



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102598712 A

(43) 申请公布日 2012.07.18

(21) 申请号 201080034975.6

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(22) 申请日 2010.06.04

11256

(30) 优先权数据

61/184,563 2009.06.05 US

代理人 陈文平 徐志明

61/219,286 2009.06.22 US

(51) Int. Cl.

H04R 25/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012.02.06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/037509 2010.06.04

(87) PCT申请的公布数据

W02010/141895 EN 2010.12.09

(71) 申请人 音束有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 S·珀亚 R·C·佩尔金斯

P·拉克尔

权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 12 页

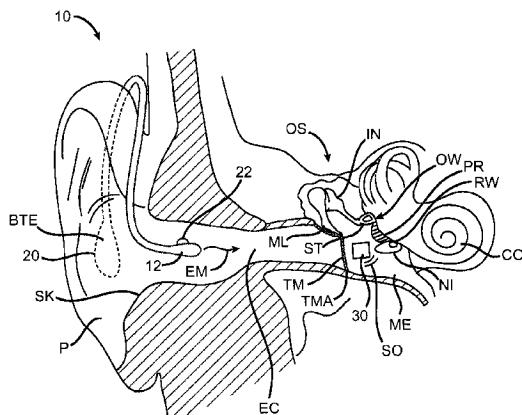
(54) 发明名称

光耦合的中耳植入体声学系统和方法

(57) 摘要

包括声音传感器的组件可以简化外科手术的方式植入中耳内。所述组件可包括窄的横截面轮廓，这样所述组件可以在例如无需切骨的情况下通过鼓膜中的切口定位在中耳内。所述切口可以闭合，且电磁能通过闭合切口传送到设置成响应于电磁能而振动耳朵的传感器上。在许多实施方式中，所述声音传感器包括定位在中耳内的扬声器，且所述声音传感器可通过空气耦合至耳朵的振动结构上，从而简化外科手术。所述组件可以固定在耳朵的基本上固定的结构上，例如鼓岬，从而抑制使用者可察觉的阻塞并抑制该组件运动，

A 这样使用者可以在几乎没有阻塞的情况下感知到清晰的声音。



1. 将声音传送给使用者耳朵的装置,所述耳朵包括中耳和鼓膜,所述装置包括:  
设置成与使用者中耳组织耦合的组件,所述组件包括,  
至少一个传感器,其设置成接收通过鼓膜传送的电磁能;和  
声音传感器,当所述组件以使用者中耳组织支撑时,其耦合该至少一个传感器并设置成响应于电磁能而将声音传送给使用者。
2. 如权利要求1所述的装置,其中所述声音传感器包括扬声器。
3. 如权利要求1所述的装置,其中所述声音传感器包括隔膜,其设置成振动并移置空气,从而将声音传送给使用者。
4. 如权利要求3所述的装置,其中所述组件还包括壳体,其至少部分地围绕包括隔膜的传感器延伸,从而在组件内限定腔室。
5. 如权利要求4所述的装置,其中所述腔室包括一定体积,且所述传感器设置成增加所述体积从而增加中耳气压以及减少所述体积从而降低中耳气压,从而将声音传送给使用者。
6. 如权利要求5所述的装置,其中所述隔膜设置成远离所述腔室移动从而增加腔室的体积以及向着所述腔室移动从而减少腔室的体积。
7. 如权利要求5所述的装置,其中所述腔室包括密封腔室,从而当隔膜增加和减少所述腔室体积时阻止空气流进和流出所述腔室。
8. 如权利要求1所述的装置,其中所述组件包括锚定结构,其设置成将所述组件锚定到使用者中耳的基本固定的组织上。
9. 如权利要求8所述的装置,其中所述锚定结构包括法兰、表面涂层或容纳自体移植组织的孔口中的至少一个,从而将所述组件固定到中耳的基本固定的组织上。
10. 如权利要求8所述的装置,其中所述中耳的基本固定的组织包括鼓岬或圆窗龛中的至少一个。
11. 如权利要求10所述的装置,其中所述中耳的基本固定的组织包括鼓岬且其中所述组件包括成形为容纳一部分鼓岬的凹部分。
12. 如权利要求10所述的装置,其中所述中耳的基本固定的组织包括圆窗龛且其中至少一部分组件的尺寸设置为适配在所述圆窗龛中。
13. 如权利要求12所述的装置,其中所述尺寸设置为适配在所述圆窗龛中的该至少一部分组件包括不大于约3mm的最大横截面尺寸跨度。
14. 如权利要求13所述的装置,其中所述至少一部分设置成通过空气与圆窗耦合。
15. 如权利要求14所述的装置,其中所述传感器设置成将包括第一频率的第一大部分声音通过鼓膜传送给使用者和将包括第二频率的第二大部分声音通过圆窗传送给使用者。
16. 如权利要求15所述的装置,其中所述至少一部分设置成以低于约4kHz的第一频率与鼓膜基本上耦合以及以高于约10kHz的频率与圆窗基本上耦合。
17. 如权利要求1所述的装置,其中当所述组件固定至基本固定的组织时,所述声音传感器设置成耦合耳朵的振动结构。
18. 如权利要求17所述的装置,其中所述耳朵的振动结构包括鼓膜、听小骨或圆窗中的至少一个。
19. 如权利要求17所述的装置,其中所述声音传感器设置成通过流体耦合使用者耳朵

的鼓膜或圆窗中的至少一个。

20. 如权利要求 19 所述的装置,其中所述流体包括空气且所述声音传感器设置成通过声音传感器远离鼓膜定向而耦合使用者鼓膜。

21. 如权利要求 19 所述的装置,其中所述声音传感器设置成耦合圆窗,且其中至少一部分组件的尺寸设置为至少部分地适配在使用者中耳的圆窗龛内,从而将所述声音传感器耦合所述圆窗。

22. 如权利要求 21 所述的装置,其中声音传感器包括尺寸设置为适配在圆窗龛内的延伸部分,从而通过流体耦合所述圆窗。

23. 如权利要求 22 所述的装置,其中所述流体包括空气,且其中所述声音传感器设置成通过在所述声音传感器和所述圆窗之间延伸的空气耦合所述圆窗。

24. 如权利要求 23 所述的装置,其中所述延伸部分包括从隔膜延伸到开口的通道,在所述组件以中耳的组织支撑时,所述开口定位在延伸部分上以向着圆窗定向。

25. 如权利要求 24 所述的装置,其中所述隔膜包括通道的第一横截面面积,且所述开口包括通道的第二横截面面积,且其中所述第一面积是第二面积的至少约五倍,从而在向着圆窗定向的开口处集中声能。

26. 如权利要求 22 所述的装置,其中所述流体包括液体,且其中声音传感器设置成通过在声音传感器和圆窗之间延伸的液体耦合圆窗。

27. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述至少一个传感器包括光检测器或线圈中的至少一个,且其中所述至少一个传感器定向成接收通过鼓膜传送的电磁辐射。

28. 如权利要求 27 所述的装置,其中所述至少一个传感器包括光检测器,且其中所述光检测器包括对第一至少一种光波长敏感的第一光检测器和对第二至少一种光波长敏感的第二光检测器,所述第一至少一种光波长和所述第二至少一种光波长不同。

29. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述声音传感器包括平衡衔铁传感器、线圈或磁体中的至少一种。

30. 如权利要求 1 所述的装置,还包括发射器,其设置成通过鼓膜发射电磁辐射。

31. 如权利要求 29 所述的装置,其中所述发射器包括 LED、激光二极管或线圈中的至少一种。

32. 如权利要求 29 所述的装置,其中所述发射器设置成放置在使用者耳道内。

33. 如权利要求 29 所述的装置,其中所述发射器耦合波导管,所述波导管设置成至少部分地放置在使用者耳道内,从而将发射器与所述至少一个传感器耦合。

34. 如权利要求 1 所述的装置,还包括第一扩音器,其设置成放置在使用者耳道中或靠近耳道开口,从而检测频率高于至少约 4kHz 的高频声音定位信号。

35. 如权利要求 29 所述的装置,还包括第二扩音器,其设置成远离耳道和耳道开口放置,从而检测频率低于约 4kHz 的低频声音。

36. 如权利要求 1 所述的装置,其中所述至少一个传感器包括具有第一表面从而接收光的光检测器,且其中所述组件包括第二凹面以容纳中耳的一部分鼓岬,所述第一表面与第二凹面相对,且其中所述声音传感器设置在第一表面和第二凹面之间。

37. 如权利要求 36 所述的装置,其中所述第一表面相对于所述第二表面倾斜,且其中所述组件的第一部分包括在第一表面和第二表面之间延伸的第一厚度,且其中所述组件的

第二部分包括在第一表面和第二表面之间延伸的第二厚度，所述第一厚度小于所述第二厚度。

38. 如权利要求 37 所述的装置，其中所述声音传感器包括平衡衔铁传感器，其具有线圈、永磁体和簧片，所述簧片耦合隔膜，且其中隔膜设置在第一表面和第二表面之间的第一部分上，以及所述永磁体设置在第一表面和第二表面之间的第二部分上。

39. 如权利要求 36 所述的装置，还包括至少一个透镜，其定位在第一表面上以光耦合至少一部分鼓膜并且将由鼓膜散射的光传送到第一表面。

40. 将声音传送到使用者耳朵的方法，所述耳朵具有鼓膜和中耳，所述方法包括：

将电磁能通过鼓膜传送到设置成接收电磁能的传感器上；以及

从定位在中耳内的声音传感器中发出声音，从而响应于电磁能而将声音传送到使用者的耳朵。

41. 如权利要求 40 所述的方法，其中所述声音传感器固定至中耳的固定结构并通过流体耦合耳朵的振动结构。

42. 如权利要求 41 所述的方法，其中所述固定结构包括中耳鼓岬或中耳圆窗龛中的至少一种。

43. 如权利要求 41 所述的方法，其中所述声音传感器通过由使用者的组织组成的自体移植植物固定至固定结构上。

44. 如权利要求 41 所述的方法，其中所述振动结构包括耳朵的鼓膜、听小骨或圆窗中的至少一种。

45. 如权利要求 40 所述的方法，其中至少一部分组件定位在使用者中耳的圆窗龛内。

46. 如权利要求 45 所述的方法，其中所述声音传感器通过位于声音传感器和圆窗之间的流体耦合耳朵内耳圆窗。

47. 如权利要求 46 所述的方法，其中所述流体包括空气，且其中所述声音传感器向着圆窗定向，从而将声音传感器耦合圆窗。

48. 如权利要求 46 所述的方法，其中所述声音传感器通过流体耦合耳朵的振动结构，这样耳朵的振动结构由于组件的质量和流体的质量可以以最小的阻尼振动。

49. 如权利要求 46 所述的方法，其中所述流体包括液体，且其中所述液体从至少一部分圆窗延伸到声音传感器从而将声音传感器与圆窗耦合。

50. 如权利要求 49 所述的方法，其中从声音传感器延伸到圆窗的液体的体积不大于约 50uL。

51. 如权利要求 50 所述的方法，其中所述体积不大于约 20uL。

52. 如权利要求 40 所述的方法，其中至少一部分组件通过中耳鼓岬支撑。

53. 如权利要求 52 所述的方法，其中所述声音传感器通过空气耦合耳朵的鼓膜或圆窗中的至少一个。

54. 如权利要求 53 所述的方法，其中所述声音传感器通过空气耦合鼓膜，且其中所述声音传感器远离鼓膜定向，从而将声音传感器与使用者鼓膜耦合。

55. 如权利要求 40 所述的方法，其中所述电磁辐射包括光能。

56. 如权利要求 55 所述的方法，其中所述光能包括紫外光、可见光或红外光中的至少一种。

57. 如权利要求 40 所述的方法,其中所述电磁能由向着鼓膜定向以接收电磁能的传感器接收,且其中所述传感器耦合声音传感器,这样所述声音传感器响应于所述电磁能而发出声音。

58. 如权利要求 40 所述的方法,其中至少第一扩音器定位在耳道中或靠近耳道开口,从而测定包括空间定位信号的高于至少约 4kHz 的高频声音。

59. 如权利要求 58 所述的方法,其中第二扩音器远离耳道和耳道开口定位,从而测定低于约 4kHz 的至少低频声音。

60. 如权利要求 59 所述的方法,其中来自第一扩音器的声音基本上通过鼓膜传送给使用者,且来自第二扩音器的声音基本上通过圆窗传送给使用者,从而抑制回授。

61. 如权利要求 40 所述的方法,其中所述声音传感器包括具有一定体积的内腔,且其中所述体积减少以降低中耳气压和增加以增加中耳气压,从而将声音传送给使用者。

62. 将声音传送到使用者耳朵的装置,所述耳朵包括中耳,所述装置包括:

设置成放置在使用者中耳内的组件,所述组件包括,

至少一个光检测器;

结构,其将所述组件固定到所述中耳的基本固定的组织上;和

扬声器,其与所述至少一个光检测器耦合,且其设置成当所述组件固定到中耳的基本固定的组织时,将声音传送给使用者。

63. 将声音传送到使用者耳朵的装置,所述装置包括:用于将声音传送到使用者耳朵的工具。

64. 将听力组件放置在使用者中耳内的方法,所述耳朵具有鼓膜,所述方法包括:

在鼓膜中形成切口;

使所述组件通过所述切口从而将组件定位在中耳内;

将所述组件固定至中耳的基本固定的组织上;和

闭合所述切口以使得鼓膜愈合。

65. 如权利要求 64 所述的方法,其中所述鼓膜中的切口绕鼓膜的外部延伸。

66. 如权利要求 64 所述的方法,其中所述鼓膜包括环带,且其中所述切口至少部分地延伸到所述环带中。

67. 如权利要求 64 所述的方法,其中所述听力组件的尺寸设置为在无需切骨的情况下通过所述切口,且其中所述听力组件通过流体耦合耳朵的振动结构,从而抑制阻塞。

## 光耦合的中耳植入体声学系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求以下美国申请的优先权：2009年6月5日提交的名称为“光耦合的中耳植入体声学系统和方法”的61/184,563和2009年6月22日提交的名称为“圆窗耦合的听力系统和方法”的61/219,286，其全部公开以引用方式合并于此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及听力系统、装置和方法。尽管具体地提及听力辅助系统，但本发明的实施方式可用于许多其中用信号刺激耳朵的应用中。

### 背景技术

[0004] 人们喜欢倾听。听力允许人听到并了解其他的人或事。自然听力可包括使得使用者即使在背景噪声存在下依然能听到人说话的空间线索。人们也喜欢例如通过移动电话和远处的人沟通。

