(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117731233 A
(43)申请公布日 2024.03.22

(21)申请号 202311524938.9

(22)申请日 2018.09.28

(30)优先权数据
62/565,893 2017.09.29 US

(62)分案原申请数据
201880077291.0 2018.09.28

(71)申请人 格拉科斯公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 N·M·甘恩 C·P·多斯桑托斯 D·S·哈夫纳

(74)专利代理机构 北京英创嘉友知识产权代理事务所(普通合伙) 11447
专利代理师 南毅宁

(51)Int.Cl.
A61B 3/16(2006.01)
A61F 9/007(2006.01)
A61B 5/07(2006.01)
H02J 7/00(2006.01)
H01G 11/00(2013.01)

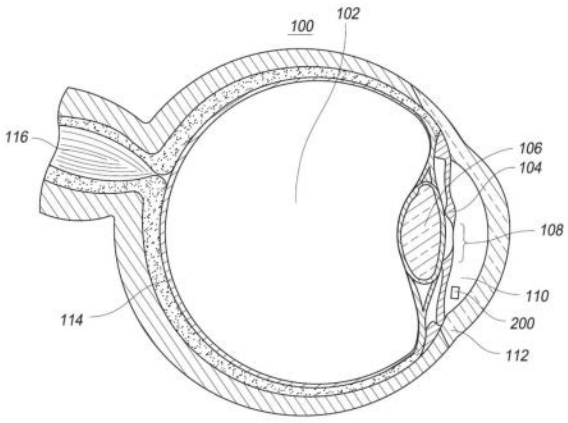
权利要求书2页 说明书67页 附图40页

(54)发明名称

眼内生理传感器

(57)摘要

一种眼压(IOP)传感系统可以包括用于植入患者眼睛以获取绝对眼压测量结果的眼压传感植入物,以及用于获取大气压力测量结果的外部设备。所述眼压传感植入物可以配置成在指定时间获取绝对眼压测量结果,以及所述外部设备可以配置成围绕所述指定时间获取多个大气压力测量结果。



CN 117731233 A

1.一种眼压传感系统,包括:

眼压传感植入物,配置为植入患者眼睛,所述眼压传感植入物包括超级电容器,所述超级电容器用于为所述眼压传感植入物提供至少一部分工作电能;以及

外部充电设备,配置为对所述眼压传感植入物充电,所述外部充电设备包括输出设备,所述输出设备用于向患者提供在外部设备与所述眼压传感植入物之间执行充电交互的提示。

2.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述眼压传感植入物还包括电池,所述电池用于为所述眼压传感植入物提供至少一部分工作电能。

3.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述外部充电设备配置成在充电交互时输出提示,并且其中,所述超级电容器的存储容量大于所述眼压传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

4.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述外部充电设备配置成在充电交互时输出提示,并且其中,所述超级电容器的存储容量小于所述眼压传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

5.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述存储电容器的存储容量至少为0.01μAh。

6.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述存储电容器的存储容量至少为0.10μAh。

7.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,所述存储电容器的存储容量至少为1μAh。

8.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,执行充电交互的提示与同步所述传感植入物上的计时设备的提示相一致。

9.根据权利要求1所述的眼压传感系统,其中,执行充电交互的提示与从所述眼压传感植入物下载测量结果数据的提示相一致。

10.一种眼压传感方法,包括:

提供眼压传感植入物,所述眼压传感植入物配置为植入患者眼睛,所述眼压传感植入物包括超级电容器,所述超级电容器用于为所述眼压传感植入物提供至少一部分工作电能;

使用外部充电设备对所述眼压传感植入物充电;以及

使用与所述外部充电设备包含在一起的输出设备向患者提供在外部设备和所述眼压传感植入物之间执行充电交互的提示。

11.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,所述眼压传感植入物还包括电池,所述电池用于为所述眼压传感植入物提供至少一部分工作电能。

12.根据权利要求10所述的眼压传感方法,还包括在充电交互时输出提示,并且其中,所述超级电容器的存储容量大于所述眼压传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

13.根据权利要求10所述的眼压传感方法,还包括在充电交互时输出提示,并且其中,所述超级电容器的存储容量小于所述眼压传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

14.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,所述存储电容器的存储容量至少为0.01μAh。

15.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,所述存储电容器的存储容量至少为0.10μAh。

16.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,所述存储电容器的存储容量至少为1μAh。

17.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,执行充电交互的提示与同步所述传感植入物上的计时设备的提示相一致。

18.根据权利要求10所述的眼压传感方法,其中,执行充电交互的提示与从所述眼压传感植入物下载测量结果数据的提示相一致。

眼内生理传感器

[0001] 本申请是申请日为2018年09月28日、申请号为:201880077291.0、发明名称为“眼内生理传感器”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 发明背景

技术领域

[0003] 本发明的领域主要涉及可植入生理传感器。特别地,本发明的实施例主要涉及用于测量生理特征(例如眼压)的可植入眼内传感器。

背景技术

[0004] 对于包括青光眼、糖尿病等等在内的一些疾病来说,如果早期诊断和/或有效监测,那么可以更有效地治疗这些疾病。例如,青光眼是失明的首要原因。该疾病会因为眼压升高而损害眼睛的视神经,如果不及时治疗,那么有可能会导致视力完全丧失。然而,如果及早发现眼压升高并进行适当处理,那么将会降低失明的风险。由此需要用于监测生理特性(例如眼压)的改进设备。

附图说明

[0005] 关于设备、系统和方法的不同实施例和特征将会参考以下附图来描述。提供这些附图、相关描述和具体实施方式是为了说明本发明的实施例,而不是对本公开的范围进行限制。

[0006] 图1A是位于人眼中的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0007] 图1B是由锚固件通过嵌入巩膜组织的网状组织固定的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0008] 图1C是由位于睫状体/脉络膜与巩膜之间的睫上/脉络膜上腔内部的锚固件固定的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0009] 图2是包含了电化学燃料电池的可植入眼内生理传感器的框图;

[0010] 图3是基于来自电化学燃料电池的输出来测量生理特性的可植入眼内生理传感器的框图;

[0011] 图4是包含了电化学燃料电池和/或太阳能电池的可植入眼内生理传感器的框图;

[0012] 图5A是增强房水引流以帮助治疗青光眼的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0013] 图5B是可以在图5A的设备中使用的电路载体构件的示意图;

[0014] 图6是显示了被植入眼睛的图5A的设备的示意图;

[0015] 图7是具有锚固构件的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0016] 图8是具有锚固构件和流体通道的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0017] 图9是具有锚固构件以及流通通道未穿过生理传感器的电子部件壳体部分的可植入眼内生理传感器的示意图;

[0018] 图10是具有锚固构件和药物储存器的可植入眼内生理传感器的示意图。

[0019] 图11示出了具有被推进并穿过前房的输送设备的眼睛的示意性剖视图;

[0020] 图12示出了具有被推进并穿过前房的输送设备的眼睛的示意性剖视图;

[0021] 图13示出了根据这里公开的实施例的输送设备;

[0022] 图14A-B示出了图13的输送设备的侧视图;

[0023] 图15示出了根据这里公开的实施例的输送设备;

[0024] 图16示出了关于输送设备的一个实施例的剖视图;

[0025] 图17示出了关于输送设备的一个实施例的剖视图;

[0026] 图18示出了关于输送设备的一个实施例的剖视图。

[0027] 图19示出了关于输送设备以及相关联的传感器/分流器的一个实施例的剖视图;

[0028] 图20是关于眼压传感器的一个示例实施例的框图;

[0029] 图21是用于眼压传感器的壳体组件的主壳体部分的示例实施例的透视图;

[0030] 图22示出了眼压传感器在睫状体/脉络膜与巩膜之间的睫上/脉络膜上腔内部的位置;

[0031] 图23是图21的副本,其中主壳体被显示成是透明的;

[0032] 图24是移除了主壳体的图21的副本;

[0033] 图25是移除了天线的图24的副本;

[0034] 图26示出了关于具有弯曲壳体的眼压传感器的另一个示例实施例;

[0035] 图27示出了被设计成至少部分压入主壳体的非嵌入式传感器端盖的顶部透视图和剖视图;

[0036] 图28示出了非嵌入式传感器端盖的底部透视图;

[0037] 图29示出了被压入眼压传感器的主壳体的非嵌入式传感器端盖的两个剖视图;

[0038] 图30示出了被压入眼压传感器的主壳体的嵌入式传感器端盖的示例实施例的剖视图;以及

[0039] 图31示出了在主壳体与传感器端盖之间的外部接合处形成密封之前(图31A)和之后(图31B)的所述接合点的实施例。

[0040] 图32是位于人眼中的可用于获取眼前房计示压力测量结果的可植入眼内生理传感器系统的示意图。

[0041] 图33是图32中显示的生理传感器系统的示意图。

[0042] 图34A示出了关于电容性绝对压力传感器的一个示例实施例,而图34B则示出了关于电容性压差传感器的一个示例实施例。

[0043] 图35A和35B分别示出了可以获取用于指示眼前房内部的计示压力测量结果的压差传感器的第一实施例和第二实施例。

[0044] 图36A是使用者佩戴的气压计测得的大气压力的曲线图。

[0045] 图36B显示了图36A显示的信号在第60小时到第80小时的时段以内的放大部分。

[0046] 图36C示出了定时器不准确度误差为0.1%的模拟效果,所述定时器不准确度会导致在绝对IOP测量结果与用于计算计示IOP值的大气压力测量结果之间出现时间偏移。

[0047] 图36D示出了定时器不准确度误差为1%的模拟效果,所述定时器不准确度会导致在绝对IOP测量结果与用于计算计示IOP值的大气压力测量结果之间出现时间偏移。

[0048] 图37A示出了通过使用来自外部设备的一个和多个大气压力测量结果以及来自患

者眼内的传感器植入物的一个或多个绝对IOP测量结果来计算仪表IOP值的示例方法。

[0049] 图37B示出了通过使用来自传感器植入物的绝对IOP测量结果校正来自外部设备的大气压力测量结果以确定计示IOP值的示例方法。

[0050] 图38示出了用于至少部分补偿温度变化对IOP传感植入物的影响的方法的流程图。

[0051] 图39A分开显示了示例的IOP传感植入物在该植入物由电池供电以及在该植入物由超级电容器供电的情况下的用电量的图表。

[0052] 图39B显示了由电池与超级电容器的组合供电的示例的IOP传感植入物的用电量的图表,其中超级电容器容量小于植入物在充电交互时间之间的用电量。

[0053] 图39C是显示了由电池与超级电容器的组合供电的示例的IOP传感植入物的用电量的图表,其中超级电容器容量大于植入物在充电交互作用时间之间的用电量。

[0054] 图40是示出了一种用于向IOP传感植入物供应工作电能的方法的流程图。

[0055] 图41示出了一个插入IOP传感植入物的主壳体的传感器端盖的实施例,其中在该传感器端盖与主壳体之间形成了防潮密封。

[0056] 图42A是具有双直径主壳体的IOP传感植入物的实施例的透视图。

[0057] 图42B是图42A中显示的双直径主壳体的侧视图。

[0058] 图42C示出了围绕图42A和42B中显示的双直径主壳体的肩状部的区域的放大视图。

[0059] 图43A是用于眼压传感植入物的杯状传感器端盖的透视图。

[0060] 图43B是来自与图43A显示的一端相对的一端的杯状传感器端盖的另一个透视图。

[0061] 图43C是关于杯状传感器端盖的另一个透视图,但是所述端盖这次被安装在IOP传感器植入物壳体的管状主壳体中。

[0062] 图44示出了用于以外科手术的方式插入具有杯状传感器端盖的IOP传感植入物的输送设备的远端部分的实施例。

[0063] 图45示出了可用于促进IOP传感植入物灭菌处理的尖盖的示例实施例。

[0064] 图46示出了用于对IOP传感植入物进行组装、粘合、密封和消毒的示例方法。

[0065] 图47A是具有封闭的助流特征的示例IOP传感器植入物壳体主壳体的透视图。

[0066] 图47B是图47A中显示的IOP传感器壳体主壳体的剖视图。

[0067] 图47C是具有开放的助流特征的示例IOP传感器植入物壳体主壳体的透视图。

[0068] 图48A示出了用于将眼内植入物附着于眼组织的锚固系统的示例实施例。

[0069] 图48B示出了使用图48A中显示的锚固系统锚固在眼睛内部的眼内植入物。

[0070] 图49A示出了安装在基板上且通过基板通孔与其他组件电连接的密封的薄膜电池。

[0071] 图49B是关于安装在基板上的密封薄膜锂离子电池的实施例的示意性剖视图。

[0072] 图49C至图49E是进一步示出了图49A和49B中显示的薄膜电池的架构的顶视图。

[0073] 图49F示出了包含了横向电互连而不是基板通孔电互连的薄膜电池架构。

[0074] 图50示出了用于眼内植入物的小型层叠式集成电路和电池结构。

[0075] 图51A示意性地示出了可以在眼内植入物中使用的三个示例线圈天线的剖视图。

[0076] 图51B是关于图51A中显示的三个线圈天线设计的示例实施例的照片。

[0077] 图51C示出了图51A中显示的双层线圈天线设计提供的电磁屏蔽效果。

[0078] 图52A示出了天线在具有双直径主壳体的眼内植入物的实施例内部的位置。

[0079] 图52B显示了植入病人眼睛的图52A的眼内植入物。

[0080] 图53是描述了可以与这里描述的眼内植入物结合使用的若干种设备和系统的表格。

具体实施方式

[0081] 为了检测或监测青光眼的发展,有必要有效监测患者眼睛内部的眼压。眼压可以以无创的方式测量,例如使用眼压计。虽然眼压计具有无创伤性的优点,但其缺点在于它们通常是昂贵、不便携且需要熟练操作的专用设备。相应地,从实践角度来看,要以每隔数天或数周测量一次的频率来使用眼压计有效监测患者眼睛内部的眼压是非常困难的。然而,由于眼压有可能会在相对较短的时间内发生显著变化,因此,这种相对稀疏的眼压测量可能无法提供关于患者罹患青光眼的风险的完整或准确的图像。由此,如果能够更频繁乃至连续地测量眼压,那么将是非常有利的。

[0082] 图1A是位于人眼100中的可植入眼内生理传感器200的示意图。作为参考,在图1中标记了眼睛100的不同解剖特征。举例来说,图1A显示了玻璃体液102,虹膜104,晶状体106,瞳孔108,前房和房水110,角膜112,视网膜114,以及视神经116。图1还示出了位于眼前房内部的眼内生理传感器200。作为示例,该眼内生理传感器200能够测量眼睛内部的眼压。如这里所讨论的,眼内生理传感器200还可以或者可替换地设计成测量不同种其他生理特征中的任何一种。应该理解的是,眼内生理传感器200不必按比例绘制。

[0083] 此外,传感器200可被放置在眼睛内部的几个不同的位置。例如,依照特定的应用,可以将眼内生理传感器200固定地附着或锚固到眼睛的任何适当的解剖特征,这其中包括但不局限于巩膜或虹膜。如以下进一步讨论的那样,眼内生理传感器200可被固定附着或锚固于生理房水外流通路或是其内部。生理房水外流通路包括具有小梁网和施莱姆氏管的“传统”通道;以及具有睫状体、巩膜和睫上/脉络膜上腔的“葡萄膜巩膜”通道。图1B示出了传感器200的位置,该传感器200由锚固件201通过内嵌到虹膜角膜角119中的巩膜组织118的网状组织117固定。

[0084] 图1C是由位于睫状体/脉络膜与巩膜118之间的睫上/脉络膜上腔内部的锚固件固定的传感器200的示意图。睫状体115与脉络膜115a相接触。睫上/脉络膜上腔通常是位于睫状体/脉络膜与巩膜之间的接触面的潜在空间。该空间可以开放以容纳诸如传感器200和/或锚固件201之类的植入物。由此,睫上/脉络膜上腔是通过图1C中的阴影线121示意性标识的。图1C示出了关于眼内生理传感器200(其可以部分或完全位于前房110内部;或者可以部分或完全位于睫上/脉络膜上腔121内部)以及锚固件201的布置的示例。在其他实施例中,可以设置植入睫上/脉络膜上腔内部的生理传感器,例如图5A所示的传感器500。

[0085] 作为替换,传感器200可以附着于其他一些眼睛植入物,例如眼内透镜。无论具有怎样的位置,都应该注意避免传感器与角膜内皮相接触。

[0086] 眼内生理传感器200还可以或者可以可替换地测量房水110中的葡萄糖浓度。作为一种治疗或预防糖尿病并发症的手段,需要测量人体内的葡萄糖浓度。通常,葡萄糖是从血液或尿液中测得的。目前也已经开发了一些从组织液中测量葡萄糖的可植入葡萄糖传感

器。然而,身体有可能会对此类植入物产生负面的免疫反应,由此可能会随时间传感器的性能降低。然而,眼睛、尤其是眼前房,是体内免疫功能受限的部位。由此,与用于测量身体的无免疫特权部位的葡萄糖的其他可植入传感器相比,用于测量眼睛内部的葡萄糖的可植入传感器会更具优势。此外,虽然房水内部的葡萄糖浓度有可能不同于血糖浓度,但是可以将这两者相关联,以使房水内的葡萄糖浓度的测量结果可以预测血糖浓度。

[0087] 对于一些实施例。例如眼压传感器来说,可以将该传感器部分完全植入睫上/脉络膜上腔内部。在一些实施例中,适度的纤维化水平不会影响被植入的传感器达到符合要求的功能。

[0088] 正如已经提到的那样,在一些实施例中,眼内生理传感器200会测量房水中的眼压和葡萄糖浓度。这一点是非常有利的,因为可以使用葡萄糖浓度测量结果来诊断和/或治疗糖尿病。同时,糖尿病患者发生青光眼的风险也更高。因此,患者人群存在着很大的重叠,眼压和葡萄糖浓度测量结果都将是有价值。

[0089] 在一些实施例中,眼内生理传感器200完全或者部分是用燃料电池供电的,燃料电池将在人体中发现的物质进行转换(例如转换成电能)。举例来说,在一些实施例中,该燃料电池是使用溶解在房水中的葡萄糖产生电能的电化学燃料电池。由此,葡萄糖自身充当了用于为生理传感器200供电的可再生燃料。

[0090] 相反,其他可植入生理传感器可以完全依靠电池或外部电源来为其供电。然而,对于通过电池供电的可植入生理传感器来说,电池容量往往会限制此类可植入传感器的使用寿命。如果电池提供的使用寿命对指定应用而言不够充足,那么有可能需要更换可植入传感器。这一点是非常不利的,因为插入可植入传感器是一种有创处理,并且有可能需要进行手术并承担所有伴随的风险。作为替换,一些可植入生理传感器依靠外部设备供电(例如使用外部提供的电源来进行实时操作或是对内部电池进行再充电)。例如,借助电感耦合或是来自外部设备的RF能量,可以从外部为可植入生理传感器供电。然而,尽管此类外部电源可以消除或减小可植入生理传感器的使用寿命对于电池的依赖性,但是外部电源同样会引入其他的非预期操作限制。举例来说,如果只能在从外部为传感器供电的情况下执行测量,那么有可能会限制来自此类可植入传感器的测量结果的频率。

[0091] 因此,由燃料电池供电的眼内生理传感器200是非常有利的,因为与工作电能完全依赖电池或外部设备的传感器相比,其预计会具有更长的使用寿命。此外,此类可植入传感器可被用于相对更为频繁地乃至连续地执行测量。

[0092] 图2是关于可植入眼内生理传感器200的框图。在一些实施例中,可植入眼内生理传感器200包括电化学燃料电池210和电源电子部件220。该可植入眼内生理传感器200还可以包括通过电化学燃料电池210充电的电池240。在一些实施例中,可植入眼内生理传感器200包括生理特征检测模块250,测量结果存储模块260,控制器模块270以及带有天线285的发射器模块280。该可植入眼内生理传感器200的每一个组件都可以被全部或部分地收容在生物相容壳体290中。应该理解的是,虽然在这里主要针对眼内应用来描述可植入生理传感器200,但是它也可以在除了眼睛之外的其他机体部位使用。

