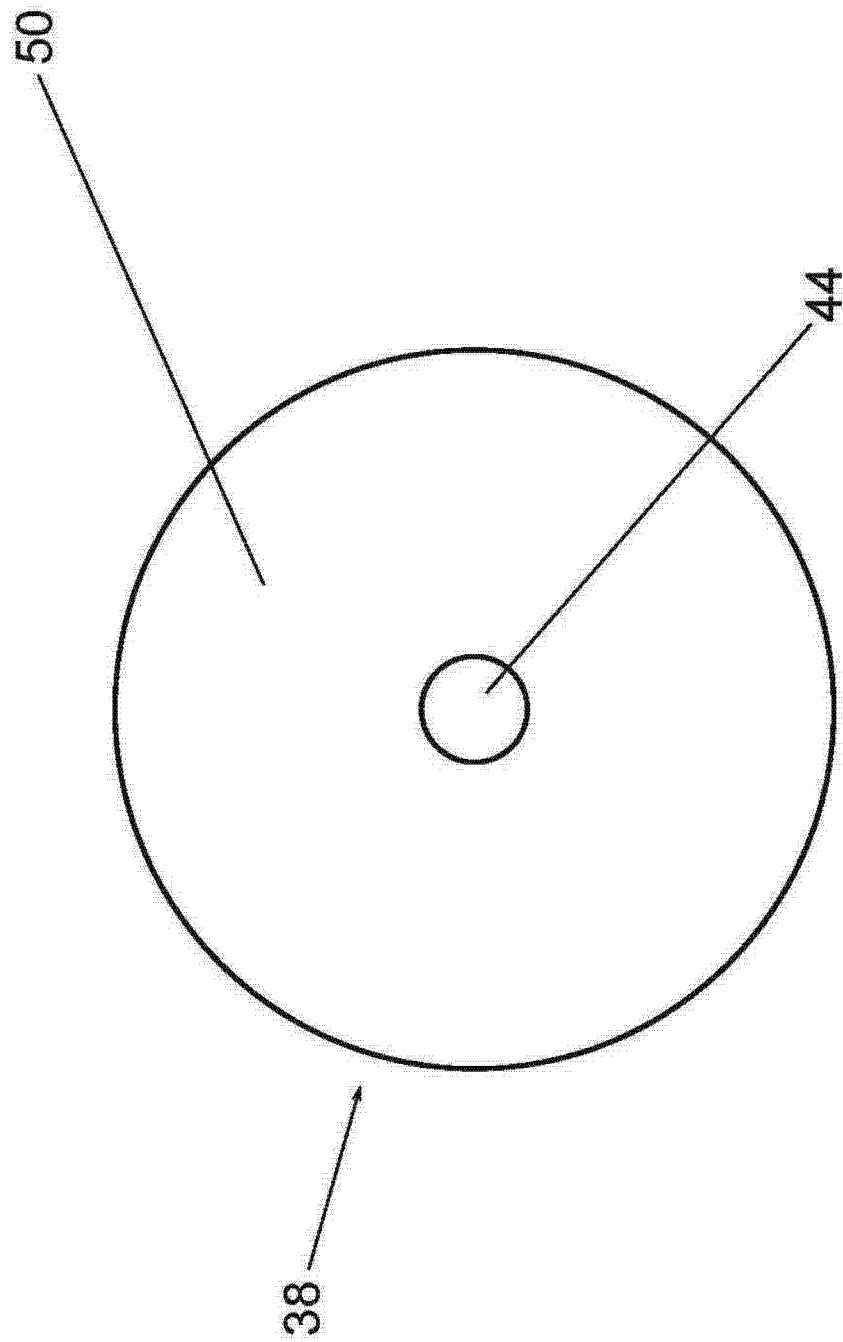


图 6

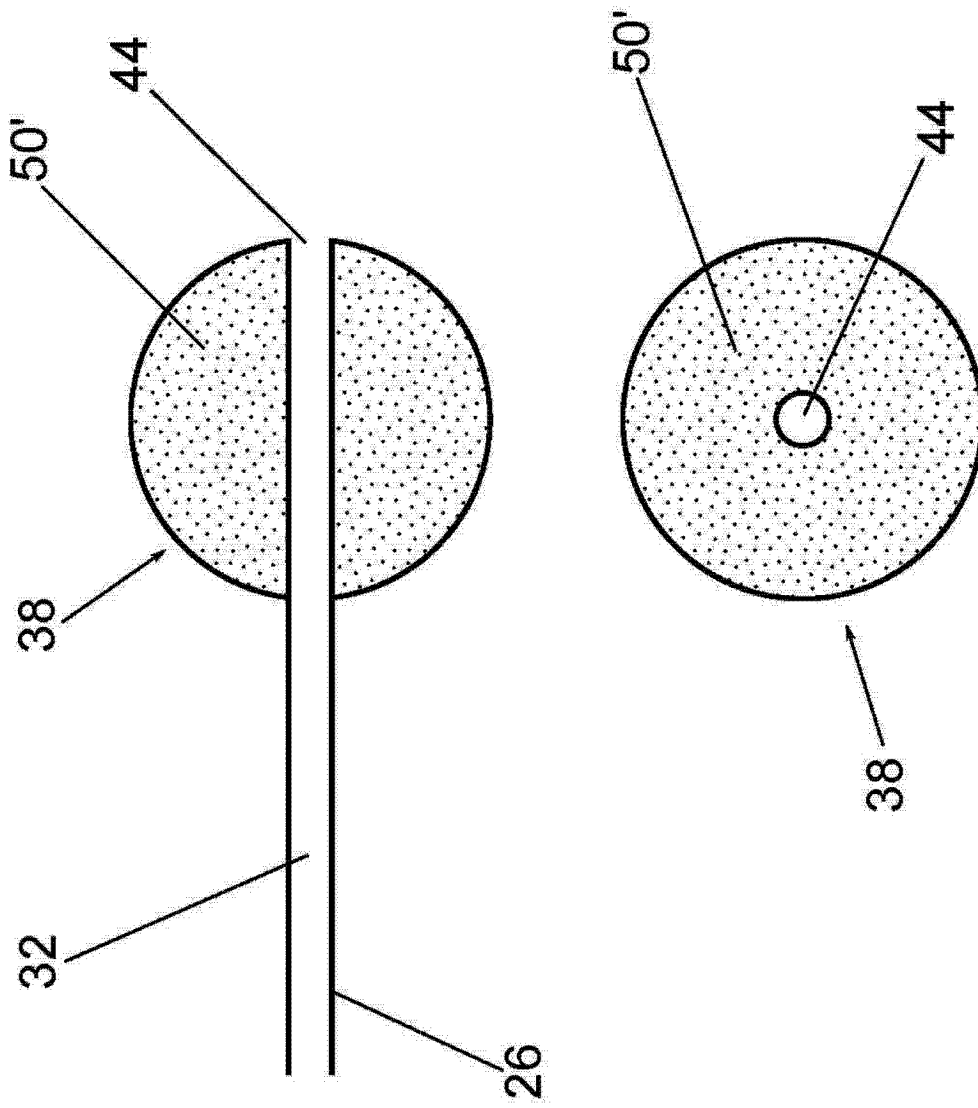