[0005] 听力装置可和通讯系统一起使用从而帮助听力受损的人们并帮助人们与远处的人沟通。听力受损的受试者需要助听器从而和他们周围的人们口头通话。因为开放耳道式助听器(open canal hearing aids)的舒适感增加以及外观改进，因此其被证明在市场上获得了成功。开放耳道式助听器得以流行的另一个理由是耳道的阻塞(occlusion)降低。阻塞可导致可由阻断耳道的大助听器引起的不自然的、隧道样听觉效应。在至少一些情况下，当使用者说话时，他或她可注意到阻塞，且阻塞在说话期间导致不自然的声音。然而，开放耳道式助听器可能存在一个问题就是回授(feedback)。回授可能由将扩音器放置得太靠近扬声器或者放大的声音太响所引起。因此，回授可限制助听器可提供的声音放大程度。尽管回授可通过将扩音器放在耳道外来最小化，但这种放置可以导致所述装置提供不自然的声音(其缺乏自然听觉中存在的空间位置信息信号)。

[0006] 在一些情况下，可通过使用刺激自然听觉传导通道的非声学手段来减少回授，例如刺激鼓膜、听小骨链的骨和/或耳蜗。输出传感器可放置在鼓膜、中耳中的听小骨或耳蜗上来刺激听觉通道。然而，可能需要外科手术将听力装置放置在听小骨或耳蜗上，且这种外科手术可包括精密且复杂的动作以定位植入物，并在某种程度上是侵入性的，例如在至少一些情况下切骨和钻骨。切骨和/或钻骨可延迟愈合和恢复时间，以至于在至少一些情况下将至少一些现有装置植入中耳中可能不是非常适合于至少一些患者。位于听小骨或耳蜗上的至少一些现有植入物可在至少一些情况下导致阻塞，且声音的失真在至少一些情况下是可感觉到的。

[0007] 一种有希望的方法是将磁体放置在鼓膜上并用远离鼓膜定位的线圈驱动该磁体。所述磁体可以用线圈来电磁驱动以使其在听觉传导通道中运动，从而引起导致听觉感受的神经冲动。通过使用流体和表面张力，永磁体可以耦合耳鼓膜，例如如美国专利No. 5, 259, 032和6, 084, 975中所描写的。尽管该方法可以导致回授减少并显示可行，但是仍然有着改善的空间。在至少一些情况下，定位在耳朵上的磁体可能对外部电磁场敏感，所

述外部电磁场在至少一些情况下可导致可感觉到的噪音，例如嗡嗡叫的声音。

[0008] 另一种有希望的方法是光耦合听力装置，这样可以减少来自电磁干扰的噪音。然而，在至少一些情况下，将光传送到传感器上的现有系统可导致光传送信号中可感觉到的噪音和失真，以至于这些装置的声音质量在至少一些情况下较不理想。例如，至少一些光学系统可包含在至少一些情况下可能使信号失真并可能导致使用者可感觉到的失真的非线性。与本发明实施方式有关的工作也暗示光检测器的振动可导致传送信号的失真，例如，当振动影响从光源到光检测器的光耦合时。而且，至少一些提议的光耦合器件已经固定到耳朵的振动结构上，这可能由于固定到耳朵的振动结构上的器件的质量而导致使用者可感觉到的阻塞。

[0009] 由于上述理由，需要提供至少减少，甚至避免了现有听力装置的至少一些上述限制的听力系统。例如，需要提供舒适的听力装置，其提供带有自然品质的听觉，例如具有空间信息信号，且其使使用者在阻塞、失真和回授比现有装置少的情况下听到。

[0010] 背景技术的详述。

[0011] 与本申请有关的专利和公开包括：3,585,416 ;3,764,748 ;3,882,285 ;5,142,186 ;5,554,096 ;5,624,376 ;5,795,287 ;5,800,336 ;5,825,122 ;5,857,958 ;5,859,916 ;5,888,187 ;5,897,486 ;5,913,815 ;5,949,895 ;6,005,955 ;6,068,590 ;6,093,144 ;6,139,488 ;6,174,278 ;6,190,305 ;6,208,445 ;6,217,508 ;6,222,302 ;6,241,767 ;6,422,991 ;6,475,134 ;6,519,376 ;6,620,110 ;6,626,822 ;6,676,592 ;6,728,024 ;6,735,318 ;6,900,926 ;6,920,340 ;7,072,475 ;7,095,981 ;7,239,069 ;7,289,639 ;D512,979 ;2002/0086715 ;2003/0142841 ;2004/0234092 ;2005/0020873 ;2006/0107744 ;2006/0233398 ;2006/075175 ;2007/0083078 ;2007/0191673 ;2008/0021518 ;2008/0107292 ;共同拥有的 5,259,032(代理人文案号 026166-000500US) ;5,276,910(代理人文案号 026166-000600US) ;5,425,104(代理人文案号 026166-000700US) ;5,804,109(代理人文案号 026166-000200US) ;6,084,975(代理人文案号 026166-000300US) ;6,554,761(代理人文案号 026166-001700US) ;6,629,922(代理人文案号 026166-001600US)；美国公开 No. 2006/0023908(代理人文案号 026166-000100US) ;2006/0189841(代理人文案号 026166-000820US) ;2006/0251278(代理人文案号 026166-000900US)；和 2007/0100197(代理人文案号 026166-001100US)。可能相关的非美国专利和公开包括 EP1845919PCT 公开 No. WO 03/063542 ;WO 2006/075175 ;美国公开 No.。可能相关的期刊公开包括 Ayatollahi 等，“Design and Modeling of Micromachines Condenser MEMS Loudspeaker using Permanent Magnet Neodymium-Iron-Boron (Nd-Fe-B)”，ISCE, Kuala Lumpur, 2006 ;Birch 等，“Microengineered Systems for the Hearing Impaired”，IEE, London, 1996 ;Cheng 等，“A silicon microspeaker for hearing instruments”，J. Micromech. Microeng. ,14(2004)859-866 ;Yi 等，“Piezoelectric microspeaker with compressive nitride diaphragm”，IEEE, 2006, 以及 Zhigang Wang 等，“Preliminary Assessment of Remote Photoelectric Excitation of an Actuator for a Hearing Implant”，IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, September 1-4, 2005。其他感兴趣的公开包括 :Gennum GA3280 Preliminary Data

Sheet, "Voyager TDTM Open Platform DSP System for Ultra Low Power Audio Processing" 和 National Semiconductor LM4673 Data Sheet, "LM4673 Filterless, 2.65W, Mono, Class D audio Power Amplifier"; Puria, S. 等, Middle ear morphometry from cadaveric temporal bone micro CT imaging, Invited Talk. MEMRO 2006, Zurich; Puria, S. 等, A gear in the middle ear ARO 2007, Baltimore, MD; O'Connor, K. 和 Puria, S. "Middle ear cavity and ear canal pressure-driven stapes velocity responses in human cadaveric temporal bones" J. Acoust. Soc. Am. 120(3) 1517-1528。

#### [0012] 发明简述

[0013] 本发明涉及听力系统、装置和方法。尽管具体提及听力辅助系统，本发明的实施方式可用于许多其中用信号将声音传送给使用者的应用中，例如蜂窝式通信和娱乐系统。

[0014] 本发明的实施方式可提供听力改善，从而克服现有系统的至少一些上述限制。所述听力装置可包含可以简化外科手术的方式植入中耳的组件。所述组件可包含窄的横截面轮廓，这样所述组件可通过鼓膜中的切口定位在中耳腔中，例如不需要切割骨，例如通过骨钻孔。所述切口可以闭合，这样可以实质上减少恢复时间，且直到在外科手术后大约一天用植入装置提供功能性听觉和舒适感。在至少一些实施方式中，该个人能在外科手术后大约一天听见并使用植入中耳中的装置。电磁能可通过鼓膜传送到设置为响应电磁能而振动耳朵的传感器上。在许多实施方式中，声音传感器包含定位于中耳腔内的扬声器以及声音传感器可以用空气与耳朵的振动结构耦合，从而简化外科手术和组件的定位。由于鼓膜位于扬声器和扩音器之间，因此扩音器可以定位在耳道中或靠近耳廓而具有减少的回授。所述组件可以支撑（例如固定）至耳朵的基本固定的结构上，例如鼓岬（promontory）上，从而抑制使用者可感觉到的阻塞并阻止组件运动，从而使用者可以在很少阻塞和失真的情况下感觉到清晰的声音。

[0015] 可以使组件的尺寸适于通过切口和放置于鼓岬上的中耳腔中，使光检测器朝向鼓膜的后部定向。例如，所述组件可以具有包括光检测器（例如检测光的光电检测器）的第一表面，以及容纳鼓岬的一部分的第二凹型表面，其中第二表面与第一表面相对设置，这样当第二表面接收所述鼓岬部分时，第一表面朝向鼓膜定向。包括光检测器的第一表面可以相对于第二凹型表面倾斜，这样所述组件的第一部分包括在第一表面和第二表面之间延伸的第一厚度且第二部分包括在第一表面和第二表面之间延伸的第二厚度。所述第一厚度可以小于第二厚度，这样当所述组件定位于中耳腔的后部时，第一部分可以朝向鼓膜凸（umbo）放置且第二部分可以朝向环带（annulus）的后部放置。传感器（例如平衡衔铁传感器的永磁体）可以设置在第一表面和第二表面之间的第二部分中，且隔膜（diaphragm）可以设置在第一表面和第二表面之间的第一部分中并例如通过延伸至平衡衔铁传感器的簧片的柱状物（post）与传感器耦合。

[0016] 第一方面，本发明的实施方式提供将声音传送到使用者耳朵的装置，其中所述耳朵包括中耳和鼓膜。所述装置包括设置成与使用者的中耳组织耦合的组件。所述组件包括至少一个设置成接收通过鼓膜传送的电磁能的传感器。当所述组件以使用者的中耳组织支撑时，所述声音传感器耦合该至少一个传感器并设置成响应于电磁能而将声音传送给使用者。所述组件可以通过一个或多个多种类型的中耳组织支撑在中耳腔中，例如筋膜组织、自体移植组织、结缔组织或鼓岬的骨性组织。

[0017] 在许多实施方式中，所述声音传感器包括扬声器。所述声音传感器可包括设置成振动并移置空气从而将声音传送到使用者的隔膜。所述组件还可以包括至少部分地沿着包括隔膜的传感器延伸的壳体，从而在组件内限定腔室。所述腔室可包括一定体积，且所述传感器可设置成增加所述体积从而增加中耳气压；以及设置成减少体积从而减少中耳气压，从而将声音传送给使用者。例如，所述隔膜可设置成远离腔室移动，从而增加腔室的体积；以及设置成朝着腔室移动从而减少腔室的体积。所述腔室可包括密封腔室，从而当隔膜移动时阻止空气流进和流出腔室。

[0018] 在许多实施方式中，所述组件包括设置成将组件锚定到使用者中耳的基本固定组织上的锚定结构。所述锚定结构可包括法兰、表面涂层或设置成容纳组织（例如自体移植组织）的孔口中的至少一个，从而将所述组件固定到中耳的基本固定组织上。中耳的基本固定组织可包括鼓岬或圆窗龛 (round window niche) 中的至少一个。中耳的基本固定组织可包括鼓岬，且所述组件可包括成形为容纳鼓岬的一部分的凹部。可选择地或组合地，中耳的基本固定组织可包括圆窗龛，且至少一部分组件的尺寸设置为适配在圆窗龛内。所述尺寸设置为适配在圆窗龛内的至少一组件部分可包括不大于约 3mm 的最大横截面尺寸跨度。

[0019] 在许多实施方式中，尺寸设置适配在圆窗龛内的该组件部分设置成用空气与圆窗耦合。所述传感器可设置成通过鼓膜将包括第一频率的声音的第一大部分传送给使用者，并通过圆窗将包括第二频率的声音的第二大部分传送给使用者。例如，尺寸设置为适配在圆窗龛中的该部分可设置成基本上以低于约 4kHz 的第一频率与鼓膜耦合，并可设置成基本上以高于约 5kHz，例如约 10kHz 的频率与圆窗耦合。

[0020] 在许多实施方式中，当所述组件固定到基本固定组织上时，声音传感器设置成与耳朵的振动结构耦合。耳朵的振动结构可包括鼓膜、听小骨或圆窗中的至少一个。

[0021] 在许多实施方式中，所述声音传感器设置成通过流体耦合使用者耳朵的鼓膜或圆窗中的至少一个。例如，所述流体可包括空气，且所述声音传感器可设置成以所述声音传感器远离鼓膜定向而与使用者的鼓膜耦合。所述声音传感器可设置成耦合圆窗，且所述组件的尺寸可设置为至少部分地适配于使用者中耳的圆窗龛内，从而将声音传感器与圆窗耦合。

[0022] 在许多实施方式中，所述声音传感器包括尺寸设置为适配在圆窗龛内的延伸部分，从而通过流体耦合圆窗。所述流体可包括空气，且所述声音传感器可设置成通过在声音传感器和圆窗之间延伸的空气与圆窗耦合。例如，所述延伸部分可包括从隔膜延伸至开口的通道，其中当所述组件通过中耳组织支撑时，所述开口定位在延伸部分上从而朝向圆窗定向。所述隔膜可包括通道的第一横截面面积，且所述开口可包括通道的第二横截面面积，其中所述第一面积为第二面积的至少约五倍，从而在朝向圆窗定向的开口处集中声能。所述流体包括液体，且所述声音传感器可设置成通过在声音传感器和圆窗之间延伸的液体耦合圆窗。

[0023] 在许多实施方式中，所述至少一个传感器包括光检测器或线圈中的至少一个，且所述至少一个传感器定向成接收通过鼓膜传送的电磁辐射。所述至少一个传感器可包括光检测器，且所述光检测器可包括对第一至少一种光波长敏感的第一光检测器和对第二至少一种光波长敏感的第二光检测器，其中所述第一至少一种光波长与第二至少一种光波长不同。所述光检测器可包括光电单元，例如光电二极管。

[0024] 在许多实施方式中，所述声音传感器包括平衡衔铁传感器、线圈或磁体中的至少一种。

[0025] 在许多实施方式中，发射器设置成通过鼓膜发射电磁辐射。所述发射器可包括LED、激光二极管或线圈中的至少一个。所述发射器可设置成放置在使用者耳道内。可选择地或组合地，所述发射器可耦合波导，其中所述波导设置成至少部分地放置在使用者耳道内，从而将发射器与该至少一个传感器耦合。

[0026] 在许多实施方式中，将第一扩音器设置成放置在使用者耳道或靠近耳道开口处，从而检测具有高于至少约4kHz的频率的高频声音定位信号。第二扩音器可设置成远离耳道和耳道开口放置，从而检测具有低于约5kHz，例如低于约4kHz的频率的低频声音，这可减少来自定位在中耳内的声音传感器的回授。