[0093] 在关于不具有燃料电池的生理传感器的实施例中,有可能会存在自带机载电源,例如电池或是与电池或存储电容器结合的太阳能电池。该电池可以是能够由外部设备(例如用于下载生理测量结果的设备)充电的可再充电电池。在关于不具有燃料电池的生理传

感器的其他实施例中,可以通过电感或RF装置来提供电能。在关于不具有燃料电池的生理传感器的其他实施例中,该传感器可以包括由外部设备询问的无源谐振电路的组件,作为示例,在P-J Chen等人发表于Journal of Microelectromechanical Systems(2008)第17卷的"Microfabricated Implantable Parylene-Based Wireless Passive Intraocular Pressure Sensors"一文中对此进行了描述,其中所述文献在这里被全部引入以作为参考。

[0094] 生理特征检测模块250是对感兴趣的生理特征执行测量的组件。例如,生理特征检测模块250输出定量表示被测量的生理特征的信号(例如电信号)。如这里所述,生理特征检测模块250可被设计成测量眼压。有若干种不同的眼压计可以测量眼压。在美国专利7,678,065中描述了一些传感器,其中所述专利在这里被全部引入以作为参考。生理特征检测模块250可以使用这些或将来开发的设备中的任一设备。作为替换,生理特征检测模块250可以被设计成测量眼内葡萄糖浓度。在其他实施例中,生理特征检测模块250可以被设计成测量表1中的任一生物标志物,其中这些生物标志物是和其指示的对应生理状况一起列举的。

[0095] 表1

[0096]

检测到的生物标志物	对应的状况
白介素-2, 白介素-6, 白介素10, 白介素12, 干扰素γ, 肿瘤生长因子β2, 肿瘤坏死因子α, 巨噬细胞迁移抑制因子	葡萄膜炎
8-羟基-2'-脱氧鸟苷	年龄相关性黄斑变性 (AMD)
aB-结晶蛋白, α-烯醇化酶以及胶质纤维酸性蛋白	AMD
戊糖苷和N-羧甲基赖氨酸	糖尿病视网膜病变
单核细胞趋化蛋白-1和白介素-8	糖尿病黄斑水肿 (DME)
视黄醇类结合蛋白	血视网膜屏障 (BRB) 衰弱/发炎
生存素	视网膜母细胞瘤/眼部肿瘤
VEGF	眼缺血
β-淀粉样蛋白	阿尔茨海默症
细胞间粘附分子-1 (ICAM1)	DME
TNF-α	青光眼
TGF-beta3	青光眼
转化生长因子-beta2	青光眼, 糖尿病

[0097] 在一些实施例中,可植入生理特征检测模块250可以包括用于对生理传感器200进行温度校正的温度传感器;和/或可以包括用于校正生理传感器200的氧气分压的氧气传感器。

[0098] 在一些实施例中,眼内生理传感器200可以包括荧光传感器,作为示例,在美国专利7,653,424和美国专利申请2007/0030443中对此进行了公开,所述专利在这里被全部引入以作为参考。在这些实施例中,植入的传感器200可以不需要自带机载电源,并且可以被外部设备询问。

[0099] 在一些实施例中,可植入眼内生理传感器200包括生理特征检测模块250的多个实例。检测模块250的每一个实例可以用于测量不同的生理特征。如这里所述,在一些实施例中,生理传感器200包括用于测量眼压和葡萄糖浓度的两个检测模块250。此外,所述一个或多个生理特征检测模块250可以使用任何已知或以后开发的设备来测量前述物质,或针对

特定应用的其他任何感兴趣的生理特征。

[0100] 在一些实施例中,生理特征检测模块250被设置(例如由控制器模块270)成定期执行测量。例如,依据特定的应用,检测模块250可以至少每小时、至少每15分钟、至少每分钟或以其他间隔执行一次测量。在一些实施例中,生理特征检测模块250以基本连续的方式执行测量。这样则可以收集关于感兴趣的生理特征的趋势数据,以便提供关于生理特征如何随时间变化的更有用或更完整的图像。作为替换,在一些实施例中,为了节省电量(例如电池寿命),全天可以以较低的频率来读取读数(例如每天4-6次而不是以连续的方式或是每隔15分钟)。

[0101] 可植入眼内生理传感器200还可以包括可通信地耦合到天线285以将生理特征检测模块250的测量结果无线传送到外部设备的发射器模块280。在一些实施例中,发射器模块280可以被收发器模块取代,该收发器模块还能接收来自外部设备的通信(例如控制命令)。目前已知或未来开发的任何类型的适当的发射器或收发器设备都是可以使用的。

[0102] 在一些实施例中,生理特征检测模块250可以包括根据生理特征等级来产生谐振频率的电路,其中该谐振频率可以用外部设备来确定。在此类实施例中,模块250可以使用天线来进行无线通信,而不必采用发射器(相关示例参见P-J Chen等人发表于Journal of Microelectromechanical Systems(2008)第17卷的Microfabricated Implantable Parylene-Based Wireless Passive Intraocular Pressure Sensors,其中所述文献在这里被全部引入以作为参考)。在一些实施例中,生理特征检测模块250和/或发射器模块280可以包括用于将测量结果无线传送到外部设备和/或从外部设备接收指令的光学(例如红外)发射器和/或检测器。

[0103] 发射器模块280可以被设置(例如由控制器模块270控制)成传送测量结果,例如以预定间隔连续传送或者依据来自数据要被送达的外部设备的命令来传送。在一些实施例中,测量结果数据要被送达的外部设备可以是由患者佩戴的数据记录器,该数据记录器用于在临床医师下载测量结果之前存储该测量结果。在其他实施例中,该外部设备可以是手持式读取器设备,该手持式读取器设备供临床医师用来定期下载内部存储,例如由测量结果存储模块260存储的测量结果数据。然后,读取器设备可以将所下载的测量结果传输到计算机,例如经由因特网或其他通信网络,以便由临床医师进行处理和/或分析。在一些实施例中,发射器模块280将葡萄糖浓度测量结果传送到患者佩戴的胰岛素泵。该胰岛素泵可以使用此类测量结果来控制将胰岛素注入患者体内。该读取器设备还可以经由用户界面将所下载的测量结果提供给患者。作为示例,对于葡萄糖浓度测量结果来说,患者病人会使用该测量结果来管理其饮食和/或运动。

[0104] 可植入眼内生理传感器200可以可选地包括测量结果存储模块260。该测量结果存储模块260可被用于在内部记录来自生理特征检测模块250的测量结果,作为示例,直至测量结果被外部设备检索到为止,外部设备经由发射器模块280可通信地耦合到测量结果存储模块260。作为示例,该测量结果存储模块260可以是固态电子存储设备。在一些实施例中,生理传感器200被配置成一次将,例如一天或其他时段的测量结果,例如IOP测量结果下载到,例如位于患者床边的外部接收器。该数据也可以以与每天下载相比更为频繁或者更不频繁的方式下载。在一些实施例中,数据下载是一个自动化过程。在将测量结果数据下载到外部设备后,该数据可被传送到远程阅读中心,以便为患者的眼科医师或其他管理医师

准备报告。此外,眼内生理传感器200可以包括被配置成存储除了生理测量结果之外或是补充该测量结果的其他数据的存储模块。例如,可以向该存储模块加载患者的电子病历数据或其他任何私有或敏感数据。在一些实施例中,可植入眼内设备可以不具有生理检测能力,并且可以主要用于提供用于将数据保存在安全但易于访问的具有免疫特权的位置的存储模块。举例来说,出于安全目的,存储模块可以保持与患者相关联的标识信息。如这里所述,该信息可被访问,例如使用外部读取器以询问被植入的设备。

[0105] 可植入眼内生理传感器200还包括控制器模块270。作为示例,控制器模块270可以用于对生理传感器200的其他组件执行控制操作。在一些实施例中,控制器模块270可以向生理特征检测模块250提供执行测量的命令。该控制器模块270还可以控制针对测量结果存储模块260的数据写入和读取以及发射器模块280的操作。此外,控制器模块270可以控制电化学燃料电池210、电源电子部件以及电池220的电源设置。如下文进一步讨论的那样,图2所示的互相连接主要代表的是电连接。然而应该理解,在传感器200的任何和所有组件之间,例如在控制器模块270、生理特征检测模块250、测量结果存储模块260、发射器模块280和/或电源电子部件220等等之间都可以根据需要提供信号和/或命令连接。

[0106] 控制器模块270还可以执行其他功能。例如,在一些实施例中,控制器模块270可以对生理特征检测模块250收集的测量结果执行数据处理任务,然而在其他实施例中,为了避免此类自带处理,任何此类必要的数据处理都可以在下载了测量结果之后由外部设备来执行。此外,控制器模块270可以监测所收集的测量结果,并且如果受监测的生理特性达到某个阈值,或者如果在其他方面认有必要立即通知,那么它可以输出警报信号,例如经由发射器模块280输出到外部设备。举例来说,如果传感器检测到有低血糖水平的潜在危险,那么可以触发警报信号。控制器模块270还可以执行测量结果数据压缩处理,以允许在测量结果存储模块260上存储更多测量结果。此外,控制器模块270可以向生理传感器200的其他组件,例如发射器模块480,测量结果存储模块460,生理特征检测模块450等发布要求其在未使用时关机或进入节能状态的命令。

[0107] 如以上简要论述的那样,可植入眼内生理传感器200可以包括燃料电池,例如电化学燃料电池210。在一些实施例中,电化学燃料电池210会使用房水108中的葡萄糖,以便从与从葡萄糖的化学反应中产生电能。电化学燃料电池210产生的电能可用于完全或部分满足可植入眼内生理传感器200的任何或所有其他组件的功率需求。在图2中示出了一条电气总线230。该电气总线230由电化学燃料电池210供给能量,例如经由电源电子部件220和/或电池240。可植入眼内生理传感器200的其他任何组件都可以连接到电气总线230(如图2中的互连线所示),以便接收必要的工作电能。

[0108] 电化学燃料电池210可以连接到电源电子部件220。作为示例,该电源电子部件220可以包括电压调节器,电压转换器,或是用于调节电化学燃料电池210输出电功率的其他任何电气组件,以使其能被可植入眼内生理传感器200内部的其他电子组件以圆满的方式使用。在一些实施例中,电化学燃料电池210可以用于为电池240充电。电池240有可能是有用的,例如在来自发射器模块280的数据传输所需要的突发功率大于电化学燃料电池210可以提供的瞬时功率的情况下。在向可植入眼内生理传感器200的其他组件提供稳定的电能水平方面,例如在燃料电池210使用的燃料(例如葡萄糖)供应不规则的情况下,电池240同样是非常有用的。虽然可植入眼内生理传感器200包含了通过电化学燃料电池210来至少部分

满足功率需求的情况,然而应该理解,燃料电池210的存在并未排除使用其他的内部或外部电源来向生理传感器200提供附加的工作电能的情况。此外,在一些实施例中,眼内生理传感器200可以包括补充或取代燃料电池的两个或更多电池。在此类实施例中,一个电池可以在另一个电池被过度放电而无法进一步使用时转化为活动状态,从而延长传感器的使用寿命。电池之间的转换是可以被控制的,例如通过软件和/或硬件来控制。

[0109] 根据一些估计,假设生理特征检测模块450每15分钟执行一次测量并且发射器模块480每天执行一次数据传输,那么生理传感器200的平均功耗可以小于大约10nW。因此,在一些实施例中,电化学燃料电池210具有至少大约10nW的平均功率输出。然而,举例来说,如果更频繁地执行测量或数据传输,或者如果监测了一个以上的生理特征等等,那么功率需求有可能更大。由此,在一些实施例中,电化学燃料电池210会产生至少大约10μW或更高的平均功率输出。

[0110] 除了具体示出的模块之外,可植入眼内生理传感器200还可以包括其他模块。例如,可植入眼内生理传感器200可以包括用于提供关于患者行踪的位置信息的全球定位系统(GPS)模块。作为示例,该GPS模块可以在每一次执行生理测量的时候存储患者位置信息。该位置信息可以连同生理测量结果一起从生理传感器200下载,并且作为示例,该信息可被用于访问来自患者的位置具有气压信息的天气数据库。然后,此类气压信息可被用于对生理传感器200检测到的眼压测量结果执行任何必要的校正。

[0111] 图3是基于来自电化学燃料电池310的输出来测量生理特性的可植入眼内生理传感器300的框图。作为示例,该可植入眼内生理传感器300可以包括电化学燃料电池310,电源电子部件320,电气总线330,电池340,生理特征检测模块350,测量结果存储模块360,控制器模块370,与天线385耦合的发射器模块380,以及生物相容壳体390。这其中的每一个组件都可以类似于对照图2描述的对应组件。

[0112] 在可植入眼内生理传感器300中,生理特征检测模块350测量用于电化学燃料电池310发电的物质的量,例如在生理传感器300附近。作为示例,电化学燃料电池310可以是葡萄糖燃料电池,并且检测模块350可被设计成测量房水中的葡萄糖浓度。在这个实施例中,检测模块350显示成直接连接到电化学燃料电池310,由此表明检测模块350基于电化学燃料电池310输出的电流或电压来测量葡萄糖浓度。作为示例,当葡萄糖以较高浓度存在于眼睛的房水中时,电化学燃料电池310会产生较大的电流或电压,而对较小的葡萄糖浓度来说则正好相反。作为示例,生理特征检测模块350提供的葡萄糖测量结果可以与来自燃料电池310的电流或电压成比例。

[0113] 图4是包含了电化学燃料电池410和/或太阳能电池415的可植入眼内生理传感器400的框图。电化学燃料电池410、电源电子部件420、电气总线430、电池440、生理特征检测模块450、测量结果存储模块460、控制器模块470、发射器模块480和天线485以及生物相容壳体490可以类似于对照2和3描述的对应组件。

[0114] 可植入眼内生理传感器400还可以包括太阳能电池415。该太阳能电池415通过进入眼睛100的任何光线产生电能。该太阳能电池415可以是当前已知或是未来开发的任何适当类型的太阳能电池,它可以用于至少部分满足生理传感器400的不同组件的功率需求。举例来说,如果电化学燃料电池410不能满足生理传感器400的功率需求,那么可以使用太阳能电池415作为附加电源来帮助满足这些需求。在一些实施例中,太阳能电池415用于为与

生理传感器400的其他组件相连的电气总线430供能，例如太阳能电池415通过电源电子部件420与电气总线430相连接。该太阳能电池415还可以用于为电池440充电，以使生理传感器400在黑暗条件下仍然可以工作。作为示例，太阳能电池415可以作为电化学燃料电池410的补充或是将其取代。

[0115] 如上所述，前述实施例可以用于青光眼的诊断或治疗。在美国，大约2％的人患有青光眼。青光眼是一组会引起视盘病理变化和对应视野丧失的眼睛疾病，如果不加以治疗，那么将会导致失明。眼压升高是青光眼的主要病因。在某些实施例中，传感器植入物，例如这里描述的传感器植入物可以与一个或多个植入物一起使用和/或交付，一个或多个植入物可以向眼睛输送药物和/或作为青光眼的治疗手段而从前房中引流房水。

[0116] 在与眼压升高(“IOP”)相关联的青光眼中，阻止房水流出的源头主要是在小梁网中。小梁网的组织允许房水或水样液进入施莱姆氏管，然后则会排入施莱姆氏管后壁的房水收集通道，之后会进入房水静脉，从而形成巩膜静脉系统。房水是一种填充在眼睛前部的角膜与晶状体之间的区域的透明液体。房水由晶状体周围的睫状体持续分泌，由此，从睫状体到眼前房的房水流动是基本恒定的。前房压力是由房水生成，并由房水通过小梁网(主要途径)或葡萄膜巩膜流出(次要途径)的出口之间的平衡性决定的。所述小梁网位于虹膜的外缘与角膜的背面之间，且处于前房角中。阻止房水流出的大部分阻力是由与施莱姆氏管相邻的小梁网部分(小管近旁网)造成的。

[0117] 用于缓解房水产生与引流之间的不平衡性的两种主要的方法是使用减小IOP的药物以及增强从前房中引流房水的眼部植入物的使用。植入物可以提供允许从前房中引流房水的途径。该植入物可被设计成允许引流到任何适当位置，包括结膜下腔(包括使用小泡)和生理外流通路(例如施莱姆氏管或葡萄膜巩膜外流通路)(包括脉络膜上腔和/或睫上腔)。

[0118] 众多用于增强房水引流的眼部植入物中的任何一种都可以与这里公开的其他植入物结合使用。例如，美国专利6,638,239和6,736,791公开了用于放置引流设备或内部分流器的设备和方法。该支架包括中空细长的管状部件，该部件具有入口部分和出口部分。出口部分可以可选地包括被适配成定位和稳定在施莱姆氏管内部的两个分段或部件。在一个实施例中，该设备显现成是“T”形设备。在另一个实施例中，该设备显现成是“L”形设备。在再一个实施例中，该设备显现成是“I”形实施例。这些专利中的每一份专利在这里都被全部引入以作为参考。

[0119] 其他植入物适合用于提供房水引流。例如，关于引流植入物的一个实施例具有纵轴，并且包括尺寸可调整且配置成至少部分设置在前房中的第一部分，以及尺寸可调整且被配置成设置在施勒姆氏管、脉络膜上腔或主要或次要路径的另一生理外流通路内部的第二部分。第一部分还包括入口部分，该入口部分与沿着植入物纵向轴线延伸的管腔连通并且与该设备的第二部分中的一个或多个出口或流出口连通。另一的类型的设备可以采用类似于铆钉的形式，其具有处于前房中的入口部分，一个或多个出口且被适配成处于生理外流通路(例如施勒姆氏管，脉络膜外流通路，脉络膜上腔，睫上腔)的远端部分，以及被适配成延伸穿过组织并在入口部分与远端部分之间提供流体连通的中间部分。该设备还可以包括用于将该设备保持在眼睛中的期望位置的一个或多个保持特征(例如脊状部，倒钩，突起部等等)。此类设备还可以包括一种或多种药物。在美国专利7,135,009、7,857,782、7,431,

710以及7,879,001中公开了这些及其他适当的植入物,所述申请的公开内容在这里被全部引入以作为参考。

[0120] 除了提供引流之外,前述任一植入物还可以具有药物涂层,其中所述药物可以是这里公开的任何类型,这其中包括用于治疗青光眼或其他眼部疾病的药物,以及用于预防或减少疤痕、纤维化、凝血以及植入设备可能产生的其他有害作用的药物。在其他实施例中,该设备可被适配成提供散装药物,例如置于设备的凹部或官腔中,或者提供附着或包含于该设备的片剂或团状药物,并且适配成在期望的时段内输送一种或多种药物。散装药物还可以采用可被置于设备的凹部或管腔中或者固定于该设备的微小丸剂或片剂的形式。如果药物是以散装形式存在的,那么该设备还可以包括引流管腔。在一些实施例中,引流管腔还包括药物,以使房水引流促进药物脱附。设备还可以同时包括散装药物和药物涂层。在国际专利申请公开WO 2010/135369中会发现关于此类设备的示例,其公开内容在这里被全部引入以作为参考。