图 7

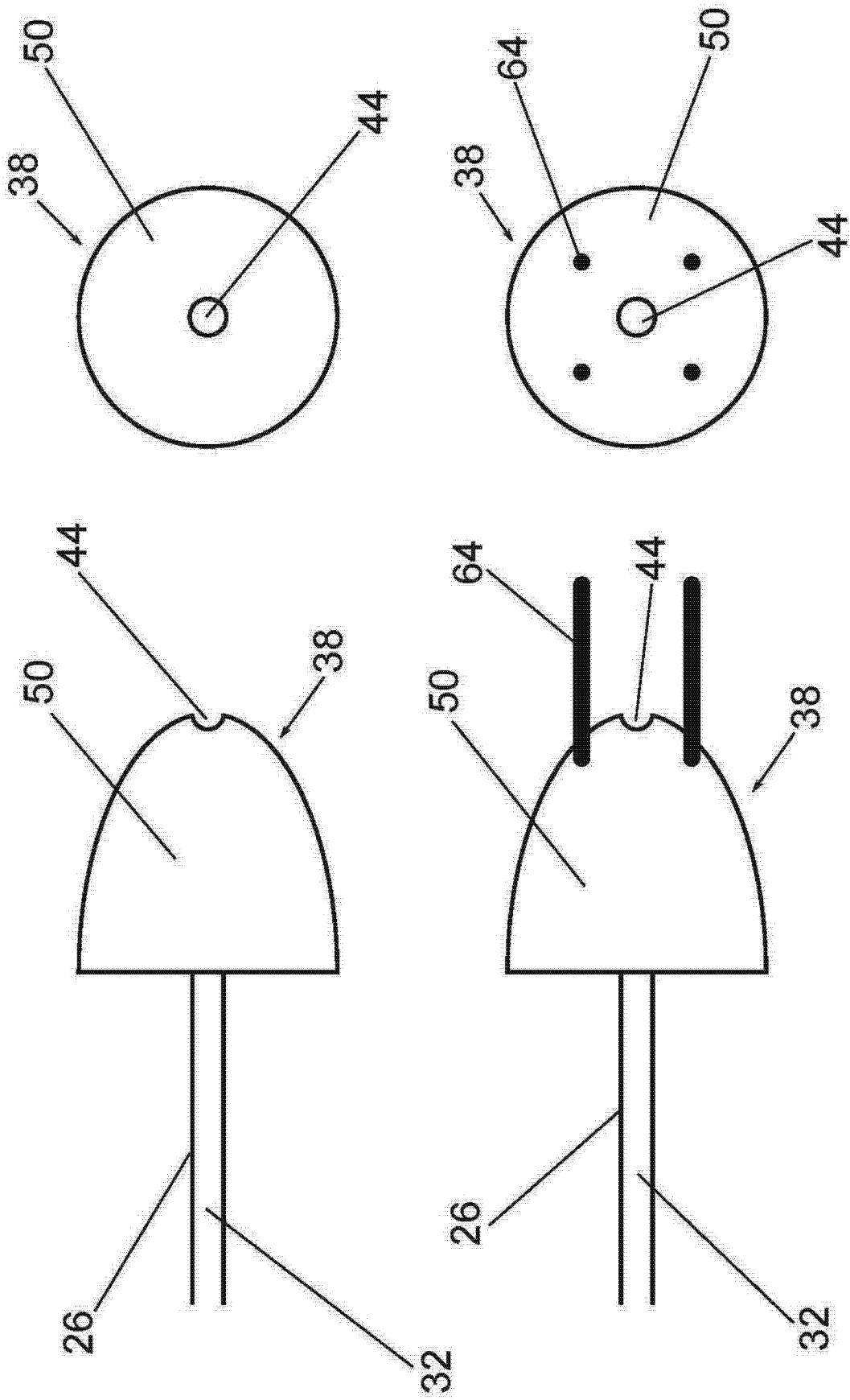


图 8