[0027] 在许多实施方式中，所述至少一个传感器包含具有第一表面的光检测器从而接收光，且所述组件包含第二凹型表面从而容纳一部分中耳鼓岬，其中所述第一表面与所述第二表面相对。所述声音传感器设置在第一表面和第二凹型表面之间。所述第一表面可相对于所述第二表面倾斜，且所述组件的第一部分可包括在第一表面和第二表面之间延伸的第一厚度。组件的第二部分可包括在第一表面和第二表面之间延伸的第二厚度，其中所述第一厚度小于所述第二厚度。所述声音传感器可包括具有线圈、永磁体和簧片的平衡衔铁传感器，其中所述簧片耦合隔膜。所述隔膜可以设置在第一表面和第二表面之间的第一部分上，且所述永磁体可以设置在第一表面和第二表面之间的第二部分上。

[0028] 在许多实施方式中，至少一个透镜定位在第一表面上从而与至少一部分鼓膜光耦合并将由鼓膜散射的光传送到第一表面。

[0029] 另一方面，本发明的实施方式提供将声音传送到使用者耳朵的方法，所述耳朵具有鼓膜和中耳。电磁能通过鼓膜传送到设置成接收电磁能的传感器上。声音从定位在中耳内的声音传感器发射，从而响应于电磁能而将声音传送到使用者的耳朵。

[0030] 在许多实施方式中，所述声音传感器固定到中耳的固定结构上并通过流体耦合耳朵的振动结构。所述固定结构可包括中耳鼓岬或中耳圆窗龛中的至少一个。例如声音传感器可通过由使用者的组织组成的自体移植物固定到固定结构上。所述振动结构可包括耳朵鼓膜、听小骨或圆窗中的至少一个。

[0031] 在许多实施方式中，组件的至少一部分定位在使用者中耳的圆窗龛内。声音传感器通过设置在声音传感器和圆窗之间的流体耦合耳朵的内耳圆窗。所述流体可包括空气，且所述声音传感器可以对着圆窗定向，从而将声音传感器与圆窗耦合。所述流体可包括液体，且所述液体可从至少一部分圆窗延伸到声音传感器，从而将声音传感器与圆窗耦合。这种通过包括气体或液体的流体的耦合可以最小的阻塞效应将声音传感器与耳朵耦合，因为耳朵的振动结构可以由于组件的质量以最小阻尼振动。从声音传感器延伸到圆窗的液体体积可不大于约50uL，例如不大于约20uL。

[0032] 在许多实施方式中，至少一部分组件通过中耳鼓岬支撑。所述声音传感器可通过空气耦合耳朵鼓膜或圆窗中的至少一个。例如，所述声音传感器可通过空气耦合鼓膜，且所述声音传感器可远离鼓膜定向从而将声音传感器与使用者鼓膜耦合。

[0033] 在许多实施方式中，所述电磁辐射包括光能。所述光能可包括紫外线、可见光线或红外线中的至少一种。

[0034] 在许多实施方式中，通过对着鼓膜定向以接收电磁能的传感器接收电磁能，且其中所述传感器耦合所述声音传感器，这样所述声音传感器响应于电磁能而发出声音。

[0035] 在许多实施方式中，至少第一扩音器设置在耳道内或靠近耳道开口，从而测定具有空间定位信号的高于至少约 4kHz 的高频声音。第二扩音器可远离耳道和耳道开口定位，从而测定低于约 4kHz 的至少低频声音。来自第一扩音器的声音可基本上通过鼓膜传送到使用者，且来自第二扩音器的声音可基本上通过圆窗传送到使用者，从而抑制回授。

[0036] 在许多实施方式中，所述声音传感器包括具有一定体积的内腔，且减少所述体积从而降低中耳气压和增加体积从而增加中耳气压，从而将声音传送给使用者。

[0037] 另一方面，本发明实施方式提供将声音传送到使用者耳朵的装置，其中所述耳朵包括中耳。所述装置包括设置成放置在使用者中耳内的组件。所述组件包括至少一个光检测器和将所述组件固定到中耳的基本固定组织上的结构。当所述组件固定到中耳的基本固定组织上时，扬声器耦合至少一个光检测器并设置成将声音传送给使用者。

[0038] 另一方面，本发明实施方式提供将声音传送到使用者耳朵的装置。所述装置包括用于将声音传送到使用者耳朵的工具。

[0039] 另一方面，本发明实施方式提供将听力组件放置在使用者中耳内的方法，其中所述耳朵具有鼓膜。鼓膜中形成切口。所述组件通过所述切口从而将组件定位在中耳内。所述组件固定至中耳的基本固定组织上。闭合所述切口以使得鼓膜愈合。

[0040] 在许多实施方式中，鼓膜中的切口围绕鼓膜的外部延伸。所述鼓膜可包括环带，且所述切口可至少部分地延伸到环带中，例如至少部分地绕环带延伸。

[0041] 在许多实施方式中，听力组件的尺寸设置为在不切骨的情况下（例如没有骨钻孔的情况下）通过切口，且所述听力组件通过流体耦合耳朵的振动结构，从而抑制阻塞。

## 附图说明

[0042] 图 1 显示根据本发明实施方式的听力辅助系统，其设置成将电磁能传送到包括定位在中耳腔中的扬声器的输出传感器组件；

[0043] 图 1A 显示正视的鼓膜侧面，图 1B 显示侧视的鼓膜内侧，它们适于与图 1 的助听器结合；

[0044] 图 1C 显示根据本发明实施方式的听觉传导通道，具有输出传感器组件，所述组件含有如图 1 所示的固定在中耳鼓岬上的扬声器；

[0045] 图 1C1 显示根据本发明实施方式的输出传感器组件，其包括与对着中耳圆窗定向的隔膜耦合的平衡衔铁传感器和至少一个对着中耳鼓膜定向的光检测器；

[0046] 图 1C2 显示根据实施方式的输出传感器组件，其包括尺寸设置为适配于圆窗龛内的部分；

[0047] 图 1C3 显示根据实施方式的输入传感器组件，其包括耦合输出传感器组件的光学纤维和准直光学系统，所述输出传感器组件具有接收由鼓膜散射的光的凸型弯曲的光检测器和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面；

[0048] 图 1C4 显示根据实施方式的输入传感器组件，其包括耦合输出传感器组件的光学纤维和准直光学系统，所述输出传感器组件具有设置在接收由鼓膜散射的光的光检测器上的凸型弯曲透镜和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面；

[0049] 图 1C5 显示根据实施方式的输出传感器组件, 其包括设置在接收由鼓膜散射的光的光检测器和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面之间的平衡衔铁传感器;

[0050] 图 1C6 显示根据实施方式的输出传感器组件, 其包括设置在接收由鼓膜散射的光的光检测器和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面之间的平衡衔铁传感器; 其中光检测器的表面相对于平衡衔铁传感器和凹型弯曲表面倾斜;

[0051] 图 1D 显示输出传感器组件的通过鼓膜的耳道的示意正视图, 所述组件包括定位在如图 1 和 1C 所示的使用者中耳内的扬声器;

[0052] 图 1E 显示通过对着中耳的圆窗龛定向的扬声器定位在中耳内的传感器组件, 从而所述组件与圆窗耦合;

[0053] 图 1F 显示输出传感器组件的示意正视图, 所述组件包括定位在如图 1E 所示的使用者中耳内的扬声器;

[0054] 图 2 显示根据实施方式的耳蜗对传感器组件的频率响应及和鼓膜和圆窗的贡献; 以及

[0055] 图 3 显示根据实施方式测定透过鼓膜的光透射的实验设备。

#### [0056] 发明详述

[0057] 本发明的实施方式非常适于改善人们之间的通讯例如通过蜂窝式通讯和作为具有降低侵入性的可植入组件的助听器, 所述可植入组可由健康护理提供者容易地植入。由于可植入装置可以通过切开一部分鼓膜定位在中耳腔内, 因此该外科手术的侵入性可以降至最低。而且, 由于可以不切开骨且所述装置可在不接触耳朵的移动结构例如鼓膜和听小骨的情况下工作, 因此可移除植入物, 从而所述外科手术是可逆的且具有低的患者并发症风险。由于所述装置可通过软组织例如筋膜 (fascia) 容易地植入在鼓岬上, 因此本发明描述的可植入装置可用于具有正常听力的个体和听力受损的个体。

[0058] 如本发明所使用, 光包括波长在电磁谱的可见区、红外区和紫外区内的电磁辐射。

[0059] 在许多实施方式中, 所述听力装置包括光子听力装置, 其中声音通过具有能量的光子传送, 这样传送到耳朵的信号可通过透射的光编码。

[0060] 如本发明所使用, 发射器包括放射电磁辐射的源, 且光发射器包括发射光的光源。

[0061] 如本发明所使用, 类似的附图标记和字母表示具有类似结构、功能和使用方法的类似元件。

[0062] 图 1 显示设置成将电磁能传送到定位在使用者中耳 ME 中的扬声器组件 30 的听力辅助系统 10。所述耳朵包括外耳、中耳 ME 和内耳。所述外耳包括耳廓 P 和耳道 EC 并通过鼓膜 TM 中间分界。耳道 EC 从耳廓 P 中央延伸到鼓膜 TM。耳道 EC 至少部分地由沿着耳道表面分布的皮肤形成。鼓膜 TM 包括环带 TMA, 其沿着大部分鼓膜周向延伸, 从而使鼓膜保持在适当的位置。所述中耳 ME 位于耳朵的鼓膜 TM 和耳朵的耳蜗 CO 之间。中耳 ME 包括听小骨 OS, 从而将鼓膜 TM 与耳蜗 CO 耦合。听小骨 OS 包括砧骨 IN、锤骨 ML 和镫骨 ST。锤骨 ML 与鼓膜 TM 连接且镫骨 ST 与卵圆窗 OW 连接, 使得砧骨 IN 位于锤骨 ML 和镫骨 ST 之间。镫骨 ST 耦合卵圆窗 OW 从而将声音从中耳传导到耳蜗。

[0063] 听力系统 10 包括输入传感器组件 20 和输出传感器组件 30, 从而将声音传送给使用者。听力系统 10 可以包括耳后单元 BTE (behind the ear unit)。耳后单元 BTE 可包括系统 10 的许多部件, 例如语音处理器、电池、无线传送线路和输入传感器组件 10。耳后单

元 BTE 可包括美国专利公开说明书 No. 2007/0100197, 名称为 "Output transducers for hearing systems" 和 2006/0251278, 名称为 "Hearing system having improved high frequency response" 中描述的许多部件, 所述文献的全部公开以引用方式合并于此并可能适于根据本发明的一些实施方式进行组合。所述输入传感器组件 20 可至少部分地位于耳廓 P 之后, 尽管所述输入传感器组件可位于许多位置。例如, 所述输入传感器组件可基本上位于耳道内, 如美国专利公开说明书 No. 2006/0251278 所描述, 所述文献的全部公开以引用方式合并于此。所述输入传感器组件可包括蓝牙连接从而与手机耦合且例如可包括可从 Sound ID of Palo Alto, California 商购的 Sound ID 300 的部件。

[0064] 所述输入传感器组件 20 可接收声音输入, 例如音频声音。对于用于听力受损个体的助听器而言, 所述输入可以是环境声音。所述输入传感器组件包括至少一个输入传感器, 例如扩音器 22。扩音器 22 可以定位在许多位置上, 例如适当地设置在耳朵后。扩音器 22 显示为定位以从环境声音检测空间定位信号, 这样使用者可以基于传送的声音确定说话者在哪里。耳朵的耳廓 P 可以对着耳道开口折射声波, 这样可以利用频率高于至少约 4kHz 的声音检测声音定位信号。当扩音器定位于耳道 EC 内且还当扩音器定位于耳道 EC 外和耳道开口内约 5mm 处时, 可以检测声音定位信号。所述至少一个输入传感器可包括远离耳道和耳道开口设置的第二扩音器, 例如定位在耳后单元 BTE 上。输入传感器组件可包括合适的扩音器或其他电子接口。在一些实施方式中, 输入可包括来自声音产生或接收装置 (例如电话、蜂窝式电话、蓝牙连接、无线电、数字音频单元等) 的电子声音信号。

[0065] 在许多实施方式中, 至少第一扩音器可以定位在耳道中或靠近耳道开口, 从而测定包括空间定位信号的高于至少约 4kHz 的高频声音。第二扩音器可以远离耳道和耳道开口定位, 从而测定低于约 4kHz 的至少低频声音。该配置可以降低对使用者的回授, 如美国专利公开说明书 No. US 2009/0097681 所描述, 所述文献的全部公开以引用方式合并于此并适于根据本发明实施方式的组合。

[0066] 输入传感器组件 20 包括信号输出源 12, 其可包括光源, 例如 LED 或激光二极管、电磁体、RF 源等。信号输出源可基于声音输入产生输出。可植入输出传感器组件 30 可以接收来自输入传感器组件 20 的输出并可以产生响应性机械振动。可植入输出传感器组件 30 包括声音传感器且可包括例如线圈、磁体、磁致伸缩元件、光致伸缩元件或压电元件中的至少一种。例如, 可植入输出传感器组件 30 可以耦合输入传感器组件 20, 所述输入传感器组件 20 包括细长柔性支架, 所述支架有支撑于其上的线圈, 用于插入耳道中, 如美国专利公开说明书 No. 2009/0092271, 名称为 "Energy Delivery and Microphone Placement Methods for Improved Comfort in an Open Canal Hearing Aid" 所描述, 所述文献的全部公开以引用方式合并于此并可能适于根据本发明一些实施方式进行适当组合。可选择地或组合地, 输入传感器组件 20 可包括耦合光学纤维的光源, 例如如美国专利公开说明书 No. 2006/0189841, 名称为 "Systems and Methods for Photo-Mechanical Hearing Transduction" 所述, 所述文献的全部公开以引用方式合并于此并可能适于根据本发明一些实施方式进行组合。输入传感器组件 20 的光源也可以定位在耳道中, 且输出传感器组件和 BTE 线路部件可位于耳道内从而适配在耳道内。当适当地耦合受试者听觉传导通道时, 由输出传感器 30 引起的机械振动可引起受试者的神经冲动, 其可由受试者判断为原始声音输入。

[0067] 可植入输出传感器组件 30 可以以许多方式设置成与中耳的听觉传导通道耦合，从而引起可由使用者判断为声音的神经冲动。这种耦合可以通过位于耳朵中的流体（例如空气）产生，其可将扬声器与耳朵的振动结构耦合。所述流体也可以包括液体，从而将扬声器与中耳组织耦合。定位在中耳腔内的输出传感器组件 30 可以从声音传感器（例如扬声器）发出声音。可植入输出传感器组件 30 可通过耳朵的基本上固定的结构支撑，这样耳朵的振动结构的振动不会被组件 30 的质量抑制。例如，输出传感器组件 30 可通过形状与鼓岬 PM 的形状一致的支架、壳体、模具等支撑在鼓岬 PM 上。传感器组件可通过组织移植物固定至以限定至少一部分耳道的刚性骨结构支持的皮肤上。传感器组件 30 可通过中耳的许多其他基本上固定的结构支撑，例如限定圆窗龛的骨。