[0121] 图5A是可植入眼内生理传感器500的示意图,该眼内生理传感器还会增强房水引流以帮助治疗青光眼。该生理传感器500包括生理特征检测模块560,作为示例,该模块可以是机电的(例如电容性眼压传感器),电化学的(例如电流式葡萄糖传感器)或光学的(例如荧光葡萄糖传感器)。该生理传感器500还包括电化学燃料电池510以及各种电子组件,例如这里描述的电子组件。该可植入设备还可以包括机载存储,逻辑控制(例如微处理器),软件,固定件,数字化以及无线(射频或光学)通信。举例来说,传感器500可以包括控制器模块570,信号调节和模数转换模块574,发射器等。该发射器可以包括天线580。这其中的一些或所有组件可以设置在载体构件572上或是附着于该构件。在一些实施例中,该载体构件572是电路板。如这里进一步论述的那样,传感器设备500可被设计成在眼睛的不同解剖特征处或者在不同解剖特征中都是可植入的。相应地,在一些实施例中,该载体构件572是柔性的,由此允许其以令人满意的方式与期望的解剖特征相符合。举例来说,该柔性载体构件572可以是可弯曲薄膜,例如Kapton™(聚酰亚胺),或者可以包括称为“柔性电路”的柔性电子电路。图5B是关于载体构件572的一个实施例的示意图。如所示,载体构件572可以由柔性材料制成,以允许将载体构件572变成曲线形式。多个模块590可以以间隔设置的方式安装在载体构件的两侧。模块590还可以被堆叠。作为示例,图示的模块590可以代表这里论述的任何模块(例如控制器,发射器等等)。在载体构件572上的多个模块590之间可以形成信号连接线,例如电迹线。由于模块590是以间隔设置的方式安装在载体构件572上,因此,载体构件572和模块590的组合可以更自由地采用与其可被植入的解剖结构相适应的形状。

[0122] 虽然没有图示,但是燃料电池510和载体构件572及其上安装的电子组件都设置在流体通道内部。作为示例,该流体通道可以是通常为圆柱形的管腔或鞘管,但是其他形状也是可能的。在一些实施例中,管腔或鞘管可以具有大体为圆形、正方形或矩形的剖面形状。在能够更有效地将电路板、电子部件等等装配在鞘管内部的方面,正方形和矩形剖面形状有可能更为有利。虽然鞘管可以具有通常为方形或矩形的剖面形状,但是该方形或矩形的角可以是圆形的,以便于插入设备,例如将其插入施勒姆氏管或脉络膜上腔,以及避免对组织产生任何损害。该流体通道可以具有入口端口,该入口端口被设计成在将传感器设备植入预期手术位置时与眼中的房水流体相连通。该流体通道还可以具有流体出口,该流体出口被设计成与防水的生理外流通路相连通。作为示例,该流体通道的出口端口可以位于脉

络膜上腔或施勒姆氏管中。当房水流过该流体通道时,它会与燃料电池510接触,由此向燃料电池提供燃料(例如溶解在房水中的葡萄糖),以便产生电能用于操作传感器设备500。此外,该传感器设备500还可以包括用于帮助房水流通过流体通道的泵送模块(未示出)。

[0123] 在一些实施例中,生理特征检测模块560被设计成测量眼压。相应地,在此类实施例中,检测模块560可被设计成在将设备500植入眼睛的预期目的地时被定位眼睛的前房中。然而,如这里所述,检测模块560还可以(或者可替换地)被设计成测量其他生理特性。如图5A所示,检测模块560可以是能与设备500的剩余部分分离的模块化组件。在该特定图示实施例中,检测模块560包括与图中所示的电路板的载体构件572配合的凹口连接器566。该电路板还包括用于向/从检测模块560传递信号和电能的电线。检测模块560还可以包括与流体通道配合的连接器564,其中该连接器564附有载体构件572,电子组件(例如570,574,580)以及燃料电池510。特别地,检测模块560可以是安装在充当流体通道的鞘管的一个开口中的盖状件。在检测模块560中可以提供流体入口端口562,以便允许流体通道与围绕传感模块的房水流体连通。

[0124] 如这里所述,燃料电池510可以是葡萄糖燃料电池。虽然在图5A中示出了两个分离的燃料电池,但是其他实施例可以仅使用一个或是使用其他一些数量的燃料电池。含有葡萄糖的房水可以进入检测模块560的入口562。然后,该房水可以流过被检测模块盖住的流体通道,然后会围绕并流过载体构件572和电气组件(例如控制器模块570,信号调节模块574,天线580),接着会围绕并流过燃料电池510,之后会离开流体通道出口进入房水的生理外流通路。

[0125] 基于初始估计,葡萄糖燃料电池510能够提供大约1.5mW/cm^2的表面积。燃料电池510的尺寸和表面积会依照可用空间随应用而改变。然而,对于传感器设备500的尺寸被调整成可插入脉络膜上腔的应用来说,初步估计是每一个燃料电池可以具有大约$2.9\times10^{-3}cm^2$的表面积。基于这些估计,每一个燃料电池510会产生大约4.3×10^{-3}mW。由此,两个燃料电池的组合会提供大约8μW。依据初步估计,葡萄糖燃料电池510每分钟会需要大约4.8×10^{-8}摩尔的葡萄糖,以便产生8μW的电能。基于典型的房水生成速率以及房水中的葡萄糖浓度,燃料电池需要的葡萄糖可以是眼睛中的可用葡萄糖的一小部分(例如0.4%)。

[0126] 在一些实施例中,在执行测量的时候,估计该传感器设备500会消耗几微瓦的电能,而在测量之间处于待机低功率模式时则会消耗几皮瓦的电能。然而,将测量结果传输到外部设备可能需要更多电能;在很短时间内有可能会是大约几毫瓦。传感器设备500的精确功率需求有可能取决于很多因素,其中包括测量频率,将数据传输到外部设备的频率以及所需范围等等。但是,依照传感器设备500的功率需求,有可能会使用额外或较少的燃料电池。

[0127] 图6是显示了被植入眼睛600中的图5A的设备500的示意图。特别地,图6是传感器设备500的布置的俯视图,其中还显示了来自天线580的电磁波的传输。图6显示具有前房610、视神经616以及其他不同解剖特征的眼睛600。此外还显示了颧骨620。

[0128] 在一些实施例中,如图所示,传感器设备500被设计成至少部分被植入和/或锚固在眼睛的脉络膜上腔中。在此类实施例中,传感器设备500可以被设计成外径或尺寸约为0.6毫米或更小且通常是细长的圆柱形的形状。在一些实施例中,该通常是细长的圆柱形传感器设备500的长度约为3-14毫米。在一些实施例中,该通常是细长的圆柱形传感器设备

500的长度约为4毫米,其具有大约360微米的外径或尺寸以及大约160微米的内径或尺寸。该传感器设备500的主体可以由各种材料制成,包括聚醚砜(PES)。此外,在一些实施例中,传感器设备可以在角膜缘处或是通过其附近的自密封切口插入前房,但是它也可以通过其他开口插入,例如为白内障手术、小梁切除术或其他眼科手术制作的切口。正如已经论述的那样,传感器设备500可被插入,以使检测模块560保持处于前房610中并与房水流体连通,而设备500的剩余部分则至少部分位于脉络膜上腔和/或葡萄膜巩膜外流通路的其他部分。这种布置允许检测模块560测量前房610内部的眼压,同时还允许通过流体通道将房水引流到脉络膜上腔。在一些实施例中,传感器设备500的某些组件,包括但不局限于压力传感器模块和太阳能电池,可被设计成通过微小切口插入到前房中,可作为设备的一部分锚固在脉络膜上腔中,并随后在就位时或者在定位过程中展开或放大。在具有这种展开或放大动作的实施例中,在柔性背衬上可以安装刚性部件。关于传感器设备500的其他眼内布置也是可以使用的。举例来说,传感器设备500可被设计成至少部分插入施勒姆氏管中。在此类实施例中,举例来说,传感器设备500可以具有直径或尺寸约为150微米或更小的通常是细长的圆柱形形状。正如已经论述的那样,在一些实施例中(例如眼压传感器),传感器设备500可被完全植入眼睛的脉络膜上腔内部。

[0129] 传感器设备500可被配置成通过使其在一个维度上延长以及在第二和/或第三维度上变窄或变薄而被置于睫上或脉络膜上腔之中。该延长尺寸可以在2-25毫米的范围以内,或者更具体的说是在3-14毫米的范围以内,而所述一个或多个窄尺寸则可以小于1毫米,并且优选小于0.6毫米,由此(a)有助于通过小规格插入针或插管插入眼睛;和/或(b)使得设备足够柔软,以便与解剖结构的曲率(例如巩膜的曲率)相符合。

[0130] 图6所示的布置的至少一个可能的优点在于天线580在很大程度上不会被骨骼(例如框骨或颧骨620)遮挡。由此,天线580仅仅需要通过软组织进行传输。这样做可以减轻发射器的功率需求和/或提升设备的传输范围。

[0131] 如这里所述,将传感器设备500放置在前房中的另一个优点在于该身体部位在免疫学方面是享有特权的。在其他身体部位,作为对异物的存在的反应,有可能会发生胶原(“纤维”)包裹。纤维包裹是一个可能会缩短被植入的生物医学传感器的使用寿命的障碍。相反,前房是人体中极少数展示出“免疫特权”的部位之一,由此可以在不引起免疫炎症反应的情况下引入异物。因此,与在人体中的其他位置植入生物传感器相比,以最小创伤植入且至少部分位于前房内部的异物,例如葡萄糖(或其他)生物传感器很可能会遭遇到较少的纤维包裹,并且具有更长的使用寿命。

[0132] 如这里中所述,传感器设备500可以作为系统的一部分来使用,由此,监测器自动读取由被植入的传感器测量和临时存储的眼压值,例如在睡眠过程中询问被植入的传感器的患者床边的设备。在某些实施例中,举例来说,床边监测器会对接到因特网,并且会自动将数据发送到医生办公室,以便进行评估。该系统可以包括为所植入的传感器产生的眼压测量结果标记时间戳并将其临时存储在存储器中。传感器测量可以是连续或间歇的,并且该设备是可以在活动状态和静止状态之间切换的。

[0133] 图7是具有锚固构件702的可植入眼内生理传感器700的示意图。锚固构件702可用于将传感器700固定附着于眼组织704,例如包含了房水的生理外流通路的眼组织。锚固构件702被图示成为具有倒钩保持特征,但是它还可以包含众多不同类型的保持特征中的任

何一种。此外,生理传感器700可以包括在本文对照其他任何传感器设备论述的任何特征。

[0134] 图8是具有锚固构件802和流体通道的可植入眼内生理传感器800的示意图。由此,生理传感器800有利地将房水引流特征与生理特征检测特征相结合。如这里所述,该传感器800包括头部805,其中可以包含检测模块,控制器模块,发射器,燃料电池等等。头部805可以通过杆部803附着于锚固构件802。在一些实施例中,锚固构件802是渐缩的球形部分,其允许穿透到眼组织804中,以及固定在此类眼组织中。在一些实施例中,杆部803的长度与传感器设备800被设计成所处的眼组织804的厚度相对应。

[0135] 传感器设备800还可以包括流体通道808,所述通道由虚线示出,以便指示其是内部特征。在一些实施例中,流体通道808具有位于传感器设备800的头部805的入口端口。该流体通道808可以从头部通过杆部803延伸到锚固构件802,其中所述头部被设计成在植入传感器设备800时与房水流体连通。在一些实施例中,传感器设备800可以包括外部流体通道以及出口特征,例如凹槽。该锚固构件802可以包括一个或多个流体出口端口806。在一些实施例中,生理传感器800的尺寸和形状设计成可插入眼睛的前房并锚固到眼组织804中。在一个实施例中,该植入物被锚固到小梁网,从而增强对施莱姆氏管的房水引流。

[0136] 图9是具有锚固构件902以及流体通道908的可植入眼内生理传感器900的示意图,流体通道908未穿过生理传感器的电子部件壳体部分。该生理传感器900包括头部905,其中在该实施例中,该头部充当了用于传感器的不同电子组件(例如检测模块,控制器模块,发射器,燃料电池等等)的壳体。所述头部905经由杆部903连接到锚固构件902。

[0137] 杆部903包括一个或多个流体入口端口909以及流体通道908。流体通道908延伸到锚固构件902中,该锚固构件902包含了一个或多个流体出口端口906。杆部903还包括沿着杆的长度方向位于头部905与锚固构件902之间的凸缘907。该凸缘907连同锚固构件902一起允许将传感器设备900安装到眼组织904,以使头部905被抬高到眼组织904上方。该流体通道908的入口端口909位于头部905与凸缘907之间的杆部903上。相应地,该流体通道908没有必要穿过电子组件所在的壳体(例如,头部905)。这样做有可能会非常有利,因为通过电子设备壳体安置流体通道有可能会使电子组件在壳体内部的布局复杂化。然而,在图9所示的实施例中,电子部件壳体和流体通道可以是基本独立地设计的。

[0138] 图7-10中的示意图本质上是示意性的。相应地,植入物的形状、位置和设计以及植入物的特征有可能不同于图中所示。举例来说,对于包括但不局限于头部、锚固部分和凸缘的特征来说,这些特征的形状和相对尺寸既可以如图所示,也可以具有不同的形状。在其他实施例中,头部的剖面形状可以是圆形或多边形,并且顶部可以是大致平坦或弯曲的,与该植入物的其他特征相比,其尺寸可以更大或更小。在其他实施例中,锚固件,锚固部分和/或一个或多个凸缘可以具有不同的尺寸和形状,这其中包括在美国专利7,857,782中公开的尺寸和形状,其中所述专利在这里被全部引入以作为参考。植入物可以具有更多或更少的入口端口和/或出口端口,这些入口端口和/或出口端口可以具有不同于图示的尺寸和/或形状,并且可以处于不同于图示的位置。如前所述,通过使传感器设备在一个维度上伸长以及在第二和/或第三维度上变窄或变薄,可以将传感器设备配置成置于睫上或脉络膜上腔。该伸长尺寸可以在2-25毫米的范围以内,而一个或多个变窄尺寸可以小于1毫米,并且优选地小于0.5毫米,由此(a)有助于通过小规格插入针或插管插入眼睛;和/或(b)使得设备足够柔软,以便与解剖结构的曲率(例如巩膜的曲率)相符合。

[0139] 这里描述的植入物可以包含要被输送到眼睛的一种或多种药物。具有药物输送能力的设备允许将药物直接输送到眼睛，并且还可以允许定向地输送到眼睛内部的结构，例如黄斑，视网膜，睫状体，视神经或眼睛某些区域的血管供应。取决于病理情况，通过使用药物脱附植入物，还可以提供在期望时段以内施用受控的药量的机会。举例来说，某些病理可能要求在几天中以恒定的速率来释放药物，而另一些病理则有可能需要在长达数月的时间里以恒定的速率释放药物，还有一些病理可能需要具有随着时间的过去的周期性或可变的释放速率，并且甚至有一些病例可能需要无释放期。更进一步，一旦药物输送完成，则植入物可以提供附加功能。植入物可以保持流体流动通道在眼腔内部的通畅，它们可以充当储存器，以便在将来施用相同或不同的治疗剂，或者还可以用于保持从第一位置到第二位置的流体流动通路或通道的通畅，例如充当支架。相反，如果仅仅是紧急需要药物，那么植入物还可以被制造成是完全可生物降解的。

[0140] 这里使用的“药物”通常是指可以单独、与可被收容在这里描述的植入物内部的一种或多种药学上可接受的赋形剂(例如粘合剂，崩解剂，填充剂，稀释剂，润滑剂，药物释放控制聚合物或其他药剂等等)、助剂或复合物结合和/或复合施用的药物。术语“药物”是一个广义术语，它可以与诸如“治疗剂”和“药品”或“药物制剂”之类的术语互换使用，其不但包括所谓的小分子药物，而且还包括大分子药物和生物制剂，这其中包括但不局限于蛋白质，核酸以及抗体等等，无论此类药物是天然、合成还是重组的。“药物”可以是指单独的或是与如上所述的赋形剂组合的药物。“药物”还可以是指活性药物本身或是活性药物的前药或盐。

[0141] 在植入眼睛内部的期望位置之后，基于植入物的不同方面的设计，优选是延长一段时间，药物会以靶向和受控的方式从植入物中释放。这里公开的植入物和相关方法可用于治疗需要向眼后房、眼前房或眼睛内部的特定组织给药的病状。

[0142] 在一些单独充当药物输送设备的实施例中，植入物被配置成以受控的方式将一种或多种药物输送到眼睛的前部区域，而在其他实施例中，植入物被配置成以受控的方式将一种或多种药物输送到眼睛的后部区域。在其他实施例中，植入物被配置成以受控的方式同时将药物输送到眼睛的前部区域和后部区域。在其他实施例中，植入物的配置会使得药物被以靶向方式释放到特定的眼内组织，例如黄斑、睫状体、睫状突、睫状肌、施莱姆氏管、小梁网、巩膜静脉、晶状体皮质、晶状体上皮、晶状体囊、脉络膜、视神经和/或视网膜。

[0143] 在某些实施例中，药物输送植入物可以包含一种或多种药物，这些药物既可以与也可以不与生物蚀解性聚合物复合，或是生物蚀解性聚合物和至少一种另外的药剂复合。在其他实施例中，药物输送植入物被用于按顺序输送多种药物。此外，某些实施例是用不同的外壳材料和/或具有不同渗透性的材料构造的，由此会产生定制的药物脱附曲线。某些实施例是在植入物壳体中使用了不同数量、维度和/或位置的孔口构造的，由此产生定制的药物脱附曲线。某些实施例是在植入物上使用了不同聚合物涂层以及不同涂层位置构造的，由此产生定制的药物脱附曲线。实施例可以以恒定速率、以零速率释放曲线或是可变脱附曲线来脱附药物。一些实施例被设计成在预定时段(例如“药物休眠”)以内完全或几乎完全停止脱附，并且随后恢复到以相同或不同的脱附速率或浓度进行脱附。一些这样的实施例会在药物休眠前后脱附相同的治疗剂，而其他实施例则会在药物休眠前后脱附不同的治疗剂。

[0144] 与具有药物输送能力的实施例(包括与传感器结合使用的单独的药物输送植入物,以及具有包含药物的涂层的任何植入物)一起使用的治疗剂可以单独或组合地包括以下提供的一种或多种药物。所使用的药物还可以是以下提供的一种或多种药物的等效物、衍生物或类似物。这些药物可以包括但不限于包含了抗青光眼药物的药剂,眼药,抗微生物药剂(例如抗生素,抗病毒药剂,抗寄生虫药剂,抗真菌药剂),消炎药(包括类固醇或非甾体类抗炎药),包含了激素、酶或酶相关成分、抗体或抗体相关成分的生物制剂、寡核苷酸(包括DNA,RNA,短干扰RNA以及反义寡核苷酸等等)、DNA/RNA载体、病毒(原株或基因改造型)或病毒载体、多肽、蛋白质、酶、细胞外基质成分以及被配置成产生一种或多种生物成分的活细胞的生物制剂。任何特定药物的用途并不局限于其主要作用或是监管机构批准的治疗指征或使用方式。药物还包括降低或治疗另一种药物或治疗剂的一种或多种副作用的化合物或其他材料。由于很多药物都不只具有一种作用方式,因此,在以下任一治疗类别中列出任一特定药物只代表了该药物的一种可能的用途,其目的并不是用眼科植入系统来限制其使用范围。

[0145] 如上所述,治疗剂可以与本领域已知的任何数量的赋形剂相结合。除了以上论述的可生物降解的聚合物赋形剂之外,其他赋形剂也是可以使用的,这其中包括但不局限于苯甲醇,乙基纤维素,甲基纤维素,羟甲基纤维素,鲸蜡醇,交联羧甲基纤维素钠,右旋糖酐,右旋糖,果糖,明胶,甘油,甘油单酯,甘油二酸酯,高岭土,氯化钙,乳糖,乳糖一水合物,麦芽糖糊精,聚山梨酸酯,预胶化淀粉,硬脂酸钙,硬脂酸镁,二氧化硅,玉米淀粉,以及滑石粉等等。所包含的一种或多种赋形剂的总量可以低至大约1%,5%或10%,并且在其他实施例中,所包含的总量可以高达50%、70%、90%或更高。在药物采用微小颗粒或片剂形式时会需要大量的赋形剂。关于此类片剂的其他公开内容可以在国际专利申请公开WO 2010/135369中找到,其公开内容在这里被全部引入以作为参考。