[0068] 可植入输出传感器组件 30 可以多种方式引起耳朵的振动结构响应通过声音传感器传送的声波而振动。例如，由设置在中耳腔内的组件的声音传感器发出的声波可以引起鼓膜 TM 振动并将声音传送到耳蜗 CO。声音传感器可以增加和降低中耳内气压，从而分别驱动鼓膜向外和向内以使得使用者能感知声音。例如，声音传感器可以包括向外运动从而增加中耳声压和向内运动的隔膜从而降低中耳声压的隔膜。声音传感器可以包括含一定体积的内腔，且隔膜的向外运动可以增加内腔的体积和中耳压力，且隔膜的向内运动可以降低内腔的体积和中耳压力。由于压力变化可由声音传感器内腔的体积变化产生，声音传感器可以按许多定向耦合鼓膜，例如即使当声音传感器远离鼓膜定向时。与传感器组件的定向有关的耦合的低灵敏性可以基本上有利于组件的成功外科手术植入。

[0069] 由与鼓膜 TM 耦合声音传感器 30 发出声压。鼓膜 TM 通过位于中耳中鼓膜 TM 和耳蜗 CO 之间的听小骨 OS 与耳蜗 CO 耦合，这样鼓膜 TM 的振动通过听小骨的振动将声音传送到耳蜗 CO。听小骨 OS 包括锤骨 ML、砧骨 IN 和镫骨 ST，且听小骨振动从而使鼓膜 TM 与耳蜗耦合。镫骨 ST 通过卵圆窗 OW 耦合耳蜗，从而通过镫骨的振动将来自镫骨的声音传送到耳蜗。卵圆窗 OW 包括由中耳通向内耳前庭的膜覆盖的开口，从而引起振动并将声音从镫骨传送到耳蜗 CO。圆窗 RW 包括位于内耳和中耳之间的膜覆盖的开口。圆窗 RW 可以响应由镫骨通过卵圆窗传送到耳蜗的声音而振动，从而释放来自声波的压力并降低与耳蜗耦合的其他振动结构的声阻抗。

[0070] 图 1A 显示正视的鼓膜侧面的耳朵结构，图 1B 显示侧视的鼓膜内侧的耳朵结构。鼓膜 TM 与锤骨 ML 连接。鼓膜 TM 包括沿着大部分鼓膜 TM 周向延伸的环带 TMA。在至少一些实施方式中，切口可以在环带 TMA 中和鼓膜 TM 的内部形成，这样鼓膜片可以被推向侧面而达到中耳 ME。锤骨 ML 包括头部 H、锤骨柄 MA、外侧凸 LP 和尖端 T。锤骨柄 MA 设置在头部 H 和尖端 T 之间并耦合鼓膜 TM，这样锤骨 ML 随着鼓膜 TM 振动而振动。

[0071] 图 1C 显示固定到设置在中耳 ME 的腔内表面上的鼓岬上的输出传感器组件 30，这样使用者可以感知声音。输出传感器组件 30 包括声音传感器 32。声音传感器 32 从中耳发出可由使用者感知的声压 SO。输出传感器组件还包括至少一个设置为接收通过鼓膜 TM 透射的电磁能的传感器 34，例如线圈、光检测器或光致伸缩材料中的至少一种。该至少一个传感器 34 可以通过线路 38 耦合声音传感器 32，这样响应于通过鼓膜 TM 透射的电磁能而从扬声器发出声音。输出传感器组件 30 可包括锚定结构 36，其设置成将输出传感器组件固定在耳朵的基本上固定的结构，例如鼓岬 PR 上。锚定结构 36 可包括设置成接收例如组织移植物的生物相容结构，且可包括用于组织整合的涂层、法兰或孔口中的至少一个。锚定

结构 36 可固定至组织上,这样当声音传感器 32 通过声耦合耳朵的振动结构,或由于头部运动,或两者都存在时,组件的位置可基本上保持固定。

[0072] 由声音传感器 32 发出的声音可以引起听觉传导通道的振动部件的振动,从而使用者感知声音。由声音传感器 32 发出的声压 S0 可以引起鼓膜 TM 的振动。鼓膜 TM 耦合包括锤骨 ML、砧骨 IN 和镫骨 ST 的听小骨。锤骨 ML 的锤骨柄 MA 可以与鼓膜 TM 牢固结合。鼓膜 TM 的最低或凹点包括鼓膜凸 UM。锤骨 ML 包括第一轴 110、第二轴 113 和第三轴 115。砧骨 IN 包括第一轴 120、第二轴 123 和第三轴 125。镫骨 ST 包括第一轴 130、第二轴 133 和第三轴 135。

[0073] 锤骨 ML、砧骨 IN 和镫骨 ST 的轴可以基于惯性矩 (moment of inertia) 定义。第一轴可以包括各骨的最小惯性矩。第二轴包括各骨的最大惯性矩。第一轴与第二轴可以正交。第三轴在第一轴和第二轴之间延伸,例如使得第一轴、第二轴和第三轴包括右旋三元体 (right handed triple)。例如锤骨 ML 的第一轴 110 可以包括锤骨的最小惯性矩。锤骨 ML 的第二轴 113 可以包括锤骨 ML 的最大惯性矩。锤骨 ML 的第三轴 115 可以垂直于第一轴和第二轴延伸,例如作为由第一轴 110 和第二轴 113 限定的右旋三元体的第三元件。此外,砧骨 IN 的第一轴 120 可包括砧骨的最小惯性矩。砧骨 IN 的第二轴 123 可包括砧骨 IN 的最大惯性矩。砧骨 IN 的第三轴 125 可以垂直于第一轴和第二轴延伸,例如作为由第一轴 120 和第二轴 123 限定的右旋三元体的第三元件。镫骨 ST 的第一轴 130 可以包括镫骨的最小惯性矩。镫骨 ST 的第二轴 133 可以包括镫骨 ST 的最大惯性矩。镫骨 ST 的第三轴 135 可以垂直于第一轴和第二轴延伸,例如作为由第一轴 130 和第二轴 133 限定的右旋三元体的第三元件。

[0074] 输出传感器系统的振动可以引起鼓膜 TM 和锤骨 ML 的振动,其通过砧骨 IN 传送给镫骨 ST,以使得使用者感知声音。鼓膜凸 UM 处的鼓膜 TM 的低频振动可以引起锤骨 ML 和砧骨 IN 围绕轴 125 的铰接转动 125A。鼓膜凸 UM 处的平移引起锤骨 ML 的尖端 T 的铰接转动 125B 及锤骨 ML 和砧骨 IN 围绕轴 125 的铰接转动 125A,这使得镫骨沿着轴 135 平移并将振动传递给耳蜗。鼓膜 TM 的振动(例如高频下)也可以引起锤骨 ML 沿着伸长的第一锤骨轴 110 以扭转运动 110A 扭转。这种扭转可以包括锤骨 ML 的尖端 T 上的扭转运动 110B。锤骨 ML 绕第一锤骨轴 110 的扭转可以引起砧骨 IN 绕第一砧骨轴 120 扭转。这种砧骨转动可以引起镫骨将振动传递给耳蜗,在此处振动被使用者感知为声音。

[0075] 输出传感器组件和锚定结构可以以多种方式成形以适配在中耳内并固定在其中的结构上。例如,传感器组件可包括通过鼓膜 TM 和环带 TMA 中的切口的横截面尺寸,这样限定耳道的骨可以保持完整。环带 TMA 可通过位于外耳和中耳之间的耳的骨部分中形成的沟槽 SU 支撑。鼓膜可以沿着环带切开以形成鼓膜片,当传感器组件 30 定位于中耳内时,鼓膜的一部分可以保持与使用者连接并位于耳道边缘上。鼓膜片可以在传感器定位后定位。传感器组件可以包括成形为适配在圆窗龛内的至少一部分。可选择地或组合地,传感器组件 30 可以包括成形为容纳中耳的圆形鼓岬的圆形凹型部分 30R。

[0076] 利用定位在中耳内的输出传感器组件,输出传感器组件部件的总质量可以为至少约 50mg,例如 100mg 或以上,且由于输出传感器组件固定在中耳的基本上固定的结构上从而包括鼓膜、听小骨、圆窗和卵圆窗的振动结构基本上自由振动,其具有使用者能够觉察到的最小阻塞效应。

[0077] 所述声音传感器 32 可以包括尺寸设置为适配在中耳内且尺寸设置为适于通过鼓膜 TM 的切口的已知扬声器部件。例如，所述扬声器可以包括平衡衔铁传感器、线圈、磁体、压电式传感器或光致伸缩材料中的至少一种。

[0078] 可植入输出传感器组件 30 可以许多方式设置成响应电磁能而产生声压 S0，这样所述组件可以利用包括环带 TMA 的鼓膜 TM 中的切口定位在中耳内，例如无需切骨和无需钻骨。例如，组件 30 可包括设置成接收第一至少一种光波长的第一光检测器和设置成接收第二至少一种光波长的第二光检测器，其中所述组件设置成响应第一至少一种波长而增加内腔室积和增加中耳压力；并响应第二至少一种波长而降低内腔室积和降低中耳气压。第一光检测器可以传送第二至少一种光波长从而第一光检测器可以至少部分地定位在第二光检测器上从而减小组件 30 的尺寸。第一光检测器可以以第一极性耦合声音传感器和第二光检测器可以以第二极性耦合第二光检测器，所述第一极性和第二极性相反。第一光检测器和第二光检测器可以包括至少一种光致伸缩材料，例如晶体硅、非晶硅、微形态硅 (micromorphous silicon)、黑硅、碲化镉、铜铟镓硒化物等。在一些实施方式中，至少一个光检测器可包括例如美国专利 No. 7, 354, 792 和 7, 390, 689 描述的和购自 Beverly, Massachusetts 的 SiOnyx, Inc 的黑硅。可选择地或组合地，所述组件可包括独立的动力和信号结构，例如包括一个光检测器的组件。第一至少一种光波长和第二至少一种光波长可以调节的脉冲宽度。可设置成通过输入传感器组件 20 光耦合可植入传感器组件 30 的线路和系统的实例可在以下美国专利申请中发现：2008 年 6 月 17 日提交的 61/073, 271，名称为“Optical Electro-Mechanical Hearing Devices With Combined Power and Signal Architectures”（代理人文案号 026166-001800US）；2008 年 12 月 19 日提交的 61/139, 522，名称为“Optical Electro-Mechanical Hearing Devices With Combined Power and Signal Architectures”（代理人文案号 026166-001810US）；2009 年 5 月 11 日提交的 61/139, 522，名称为“Optical Electro-Mechanical Hearing Devices With Combined Power and Signal Architectures”（代理人文案号 026166-001820US）；2008 年 6 月 17 日提交的 61/073, 281，名称为“Optical Electro-Mechanical Hearing Devices with Separate Power and Signal”（代理人文案号 026166-001900US）；2008 年 12 月 19 日提交的 61/139, 520，名称为“Optical Electro-Mechanical Hearing Devices with Separate Power and Signal”（代理人文案号 026166-001910US）；所述文献的全部公开以引用方式合并不此并适于根据本发明的实施方式进行组合。

[0079] 图 1C 1 显示可植入输出传感器组件 30，其中声音传感器 32 包括平衡衔铁传感器 32B 和隔膜 32D。平衡衔铁传感器耦合隔膜 32D。隔膜 32D 朝着中耳圆窗定向。平衡衔铁传感器 32 可包括簧片 32R。簧片 32R 可通过在簧片 32R 和隔膜 32D 之间延伸的柱状物 32P 耦合隔膜 32D。隔膜 32D 可包括设置成振动并发出声压 S0 的刚性内部分和设置成弯曲的外膜盒 (bellows) 部分。隔膜 32D 的内部分也可以是柔性的。外膜盒部分可以耦合壳体 32H。在许多实施方式中，壳体 32H 包括隔膜 32D、膜盒 32B 和该至少一个传感器 34，从而所述组件是密封的。

[0080] 壳体 32H 和隔膜 32D 可以限定含体积 32V 的内腔 32C。当隔膜 32D 通过平衡衔铁传感器 32B 向外推动时，腔 32 的体积增加至第一体积。当隔膜 32D 通过平衡衔铁传感器 32B 向内拉动时，腔 32 的体积降低至第二体积，其中所述第二体积小于所述第一体积。对于

许多频率的声音来说,声音的波长显著大于内耳的尺寸,这样传感器的定向可能并不重要。例如,当声频率为约 1kHz 和基于约 320m/s 的音速时,声压波的波长为约 0.32m,这可显著大于中耳的尺寸。然而,对于具有约 10kHz 或以上的频率的声音,波长为约 0.032m(32mm),这接近于中耳的尺寸。然而,由于 32mm 可显著大于中耳的尺寸,设置成例如基于体积增加中耳声压的传感器可通过含有高达至少约 20kHz 的频率(接近声频的自然上限)的声压耦合耳朵的振动结构。

[0081] 输出传感器组件 30 包括该至少一个传感器 32,其中所述至少一个传感器 32 可包括至少一个朝着中耳鼓膜定向的光检测器,从而接收沿着耳道和通过鼓膜 TM 传送的光。所述至少一个光检测器可包括上述的一个或多个光检测器。

[0082] 图 1C2 显示输出传感器组件 30,其包括尺寸设置为适配在圆窗龛中的延伸部分 32E 的部分。延伸部分 32E 可通过许多方法调整尺寸以适配在圆窗龛 NI 中。例如,延伸部分 32E 可包括跨度不大于约 3mm 的最大尺寸。延伸部分 32E 可包括圆形截面,或可包括卵形,例如椭圆截面,从而与圆窗龛 NI 对应。

[0083] 壳体 32H 可基本上包围包括膜盒 32B 的隔膜 32D 和平衡衔铁传感器 32B。通道 32CH 可从隔膜 32D 延伸到延伸部分 32E 中的开口 320,从而从开口 320 发出声压 S0。通道 32CH 可包括例如直径 32CD 的横截面尺寸,从而靠近通道 32CH 的开口 320 集中声压。例如,隔膜 32D 可包括对应于沿着通道 32CH 的第一面积的表面积,且开口 320 可包括对应于通道 32 的第二面积的面积,其中第二面积是第一面积的至少约五倍,从而靠近定位在圆窗 RW 附近的开口 320 集中声压。例如,第二面积可以是第一面积的十倍。本领域技术人员可根据本发明所述的教导进行经验研究来确定开口与圆窗和鼓膜的相对耦合的频率相关性,从而确定开口和隔膜的尺寸。也可以基于鼓膜和圆窗与可植入组件的声音传感器的相对耦合的传递功能来调节声音处理器的线路,从而补偿频率间的不同增益。

[0084] 图 1C3 显示包括耦合输出传感器组件 30 的光学纤维 14 和准直光学器件 16 的输入传感器组件 20,所述输出传感器组件 30 包括接收由鼓膜散射的光  $\lambda_s$  的凸型弯曲光检测器 31 和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面 33。准直光学器件 16,例如设置在离开光学纤维 14 的末端一段距离的透镜,发射包括光  $\lambda$  的电磁能,所述光  $\lambda$  冲击鼓膜 TM 并散射。准直光学器件可以使发射的光束对准到不大于约 20 度的全角。光检测器的凸型弯曲表面 31 接收散射光并包括大于由准直光学器件发射的光束照亮的鼓膜面积的表面积。例如,光检测器的表面积可以是光束照亮的鼓膜表面积的至少约两倍,且光束照亮可以基于照亮鼓膜的光束的全宽半最大强度 (full width half maximum intensity) 来定义。传感器 32 设置在光检测器 31 的凸型弯曲表面和凹型弯曲表面 33 之间。凸型弯曲的光检测器 31 成型用于靠近鼓膜 TM 放置,从而将由输入组件 20 的光学纤维发射的光有效地耦合到输出组件 30 的光检测器上,例如如以下实验部分所描写的。输出传感器组件的尺寸可设置为在中耳腔的后部放置,例如后下部,这样光可以通过鼓膜的后部透射,例如通过下后部。

[0085] 本发明描述的凸型弯曲表面和凹型弯曲表面可例如包括许多形状的一种或多种,例如球形、环形、圆柱形、逐段连续形、圆锥形及其组合。

[0086] 图 1C4 显示包括光学纤维 14 和准直光学器件 16 的输入传感器组件 20,所述准直光学器件 16 耦合输出传感器组件 30,所述输出传感器组件 30 包括接收从鼓膜散射的光  $\lambda_s$  的设置在光检测器上的至少一个凸型弯曲透镜 34 和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面。

至少一个凸型弯曲透镜可包括球面透镜、非球面透镜、柱面透镜、复曲面透镜、柱面透镜阵列、或球面透镜阵列或其组合。例如，所述至少一个透镜可包括皮亚诺凸透镜且可以定位在基本上平坦的光检测器上，从而与鼓膜耦合。例如所述至少一个透镜可包括球面皮亚诺凸透镜阵列。可选择地或组合地，所述至少一个透镜可包括柱面微透镜阵列，其中各柱面微透镜包括朝着鼓膜的凸面和朝着光电 PV 定向的平面，且该柱面微透镜阵列可包括单片材料，所述微透镜在第一侧上形成而第二平面侧对着光电器件并与第一侧相对定向。

[0087] 图 1C5 显示输出传感器组件，其包括设置在接收由鼓膜散射的光的光检测器和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面之间的平衡衔铁传感器；所述平衡衔铁传感器 32B 可与至少一个检测器 34 定位，所述检测器 34 包括定位在平衡衔铁传感器的壳体 32H 上的光电 PV。平衡衔铁传感器 32B 包括永磁体，例如 C 型永磁体，和枢转的移动磁性衔铁，以便它可以在永磁体磁场内移动。透镜 35 可定位在光电 PV 上，例如用粘合剂粘合。来自光电 PV 的电流 32I 驱动平衡衔铁传感器 32B。所述平衡衔铁传感器 32B 具有延伸到柱状物 32P 的簧片 32R，所述柱状物耦合隔膜 32D。隔膜 32D 耦合通道 32CH。通道 32CH 延伸至至少一个开口 32O。所述至少一个开口 32O 可以用弹性密封体例如弹性体密封，且当腔室 32C 的体积 32V 响应隔膜 32D 的振动而变化时，所述密封体可以振动从而将声音 S0 发送到中耳腔中。

[0088] 图 1C6 显示输出传感器组件 30，其包括设置在接收由鼓膜散射的光的光电 PV 和容纳一部分鼓岬的凹型弯曲表面 33 之间的平衡衔铁传感器 32B；其中包括光电 PV 的光检测器的表面相对于平衡衔铁传感器 32B 和凹型弯曲表面 33 倾斜。壳体 32H 可包括倾斜面来支撑倾斜的光电 PV。

[0089] 输出传感器组件 30 的形状适于放置在中耳腔内，这样光电 PV 接收通过鼓膜后部传送的光。输出传感器组件 30 的第一部分可包括隔膜且其尺寸可设置为适于面对鼓膜凸放置在中耳腔内。包括 C 型永磁体的传感器 32B 的第二部分的尺寸可设置为适于放置在中耳腔内朝向远离鼓膜凸的中耳腔的下部定向的位置。由于鼓膜凸到鼓岬的间距可以小于环带的下部 / 后部到鼓岬的间距，在光电 PV 和凹型弯曲表面 33 之间延伸的第一部分的厚度可以小于在光电 PV 和凹型弯曲表面 33 之间延伸的第二部分的厚度。第一部分可包括隔膜和柱状物且第二部分可包括永磁体，这样第一厚度可以显著小于第二厚度。第二部分可包括显著重于第一部分的质量，例如输出传感器组件 32B 的大部分质量，这样具有较高质量的第二部分定位在具有较小质量的第一部分之下，从而当支撑于中耳腔内时，输出传感器组件可以是稳定的。具有从其中通过延伸用于组织整合的孔口的锚定结构 36 可以支撑输出传感器组件 30 的一部分重量，这样可以保持支撑于中耳腔内的输出传感器组件的位置。

[0090] 透镜 35 可以定位在上述光电 PV 上并且倾斜。可选择地或组合地，包括光电 PV 的光检测器可包括上述凸型弯曲表面。

[0091] 图 1D 显示输出传感器组件的通过鼓膜的耳道的示意正视图，所述组件包括如图 1 和 1C 所示定位在使用者中耳内的扬声器。所述输出传感器组件 30 定位在鼓岬 PR 上，这样至少一个传感器组件 34 定向成接收通过鼓膜 TM 传送的电磁能。当电磁能通过鼓膜传送从而用声音传感器 32 振动鼓膜和听小骨时，该至少一个传感器 34 的位置和方向可以基本上保持固定。因此，入射在该至少一个传感器上的电磁能的传送效率基本上保持恒定，这样基本上抑制了由于鼓膜和听小骨振动时该至少一个传感器的运动而引起的声音失真。例如，该至少一个传感器可包括至少一个上述光检测器 PV，其可通过鼓膜 TM 看见，这样光可从耳

道 EC 通过鼓膜 TM 传送,从而利用光通过鼓膜 TM 传送能量和信号。

[0092] 图 1E 显示通过使声音传感器的输出对着中耳的圆窗龛定向而定位在中耳内的传感器组件,这样所述组件耦合圆窗。至少一个传感器组件 34 定向成接收通过鼓膜 TM 传送的电磁辐射。上锚定结构 36 和下锚定结构 36 通过筋膜 FA(其是纤维组织层)与限定圆窗龛 NI 的骨和皮肤连接,这样组件 30 固定至中耳的基本上固定的结构上。至少一部分传感器组件 30 的尺寸设置为适配在圆窗龛 NI 内。声音传感器 32 朝向圆窗 RW 定向,从而通过设置在声音传感器 32 和圆窗 RW 之间的流体 FL 与圆窗 RW 耦合。从声音传感器 32 发出的声压 S0 通过圆窗 RW 传送入耳蜗。流体 FL 可包括可自然存在于中耳 ME 内的空气。可选择地或组合地,流体 FL 可包括液体,例如油、矿物油、硅油、疏水性液体等。从扬声器延伸到圆窗的液体的体积可不大于约 50uL,例如不大于约 20uL。如上所述,传感器 32 可包括平衡衔铁传感器 32B,使隔膜 32D 耦合开口 320。

[0093] 如上所述,通过定位在圆窗龛中的开口 320 实现的声音 32S0 与圆窗的耦合可以降低定位在耳道内或靠近耳道开口的扩音器的回授。例如,可以定位壳体 32H、上锚定结构 36、下锚定结构 36 或筋膜 FA 中的一个或多个,从而至少部分封堵来自圆窗龛的声音传播,这样由隔膜 32D 通过开口 320 传送的声压基本上导向局部耦合的圆窗,且可基本上抑制远离圆窗龛的相应声音传播和可基本上减少扩音器处的相应回授声压。

[0094] 所述圆窗龛包括的体积显著小于中耳腔室积,且所述圆窗包括的表面积显著小于鼓膜的表面积,这样在许多实施方式中圆窗可以由圆窗龛中驱动可以比鼓膜由中耳腔驱动更有效。例如,圆窗龛可包括不大于约 0.1mL 的体积而中耳腔可包括约 2 到 10mL 的体积。由于在圆窗龛内移置的空气体积可比中耳内移置的空气体积小得多,因此与圆窗龛的耦合可以更有效。而且,鼓膜的表面积显著大于圆窗的表面积,这样腔室 32C 的体积 32V 的变化可以比鼓膜更远地使圆窗移位,从而使听觉传导通道的部件移位更大的距离。例如,当组织位于传感器上从而至少部分地封闭圆窗龛,使得开口 32S0 与圆窗流体连通时,圆窗的体积移置可基本上对应于传感器 32B 的移置体积 32V,这样基于圆窗的减小的表面积和传感器腔室 32C 的移置体积 32V,圆窗可使听觉传导通道移位相当大的距离。鼓膜可包括的表面积是圆窗表面积的至少约十倍,这样通过流体偶联导向圆窗的传感器体积移置 32V 可以比例如导向鼓膜的移置体积 32V 使听觉传导通道移位更大距离。

[0095] 图 1F 显示输出传感器组件的示意正视图,所述组件包括定位在如图 1E 所示的使用者中耳内的扬声器。组件 30 定位在鼓膜 TM 后的中耳内。设置成接收电磁辐射的至少一个传感器 34 面向鼓膜 TM 定向。

[0096] 图 2 显示耳蜗对传感器组件的频率响应 200 和鼓膜和圆窗的贡献。频率响应 200 可包括响应植入的输出传感器组件的耳蜗刺激的传递功能。频率响应 200 可包括鼓膜分量 210 和圆窗分量 220。圆窗分量可以与鼓膜分量组合,从而确定植入的输出传感器组件 30 对耳蜗的综合传递功能 230。尽管可能存在带有鼓岬到耳蜗 CO 的骨传导的一些传感器与耳蜗的耦合,如图所示,骨传导耦合显著低于鼓膜 TM 和圆窗 RO 的声耦合。

[0097] 可测定如上所述的许多结构的输出传感器组件的频率响应 200。例如,可以测定如上所述耦合至圆窗龛的输出的频率响应 200。对于低于约 4kHz 的频率,输出传感器组件可基本上通过声压与鼓膜 TM 耦合。对于高于约 5kHz,例如高于约 10Hz 的频率,输出传感器组件可基本上与圆窗耦合。由于鼓膜和锤骨可包括复杂运动,例如上述的转动,对于高于约

1kHz 的频率,传感器组件的耦合增益可以降低。

[0098] 以上显示的频率响应 200 阐明了根据一些实施方式的传递功能。基于本发明描述的教导,本领域技术人员可进行许多结构的输出传感器组件的研究,从而确定适当的结构和传递功能。例如,插入龛中的部分的尺寸可对于圆窗龛设置,从而改进与圆窗的耦合。此外,移植到所述组件中的组织可以至少部分地在圆窗和输出组件 30 之间形成密封,从而改进耦合以及圆窗部分 220 的增益。

[0099] 声音处理器线路,例如 BTE,可基于传递功能编程,所述传递功能基于放置在使用者中耳中的实施方式的频率响应 200 而确定。

[0100] 人鼓膜传送实验

[0101] 进行下述实验来测定红外光通过鼓膜的传送并确定输入组件 20 和输出组件 30 的布置。

[0102] 目的:确定在后部、下部和前部位置处通过人鼓膜的光传送损失的量以及由鼓膜散射的量。

[0103] 方法:用光电二极管光检测器对准光纤耦联激光二极管光源。将鼓膜置于线路中并测定来自光电二极管的光输出的变化。图 3 显示实验设备。鼓膜安装到 x, y, z 平移台上,其允许改变光通过鼓膜的不同位置。

[0104] 材料:

[0105] 光源 - 与纤维(直径 250 $\mu\text{m}$ ,纤芯 80 $\mu\text{m}$ )耦联的 1480nm 激光二极管;

[0106] 光电二极管 -1480nm 光电二极管 ( $5.5\text{mm}^2$ );

[0107] 负载 - 等同于与隔膜耦合的平衡衔铁传感器的 RLC 电路,例如从 Knowles 商购的;

[0108] 准直光学器件和中性密度滤波器 (NE20B);

[0109] DC 电压表 (Fluke 8060A);

[0110] 平移台;和

[0111] 具有相连锤骨的人体鼓膜(除去砧骨及其他中间部件)。

[0112] 结果

[0113] 无鼓膜

[0114] 设置电流以使光电二极管处于饱和区。中性密度 (ND) 滤波器用于衰减光输出以降低 PD 响应。该测量表明 ND 滤波器减弱光源 20.5dB。这确保记录的所有测量值来自线性区。

[0115] 在测量开始时和实验结束时测定响应于无鼓膜的准直光束的光电二极管电压。差异小于 1%。

[0116] 没有 TM 和 ND 滤波器的情况下,输出为 349mV。有 ND 滤波器但没有 TM 的情况下,该输出降低至约 32.9 到 33.1 的范围,对应于 0.095 和 -20.5dB 的线性变化。

[0117] 有鼓膜

[0118] 在鼓膜前部、下部和后部位置进行测量。鼓膜在相对于光电二极管的不同位置移动并估计其距离 X(以 mm 计)。表 1 显示对应于不同位置和不同鼓膜位点的所测得电压。

[0119] 表 1:对应于来自鼓膜的传送损失的测得的光电二极管电压

[0120]

x (mm)	0.1	0.5	1	2	3
后部	28	26.6	25.4	23.4	20.6
下部			23.6	21.1	17.1
前部			21.4	20.2	18.2

[0121] 后部放置显示对于所有距离的最高电压,且对于距离 0.1、0.5、1、2 和 3mm 的值分别为 28、26.6、25.4、23.4 和 20.6。对于各鼓膜位置和位点,光学纤维调整为最大化 PD 电压。这确保在光电二极管表面上的光束是最大的,以及测得的响应归因于传送损失而不是失对准。