[0146] 关于药物的示例可以包括各种抗分泌剂;例如抗氧化剂,抗有丝分裂药和其他抗增殖剂,这其中包括抗血管生成剂,例如血管生成抑制素,醋酸阿奈可他,血小板反应蛋白,VEGF受体酪氨酸激酶抑制剂,以及抗血管内皮生长因子(anti-VEGF)药物,例如兰尼单抗(LUCENTIS®)和贝伐单抗(AVASTIN®),培加他尼(MACUGEN®),舒尼替尼和索拉非尼,以及具有抗血管生成作用的多种小分子和转录抑制剂中的任何一种;已知的眼科药物分类,其中包括:青光眼药剂,例如肾上腺素能拮抗剂,作为示例,这其中包括β受体阻滞剂,例如阿替洛尔普萘洛尔,甲萘普洛尔,倍他洛尔,卡替洛尔,左贝他他洛尔,左氧布诺洛尔和噻吗洛尔;肾上腺素激动药或拟交感神经药剂,例如肾上腺素,二甲蝶呤,可乐定,阿帕可乐定和溴莫尼定;拟副交感神经药或胆碱激动剂,例如毛果芸香碱,卡巴胆碱,磷酰碘和毒扁豆碱,水杨酸酯,乙酰胆碱氯化物,色氨酸,氟代磷酸二异丙酯,溴化十溴铵;毒蕈碱碳酸酐酶抑制剂,这其中包括局部和/或全身性药物,例如乙酰唑酰胺,布林酰胺,多佐酰胺和甲唑酰胺,乙氧酰胺,二氨肟以及二氯苯甲酰胺;散瞳环麻痹剂,例如阿托品,环戊酸酯,琥珀酰胆碱,荷马特品,去氧肾上腺素,东莨菪碱以及托吡卡胺;前列腺素,例如前列腺素F2 alpha,抗前列腺素,前列腺素前体,或模拟前列腺素剂,例如比马前列素,拉坦前列素,曲伏前列素以及乌诺前列腺素。

[0147] 关于药物的其他示例还可以包括消炎药,作为示例,这其中包括糖皮质激素和皮质类固醇,例如倍他米松,可的松,地塞米松,地塞米松21-磷酸盐,甲基泼尼松龙,泼尼松龙

21-磷酸盐,醋酸泼尼松龙,泼尼松龙,氟维酮,洛替泼诺,美德乐,氟轻松,曲安奈德,曲安西龙,曲安奈德,倍氯米松,布地奈德,氟尼缩松,氟甲龙,氟替卡松,氢化可的松,醋酸氢化可的松,洛替泼诺,利美索龙和非甾体消炎药,其示例包括双氯芬酸,氟比洛芬,布洛芬,溴芬酸,奈帕芬那,和酮咯酸,水杨酸盐,消炎痛,布洛芬,纳索普伦,吡罗昔康以及萘丁美酮;抗感染或抗菌剂,例如抗生素,其示例包括四环素,金霉素,杆菌肽,新霉素,多粘菌素,短杆菌肽,头孢氨苄,土霉素,氯霉素,利福平,环丙沙星,妥布霉素,庆大霉素,红霉素,青霉素,磺酰胺类,磺胺嘧啶,磺乙酰胺,磺胺甲唑,磺胺异恶唑,呋喃西林,丙酸钠,氨基糖苷类(例如庆大霉素和妥布霉素);氟喹诺酮类药物,例如环丙沙星,加替沙星,左氧氟沙星,莫西沙星,诺氟沙星,氧氟沙星,杆菌肽,红霉素,夫西地酸,新霉素,多粘菌素B,短杆菌肽,甲氧苄啶以及磺乙酰胺;抗真菌药,例如两性霉素B和咪康唑;抗病毒药,例如异尿苷三氟胸苷,阿昔洛韦,更昔洛韦,干扰素;抗微生物药;免疫调节剂,例如抗过敏药,其示例包括色糖酸钠,安他唑啉,甲萘啶,扑尔敏,西替利嗪,吡拉明,苯丙胺;抗组胺药,例如氮卓斯汀,依米斯汀和左卡泊汀;免疫药物(例如疫苗和免疫刺激剂);MAST细胞稳定剂,例如色甘酸钠,酮替芬,罗多沙酰胺,内多西米,奥洛帕定和吡罗米巴纤毛消融剂(例如如庆大霉素和西多福韦);以及和其他眼药,例如维替泊芬,普鲁卡因,丁卡因,环孢素以及毛果芸香碱;细胞表面糖蛋白受体抑制剂;充血药,例如去氧肾上腺素,萘甲唑啉,四氢唑啉;脂质或降压脂质;多巴胺能激动剂和/或拮抗剂,例如喹吡罗,非诺多泮以及伊沃帕明;血管痉挛抑制剂;血管扩张药;降压药;血管紧张素转换酶(ACE)抑制剂;血管紧张素1受体拮抗剂,例如奥美沙坦;微管抑制剂;分子运动(动力蛋白和/或驱动蛋白)抑制剂;肌动蛋白细胞骨架调节剂,例如细胞松弛素,拉春库林,乙内酰胺,乙炔酸,H-7,以及Rho激酶(ROCK)抑制剂;重塑抑制剂;细胞外基质的调节剂,例如叔丁基氢喹诺酮和AL-3037A;腺苷受体激动剂和/或拮抗剂,例如N-6-环苯并吡喃腺苷和(R)-苯基异丙基腺苷;血清素激动剂;激素制剂,例如雌激素,雌二醇,孕激素,孕酮,胰岛素,降钙素,甲状旁腺激素,肽和血管加压素下丘脑释放因子;生长因子拮抗剂或生长因子,其示例包括表皮生长因子,成纤维细胞生长因子,血小板衍生的生长因子或其拮抗剂(其相关示例在美国专利7,759,472或美国专利申请12/465,051、12/564,863或12/641,270中被公开,所述专利和专利申请在这里全部引入以作为参考),转化生长因子β,促生长素,纤连蛋白,结缔组织生长因子,骨形态发生蛋白(BMP);细胞因子,例如白介素,CD44,科克林以及血清淀粉样蛋白(例如血清淀粉样蛋白A)。

[0148] 其他治疗剂可以包括:神经保护剂,例如罗吡唑,尼莫地平及相关化合物,这其中包括血流增强剂,例如多佐胺或倍他洛尔;促进血液氧合的化合物,例如促红细胞生成素;钠通道阻滞剂;钙通道阻滞剂,例如尼伐地平或洛美利嗪;谷氨酸抑制剂,例如美金刚,硝酸美金刚,利鲁唑,右美沙芬或胍丁胺;乙酰胆碱酯酶抑制剂,例如加兰他敏;羟胺或其衍生物,例如如水溶性羟胺衍生物OT-440;突触调节剂,例如含有类黄酮糖苷和/或萜类化合物的硫化氢化合物(例如银杏叶);神经营养因子,例如神经胶质细胞系衍生的神经营养因子,脑源性神经营养因子;IL-6家族蛋白质的细胞因子,例如睫状神经营养因子或白血病抑制因子;影响一氧化氮含量的化合物或因素,例如一氧化氮,硝酸甘油或一氧化氮合酶抑制剂;大麻素受体激动剂,例如WIN55-212-2;自由基清除剂,例如与EDTA甲基三酯(MPSEDE)偶联的甲氧基聚乙二醇硫酯(MPDTE)或甲氧基聚乙二醇硫醇;抗氧化剂,例如虾青素,二硫代庚酮,维生素E,或金属卟咯(例如铁、锰或镓卟咯);与氧稳态有关的化合物或因子,例如神

经球蛋白或细胞球蛋白;影响线粒体分裂或裂变的抑制剂或因素,例如Mdivi-1(一种与动力蛋白有关的蛋白1(Drp1)的选择性抑制剂);激酶抑制剂或调节剂,例如Rho激酶抑制剂H-1152或酪氨酸激酶抑制剂AG1478;影响整联蛋白功能的化合物或因素,例如β1-整合素激活抗体HUTS-21;N-酰基乙醇胺及其前体,N-酰基-乙醇胺磷脂;胰高血糖素样肽1受体的刺激物(例如胰高血糖素样肽1);含多酚的化合物,例如白藜芦醇;螯合化合物;凋亡相关蛋白酶抑制剂;减少新蛋白质合成的化合物;放射治疗剂;光动力治疗剂;基因治疗剂;基因调节剂;防止损害神经或部分神经(例如脱髓鞘)的自身免疫调节剂,例如格拉替米尔;髓磷脂抑制剂,例如抗NgR阻断蛋白,NgR(310)ecto-Fc;其他免疫调节剂,例如FK506结合蛋白(例如FKBP51);以及干眼药,例如环孢霉素A,缓和剂(delmulcent)以及和透明质酸钠。

[0149] 可以使用的其他治疗剂包括:其他β受体阻滞剂,例如醋丁洛尔,阿替洛尔,比索洛尔,卡维地洛,天冬醇,拉贝洛尔,纳多洛尔,戊喷洛尔以及和潘多洛尔;其他皮质类固醇和非类固醇抗炎药,例如阿司匹林,倍他米松,可的松,异丁香醛,依托度酸,非诺洛芬,氟可的松,氟比洛芬,氢化可的松,布洛芬,吲哚美辛,酮洛芬,甲氯芬酸钠,甲芬那酸,美洛昔康,甲基泼尼松龙,萘丁美酮,萘普生,奥沙普嗪,泼尼松龙,吡罗昔康,盐酸盐,舒林酸以及托美汀;COX-2抑制剂,例如塞来昔布,罗非昔布和伐地昔布;其他免疫调节剂,例如白蛋白,阿达木单抗(HUMIRA®),硫唑嘌呤,巴利昔单抗,达克珠单抗,依那西普(ENBREL®),羟氯喹,英夫利昔单抗(REMICADE®),来氟米特,甲氨蝶呤,霉酚酸酯以及柳氮磺胺吡啶;其他抗组胺药,例如氯雷他定,去氯雷他定,西替利嗪,苯海拉明,扑尔敏,右氯苯那敏,克立马丁,赛庚啶,非索非那定,羟嗪以及异丙嗪;其他抗感染剂,例如氨基糖苷类(例如丁胺卡那霉素和链霉素);抗真菌剂,例如两性霉素B,卡泊芬净,克霉唑,氟康唑,伊曲康唑,酮康唑,伏立康唑,特比萘芬和制霉菌素;抗疟药,例如氯喹,阿托伐醌,甲氟喹,伯氨喹,奎尼丁和奎宁;抗分枝杆菌药,例如乙胺丁醇,异烟肼,吡嗪酰胺,利福平和利福布汀;抗寄生虫药,例如阿苯达唑,甲苯达唑,硫苯达唑,甲硝唑,吡喹酮,阿托伐醌,碘喹醇,伊维菌素,帕霉素,吡喹酮以及曲美曲沙;其他抗病毒剂,包括抗CMV或抗疱疹药,例如阿昔洛韦,西多福韦,泛昔洛韦,更昔洛韦,伐昔洛韦,缬更昔洛韦,维达拉滨,三氟吡啶和膦甲酸;蛋白酶抑制剂,例如利托那韦,沙奎那韦,洛匹那韦,茚地那韦,阿扎那韦,阿普那韦和奈非那韦;核苷酸/核苷/非核苷逆转录酶抑制剂,例如阿巴卡韦,ddI,3TC,d4T,ddC,替诺福韦和恩曲他滨,地拉夫定,依法韦仑和奈韦拉平;其他抗病毒剂,例如干扰素,利巴韦林和三氟丁烯;其他抗菌剂,包括厄他培南之类的碳青霉烯类,亚胺培南和美罗培南;头孢菌素,例如头孢氨苄,头孢唑林,头孢地尼,头孢地烯,头孢氨苄,头孢克洛,头孢吡肟,头孢哌酮,头孢噻肟,头孢替坦,头孢西丁,头孢泊肟,头孢曲唑,头孢他啶,头孢替丁,头孢唑肟,头孢曲松钠,头孢呋辛和洛拉卡帕;其他大环内酯类和酮类化合物,例如阿奇霉素,克拉霉素,地红霉素和泰利霉素;青霉素(包含或不包含克拉维酸盐),包括阿莫西林,氨苄西林,匹维西林,双氯西林,纳夫西林,奥沙西林,哌拉西林和替卡西林;四环素,例如强力霉素,米诺环素和四环素;其他抗菌剂,例如氨曲南,氯霉素,克林霉素,利奈唑胺,呋喃妥因和万古霉素;α受体阻滞剂,例如多沙唑嗪,哌唑嗪和特拉唑嗪;钙通道阻滞剂,例如氨氯地平,贝普地尔,地尔硫卓,非洛地平,依拉地平,尼卡地平,硝苯地平,尼索地平和维拉帕米;其他抗高血压药,例如可乐定,二氮嗪,非诺多潘,肼苯哒嗪,米诺地尔,硝普钠,苯氧苄明,依前烯醇,托拉唑啉,曲前列环素和硝酸盐类药物;抗凝剂,包括肝素和类肝素,例如肝素,达肝素,依诺肝素,替扎肝素和磺达肝素;其他抗凝剂,例

如水蛭素,抑肽酶,阿加曲班,比伐卢定,德希鲁啶,来匹卢定,华法林和西美加群;抗血小板药,例如阿昔单抗,氯吡格雷,双嘧达莫,依替巴肽,噻氯匹定和替罗非班;前列腺素PDE-5抑制剂和其他前列腺素药物,例如前列地尔,卡波前列素,西地那非,他达拉非和伐地那非;凝血酶抑制剂;抗血栓形成剂;抗血小板凝集剂;溶栓剂和/或纤溶剂,例如阿替普酶,阿尼普酶,替普酶,链激酶,替奈普酶和尿激酶;抗增殖剂,例如西罗莫司,他克莫司,依维莫司,佐他莫司,紫杉醇和麦考酚酸;激素相关药物,包括左甲状腺素,氟西酮,甲基睾丸酮,去甲睾酮,氧雄龙,睾丸激素,雌二醇,雌酮,雌酮硫酸酯哌嗪,克罗米芬,促性腺激素,羟孕酮,左炔诺孕酮,甲羟孕酮,孕酮,米非司酮,炔诺酮,催产素,孕酮,雷洛昔芬和他莫昔芬;抗肿瘤药,包括烷基化剂,例如卡莫司汀洛莫汀,美法仑,顺铂,氟尿嘧啶3,以及丙卡巴嗪类抗生素,例如博来霉素,柔红霉素,阿霉素,伊达比星,丝裂霉素和普拉霉素;抗增殖剂(例如1,3-顺式视黄酸,5-氟尿嘧啶,紫杉醇,雷帕霉素,丝裂霉素C和顺铂);抗代谢药,例如阿糖胞苷,氟达拉滨,羟基脲,巯基嘌呤和5-氟尿嘧啶(5-FU);免疫调节剂,例如白蛋白,伊马替尼,利妥昔单抗和托西莫单抗;有丝分裂抑制剂多西紫杉醇,依托泊苷,长春碱和长春新碱;放射性物质,例如锶89;以及其他抗肿瘤药,例如伊立替康,拓扑替康和米诺坦。

[0150] 图10是具有锚固构件1002和药物储存器或药物输送设备1001的可植入眼内生理传感器1000的示意图。该生理传感器1000可以包括头部1005,所述头部可容纳这里所述的各种组件,例如检测模块、控制器模块、发射器、燃料电池等等。该头部1005通过杆部1003附着于锚固构件1002。如这里所述,锚固构件1002可被用于在眼组织中安装设备1000。该生理传感器1000还包括药物储存器1001。虽然药物储存器或药物输送设备1001被图示成是传感器1000的头部1005中的开口,但是它也可以位于设备1000上的不同位置。该药物储存器或药物输送设备1001可用于提供这里描述的任何药物。在一些实施例中,该药物储存器或药物输送设备1001可以根据命令连续释放药物或者释放受控量的药物。

[0151] 在一些实施例中,这里描述的生理传感器可被用于提供用于治疗生理状况的封闭监测和控制系统。举例来说,在生理传感器中可以存储生理特性目标值。一旦被植入眼睛,则可以使用传感器来获得测量得到的生理特性测量结果。传感器可以将测量得到的生理特性测量结果与目标生理特性值相比较,然后通过控制某个行动来减小测量得到的生理特性测量结果与目标生理特性值之间的差异。如这里所述,在一些实施例中,所述行动可以是释放药物以治疗眼压或是调节房水从眼中流出。

[0152] 在一些实施例中,生理传感器1000可被用作封闭式连续IOP监测和控制系统,以给予管理青光眼患者的临床医生基于临床医生设定的预定IOP目标来设计和实施由生理传感器1000控制的个性化药物治疗方案的能力。通常,管理青光眼患者的医师可以确定与患者相适合以降低疾病恶化风险的眼压目标水平。在选择目标压力时,医师会考虑很多因素,这其中包括但不局限于当前/基准IOP,家族史,视神经头状态,视网膜神经纤维层评估以及视野影响。虽然很多研究发现较低的压力会降低恶化风险,但是临床医师往往会选择一个目标压力,该目标压力会在恶化风险和与达到且维持目标压力所需要的干预措施相关的副作用和发病率之间取得适当平衡。

[0153] 有了封闭式连续IOP监测系统,医生或其他用户可以选择目标压力,并且可以对系统进行编程,以便指示药物输送设备施用预先定义的剂量,例如响应于特定的IOP测量标准来施用预先定义的剂量的降压药物。作为补充或替换,该系统可以响应于特定输出来指示

患者施用特定的外用药物。这样做允许系统仅仅施用将IOP持续保持处于目标压力或者低于目标压力所需要的药物量。

[0154] 例如,医师可以为患者选择16毫米汞柱的目标压力。患者可被植入(例如在小梁网处)持续施用治疗水平的药物,例如前列腺素类似物的设备,例如眼内生理传感器1000。病人还可以在脉络膜上腔内被植入一种包含了药物(例如α激动剂)的设备。然而,只有植入设备测得的患者的平均IOP在设定时段以内超出18毫米汞柱的情况下才可以输送第二种药物。在另一个示例中,医师可以选择目标压力,例如18毫米汞柱。患者的小梁网中可被植入连续施用治疗水平的药物,例如前列腺素类似物的设备。作为示例,如果患者的平均IOP在一段时间(例如六个小时)里超出21毫米汞柱,那么植入的监测设备可以与患者进行通信(例如,通过患者佩戴的外部设备),以便施用外用剂量的药物(例如噻吗洛尔)。在另一个示例中,医师可以选择一个目标压力(例如18毫米汞柱)。患者在小梁网中可被植入一个设备,其中只有在患者的IOP在某个设定时段超出目标值的时候,该设备才会施用一定剂量的药物,例如前列腺素类似物。

[0155] 除了通过药物来提供受控的IOP管理的封闭式连续IOP监测和控制系统之外,还可以使用支架来提供类似的封闭式连续IOP监测和控制系统,以便通过调整房水外流来管理IOP。在此类实施例中,支架的外流和/或药物释放可被控制,例如基于源自生理传感器的眼压测量结果以及可被医师编程到传感器中的目标眼压值来控制。

[0156] 类似的封闭式连续监测和控制系统也可以通过葡萄糖浓度测量来实施。例如,临床医生或患者可以设置目标葡萄糖水平。然后,被植入的眼内生理传感器可以基于测量得到的葡萄糖值与目标值之间的比较来监测葡萄糖浓度水平并控制胰岛素泵(例如,带有无线命令界面),由此施用胰岛素。作为替换和/或补充,生理传感器可以基于测量得到的葡萄糖值与目标值之间的比较来向患者传达饮食或锻炼通知(例如借助患者佩戴的外部设备)。