[0122] 计算

[0123] 测得电压根据下式转换为传送损失百分比(以下称为“TL”):

$$[\text{0124}] \% \text{ TL} = ((V_{\text{无 TM}} - V_{\text{有 TM}}) / V_{\text{无 TM}}) * 100$$

[0125] 其中  $V_{\text{无 TM}}$  是无鼓膜时测得的电压,  $V_{\text{有 TM}}$  是有鼓膜时测得的电压。

[0126] 下表 2 显示使用上述方程式计算的%传送损失。

[0127] 表 2 : % 传送损失

[0128]

x (mm)	0.1	0.5	1	2	3
后部	16	20	23	29	38
下部			29	36	48
前部			35	39	45
平均			29	35	44

[0129] 在所有位点,后部放置显示最小的传送损失,且距离 0.1、0.5、1、2 和 3mm 处的值分别为 16、20、23、29 和 38%。

[0130] 在 PD 非常接近于鼓膜(约 0.1mm 内)的情况下,TL 为约 16%。该 TL 只能在后部位置测得。

[0131] 在鼓膜的三种位置中,后部位置比下部位置好 6-10%,比前部位置好 7-12%。

[0132] 当鼓膜远离 PD 移动时,所有三种位置的传送损失线性增加。三种不同位置间平均的对于 1、2 和 3mm 位点的平均传送损失分别为约 29%、35% 和 44%。

[0133] 实验结论

[0134] 由于鼓膜的传送损失在后部位置最低(16%)。当光电二极管远离鼓膜移动时,由于通过鼓膜的准直束的散射,损失增加。在离开鼓膜 3mm 处,平均损失高达 44%。这些数据显示以下意外结果:由于由鼓膜引起的偏离检测器表面角度的光散射比由于通过鼓膜的光传送导致更大的损失,且检测器和耦合器例如透镜可以适当成形从而收集由鼓膜散射的传送光。这些数据也显示出通过鼓膜后部的光传送较高的意外结果。

[0135] 由于鼓膜可以移动,活人体中的检测器应该离开鼓膜至少约 0.5mm。该数据提示,检测器和 / 或部件例如透镜可以成形为适配鼓膜并提供改进的传送,例如具有一个或多个倾斜面、弯曲面的形状,且可以定位在例如约 0.5mm 到约 2mm 的范围内。

[0136] 上述数据表明,例如照亮一部分鼓膜并将检测器靠近照亮部分放置可以实现投影光束和检测器之间的至少为约 50% (相当于 50% 损失) 的传送耦合效率,例如至少约 60% (相当于 40% 损失)。利用检测器的后部放置和照亮鼓膜一部分后部区域的情况下,耦合效率可为至少约 70%,例如 80% 或以上。这些意外的高耦合效率的结果表明,照亮一部分鼓膜和尺寸设置为适于照亮部分的检测器可以提供至少约 50% 的效率。而且,与下部和前部相比,鼓膜后部的意外的显著更低的传送损失表明,当大部分鼓膜被照亮时,可通过后部放置可意外地改进传送。例如,当光检测器定位在中耳腔后部,例如中耳腔下后部,且光学纤维定位在无准直光学器件的耳道中以使得光直接从光学纤维的末端发射到耳道中时,可以显著改进光学纤维与光检测器的传送耦合效率。

[0137] 尽管上文是本发明优选实施方式的完整描述,但可以采用多种替代、改变和等价物。因此,以上描述不应视为对本发明范围的限制,本发明范围仅通过附加的权利要求及其等价物来限定。

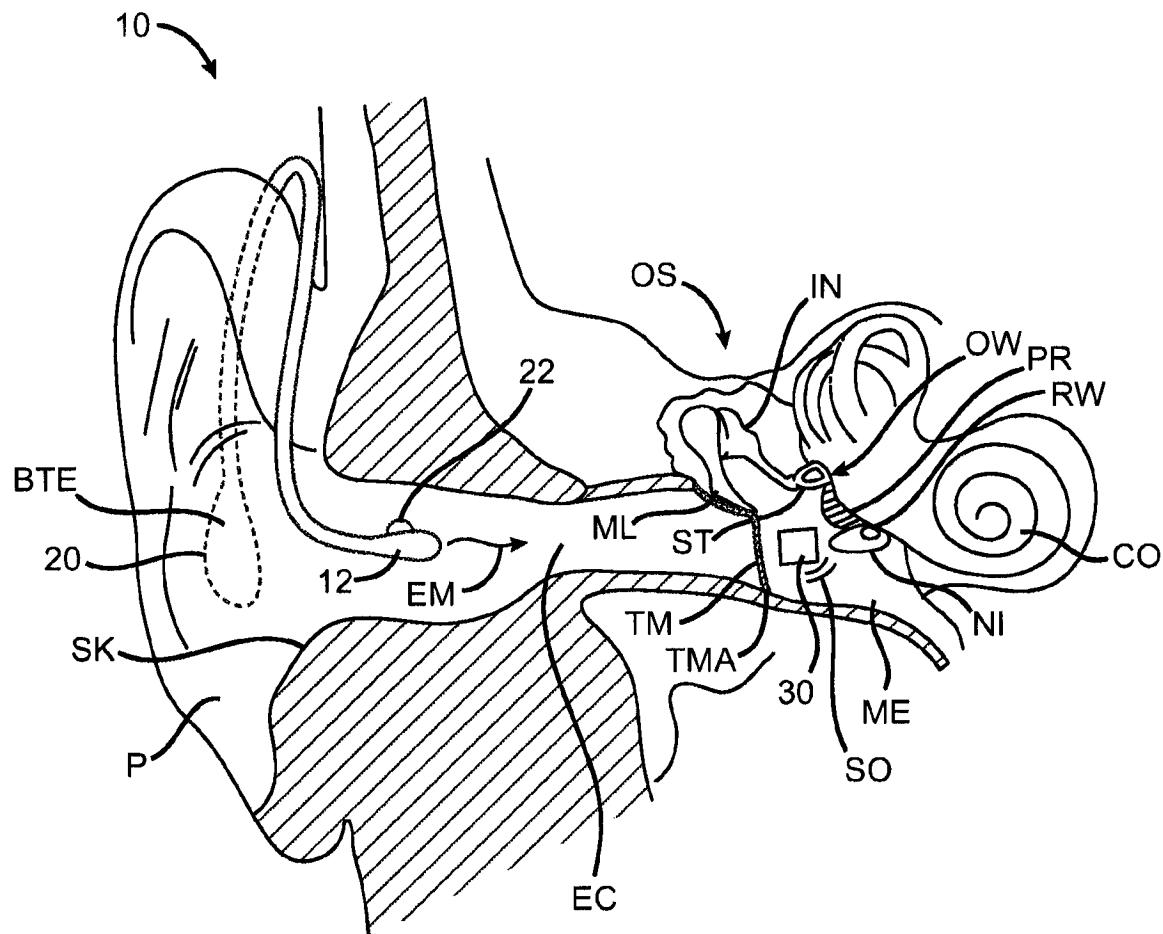


图 1

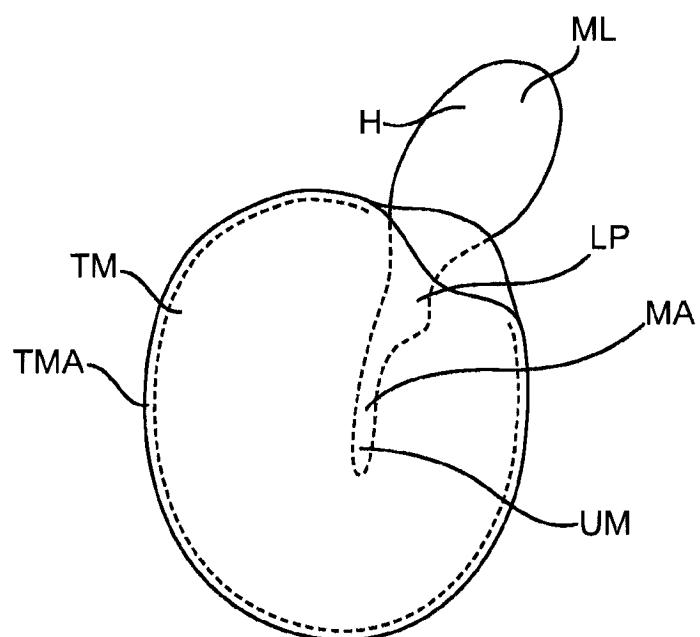


图 1A

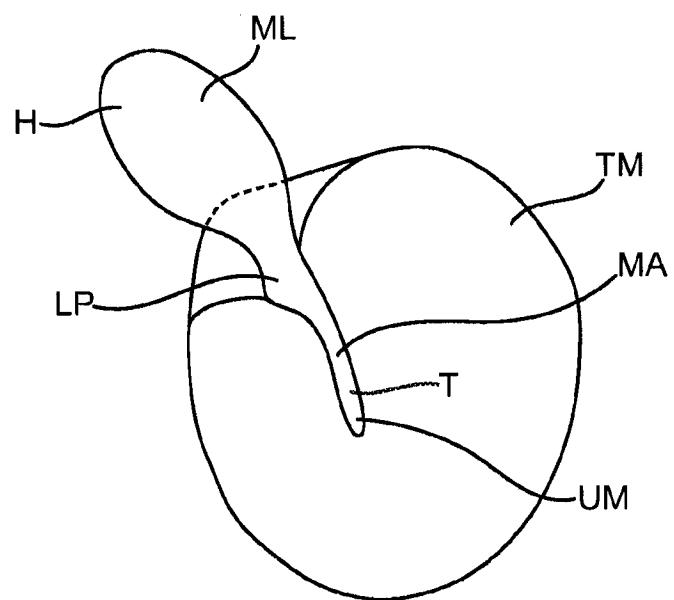


图 1B

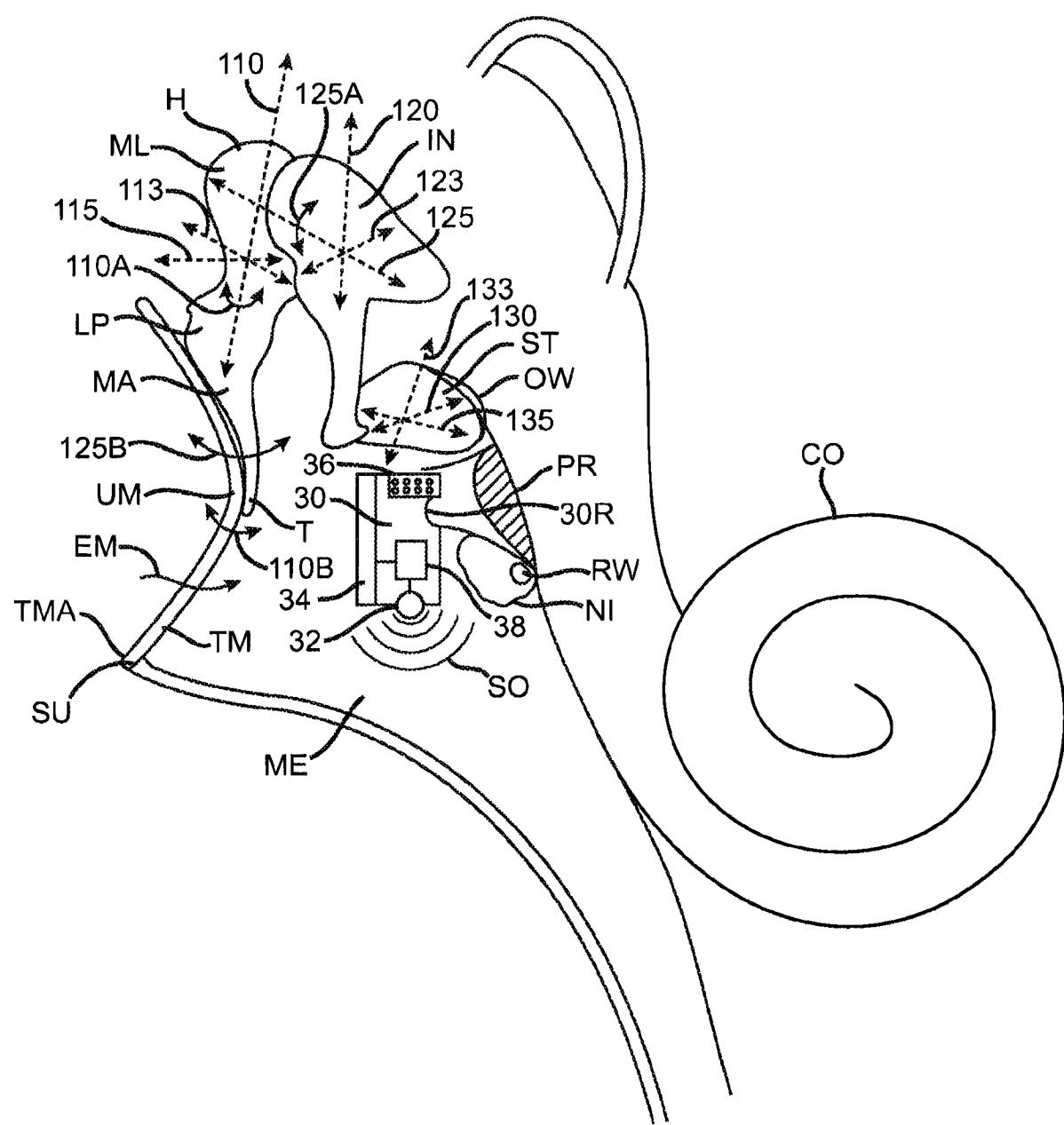


图 1C

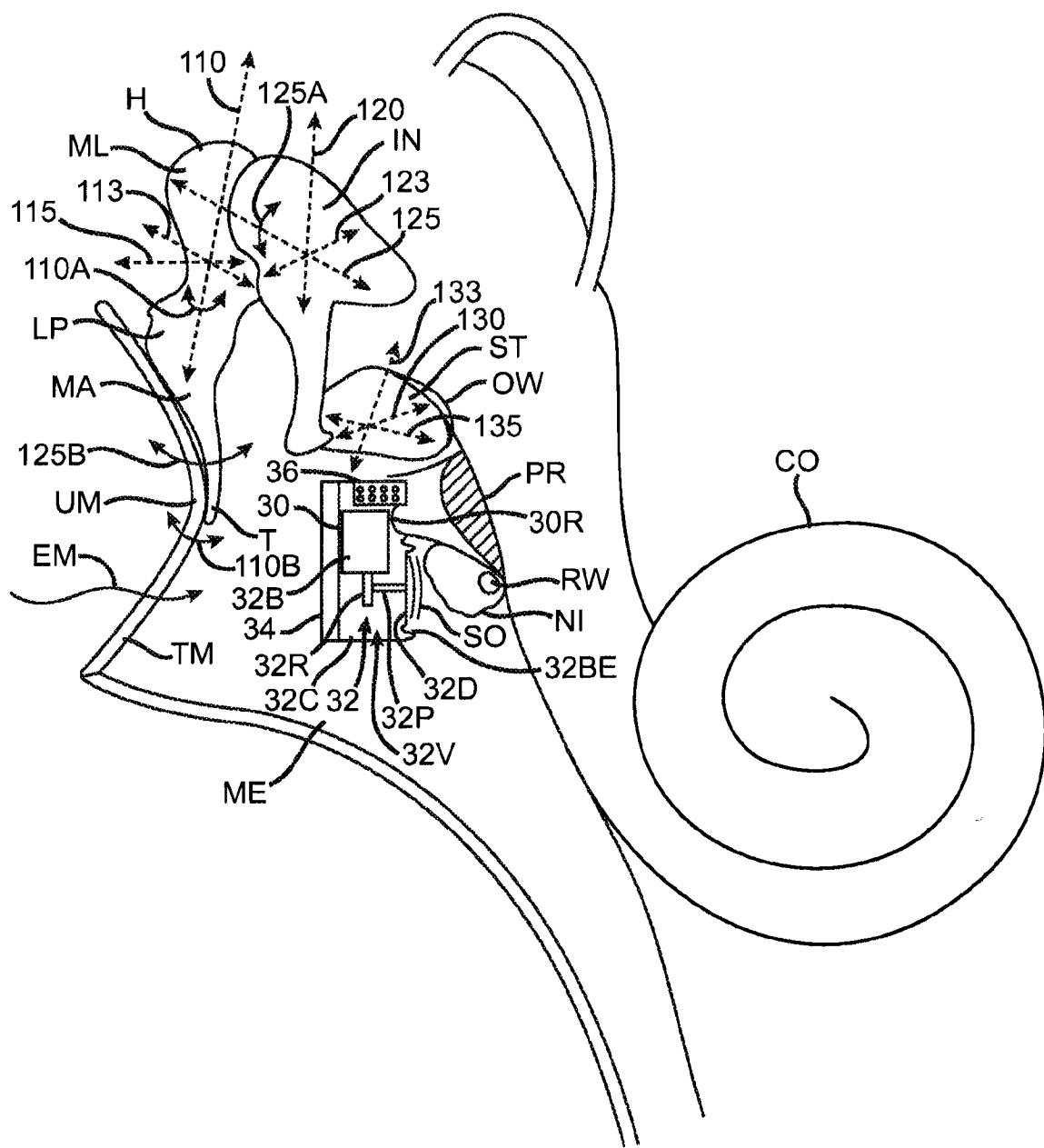


图 1C1

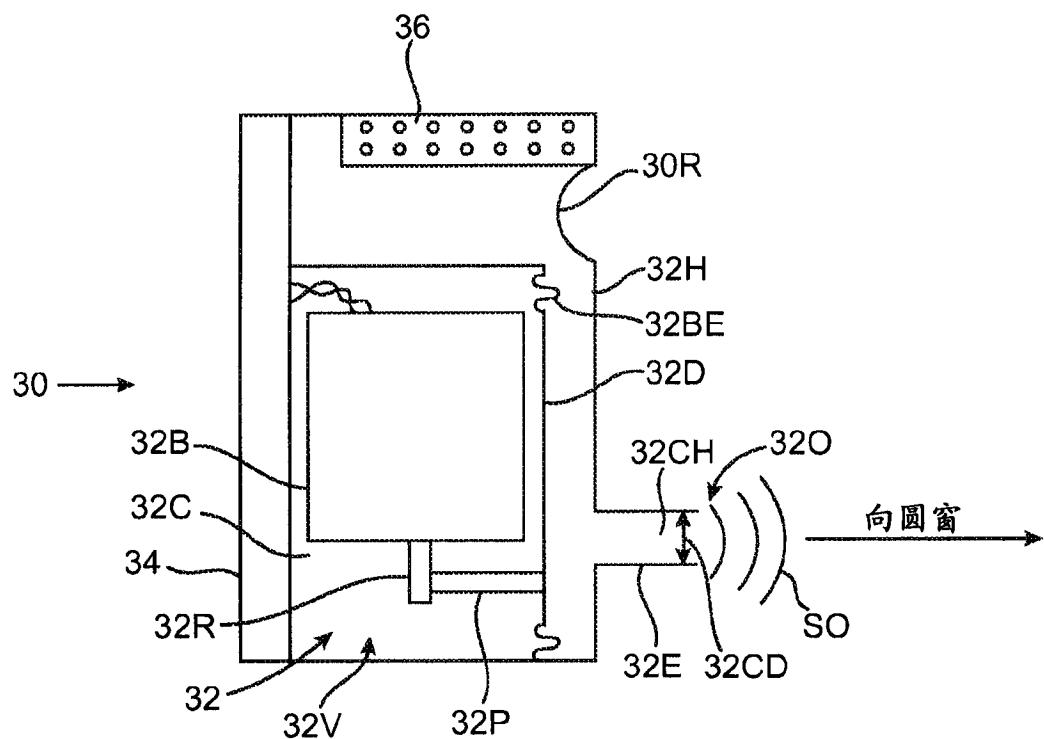


图 1C2

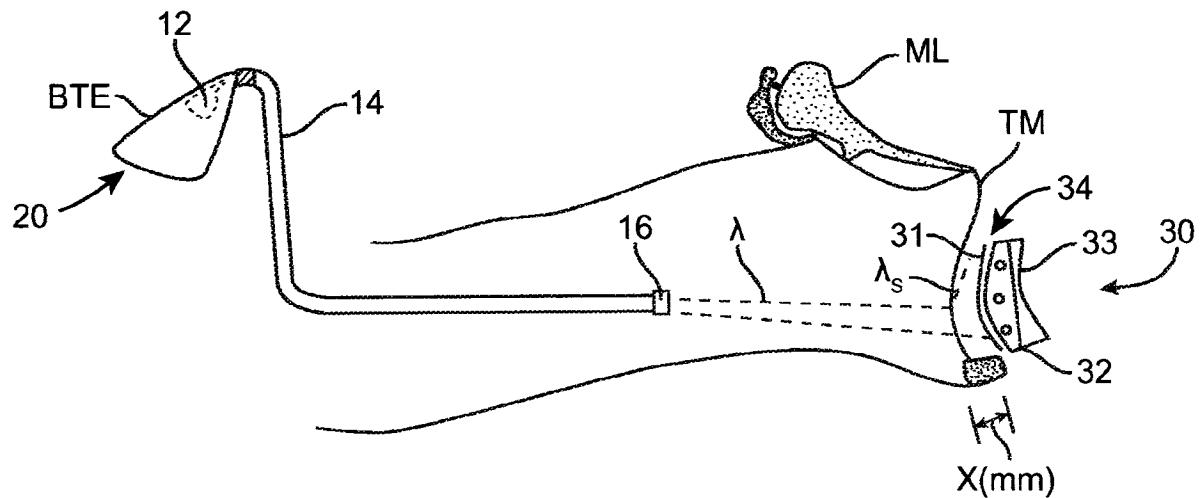


图 1C3

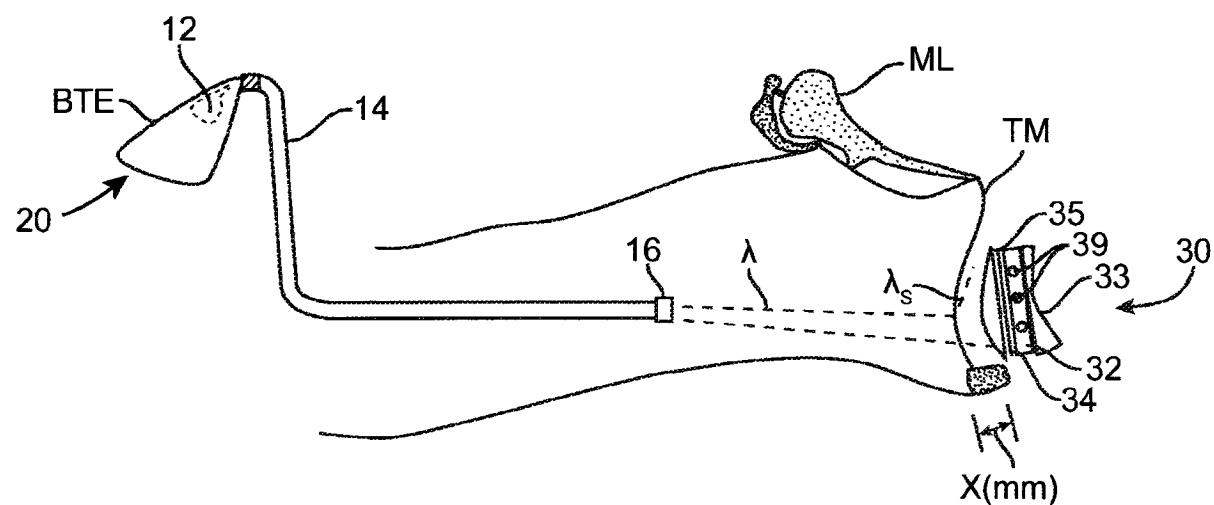