[0157] 这里公开的不同的植入物的实施例可以通过内路(ab interno)过程或外路(ab externo)过程来植入。在这里,“内路”过程旨在表示创建从前房进入处于前房内部或是形成前房边界的眼睛组织的开口(通常是在向后的方向上)的任何过程。作为第一个步骤,开始该内路过程并穿过巩膜壁或角膜壁进入前房。在这里,术语“外路”过程旨在表示在巩膜壁上形成开口并向内朝向前房前进的任何过程。举例来说,在一些“外路”过程中,在进入小梁网并到达前房之前,设备会通过或接触施莱姆氏管。在一些实施例中,外路过程可以穿过巩膜壁的部分或全部厚度,以便将传感器设备置于眼中或巩膜壁内部。通过用针或套管穿过巩膜组织进行穿刺,以使使针头或套管的尖端进入前房或脉络膜上腔,可以实现微创外路过程。然后,传感器设备可以通过针或套管前进,由此至少部分位于前房内部,或者至少部分位于脉络膜上腔内部。在将传感器设备输送到眼睛内部之后,针或套管将被抽出,由此留下一个穿过巩膜的自密封轨道。通过这种方法的植入处理会导致部分或全部传感器设备驻留在巩膜组织内部或是巩膜与结膜之间。

[0158] 植入物可以用涂药器,例如推进件,导丝,镊子或其他适当设备,置于眼中。涂药器也可以是输送工具,这其中包括但不局限于在美国专利申请公开2002/0133168中公开的工具或是美国专利7,331,984中公开的工具,其中在所述工具中储备了用于输送一个或多个植入物的能量。这两篇文献的内容在这里被全部引入以作为参考。

[0159] 涂药器的一些实施例具有环钻能力,其中切割或组织穿透特征或机制形成了该涂

药器的一部分,以便在眼组织中打孔或开口,从而允许将植入物植入和/或固定在眼内。在一些实施例中,植入物可以是自环钻的,以使其产生自己的开口。

[0160] 关于输送设备的一个实施例包括机头,细长主体,保持件以及输送机构。在一些实施例中,该输送机构是致动器。该机头具有远端和近端。细长主体连接到机头的远端。至少该细长主体的远端部分的大小被调整并被配置成通过巩膜或角膜中(包括处于角膜缘处或是其附近)的切口放置并进入眼前房。保持件附接于细长尖端的远端部分,并且被配置成夹持和释放植入物。控制机构或致动器位于机头上,并且用于从保持件上释放植入物。

[0161] 在一些实施例中,保持件包括夹钳。该夹钳可以包括被配置成在植入物的至少一部分上,通常是在近端部分上施加夹紧力的多个爪件。该保持件还可以包括利用摩擦力来夹持设备或者与植入物上的对应特征相啮合的一个或多个凸缘、凸块或其他凸起区域。该保持件还可以包含处于细长主体端部或是其附近的凹入区域或凹槽,以便固定植入物或其一部分。

[0162] 在一些实施例中,该装置进一步包括处于机头内部的弹簧,该弹簧被配置成在一个或多个植入物被保持件夹持时被压缩,在致动致动器时至少部分被释放,以允许从保持件中释放植入物。

[0163] 该输送设备的控制机构可以包括推拉式柱塞、按钮或触发器,通过对其操作,会促使植入物输送,例如通过释放来自致动器机构中的弹簧的至少一些张力,或者通过促使输送设备的一部分相对于该输送设备和/或植入物的另一部分移动。在一些实施例中,致动器可用于致动套管针或切割设备,以便允许在眼组织中以一致且可预测的方式形成开口。

[0164] 该设备的细长部分可以是柔性的或者是用柔性材料(例如软线)制成的。远端部分可以具有相对于机头的长轴的偏转范围,优选是大约45度。该设备的细长部分可以弯曲,以帮助到达用于产生进入前房的开口的眼睛对端的前角。该输送设备可以进一步包括处于细长尖端中的冲洗端口。

[0165] 在一些实施例中,输送设备被适配成将一个以上的植入物输送到眼中,而不必在植入期间将该设备从眼睛上移开。被输送的植入物可以是传感器、引流设备、微型泵、药物输送设备以及前述各项的任何组合,这其中包括可以包含一种或多种前述功能的设备。举例来说,输送设备可以输送传感器型植入物,引流/药物输送植入物、IOP传感器和两个引流植入物的组合,IOP传感器和药物输送植入物的组合等等。用于输送多个植入物的设备可以包括细长主体以及位于该细长主体上或是内部的多个植入物,细长主体尺寸被设计成通过眼睛的切口而被引入眼中,该细长主体可以进一步包括致动器,该致动器按顺序分配来自细长主体的植入物,以便将其植入眼组织中。

[0166] 一种用于植入一个或多个植入物的方法,包括将工具通过切口插入眼中,以及使用该工具在第一位置将第一植入物输送到眼组织的内部或眼组织上。其他实施例包括使用该工具在第二位置将第二植入物输送到眼组织的内部或眼组织上,而不用在输送植入物期间从眼睛上移除该工具。

[0167] 切口可以是在巩膜或角膜中产生的,这其中包括角膜缘处或是其附近。在一些实施例中,该切口很小,由此是自密封的。在其他实施例中,一旦完成植入过程并从眼睛上移除输送设备,则有可能需要一根或两根缝线来闭合开口。在一些实施例中,切口的长度约为1毫米。然后,如本领域已知的那样,一个或多个植入物的放置和植入可以用眼科手术中使

用的测角镜或其他成像设备来执行。

[0168] 在植入过程中,输送工具可以穿过插入部位或切口推进并前进至期望的眼组织。在一些实施例中,该推进是以透眼或后眼的方式进入前房角的。通过使用前房角作为参考点,可以在大体上向后的方向上进一步推进输送工具,以便在前房角内侧将植入物推进虹膜。该输送设备可被用于在眼睛的任何位置植入一个或多个植入物,这其中包括小梁网,施莱姆氏管,睫上腔,以及脉络膜上腔等等。

[0169] 可选地,基于植入物结构,可以将植入物置于前房角内部,呈弯曲形状以匹配前房角的环形形状。然而,优选地,将植入物固定于组织,例如通过使用锚固件、粘合剂、摩擦力或其他力,或者至少不会在前房内部自由移动,以将植入物对脆弱的眼组织,例如角膜内皮的损害最小化。

[0170] 一旦输送设备和植入物处于眼睛中的期望位置,则可以在眼组织中形成开口。作为示例,该过程可以用输送设备的细长部分的远端或是用自环钻植入物来完成。然后,该植入物被输送到组织。这种输送可以通过控制机制来完成。例如,在轴向方向上可以朝着输送工具的远端推进推管,由此,随着推管的推进,植入物同样会被推进。当植入物处于期望位置时,输送工具可以缩回,由此将植入物留在眼组织中。然后,在眼中的另一个位置可以植入另一个植入物,或者可以从眼中移除输送设备。

[0171] 在其他实施例中,通过施加连续的植入力、通过使用输送工具的远端部分将植入物敲入适当位置或是通过这些方法的组合,可以使用输送工具来迫使植入物进入期望的位置。一旦植入物处于期望位置,则可以通过使用输送工具的远端部分进行敲击来进一步安置该植入物。作为替换,该设备可以通过使用致动器来植入,其中该致动器通过使用存储的能量(例如来自弹簧或其他能量存储装置)将植入物推进组织。

[0172] 在一个实施例中,植入物被固定于眼内组织。在一个实施例中,这种附加的固定可以用生物相容性粘合剂来执行。在其他实施例中,所使用的可以是一根或多根缝合线,或者可以使用一个或多个组织锚固件。在另一个实施例中,该植入物实质上会借助该植入物主体外表面与前房角的周围组织的相互作用而被保持在恰当位置。设备还可以使用上述固定方法的某种组合。

[0173] 在这里描述了不同的眼内生理传感器。如这里进一步描述的那样,在一些实施例中,这种传感器包括流体通道或其他类型的分流器。如这里所述,在一些实施例中,传感器/分流器是从位于植入部位眼外的位置插入的。输送工具可以足够长,以使传感器/分流器从插入部位经眼穿过前房到达植入部位。该工具的至少一部分可以是柔性的。作为替换,该工具可以是刚性的。该工具可以包括多个能够彼此相对纵向移动的构件。在一些实施例中,输送工具的至少一部分是弯曲或成角度的。在一些实施例中,该输送工具的一部分是刚性的,并且该工具的另一部分是柔性的。

[0174] 在一些实施例中,输送工具具有远端曲率。该输送工具的远端曲率可以表征为大约10到30mm的半径,并且优选约为20mm。

[0175] 在一些实施例中,输送工具具有远端角。该远端角可被表征成是相对于输送工具的近端段的轴线大约90到170°,并且优选约为145°。该角度可以在“肘部”引入一个很小的曲率半径,由此产生从输送工具的近端段到远端段的平滑过渡。远端段的长度可以是大约0.5到7mm,并且优选是大约2到3mm。

[0176] 在一些实施例中,该工具具有尖锐的前端并且是自环钻的,即自穿透的,以在不预先形成切口、孔洞或孔径的情况下穿过组织。作为替换,在将传感器/分流器传递到眼组织中之前,可以使用套管针、手术刀或类似工具在眼组织中预先形成切口。

[0177] 针对眼传感器/分流器的输送过程的一些实施例,该工具可以具有足够小的剖面,由此,在从眼睛中撤出该工具时,插入部位会在不进行缝合的情况下自密封。输送工具的外直径优选不大于约18Ga.且不小于大约32Ga..。出于澄清目的以及避免疑问,本文公开的所有输送设备都可以用于将本文公开的任何植入物,包括但不局限于传感器、分流或引流设备及其组合输送到眼睛的任何部位。输送设备还可以输送一个以上的设备,优选是在不必在植入期间从眼睛上移除该输送设备的情况下输送的。

[0178] 针对眼传感器/分流器的输送过程的一些实施例,角膜组织中的切口优选由空心针制成,其中传感器/分流器穿过该空心针。针头的直径较小(例如18或19或20或21或22或23或24或25或26或27或28或29或30或31或32Ga.),由此切口是自密封的,并且植入是在有或没有粘弹性的封闭腔室中进行的。自密封切口也可以用常规的"穿刺"过程来形成,其中会使用刮刀形的手术刀在角膜上形成大体上是倒置的V形切口。在优选方式中,用于形成穿过角膜的切口的工具会在该过程中保持原位(也就是贯穿角膜切口),并且直至植入之后才会被移除。此类切口形成工具可以用于运送眼传感器/分流器,或者可以与输送工具配合以允许在不撤出切口形成工具的情况下通过同一切口进行植入。当然,在其他方式中,各种手术工具可以多次通过一个或多个角膜切口。

[0179] 一旦进入前房,则可以将输送工具从插入位置经眼推进到前房角中,并将其置于巩膜突附近的位置。通过使用巩膜突作为参考点,输送工具可以在大体上向后的方向上进一步前进,以推动传感器/分流器进入到正好位于巩膜突内侧朝着虹膜的位置的眼组织中。传感器/分流器的放置和植入可以用测角镜或其他常规成像设备来执行。优选地,通过施加连续的植入力,通过使用输送工具的远端部分将传感器/分流器推入适当位置,或者通过这些方法的组合,可以用输送工具来迫使传感器/分流器进入到期望的位置。一旦传感器/分流器处于期望位置,则可以通过敲击输送工具的远端部分来将其进一步固定。

[0180] 输送工具可以包括具有被管腔贯穿的开口远端。优选地,处于管腔内部的是可以在管腔内部轴向移动的推管。该推管可以是适合相对于输送工具拉推动或操纵传感器/分流器的任何设备,例如螺钉,连杆,储能设备(例如弹簧),但是并不局限于此。输送工具的壁部优选地延伸到推管之外,以便与将传感器/分流器置于管腔内部相适应。该传感器/分流器可被固定在适当位置。例如,传感器/分流器可以通过与推管或壁部的粘弹性或机械互锁来固定。当传感器/分流器被带到与前房角中的组织相邻的位置时,该推管会沿轴向朝着输送工具的开口远端前进。随着推进管的前进,传感器/分流器同样也会前进。当传感器/分流器前进并穿过组织并且由此不再处于输送工具的管腔中时,该输送工具将缩回,由此将传感器/分流器留在眼组织中。

[0181] 一些实施例可以包括弹簧加载式或储能式推进件系统。该弹簧加载式推进件优选包括可操作地连接到铰接杆设备的按钮。铰接杆设备的杆与推进件表面上的凹陷啮合,由此保持推进件的弹簧处于压缩状态。当使用者按下按钮时,所述杆会从凹陷处脱离,由此允许弹簧释放,从而促使推进件向前前进。

[0182] 在一些实施例中,有线系统用于输送传感器/分流器。该传感器/分流器可以通过

线来输送。优选地,所述线是自环钻的。所述线可以充当套管针。所述线相对于传感器/分流器可以是超弹性、柔性或相对不具有柔性的。所述线可被预制成具有某种形状。所述线可以是弯曲的。所述线可以具有形状记忆或者是弹性的。在一些实施例中,所述线是牵引线。所述线可以是可操纵的导管。

[0183] 在一些实施例中,所述线位于传感器/分流器中的管腔内部。所述线可以在管腔内部轴向移动。管腔可以包括或者不包括阀或其他流量调节设备。

[0184] 在一些实施例中,输送工具包括套管针。该套管针可以是成角度或弯曲的。套管针可以是刚性的、半刚性的或柔性的。在该套管针是刚性的实施例中,传感器/分流器可以是但不必须是相对柔性的。套管针的直径可以是大约0.001英寸到大约0.01英寸。在一些实施例中,套管针的直径是0.001、0.002、0.004、0.005、0.006、0.007、0.008、0.009或0.01英寸。

[0185] 在一些实施例中,传感器/分流器的输送是通过在传感器/分流器的远端或附近施加驱动力来实现的。驱动力可以是通常施加到传感器/分流器末端的拉力或推力。

[0186] 该工具可以包括密封件,以便在该工具处于眼睛中时防止房水穿过输送工具和/或在该工具的构件之间穿过。该密封件还有助于防止房水通过工具回流以及流出眼睛。作为示例,用于防止泄漏的适当密封件包括O形圈、涂层、亲水剂、疏水剂及其组合。举例来说,涂层可以是硅树脂涂层,例如MDXTM硅树脂流体。在一些实施例中,该工具被涂有涂层和亲水或疏水剂。在一些实施例中,该工具的一个区域涂有涂层加上亲水剂,并且该工具的另一个区域涂有涂层加上疏水剂。该输送工具还可以附加地包括位于所述工具包含的不同构件之间的密封件。该密封件可以包括位于该工具的构件的滑动配合表面之间的疏水或亲水涂层。在输送工具运送时,该密封件可被布置在引流传感器/分流器附近。优选地,该密封件被加工成彼此紧密配合的存在于两个设备中的每一个的至少一部分上。

[0187] 在一些实施例中,输送工具可以包括具有斜面形状的远端。该输送工具可以包括具有刮铲形状的远端。斜角或刮铲形状可以具有锐化的边缘。斜角或刮铲形状可以包括用于容纳传感器/分流器的凹口。该凹口可以包括用于推出或弹出传感器/分流器的推进件或其他适当的装置。

[0188] 输送工具还可以被配置成输送多个分流器。在一些实施例中,如下文中更详细描述的那样,在输送多个分流器时,分流器可以是串联布置的。

[0189] 针对眼传感器/分流器的一些实施例的输送处理,植入是在具有或不具有粘弹性的封闭腔室中发生的。分流器可以用涂药器(例如推进件)来放置,或者它们也可以用具有存储在工具中的能量的输送工具来放置,相关示例在2002年8月28日提交的美国专利公开2004/0050392中被公开,所述文献在这里被全部引入以作为参考,并且构成了本说明书和公开的一部分。在一些实施例中,流体可以通过在该过程中使用的输送工具或别的工具来注入,以便在传感器/分流器远端产生提升的流体压力,由此易于植入。

[0190] 在一些实施例中,传感器/分流器是通过睫状肌与巩膜的纤维附着植入的。如在图11中的两个箭头(1020)之间显示的那样,该纤维附着区域从巩膜突向后延伸大约0.5mm。

[0191] 在一些实施例中,如果通过位于角膜缘或是其附近的小切口以内路方式跨眼输送传感器/分流器,那么将是非常理想的。该系统的整体几何形状使得输送工具具有远端曲率或远端角度会是非常有利的。在前一种情况中,传感器/分流器可以是柔性的,由此有助于沿着曲率输送,或者可以被更轻松地固定,从而容易沿着精确的路径移动。在后一种情况

下,传感器/分流器可以是相对刚性的。该输送工具可以引入足够柔韧以穿过远端角的传感器/分流器推进部件(例如推进件)。

[0192] 在一些实施例中,在临床使用期间,传感器/分流器以及输送工具可以一起通过位于角膜缘或是其附近的切口通过前房32前进,穿过虹膜,以及穿过睫状肌依附物,直至该传感器/分流器出口部分位于葡萄膜巩膜外流通路(例如暴露于在巩膜38与脉络膜40之间限定的脉络膜上腔34)。然后,操作人员可以在向后拉动输送工具的同时推动推进件设备,以使传感器/分流器出口部分保持其在葡萄膜巩膜外流通路中的位置。该传感器/分流器被从输送工具上释放,并且输送工具向近端缩回。然后,输送工具可以通过切口被从前房中撤出。

[0193] 在一些实施例中,在脉络膜上腔中可以注入粘弹性材料,以便在脉络膜与巩膜之间形成可供传感器/分流器进入的腔室或囊。此类囊会暴露更多的脉络膜和巩膜组织区域,并且会增加葡萄膜巩膜外流,由此导致较低的IOP。在一些实施方案中,粘弹性材料可以用25或27G的套管注入,例如通过睫状肌依附物中的切口或者通过巩膜(例如从眼睛外部)注入。该粘弹性材料还可以在植入完成之前、之中或之后通过传感器/分流器自身被注入。

[0194] 在一些实施例中,在脉络膜上腔中可以注入高渗透剂。此类注入可以延迟IOP的降低。由此,通过临时减小脉络膜吸收,可以在术后急性期避免肌张力低下。作为示例,高渗透剂可以是葡萄糖,白蛋白,HYPAQUETM培养基,甘油或聚(乙二醇)。随着患者的恢复,高渗透剂会被分解或被冲掉,由此导致产生稳定的、可接受的低IOP,以及避免短暂性低渗。

[0195] 图11示出了人眼的前节的子午剖面,并且示意性地示出了可以与这里描述的分流器的实施例一起使用的输送工具1130的另一个实施例。在图11中,箭头1020显示了睫状肌1030到巩膜1040的纤维附着区域。睫状肌是脉络膜1050的一部分。脉络膜上腔34是脉络膜与巩膜之间的交界面。眼睛中的其他结构包括晶状体1060,角膜1070,前房32,虹膜1080以及施勒姆氏管1090。

[0196] 在一些实施例中,理想的情况是通过纤维附着区域植入传感器/分流器,由此将前房连接到葡萄膜巩膜外流通路,以便降低青光眼患者的眼压。在一些实施例中,理想的情况是通过角膜缘中的小切口用一个在内部(内路)穿过眼睛的设备来输送传感器/分流器。

[0197] 输送工具/传感器/分流器配件可在虹膜与角膜之间传递,由此达到虹膜角膜角。因此,输送工具/传感器/分流器配件的高度(图11中的尺寸1095)优选小于约3mm,并且更优选地是小于2mm。

[0198] 脉络膜与巩膜之间的脉络膜上腔通常会与眼睛的光轴1115形成大约55°的角1110。除了前一段中描述的高度要求之外,该角度也是在关于输送工具/传感器/分流器配件的几何设计中所要考虑的特征。

[0199] 该系统的整体几何形状使得输送工具1130具有远端曲率1140(如图11所示)或者远端角1150(如图12所示)是非常有利的。该远端曲率(图11)预计会更平滑地穿过角膜缘的角膜或巩膜切口。然而,在这种情况下,传感器/分流器优选是弯曲或柔性的。作为替换,在图12的设计中,传感器/分流器可被安装在输送工具的直线段上,即“肘部”或角1150的远端。在这种情况下,传感器/分流器可以是直的且相对缺乏柔性的,并且输送工具可以包括具有足够柔性以通过该角度前进的推进机制。在一些实施例中,传感器/分流器是刚性管,只要传感器/分流器不大于远端分段1160的长度即可。