图 1C4

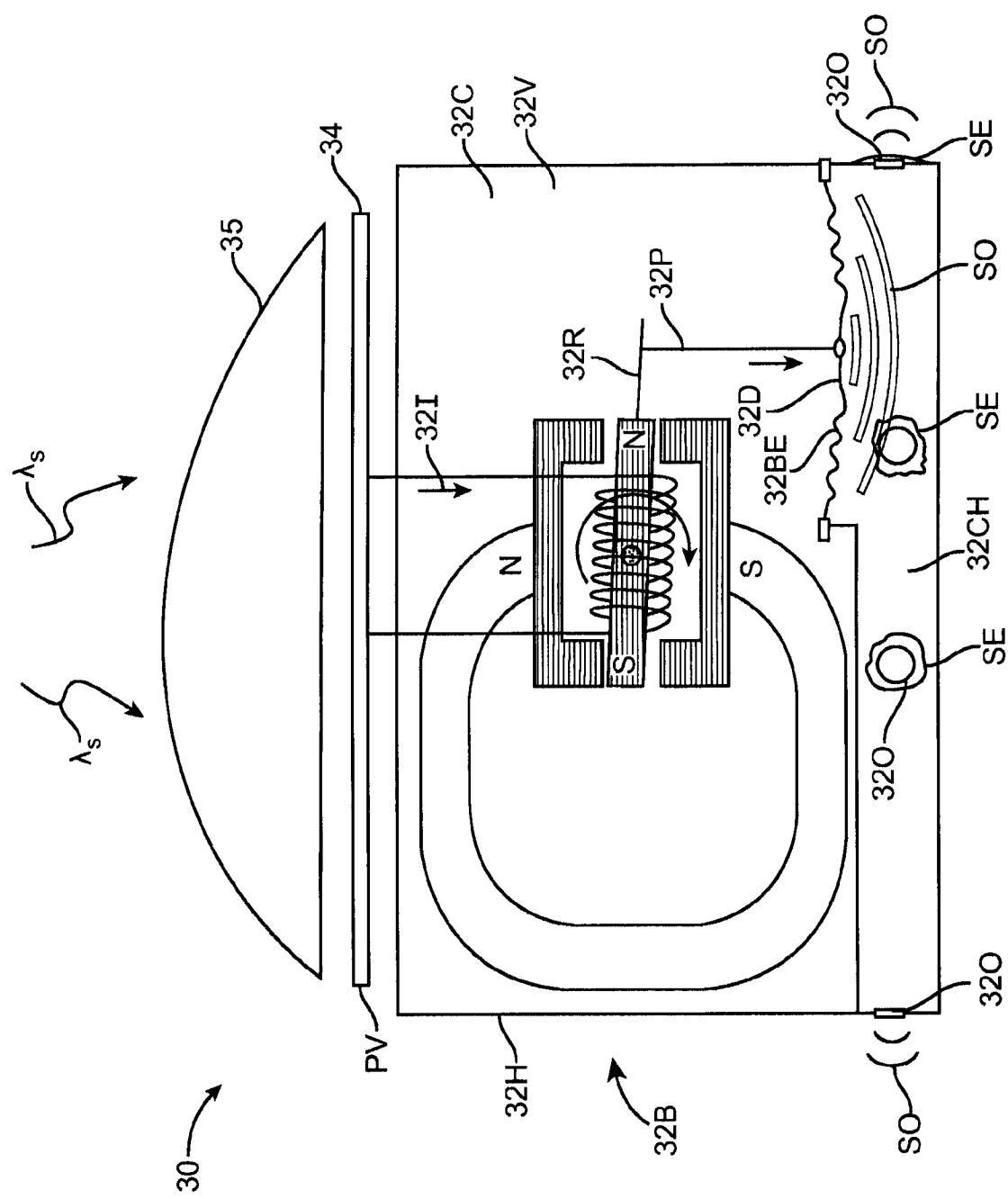


图 1C5

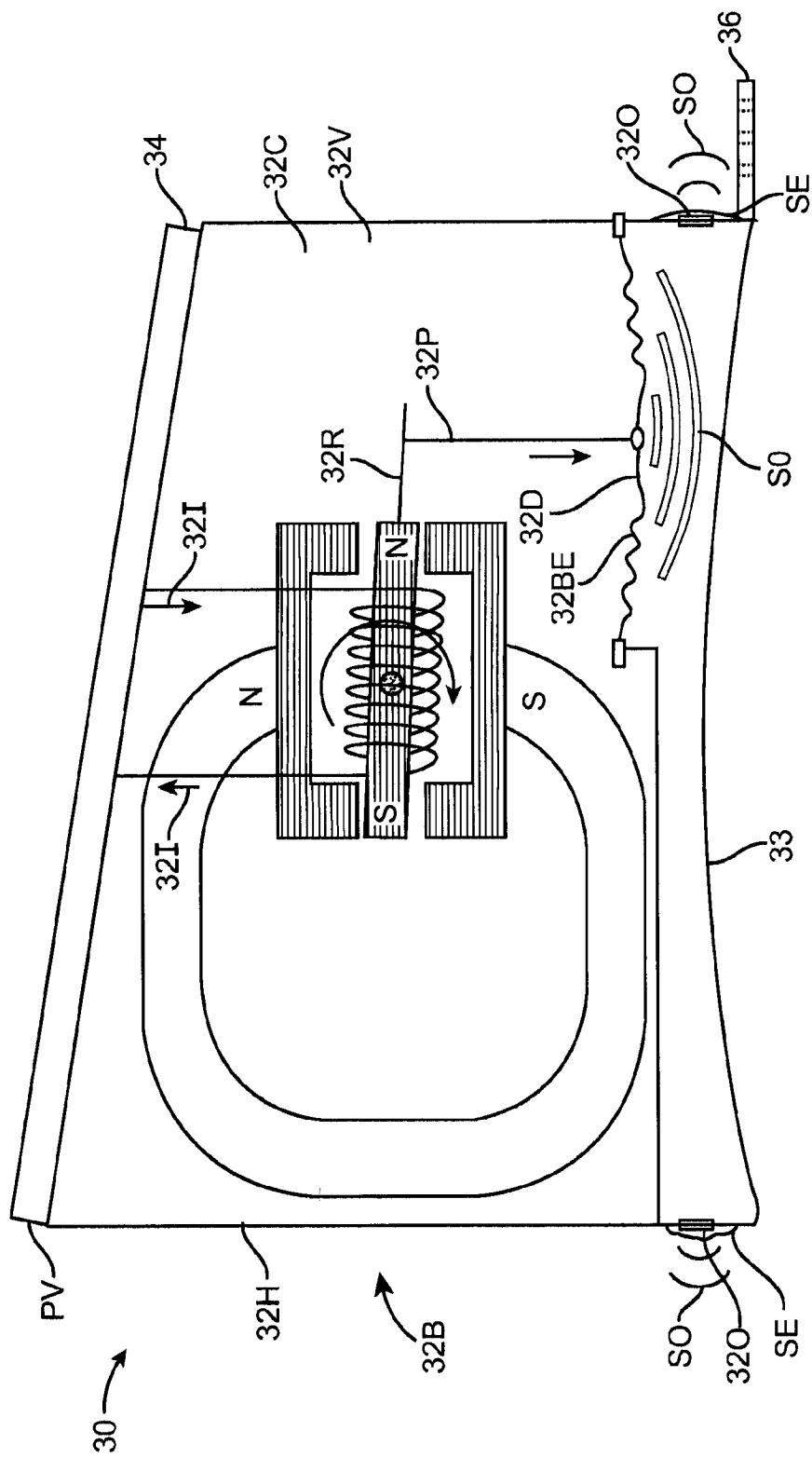


图 1C6

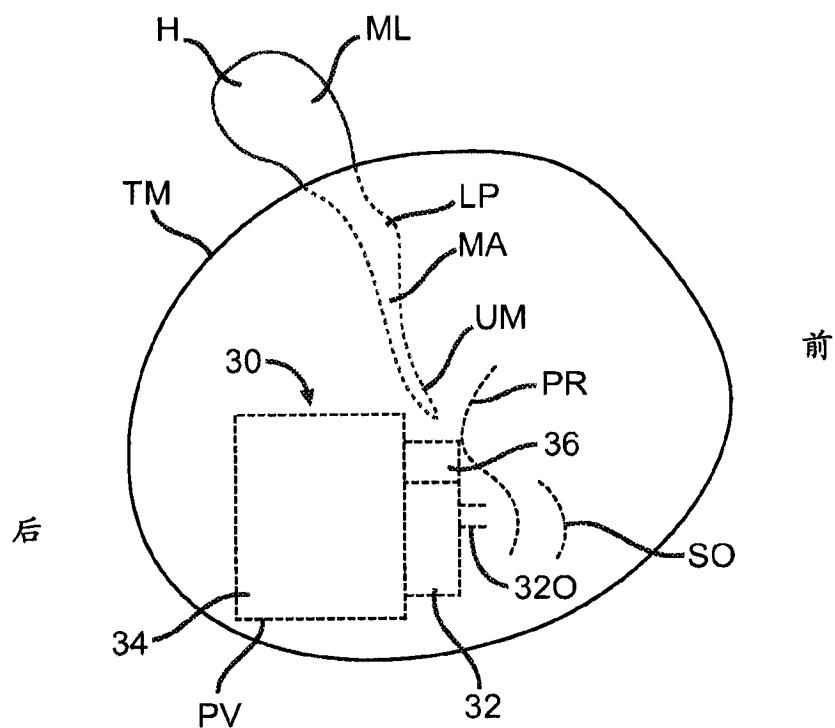


图 1D

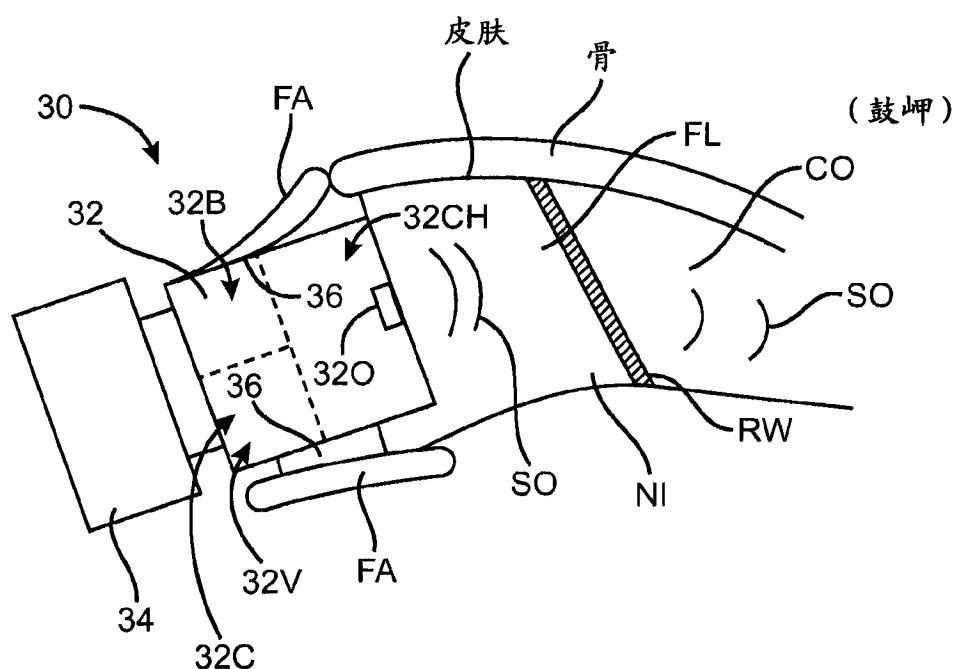


图 1E

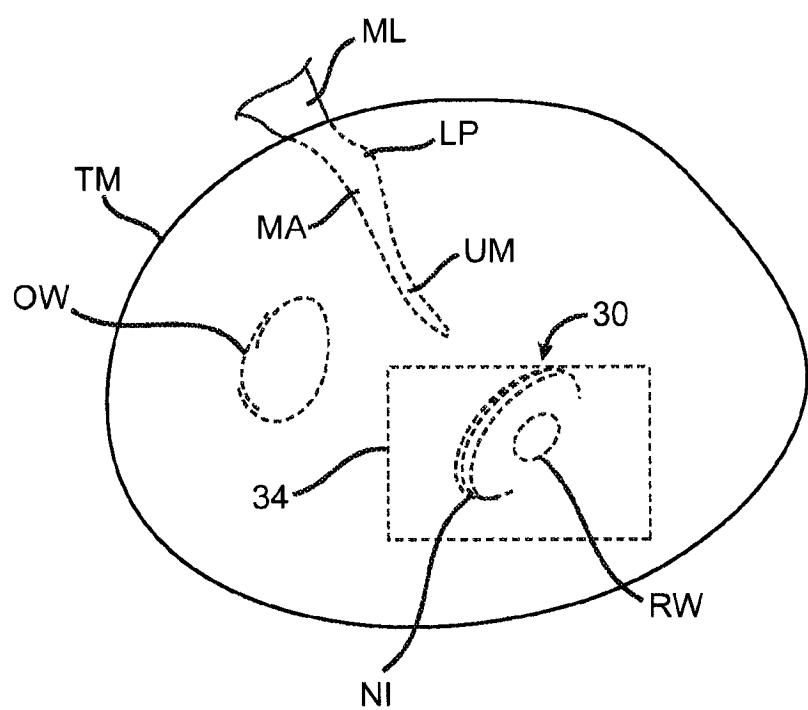


图 1F

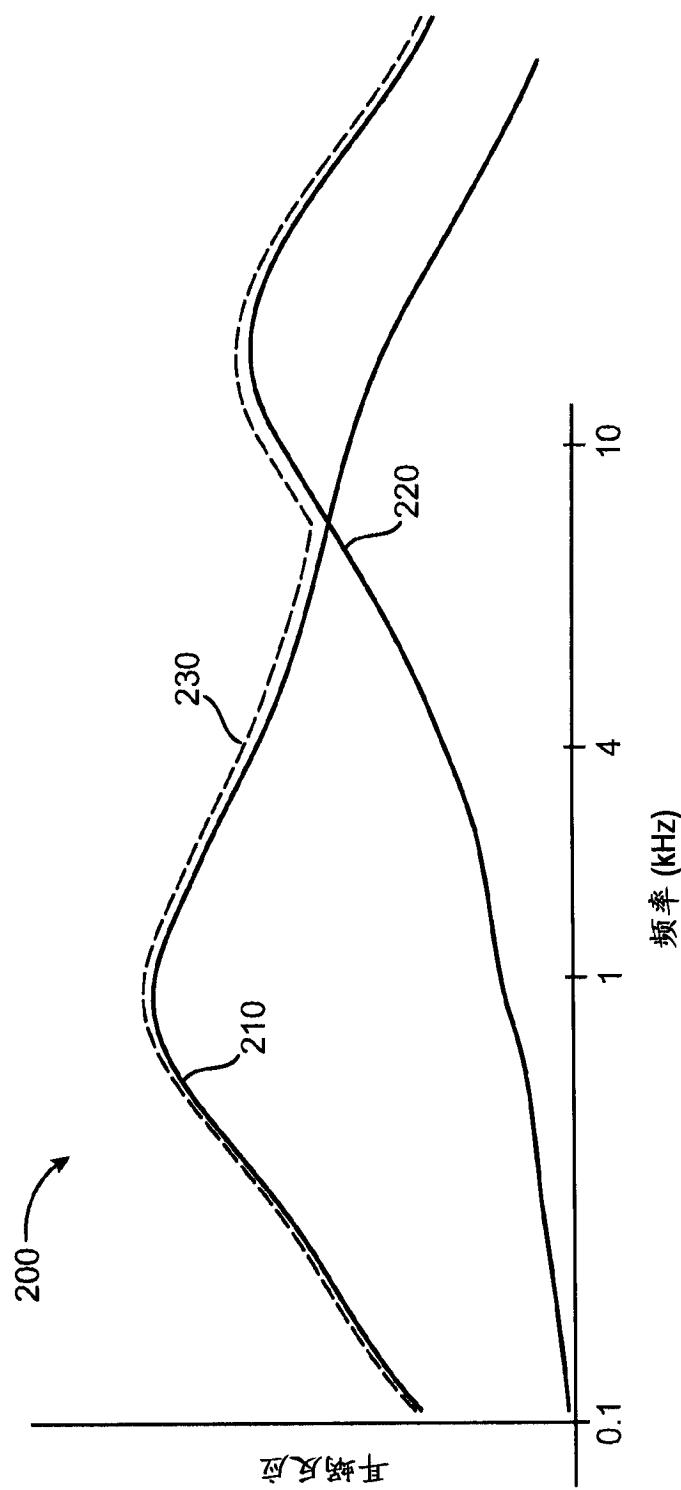


图 2

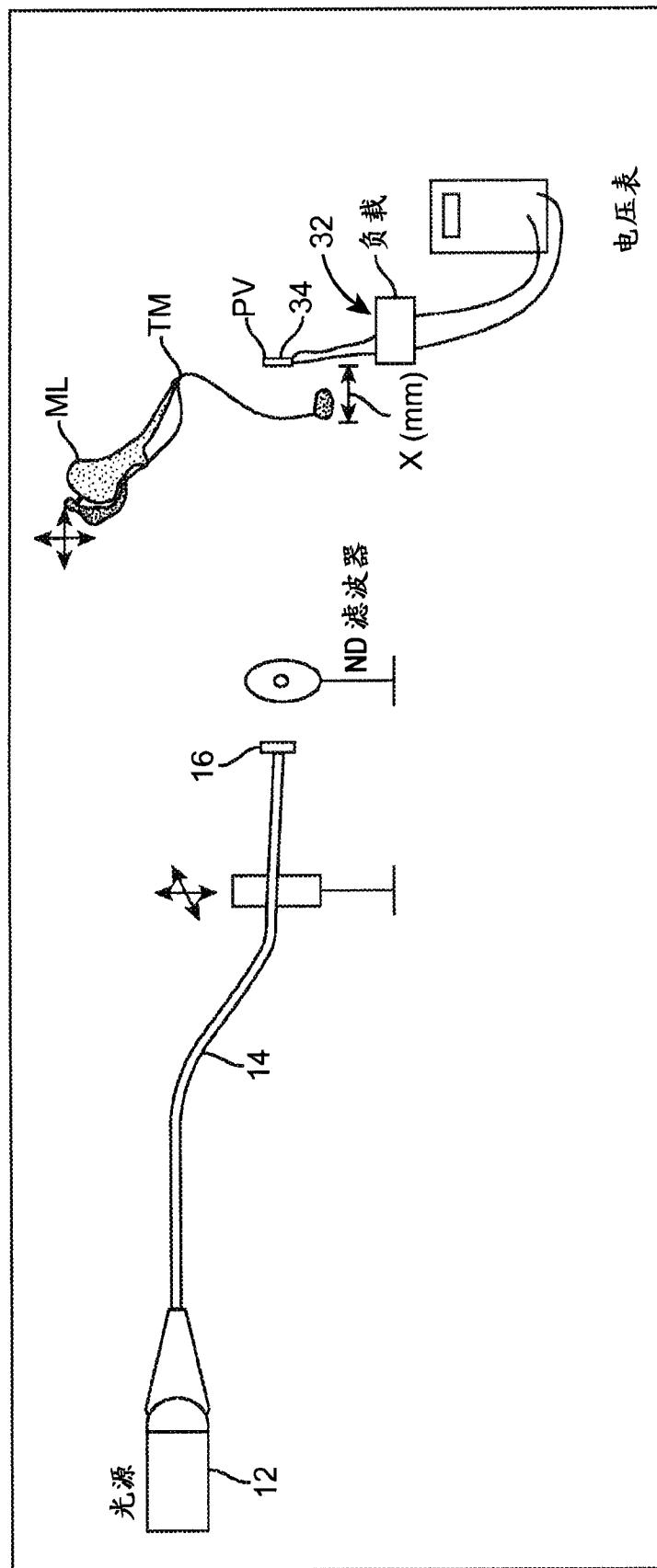


图 3