[0200] 输送工具1130的远端曲率1140可被表征成是半径约为10到30mm,并且优选是大约20mm。图12中描述的输送工具的远端角可被表征成是相对于输送工具的近端分段1170的轴线约为90°到170°,并且优选是大约145°。该角度在“肘部”具有了很小的曲率半径,以便从输送工具的近端分段1170平滑过渡到远端分段1160。远端分段1160的长度可以是大约0.5到7mm,优选是大约2到3mm。

[0201] 图13、14A和14B显示了用于传感器/分流器的输送工具的示例。在一些实施例中,传感器/分流器是通过具有切割尖端2140的针来输送的。传感器/分流器可被装载在针轴内部,以便通过眼睛输送。如图14A所示,所述针可以在与斜面开口2150相对的一侧弯曲。这样做允许针的弯曲部分采取“向下”方向,而不会明显影响设备的有效高度。这种几何形状对于穿过虹膜与角膜之间的前房而言会是非常有利的。同时,该曲线允许针的尖端遵从睫状肌/巩膜界面的角度(图11所示的角度1110)。更进一步,图14A所示的弯曲的尖端的设计可以将从巩膜开始的睫状肌的解剖深度限制成是切穿纤维附着组织所需要的最小深度。该深度估计小于约0.5mm。此外,尖端的曲率充当了挡板作用,当传感器/分流器通过针头向远端向外推动时,重新定义方向。在其他实施例中,如图14B所示,针头的切割尖端是直的。

[0202] 图15显示了可以用于执行各种方法或过程的系统的另一个实施例。传感器/分流器2200以平行于脉络膜上腔的角度“向下”偏转。插入深度可以由推杆2220的长度确定,其中所述推杆2220的行程可以由止动件2230来限制。优选的情况是所述推杆在针2240的开口的近端边缘终止。这样一来,传感器/分流器不会被推到睫状肌前表面以下。

[0203] 图16示出了可以用于执行各种方法或过程的系统的另一个实施例。在该图示实施例中,传感器/分流器2200被安装在弯曲或成角度的轴件2250上。在一些实施例中,传感器和分流器都安装在轴件上。在其他实施例中,虽然传感器可以连接至分流器,但是只有分流器被安装在轴件上,例如,传感器可被拴系到分流器上,所述分流器则安装在轴件上。轴件2250可以是管状的(如所示),或者是实心的,并且远端2260可以是锋利的。传感器/分流器2200可被弯曲,其弯曲半径与输送设备大致相同,由此,传感器/分流器可以相对偏硬并且仍然沿着轴件滑动。在一些实施例中,推管2270会使传感器/分流器沿着轴件朝着远端滑动并被释放。在一些实施例的操作中,尖锐端部2260会在附着于睫状肌和巩膜的纤维组织中形成切口。在一些实施例中,尖锐端部2260与传感器/分流器的远端之间的距离确定了组织可被切开的深度。在切开之后,操作人员可以在保持安装轴件2250固定的同时推进推管2270。该动作会使传感器/分流器2200前进到切口中。如图15所示,传感器/分流器前进的距离可以由推管2270的长度来确定,推管2270的行进可以受止动件限制。

[0204] 本发明的其他实施例引入了通过传感器/分流器或通过轴件2250来注入粘弹性材料的处理,以便完成脉络膜上组织的后期解剖,由此产生用于房水的容积腔或贮存器。作为补充或替换,治疗剂(例如高渗透剂)可以通过传感器/分流器2220或者通过轴件2250而被输送到脉络膜上腔中。

[0205] 图17显示了可以用于执行各种方法或过程的系统的另一个实施例。作为示例,传感器/分流器2700的输送可以通过使用推进件2720在传感器/分流器2700的远端2710或是其附近施加驱动力来完成。该驱动力可以是施加于传感器/分流器2700的远端2710的推力。作为替换,该输送设备会通过或者围绕传感器/分流器延伸,以便提供拉力来将传感器/分流器拉过组织。

[0206] 图18显示了可以用于执行各种方法或过程的系统2800的另一个实施例。弹簧加载式推杆系统2800可用于输送传感器/分流器。该弹簧加载式推进件2810优选包括可操作地连接到铰接杆设备2830的按钮2820。该铰接杆设备2830的远端部分2835与推进件2810的表面中的凹槽2840相配合，由此保持推进件2810的弹簧2850处于压缩状态。当使用者按下2860按钮2820时，铰接杆设备2830的远端部分2835会与凹槽2840脱离，由此允许弹簧2850解除压缩，从而促使推进件2810向前推进。

[0207] 图19显示了可以用于执行各种方法或过程的系统的另一个实施例。在该图示实施例中使用了扩张导管系统2920来输送传感器/分流器2900。在一些实施例中，传感器和分流器都被安装在导线上。在其他实施例中，虽然传感器可以被拴系或以其他方式连接到分流器，但是只有分流器部分被安装在导线上。此类实施例会是有利的，因为传感器部分可能不需要具有可供导线穿过的通道，并且这样做可以简化传感器的设计和电子组件的布局。传感器/分流器2900可以具有位于远端的大致圆形的远端部分2915。该远端部分的半径可以是大约70到大约500微米。该远端部分2915可以朝着近端方向逐渐增大剖面尺寸，优选是以大致恒定的锥度或半径增大，或者如所示以抛物线的方式增大。

[0208] 在一些实施例中，该植入物包括处于该植入物内部的与内部腔室或管腔连通的一个或多个开口2905。优选地，如图所示，这些开口的边缘是圆形的。作为补充或替换，如上所述，该植入物可以包括其他不规则的外表面(例如环形凹槽)，以便锚固植入物。

[0209] 在一些实施例中，传感器/分流器可以具有位于植入物的近端部分的凸缘2910。优选地，如图所示，该凸缘具有尖锐边缘和拐角。该尖锐边缘和拐角往往会抑制植入物流入端附近的细胞增殖。

[0210] 导线或类似的细长结构2920可被用作套管针。优选地，导线2920是自环钻的。导线2920的远端部分2930的尖端的半径可以是大约10到大约500微米。在一些实施例中，导线2920的远端部分2930的尖端的半径可以是大约70到大约200微米。导线2920的远端部分2930可以具有朝着近端方向增大剖面尺寸。在一些实施例中，可以以抛物线的方式增大。在所描述的实施例中，导线2920具有远端部分2930，该远端部分2930朝着近端方向以抛物线的方式逐渐增大剖面尺寸。导线2920可以具有远端部分2930的圆形远端。在其他实施例中，该远端部分可以是锥形的。导线相对于传感器/分流器可以是超弹性的、柔性的或相对缺乏柔性的。导线可被预成型为具有特定的形状。导线可以是弯曲的。导线可以具有形状记忆或者是弹性的。在一些实施例中，该导线是拉线。该导线可以是可操纵的导管。

[0211] 在一些实施例中，推进件2950可以与导线2920结合使用，以便帮助输送传感器/分流器2900。在将传感器/分流器2900输送到了期望位置之后，当在近端撤出导线2920时，推进件2950可被用于将传感器/分流器2900保持在恰当位置。

[0212] 优选地，推进件2950、套管针2920和植入物2900的尺寸被调整成适合处于外部鞘管或针的内部并在其内部移动(例如滑动)。优选地，所述针包括尖锐的远端，以便在进入眼前房时穿透组织(例如角膜组织)。

[0213] 图20是关于眼压传感器2000的一个示例实施例的框图。该眼压传感器2000可以包括在这里对照其他任何生理传感器描述的任何组件或特征。然而，除非另有明确说明，否则没有必要将任何组件或特征理解成在眼压传感器2000中是必需的。此外，这里描述的任何植入技术和工具都可以用于将眼压传感器2000植入眼睛内部的期望位置，并且在这里对照

其他任何传感器公开的任何检测、控制和/或治疗方法都可以与眼压传感器2000一起使用。

[0214] 在一些实施例中,眼压传感器2000包括壳体组件2100(在这里是对照图21-29描述的),压力检测模块2050,无线发射器/天线2085,控制器模块2070,测量结果存储模块2060,以及电池2040。然而,在关于眼压传感器2000的每一个实施例中,并不是其中每一个组件都是必需的。更进一步,眼压传感器2000还可以包括其他组件。在一些实施例中,眼压传感器2000的一些或全部组件是作为芯片上的集成电路2075(在图20中用虚线框示出)的一部分提供的,但是一些组件也可以作为单独组件来提供,例如可以与集成电路2075的电连接。

[0215] 在一些实施例中,压力检测模块2050包括电容器,其电容会响应于该模块所在的介质的压力而变化。在一些实施例中,压力检测模块2050包括微机电系统(MEMS)。作为示例,如在这里中进一步论述的那样,压力检测模块2050可以包括位于可移动膜或隔膜附近的固定电容器板。在将眼压传感器2000植入眼睛内部时,可移动膜与固定电容器板之间的距离和/或接触会响应于所施加(例如由房水施加)的压力而改变。这种变化会被检测成是MEMS设备的电容变化。在一些实施例中,压力检测模块2050是能以大约±0.5毫米汞柱的分辨率测量从大约3毫米汞柱到大约50毫米汞柱的眼压的接触模式传感器。在一些实施例中,可移动膜或隔膜下方的腔是真空密封的,并且压力检测模块在大约600到900毫米汞柱的绝对压力范围内做出响应。在此类实施例中,外部的环境压力可被单独测量,并且可以被从传感器绝对压力中减去,以便产生眼压。在一些实施例中,信号(电容)相对于眼压是以近似线性的方式变化的。在一个示例中,在近似线性的压力范围以内,电容会从大约5皮法(pF)上升到大约20pF。

[0216] 在一些实施例中,压力检测模块2050电连接到电容数字转换器2056,该电容数字转换器输出一个用于指示压力检测模块2050的电容并且由此指示检测到的压力的值。这个值可被提供给控制模块2070。在一些实施例中,眼压传感器还包括一个或多个对照电容器2052。该对照电容器2052还可以连接到电容数字转换器2056,并且可以用于提供一个参考值以执行校准和/或温度补偿。

[0217] 来自压力检测模块2050的压力测量结果可被存储在测量结果存储模块2060中。在一些实施例中,该测量结果存储模块2060是在集成电路2075上提供并且可通信地耦合到例如控制器模块2070和/或压力检测模块2050的固态存储器。举例来说,测量结果存储模块2060可以是16kB的静态随机存取存储器(SRAM),但是其他类型的存储器和/或容量也是可以使用的。在一些实施例中,在将压力测量结果存入测量结果存储模块2060之前,控制器模块2070会对该压力测量结果执行数据压缩。通过执行数据压缩,测量结果存储模块2060可以保存更多的测量结果。这样做可以允许更频繁的测量和/或不那么频繁的数据下载事件。在一些实施例中,如果使用相对简单的压缩技术来节省存储资源,那么将是非常有利的。一种示例的数据压缩算法可以是存储连续的测量结果之间的差值,而不是存储测量结果本身。这种技术可以允许测量结果存储模块2060为每一个测量结果使用较少的位。

[0218] 如图20所示,眼压传感器2000还可以包括控制器模块2070。作为示例,该控制器模块2070可以执行对照这里所述的其他控制器模块描述的任何功能。例如,在一些实施例中,控制器模块2070可被编程成使压力检测模块2050以预定时间和/或预定间隔,例如由MSTR时钟2017确定执行测量。举例来说,在一些实施例中,控制器模块2070被编程成每小时获取一次测量结果。然而,每一个被记录/报告的测量结果都可以是由压力检测模块2050从多个

测量结果计算得到的。举例来说,控制器模块2070可被编程成以相对短的间隔(例如30秒)获取多个测量结果(例如三个测量结果)。然后,这些测量结果可被取平均值,并且可以在测量结果存储模块2060上作为单个测量结果进行记录/存储。然后,该处理可以在更长的间隔(例如每小时)上重复进行。

[0219] 图20所示的眼压传感器2000包括用于为组件,例如控制器模块2070和发射器模块/天线2085供电的电池模块2040。在一些实施例中,电池的物理尺寸约为0.3mm×4.5mm或更小。电池的额定功率可以是大约为0.8μAh或更高。这样的额定功率估计可以在两次充电之间至少提供约180天的电量。在一些实施例中,眼压传感器2000的睡眠功耗是皮瓦级的,而有效功耗则是纳瓦级的。然而应该理解,电池模块2040的尺寸和额定功率可以不同于以上列出的数字,眼压传感器2000的功耗也是如此。以上的说明仅仅是示例。举例来说,在一些实施例中,电池模块2040能为眼压传感器2000供电至少约90天。

[0220] 在一些实施例中,如在这里进一步论述的那样,电池模块2040可以通过外部设备再充电。例如,电池模块2040可以借助来自外部设备的电感耦合或RF能量而被无线充电。该电池模块2040还可以通过太阳能或者通过红外激光来充电(在这种情况下,眼压传感器2000可以包括合适的光伏电池,以便将太阳能或红外激光转换成电能)。

[0221] 眼压传感器2000还可以包括发射器/天线2085。该发射器/天线2085可以用于将保存在测量结果存储模块2060中的压力测量结果以无线方式传送到外部读取器设备。该外部读取器设备可被集成在患者佩戴的眼镜中,以便从传感器2000下载压力测量结果。发射器/天线2085还可以用于以无线方式接收电能,以便为电池模块2040充电的双重目的(例如在下载所存储的测量结果的同时)。举例来说,发射器/天线2085可以通过电感耦合以无线方式接收电能。无线充电设备可被集成在包含了用于从眼压传感器2000下载数据的外部读取器设备的同一副眼镜中。发射器/天线2085可以同时或者一次一个地(按任意顺序)发射测量结果数据以及接收用于对电池模块2040再充电的电能。

[0222] 在一些实施例中,天线2085是由导体制成的,例如银,金,铂,钨和/或其合金等等。在一些实施例中,天线2085由大约92%的铂和大约8%的钨的合金制成。如在这里进一步论述的那样,天线2085可以具有直径略小于主壳体2102的内径的螺旋形状,由此允许天线同时装配在壳体内部并包围设置在壳体内的其他组件。

[0223] 图21是用于眼压传感器2000的壳体组件2100的主壳体2102部分的示例实施例的透视图。在一些实施例中,主壳体2102是大体上为圆柱形的管状件。作为示例,主壳体2102可以由陶瓷制成。陶瓷的优点是提供了防潮层,其与塑料相比更为有效,但是没有像金属那样屏蔽往来于发射器/天线2085的信号。作为示例,所述陶瓷可以是至少约90%的氧化铝。一种可能的陶瓷材料是大约99.99%的氧化铝,而另一种可能的陶瓷材料是大约90%的氧化铝和大约10%的氧化锆。在其他实施例中,主壳体2102可以由高阻隔塑料制成,例如HDPE等等。在此类实施例中,塑料可被涂覆陶瓷,以便改善防潮性能。此类实施例对于制造更复杂的主壳体形状(例如包括弯曲或曲率的主壳体形状)将是非常有用的。此外,在一些实施例中,主壳体2102内部的组件(例如电子组件)可被涂上疏水材料,由此会在液体渗入主壳体2102的情况下进一步减小损坏的机会。主壳体2102内部的组件,包括集成电路2075,天线2085等等,也可以(或者作为替换)被涂有电绝缘涂层(例如聚对二甲苯涂层),以有助于防止电气短路。

[0224] 主壳体2102可被设计成与单独的尖盖2104和/或单独的传感器端盖2108(在图27-29中示出)配合,其中在一些实施例中,这两种盖状件都是可移除的。如图21所示,该尖盖2104可以具有大体上是圆形的端部。该圆形端部可以易于传感器2000插入某些眼内解剖结构,例如睫上/脉络膜上腔。该尖盖2104可被设计成压入主壳体2102的一端。该尖盖2104与主壳体2102之间的配合可以是防潮密封。举例来说,尖盖2104可以包括一个或多个密封件,例如O形环,焊料环,低共熔环,压缩粘合(例如金-金压缩粘合)等等,以便防止液体在尖盖2104与主壳体之间的接合处进入主壳体2102内部。传感器端盖2108可以被设计成压入与尖盖2108相对的主壳体2102的另一端。它也可以被设计成使用与主壳体2102形成防潮密封,例如通过使用一个或多个密封件,例如O形环,焊料环,低共熔环,压缩粘合(例如金-金压缩粘合等等)。结合某种类型的防潮密封件(例如O形环)来压合尖盖2104和传感器端盖2108的处理是非常有利的,因为壳体组件2100(包括主壳体2102、尖盖2104以及传感器端盖2108)可以在不必需要粘合、热固化、真空沉积/其他涂层、电脉冲等等的情况下被组装和密封。

[0225] 主壳体2102还可以包括一个或多个用于将传感器2000锚固在期望的眼内解剖结构上或结构内部的锚固构件,例如倒钩2106。在一些实施例中,锚固构件是凸起的脊状部或倒钩2016,其从主壳体2102的外表面凸出并且在每一个锚固位置环绕整个主壳体的圆周或是其中一部分。

[0226] 主壳体2102的尺寸和形状可被调整成与任何期望的眼内解剖结构相适合。然而,在一些实施例中,眼压传感器2000被设计成植入到眼睛的睫上/脉络膜上腔内部。在此类实施例中,壳体组件2100可以具有大约2-8mm的长度和/或大约0.3-0.6mm的直径。在一些实施例中,壳体组件2100的长度约为5.4mm,并且直径约为0.48mm。

[0227] 图22示出了眼压传感器2000在睫状体/脉络膜与巩膜之间的睫上/脉络膜上腔内部的位置。如这里所述,眼压传感器2000可以通过一个或多个锚固构件2106固定在该位置。睫状体与脉络膜邻接。睫上/脉络膜上腔通常是位于睫状体/脉络膜与巩膜之间的交界面的潜在空间。该空间可以开放以容纳植入物,例如眼压传感器2000。图22示出了关于眼内生理传感器2000的放置的一个示例(其可以部分或完全位于眼前房内部;或者可以部分或完全位于睫上/脉络膜上腔内部)。在一些实施例中,至少眼压传感器2000的传感器端盖端延伸到前房中,以便对进入的房水进行压力测量。虽然没有图示,但在其他实施例中,眼压传感器2000的尺寸和形状可被调整,以便被植入其他眼内解剖特征中或是在该眼内解剖特征处植入,这其中包括但不局限于巩膜,虹膜,睫状体,小梁网或施莱姆氏管。

[0228] 图23是图21的副本,其中主壳体2102被显示成是透明的。尖盖2104和倒钩2106仍旧是可见的。通过透明的主壳体2102还可以看见天线2085、尖盖2104的O形环密封件2105以及传感器端盖2108的一部分,这其中包括传感器端盖的O形环密封件2109。图23还显示了可被安装各种组件的载体构件2072。例如,在该载体构件2072上可以安装电池模块2040和集成电路2075。该载体构件2072可以包括在其表面上形成或者嵌入其体积内部的电触点、连接、信号线等等,以便在安装于载体构件2072上或者连接到该载体构件2072的各种组件之间提供电连接。在一些实施例中,该载体构件2072是玻璃骨架(例如硼硅酸盐玻璃)。

[0229] 如在这里进一步论述的那样,载体构件2072可被设计成与尖盖2104和/或传感器端盖2108物理配合,以便为传感器2000提供更进一步的结构完整性以及将安装在载体构件上的组件固定在主壳体2102内部。为了允许这种物理配合,载体构件2072、尖盖2104和/或

传感器端盖2108中的每一个可以包括被设计成与壳体组件2100的相邻部分上的互补结构配合、附接、结合等等的一个或多个连接器、切口、突起部等等。

[0230] 如图23所示,在一些实施例中,天线2085是螺旋围绕处于主壳体2102的内部面且环绕载体构件2072的导体。该天线2085可被连接到载体构件2072,例如通过焊接,以便提供与安装在载体构件2072上的集成电路2075的电连接。

[0231] 图24是移除了主壳体2102的图21的副本。其中再次可见的是天线2085,玻璃骨架载体构件2072,尖盖2104及其O形环密封件2105,以及传感器端盖的一部分,包括传感器端盖的O形环密封件2109。图24还显示了安装在载体构件2072上的电池模块2040。如在这里更进一步论述的那样,玻璃骨架载体构件2072被配置成与尖盖2104和/或传感器端盖2108物理配合。举例来说,玻璃骨架载体构件2072被图示成具有大体上是矩形的剖面。尖盖2104和传感器端盖2108中的每一个都可以包括可供载体构件202的末端插入的相应形状的内部切口。如在这里更进一步论述的那样,切口和载体构件2072中的每一个都可以包括被设计成在载体构件与传感器端盖2108相配合的时候彼此接触的电触点或其他连接。

[0232] 图25是移除了天线2085的图24的副本。与之前一样,玻璃骨架载体部件2072,尖盖2104及其O形环密封件,传感器端盖2108的一部分,包括传感器端盖的O形环密封件2105以及电池模块2040是可见的。现在,在移除了天线2085的情况下,图25还显示了安装在玻璃骨架载体构件2072上的集成电路2075。如这里所述,作为示例,该集成电路可以包括控制器模块2070、测量结果存储模块2060等等。

[0233] 图26示出了具有弯曲壳体2602的眼压传感器2000的另一个示例实施例。与图21至图25示出的具有大体上笔直的主壳体2102的眼压传感器2000的实施例相比,图26示出了具有弯曲轮廓的管状主壳体2602。该主壳体2602在其纵向尺寸上略微弯曲,以便更紧密地匹配其被植入的解剖结构的形状(例如睫上/脉络膜上腔)。然而应该理解,不同的曲率也是可以使用的。此外,眼压传感器2000的形状和/或尺寸也可以被适配成在其他眼内解剖特征中或者在所述解剖特征处植入。图26还示出了尖盖2104,传感器端盖2108以及锚固倒钩2602。这些特征与在本文其他地方的描述相同。

[0234] 图27示出了被设计成至少部分插入主壳体2102的非嵌入式传感器端盖2108的顶部透视图和剖面图。在一些实施例中,传感器端盖2108是用玻璃(例如硼硅酸盐玻璃)制成的,但是其他材料也是可能的。非嵌入式传感器端盖2108包括插头部分2115和头部2114。插头部分2115可被调整尺寸,以便可以被紧密地插入壳体组件2100的主壳体2102。作为示例,插头部分2115的直径可以等于或小于主壳体2102的内直径。该插头部分2115还包括一个或多个O形环密封件2109。所述O形环密封件围绕在形成于插头部分2115的外周面上的凹槽中。该凹槽的尺寸被调整成适合一个或多个用弹性体、有弹性的弹性材料(例如橡胶)形成的O形环。在将插头部分2115压入主壳体2102时,O形环密封件2109会形成一个防潮层,以便防止房水在传感器端盖2108与主壳体2102的接合处进入主壳体2102内。

[0235] 虽然插头部分2115被图示成具有O形环密封件,但在传感器端盖2108与主壳体2102之间的内部接合处也可以使用其他类型的密封件。例如,在传感器端盖2108的插头部分2115的周围可以提供焊环或共晶环。在将插头部分2115插入主壳体2102时,焊料或共晶环会变形。一旦加热,将会使得焊料或共晶环回流,由此形成防潮层和/或气密密封。在一些实施例中,另一种被使用的密封件是压缩粘合。作为示例,插头部分2115和/或主壳体2102

可以配备由金或其他某种可塑材料制成的环形结构。所述一个或多个环形结构可被定位成在将插头部分2115插入主壳体2102时接合。所述一个或多个环形结构可以在施加插入力时变形,由此形成防潮层和/或气密密封。这种类型的压缩密封可以在将传感器端盖2108插入主壳体2102之后在无需加热的情况下创建。应该理解的是,这里描述的任何类型的密封既可以单独使用,也可以与这里描述的其他类型的密封件结合使用。更进一步,除了这里描述的密封件之外,其他类型的密封件也是可以使用的。

[0236] 非嵌入式传感器端盖2108还包括头部2114。所述头部2114具有比插头部分2115以及主壳体2102的内径更大的直径。由此,在插入传感器端盖时,头部2114会抵靠在主壳体2102的端部。在一些实施例中,头部的直径与主壳体2102的外直径可以是相同或相似的。

[0237] 压力检测模块2050被内置在传感器端盖2108的头部2114中。如这里所述,在一些实施例中,压力检测模块2050是电容性MEMS压力传感器。该电容性MEMS压力传感器包括固定电容器板2110和可移动隔膜2111。在将眼压传感器2000植入眼睛时,该可移动隔膜2111会被暴露于房水。相应地,该可移动隔膜2111会响应于房水对其施加的压力而弯曲。结果,电容器的可移动隔膜2111与固定板2110之间的距离和/或接触会响应于房水施加的压力而改变。这种情况会导致出现可检测的电容变化。在一些实施例中,固定的电容器板2110和/或可移动隔膜2111是由硅制成的,但是其他材料也是可能的。

[0238] 电容性MEMS压力传感器2050通过馈通导体2113连接到载体构件2072和/或集成电路2075。图27示出了两个馈通导体2113。其中一个馈通导体2113与可移动隔膜2111电接触,而另一个馈通导体2113则与固定电容器板2110电接触。如图27所示,馈通导体2113是纵向地通过传感器端盖2108的主体形成的。正如在这里更进一步论述的那样,馈通导体2113从压力传感器2050延伸到传感器端盖2108与载体构件2072之间的接合处。在一些实施例中,馈通导体2113是由硅制成的,但是它们也可以用其他导体材料制成。

[0239] 图28示出了非嵌入式传感器端盖2108的底部透视。图28显示了这里论述的插头部分2115,头部2114,压力检测模块2050以及O形环密封件2109。图28还显示了在传感器端盖2108的主体内部形成的馈通导体2113的位置。此外,图28显示了在插头部分2115的底部形成的切口2116。该切口2116的形状和尺寸被调整成在将传感器端盖2108插入主壳体2102时容纳载体构件2072。该载体构件2072可以包括电触点,其中在将载体构件2072插入在传感器端盖2108的插头部分2115中形成的切口中时,该电触点会电连接到馈通导体2113。载体构件2072与传感器端盖2108之间的电连接可以通过位于相应部分的电触点之间的机械触点和/或通过焊接来形成。这样一来,电信号可被从压力检测模块2050的柔性隔膜2111和固定电容器板2110传导到载体构件2072,然后则被传导到集成电路2075。

[0240] 图29示出了被压入眼压传感器2000的主壳体2102中的非嵌入式传感器端盖2108的两个剖面图。顶部剖面图是沿着剖面C-C截取的,并且底部剖面图是沿着与剖面C-C正交的剖面B-B截取的。该顶部和底部剖面图示出了在这里描述的压力检测模块2050的插头部分2115、头部2114、O形环密封件2109以及可移动隔膜2111和固定电容器板2110。该顶部和底部剖面图还显示了在传感器端盖2108的插头部分2115形成的切口2116。该切口2116的形状和尺寸被调整成容纳载体构件2072。图29中的顶部剖面图显示了切口2116的厚度尺寸,而底部剖视图则显示了切口2116的宽度尺寸。切口2116的每一个尺寸都可以依照载体构件2072的相应尺寸而被成形和调整大小,由此紧密地容纳载体构件。并且,如底部剖视图所

示,馈通导体2113从MEMS电容器穿过传感器端盖2108到达切口2116,在一些实施例中,该切口2116是传感器端盖与载体构件2072的接合点。

[0241] 图30示出了被压入到眼压传感器2000的主壳体2102中的嵌入式传感器端盖3108的示例实施例的剖视图。不同于图27至图29中示出的非嵌入式传感器端盖2108,该嵌入式传感器端盖3108包括插头部分2115,但是不包括头部2114。因此,该嵌入式传感器端盖3108可被完全压入眼压传感器2000的主壳体2102。该主壳体2102可以包括一体的插头止动件2101,以便防止压入的嵌入式传感器端盖3108超过主壳体2102内部的期望位置。

[0242] 如这里所述,传感器端盖3108还包括用于与载体构件2072配合的切口2116。在图30所示的实施例中,包含固定电容器板2110和可移动隔膜2111的电容性MEMS压力传感器被集成到插头部分2115的顶部而不是头部(例如2114)。一个或多个馈通导体2113可以纵向地穿过传感器端盖3108而被形成,以便从压力传感器(例如固定电容器板2110和可移动隔膜2111)延伸到传感器端盖3108与载体构件2072和/或集成电路2075的接合点,由此将压力传感器电连接到集成电路。

[0243] 图31示出了在壳体的主壳体2102与传感器端盖2108之间的外部接合点3100形成密封件3110之前(图31A)和之后(图31B)的所述接合点3100的实施例。主壳体2102与传感器端盖2108之间的外部接合点3100可以是房水进入壳体组件的主壳体2102的入口。虽然可以通过内部O形环2109(或别的类型的密封件)来将任何这样的房水密封在主壳体2102之外,但在一些实施例中,理想的情况可以是在外部接合点3100形成防潮密封,以此作为O形环2109(或别的类型的密封件)提供的内部防潮件的补充或替换。图31B示出了形成在主壳体2102与传感器端盖2108之间的外部接合点3100形成的防潮密封件3110。在一些实施例中,该防潮密封件3110可以通过在接合点上/中喷射金或其他某种材料来提供。这样一来,防潮密封件3110可以有助于防止房水进入主体2102。

[0244] 在这里已经描述了用于获取眼睛内部的压力测量结果的不同传感器。作为示例,由位于前房110或以其他方式与房水流体连通的传感器获取的压力测量结果可以是相对于真空参考的绝对压力测量结果。此类压力测量结果不但可以反映眼睛内部的计示压力,而且还可以反映眼睛外部的大气压力。结果,大气压力变化可能会导致此类眼内传感器获取的压力测量结果改变。在某些情况下,由大气压力造成的数据变化可能是非预期的,因为它们与通常作为临床和诊断关注主题的生理过程所引起的压力变化无关。因此,在一些实施例中,如果获取的是不受大气压力变化影响或者受大气压力变化影响较小的压力测量结果,那么将是非常有利的。

[0245] 通过对植入眼内的传感器记录的绝对压力测量结果进行处理,可以减去大气压力的影响,由此确定眼睛内部的计示压力。作为示例,该处理可以通过使用这里描述的类型的眼内传感器测量眼睛内部的绝对压力以及通过使用身体外部的外部传感器同时测量大气压力来完成。作为替换,通过使用局部大气气象数据,可以确定在记录眼睛内部的绝对压力测量结果的时间和位置的大气压力。无论哪一种情况,都可以从眼睛内部的绝对压力的测量结果中减去或消除大气压力测量结果,以便确定眼睛内部的计示压力。除非另有明确说明或者可以从上下文中明显看出,否则在这里中将所有这两种眼前房压力的测量结果(即绝对压力和计示压力)全都称为IOP。

[0246] 然而,也可以在无需使用外部压力传感器或基于位置的气压数据即可确定计示

IOP测量结果,以获取用于校正在眼睛内部产生的绝对压力测量结果的大气压力测量结果。作为示例,该处理可以通过使用植入的传感器测量处于压力等于大气压力或者与之相关的解剖学位置或者接近该位置的压力测量结果来完成。这样的解剖学位置可以是位于结膜和巩膜之间的结膜下空间。图32至图35描述了利用这一事实来提供压力测量结果的被植入的压力传感器的不同实施例,其中该压力测量结果反映的是在减小了来自大气压力的影响的情况下的眼睛内部的计示IOP。

[0247] 图32是位于人眼100中的可用于获得眼前房内部的计示压力的可植入眼内生理传感器系统3200的示意图。作为参考,在图32中标记了关于眼睛100的各种解剖特征。图32显示了晶状体106,前房和房水110,角膜112,睫状体115,巩膜118,脉络膜124以及结膜126。如图32所示,眼内生理传感器系统3200可被部分植入前房110内部,部分植入脉络膜124与巩膜118之间的脉络膜上腔,和/或部分植入结膜126与巩膜118之间的结膜下空间。应该理解的是,眼内生理传感器系统3200是不必按比例绘制的。

[0248] 在一些实施例中,眼内生理传感器系统3200是细长管,其包含了通常位于一端或是其附近的第一压力传感器3210以及通常位于另一端或是其附近的第二压力传感器3220。所述第一压力传感器和第二压力传感器可以是电容传感器,但是其他类型的压力传感器也有可能是适当的。

[0249] 如图32所示,生理传感器系统3200可被植入眼睛内部,以使第一压力传感器3210位于前房110中或者与前房110流体连通。同时,生理传感器系统3200的位置、大小、尺寸和/或形状可以使得位于另一端的第二压力传感器3220同时位于结膜126与巩膜118之间的结膜下空间中或与结膜下空间中的流体连通。作为示例,这种放置方式可以通过使用锋利的工具形成穿过巩膜118的隧道以及使用内路方法通过该巩膜隧道插入眼内生理传感器系统3200来完成。在一些情况下,通过脉络膜124中的巩膜118之间的脉络膜上腔,可以进入该巩膜隧道。其他的外科植入技术,例如这里描述的技术也是可以使用的。在一些实施例中,通过形成穿过巩膜118的隧道,可以在巩膜118的组织与生理传感器系统3200之间形成基本上是液体密封,由此限制前房110与结膜下空间之间的流体交换。

[0250] 在植入生理传感器系统3200时,能够同时对前房和结膜下空间内部的压力进行测量。第一压力传感器3210获取的测量结果可以反映前房110内部的绝对压力,其中包括眼睛外部的大气压力的影响。同时,第二压力传感器3220获取的测量结果可以反映眼睛外部的大气压力。例如,在结膜下空间中或是可接近该结膜下空间的位置测量的压力可以等于眼睛外部的大气压力或与眼睛外部的大气压相关。从第一压力传感器3210和第二压力传感器3220可以同时进行压力测量。然后,从第一压力传感器3210获取的绝对压力测量结果中可以减去或以其他方式消除第二压力传感器3220获取的大气压力测量结果。所得到的值将是一个计示IOP值,所述值受大气压力的影响程度小于第一压力传感器3210获取的绝对压力测量结果。

[0251] 在一些实施例中,计示IOP值可以依照以下公式来获取:计示IOP＝$P_{Sensor1}$-$P_{Sensor2}$,其中,$P_{Sensor1}$等于第一压力传感器3210获取的压力测量结果,$P_{Sensor2}$等于第二压力传感器3220获取的压力测量结果。作为替换,计示IOP值可以依照以下公式来获取:计示IOP＝$P_{Sensor1}$-f($P_{Sensor2}$),其中f($P_{Sensor2}$)是一个被设计成考虑到在结膜下压力与大气压力之间可能存在任何压力方面的差异的函数。举例来说,由于组织液的渗透压,结膜下压力可能略小

于大气压力。因此，f($P_{Sensor2}$)可以包含一个用于估计所述差异的负偏移。关于函数f($P_{Sensor2}$)的其他形式也是可以使用的。

[0252] 图33是图32中显示的生理传感器系统3200的示意图。如图所示，该生理传感器系统3200可以是细长管，第一压力传感器3210和第二压力传感器3220位于相对的两端。如在这里对照其他传感器实施例描述的那样，该管的内部可以至少部分是中空的，以便容纳电池3230或其他电源。此外，如在这里公开的那样，所述管可以包括电路3240，例如处理器，用于存储压力测量结果的存储器，发射器/接收器，天线等等。这里描述的其他传感器实施例的任何特征同样可以应用于生理传感器系统3200。

[0253] 第一压力传感器3210和第二压力传感器3220获得的压力测量结果可以被本地存储在设备的存储器中。这些压力测量结果可以是由第一压力传感器3210和第二压力传感器3220同时获取的。在一些实施例中，这些测量结果大体上是同时的。这些测量结果可以是由这两个压力传感器定期获取的。在一些实施例中，所有这两个传感器是以基本上连续的方式获取测量结果的。正如已经论述的那样，第一压力传感器3210和第二压力传感器3220获取的测量结果数据可被处理，以便确定眼睛内部的计示压力。该处理可以在生理传感器系统3200上执行。作为替换，该处理可以在通过外部读取器设备下载了原始测量数据之后在外部执行。

[0254] 虽然图32和33示出了形状和位置允许同时获取前房和结膜下空间压力测量结果的被植入的传感器的一个示例实施例，但是其他的形状、位置和/或配置也是可能的。举例来说，在一些实施例中，第一压力传感器3210和第二压力传感器3220可以设置在分开的传感器壳体中。每一个这样的传感器壳体都可以包括其自身的电源，用于存储压力测量结果的存储器和/或这里描述的其他电子组件。此外，每一个传感器壳体都可以包括彼此和/或与外部读取器设备进行无线通信的适当的电子设备(例如发射器，天线等等)。在一些实施例中，单独的传感器壳体可以被栓系。举例来说，用于第二传感器3220的传感器壳体可以包括连至用于第一传感器3210的传感器壳体的系绳。作为示例，该系绳可以用于在传感器壳体之间传递压力测量结果。被栓系的传感器之一可以位于前房，而另一个则可以位于结膜下方。

[0255] 虽然图32和图33示出了用于以针对来自两个不同传感器的测量数据的计算处理为基础确定眼前房内部的计示压力的生理传感器系统3200的实施例，但是也可以获得关于眼前房与结膜下腔之间的压差的直接测量结果。关于该压差的直接测量结果同样是眼睛内部的计示压力的指标。

[0256] 图34A示出了关于电容性绝对压力传感器3430的示例实施例，而图34B则示出了关于电容性压差传感器3430的示例实施例。该绝对压力传感器3430包括柔性顶部电极3432和底部电极3434。这两个电极被密封的真空腔3436隔开。在将绝对压力传感器3430暴露于压力传输介质，例如液体时，柔性顶部电极3432会被偏转，其偏转量取决于该介质的压力。顶部电极3432的这种偏转继而会改变两个电极之间的电容。该电容可以被测量，以便确定介质的压力。

[0257] 相比之下，压差传感器3440会测量两种压力传输介质之间的压力差异。该压差传感器3440同样包括柔性顶部电极3442和底部电极3444。柔性顶部电极3442可被暴露于位于其与底部电极相对的一侧的第一压力传输介质。但是该柔性顶部电极3442的另一侧可被暴

露于第二压力传输介质。如图34B所示,这种情况可以借助从顶部电极3442和底部电极3444之间的空腔通向第二压力传输介质的通道3446来实现。图34B所示的实施例仅仅是压差传感器的一个示例,其他设计也是可能的。在一些实施例中,压差传感器3442可被植入眼中,以使与传感器接触的第一压力传输介质是来自前房的房水,而第二压力传输介质则是结膜下空间中的液体。

[0258] 图35A示出了可以获取用于指示眼前房内部的计示压力的测量结果的压差传感器3540的第一实施例。该压差传感器3540可以具有细长的管状主体。在图示实施例中,在该压差传感器3540的右端提供了两个隔开的电极3542、3544,而通道3560则从电极之间的空间穿过管状主体延伸到该压差传感器3540的左端。如以上对照图34B所述,电极3542中的一个是柔性的。

[0259] 压差传感器3540可以如图32所示的那样安置,以使该设备的一端处于眼前房中或与眼前房中的流体连通,而该设备的另一端则处于结膜下空间或与结膜下空间中的流体连通。如图35A所示,在这种情况下,柔性电极3542位于前房中,而该设备的相对端则位于结膜下空间中。通过眼内的这种安置处理,房水会将前房中的压力传导到柔性电极3542的右侧。同时,通道3560允许将来自结膜下空间的压力传导到柔性电极3542的左侧。由此,在两个电极3542、3544之间检测的电容代表了前房与结膜下空间之间的压差。由于结膜下空间中的压力等于大气压力或与大气压力相关联,因此,压差传感器3540测量的是相对于大气压力的前房内部的压力。该测量结果代表了前房内部的计示压力。

[0260] 虽然没有图示,但是通道3560可以对结膜下空间开放,或者可以被灌注不可压缩的流体并用柔性膜密封,以使来自结膜下空间的压力可以通过柔性隔膜传导到通道3560中的不可压缩的流体,并且最终经由不可压缩的流体到达柔性电极3542。此外,在一些实施例中,压差传感器3540可以在与图示方向相反的方向上被安置在眼睛中,以使电极3542、3544直接暴露于结膜下空间,而通道3560则提供了通往前房的通路。

[0261] 图35B示出了可以获得用于指示眼前房内部的计示压力的测量结果的压差传感器3540的第二实施例。该第二实施例与图35A所示的第一实施例相似,只不过电极3542、3544设置在细长的压差传感器的中部而不是一端。因此,通道3560是在柔性电极3542的两端穿过细长的主体形成的,由此提供一端处于前房中的压力传输介质以及另一端处于结膜下空间的通路。这些通道3560可以用柔性隔膜开放或密封,并且可以被灌注不可压缩的流体,由此将压力从前房和结膜下腔传导到柔性电极3542。

[0262] 绝对IOP测量结果与同时测量的大气压力测量结果的相关性

[0263] 正如刚刚讨论的那样,由这里描述的一些可植入传感器设备获取的IOP测量结果可以是绝对IOP测量结果,绝对IOP测量结果受大气压力变化的影响。在这种情况下,可以通过补偿大气压力对这些测量结果的影响,可以对绝对IOP测量结果进行校正,以反映眼睛内部的计示IOP(通常是临床相关值)。作为示例,该处理可以通过使用体外的本地外部传感器同时测量大气压力以及随后从被植入的传感器所获取的绝对IOP测量结果中减去该大气压力测量结果来完成。在实践中,这种处理有可能会难以实现,因为个人经历的大气压力有可能会在相对较短的时间以内发生显著变化;因此,大气压力测量与眼内绝对IOP测量的定时测量之间的同步不充分可能会导致计算得到的计示IOP值不准确。

[0264] 图36A是使用者佩戴的气压计测得的大气压力的曲线图3600。信号3602显示了大

气压力在大约140小时的时段中的变化。图36B显示了信号3602在从第60小时到第80小时的时段以内的放大部分3604。在该时段中,信号3602显示出大气压力通常会随时间相对缓慢地变化,这种变化很有可能归因于正常的天气状况改变。从第69小时到第73小时的信号3602显示了关于这种随着时间的相对缓慢的天气感应变化的示例。然而,信号3602还显示出发生了突然的、幅度相对较大的变化。在大约第63小时(也就是曲线图上的第62与第63小时之间)、第68小时(也就是曲线图上的第67与第68小时之间)、第75小时(也就是曲线图上的第74与第75小时之间)以及第77小时(也就是曲线图上的第76与第77小时之间)的信号3602中会看到在测量得到的大气压力中发生的这类突然的大变化的示例。这些突然的大气压力的大变化有可能是用户在开车上山或下山、在建筑物的不同楼层之间移动等等时遭遇的海拔变化的结果。

[0265] 由于此类大气压力变化可能会在较短时段内发生,因此,在将大气压力测量结果与绝对IOP测量结果关联以用于计算IOP值时应格外小心:如果外部和内部压力测量结果彼此在时间上的偏移过大,那么从这两个测量结果中推导的计示IOP值可能会受到这些突然的、大幅度的大气压力变化中的某次变化的显著影响,由此降低计示IOP值的精度。

[0266] 如果外部和被植入的压力测量设备使用的相应计时设备的精度会随着时间的推移存在某种程度的差别,那么将会加剧将内部的绝对IOP测量结果与外部的大气压力测量结果相关联的困难。举例来说,如图20所示,IOP传感器植入物可以包括可用于指示用来获取压力测量结果的时间的计时设备(例如定时器或时钟)。设计约束可能会偏向于或者要求使用相对简单的定时器或时钟电路。例如,成本、功耗和/或电路尺寸的约束可能会偏向于或者要求在可植入传感器设备中使用不太先进的定时器和/或时钟,例如不包含压电谐振器的定时器和/或时钟。与更先进的版本,例如需要数量更多的电路部件、可植入传感器设备内部的更大空间和/或更多电能相比,这些定时器和/或时钟的精度可能相对较低。结果,可以在这里描述的类型的可植入设备中使用的定时器和/或时钟的计时精度有可能会随时间存在差别。此外,温度变化有可能会对这些计时设备产生更大的影响。

[0267] 举例来说,即便只有0.1%的计时偏差,也有可能导致在经过一段时间(例如数天,数周或数月)之后出现较大误差。结果,在外部设备获取的大气压力测量结果与患者眼内的植入物获取的内部绝对IOP测量结果之间会存在时间偏移,即使这两个设备使用的相应计时部件可以表明这两个测量结果是同时获取的。并且毫无疑问,在该时间偏移期间,无论大气压力还是绝对IOP都有可能发生显著变化。如果这样,那么将导致计示IOP值的计算不精确。

[0268] 图36C和36D分别是示出了有可能因为绝对IOP测量结果与大气压力测量结果之间的时间偏移而导致计算得到的计示IOP值不精确的示例的曲线图3610、3620。图36C示出了定时器误差为0.1%的模拟效果,而图36D则示出了定时器误差为1%的模拟效果。在所有这两个曲线图3610、3620中,所绘制的计示IOP值是通过定期(例如每小时)从绝对IOP值中减去大气压力值来计算的。在这些模拟示例中,绝对IOP信号和大气压力信号被设计成产生16毫米汞柱的恒定计示IOP信号。也就是说,虽然绝对IOP信号和大气压力信号都会在时间上以与图36A和36B中显示的方式相似的方式改变,但是这些信号(计示IOP)之间的差值被设计成是恒定的。如果计示IOP值是用在时间上完全同步的绝对IOP值和大气压力值计算的,那么所绘制的计示IOP值将会保持恒定处于16毫米汞柱。然而在这些模拟中,在用于计算计

示IOP值的大气压力值与相应的绝对IOP值之间引入了时间差异。如曲线图3610、3620所示，在短短数天或更短时间以内，所模拟的定时器的不准确性就会导致相应的绝对IOP值与大气压力值之间缺乏同步，而这转而导致计算得到的计示IOP值发生很大的错误变化。图37A和37B示出了用于避免这些类型的不准确性的示例方法。

[0269] 图37A示出了通过使用来自外部设备的一个或多个大气压力测量结果以及来自患者眼内的传感器植入物的一个或多个绝对IOP测量结果来计算计示IOP值的示例方法3700a。该方法始于方框3710a，其中设置了指定的时间和/或间隔，以便通过患者眼中的传感器植入物来获取绝对IOP测量结果，以及通过外部设备来获取大气压力测量结果。作为示例，该外部设备和被植入的传感器设备可被设置成(例如通过使用机载软件，固件和/或硬件)在时间T_1、T_2、T_3等或是其附近获取测量结果。这些时间可以由外部设备和传感器植入物单独测量(例如使用其相应的机载计时设备)。

[0270] 正如已论述的那样，即便可以在一开始同步外部设备和传感器植入物使用的相应计时设备，计时差异也会使其获得或是其彼此存在时间差异，由此丧失同步。结果，传感器植入物实际会在时间$T_1 \pm \Delta_1$、$T_2 \pm \Delta_2$、$T_3 \pm \Delta_3$等处获取绝对IOP测量结果。同样，外部设备实际会在时间$T_1 \pm \delta_1$，T2$\pm \delta_2$、$T_3 \pm \delta_3$等处获取大气压力测量结果，其中Δ_n和δ_n有可能是不同且未知的。作为补充或替换，外部设备和传感器植入物可被设置成在间隔I_1、I_2、I_3或者围绕所述间隔获取测量结果。但是，在实际获取外部大气压力测量结果和绝对IOP测量结果的时刻之间有可能会再次出现未知偏移。

[0271] 在方框3720a，传感器植入物在指定的时间/间隔(例如T_1，I_1)获取患者眼睛内部的绝对IOP测量结果。该测量结果可被存入机载存储器或是传送到外部读取器设备等等。在方框3730a，外部设备至少部分同时地在一个可以在指定时间/间隔(例如T_1，I_1)之前或之后延伸的时间窗口中获取多个测量结果。作为示例，压力测量窗口的长度可以基于存在于传感器植入物的计时设备和/或用来测量大气压力的外部设备所使用的计时设备中的计时差异来确定。该计时差异量可以在指定的测量时间周围指定不确定性窗口，其中在所述窗口中有可能会进行测量。在一些实施例中，大气压力测量窗口可被设置成至少与该计时不确定性窗口一样大。举例来说，在一些实施例中，外部设备会在以指定时间/间隔为中心的20分钟的时间窗口中获取多个测量结果。在图36B中通过以每一个小时的整点为中心的条框3060指示了这些大气压力测量窗口。作为示例，在每一个大气压力测量窗口中获取的大气压力测量结果的数量可以基于时间窗口长度、期望的采样率、可用存储器等等来选择。在该时间窗口中可以获取(例如每秒，每10秒，每分钟等等)大气压力测量结果。

[0272] 在方框3740a，在大气压力测量时间窗口中获取的测量结果可以被分析，以便确定测量结果中存在的变化量。举例来说，通过分析大气压力测量结果，可以确定在围绕指定测量时间/间隔的窗口中，大气压力测量结果之间的变化是否保持在选定范围以内(例如，变化≤10毫米汞柱，≤5毫米汞柱，≤1毫米汞柱，≤10％，≤1％等等)。关于大气压力信号变化的计算可以依照任何适当的计算技术来进行，其中包括计算一个或多个差值，计算方差或标准偏差等等。作为示例，该分析可以由外部测量设备执行。作为替换，该分析可以由被上传了大气压力测量结果的单独处理设备来执行。在图36B中，无阴影条框3606a是在大气压力测量窗口期间获取的测量结果的变化量处于选定的可接受的范围以内的那些处理的示例，而阴影条框3606b则是被发现变化量超出了所选择的可接受范围的示例。

[0273] 在方框3750a,如果在时间窗口中获取的大气压力测量结果的变化是可接受的,那么可以接受和使用该窗口内部的一个或多个大气压力测量结果,以及在该指定时间/间隔使用传感器植入物获取的绝对IOP测量结果,以便计算计示IOP值。举例来说,所选择的可以是在时间上与指定的时间/间隔最为接近的大气压力测量结果,以便用于测量IOP值。或者,所使用的可以是大气压力测量窗口中的所有测量结果的平均值。或者,代表的大气压力值可以是以其他某种方式从处于大气压力测量窗口的所有测量结果中计算或选择的。然而在这些实施例中,只有在大气压力数据在整个大气压力测量窗口期间都相对稳定(可以根据应用或所需的精度设置的处于规定极限以内)的情况下,才会接受使用大气压力测量结果来计算计示IOP值。这样一来,只有在相对确定计算得到的值基本上没有受到使用者在大气压力测量窗口期间遭遇到的大气压力变化的负面影响的时候,才会计算计示IOP值。作为替换,在所有情况下都可以计算计示IOP值,然后,只有在满足前述标准的情况下才会对其进行存储和/或将其呈现给使用者。或者,呈现给使用者的可以是带有表明其是可疑值的标志或通知的可疑IOP值(例如使用在大气压力变化超出某个设定阈值的时段中获取的数据计算的IOP值)。作为示例,可以通过将大气压力测量值和IOP测量值均上传至外部设备并根据方框3750a来计算计示IOP值。

[0274] 图37B示出了通过将来自外部设备的大气压力测量结果与来自传感器植入物的绝对IOP测量结果相关联来确定计示IOP值的例示方法3700b。方法3700b始于方框3710b,其中用于获取大气压力测量结果的外部设备或系统通过向患者眼内的传感器植入物无线传送同步信息来发起同步操作。作为示例,该同步信息可以是一个值,例如与特定时间(例如,发送同步信号的当前时间)相关联的时间戳或唯一的关联ID码,该时间戳或唯一的关联ID码与外部设备用来确定何时获取大气压力测量结果的计时设备指示的特定时间相关联。在一些实施例中,同步信息可以是在与用于向植入物发送无线电能和/或从植入物下载数据的频率不同的频率上无线传送的。该同步信息可以被外部设备以与其机载时钟或定时器指示的同步操作的时间相关联的方式存储。该同步信息可以与大气压力测量结果保存在一起,该大气压力测量结果同样可以以与机载时钟或定时器指示的获取它们的时间相关联的方式存储。

[0275] 在一些实施例中,同步信息会由外部设备以预定时间和/或间隔传送。在某些情况下,用户可被提示与外部设备进行交互,以便启动同步操作。在一些实施例中,用于获取大气压力测量结果的外部设备可以是被设计成像手表一样佩戴在手腕上的物品。该外部设备可以输出声音警报或其他提示,以便提醒用户执行同步操作。该同步操作可能需要用户将外部设备放在其眼睛附近,以使传感器植入物更易于接收同步信息。在一些实施例中,外部设备可以使用足够高的传输功率来传送同步信息,由此不需要用户将外部设备带到其眼睛附近。在此类实施例中,外部设备可以位于患者的身体上(例如位于用户的腕部),或者可以悬挂在用户的脖子上,甚至可以位于用户附近,例如在同一房间中,并且有可能不需要用户将外部设备靠近其眼睛。

[0276] 在方框3720b,传感器植入物接收同步信息并将其与当前时间相关联,当前时间可以是传感器植入物的机载计时设备(例如时钟或定时器)指示的当前时间。然后,传感器植入物可以存储同步信息以及该同步操作的相关时间。该同步信息可以与绝对IOP测量结果存储在一起,所述绝对IOP测量结果同样可以与传感器植入物的机载计时设备所指示的获

取它们的时间关联存储。

[0277] 然后,在方框3730b,传感器植入物会在指定的测量时间/间隔获取患者眼睛内部的绝对IOP测量结果。在方框3740b,外部设备至少部分同时地在指定的测量时间和/或其附近获取一个或多个大气压力测量结果(例如,对照图37A所论述的那样)。

[0278] 在获取了绝对IOP和大气压力测量结果之后,它们都可以连同这两个设备分别存储的同步信息一起上传到处理设备。然后,在方框3750b,处理设备可以基于该同步信息来将一个或多个绝对IOP测量结果与一个或多个大气压力测量结果相关联。正如已经提到的那样,在执行同步操作时,从大气压力测量设备接收的同步信息会与由其计时设备指示的时间相关联。同样,在执行同步操作时,从传感器植入物接收的同步信息会与其计时设备指示的时间相关联。由此,该同步信息可以用于识别与来自传感器植入物的绝对IOP测量结果同时或近似同时(例如彼此在几分钟以内或者更优选是在几秒钟以内)获取的一个或多个大气压力测量结果。然后,在方框3760b,处理设备可以使用被关联的绝对IOP测量结果和大气压力测量结果来计算计示IOP值。在其他实施例中,植入物并不一定包含计时设备,而是可以改为依靠从外部设备接收无线信号来发起IOP测量。该外部设备可以在传送无线信号的时间或是该时间附近(例如在1秒以内,10秒以内或60秒以内)执行大气压力测量。

[0279] 在一些实施例中,绝对IOP测量结果可以通过使用信号处理技术(例如模式关联)而与相应的一起测量的大气压力测量结果相关联。举例来说,根据已知的信号处理技术(例如自相关,特征提取算法等等),可以分析由在一段时间内获取的绝对IOP测量结果构成的信号以及在至少部分重叠的时间段上获取的大气压力测量结果构成的信号,以便识别信号特征(例如峰值,模式等等)。如果在两个信号中都识别出匹配特征,那么其中一个信号可以在时间上相对于另一个信号移动(例如,通过匹配特征之间的时间偏移),以便关联同时获取的绝对IOP测量结果和大气压力测量结果。然后,这些一起测量的测量结果可被用于计算计示IOP值。该方法可被应用以补充其他同步方法(例如,对照图37A和37B论述的方法)。

[0280] 在一些实施例中,外部设备,例如用于测量大气压力的外部设备可以向IOP传感植入物发射促使该植入物获取绝对IOP测量结果的控制信号。该外部设备可以以与该控制信号基本同时的方式获取大气压力测量结果,由此足够同时地获取绝对IOP测量结果和大气压力测量结果,从而避免在计算计示IOP值的过程中出现严重误差。在一些这样的实施例中,外部设备可以提示用户在指定时间发起绝对IOP和大气压力测量处理。举例来说,外部设备可以提供诸如警报之类的指示来提醒用户在指定时间发起测量。作为示例,为了发起测量,用户可以致动外部设备上的按钮、开关等等。该行动可以:1)发起大气压力测量处理;2)发起从外部设备到被植入的IOP传感植入物的控制信号。正如刚刚论述的那样,该控制信号可以用于促使IOP传感植入物获取绝对IOP测量结果。在此类实施例中,如在这里先前描述的那样,控制信号可以包括唯一关联ID码或者由其组成,由此,即便是在IOP传感植入物没有正确接收到控制信号的情况下,也能够正确关联IOP传感植入物和外部设备的测量结果。在套件中可以为外部设备提供信息,所述信息指示使用者在执行该操作时应该将外部设备带到其眼睛附近,由此改善将控制信号传递到IOP传感植入物的通信。

[0281] 在一些实施例中,所述IOP传感植入物可以包括低功率时钟(该时钟的精度有可能相对较低),以便启动可供植入物从外部设备接收信号的准备状态。举例来说,所述低功率时钟可以促使植入物在一个时间窗口中进入该准备状态,其中在所述时间窗口中预计会接

收到来自外部设备的信号,例如这里描述的信号(例如同步信号,控制信号等等)。作为示例,该时间段可以是围绕预计会有来自外部设备的信号的时间的1、5、10、30或60分钟的窗口。由于该方案允许使用无线电信号而不是借助电感耦合发送的信号,因此该方案可以是非常有益的。虽然无线电信号可以传播得更远,但是它们可能缺少将植入物从睡眠状态中唤醒所需要的功率。针对所要使用的无线电信号,通常,IOP传感植入物需要将无线电电路通电并使其准备好接收信号。然而,在关闭无线电电路时,使用低功耗的时钟是有利的,除了在准备阶段中需要从外部设备发送信号之外。在一些实施例中,低功率时钟可以由外部设备在不同的间隔(例如在充电或数据下载交互过程中)同步到正确的时间。

[0282] 补偿温度变化

[0283] 这里描述的IOP传感植入物可能会受温度影响。虽然眼内温度在某种程度上能被稳定以对抗大幅摆动,但其仍有可能会发生大约±5°的变化,例如取决于环境温度以及眼睑是打开还是闭合的。此外,由于发烧或其他个体因素,不同的人的体温可能会有所不同,而且个体用户的体温也会随时间改变。IOP传感植入物的某些组件,例如检测模块本身,机载计时设备或其他电子电路可能会受此类温度变化影响。因此,在一些实施例中可以提供温度传感器,以便获取随时间推移的温度测量结果。该温度传感器可以在IOP传感植入物自身中提供,在可通信地耦合到IOP传感植入物(或者可通信地耦合到同样可通信地与IOP传感植入物相耦合的外部设备)的次级眼内植入物(例如药物输送植入物或引流植入物)中提供,和/或在外部设备(例如这里描述的外部设备)中提供。这些温度测量结果可以用于至少部分补偿温度变化对IOP传感植入物的一个或多个组件的影响。

[0284] 图38是示出了用于至少部分补偿温度变化对IOP传感植入物的影响的方法3800的流程图。该方法3800始于方框3810,其中外部环境温度将被测量。在一些实施例中,该处理是作为患者佩戴或携带的外部设备的一部分提供的温度传感器实现的。作为示例,该外部设备可以是用于获取大气压力测量结果或是从IOP传感植入物中下载测量结果的同一设备。在方框3820,使用外部环境温度来估计IOP传感植入物经历的眼内温度。例如,该处理可以使用基于在受控实验期间获取的测量结果而将外部环境温度关联于眼内温度的校准信息来完成。

[0285] 然后,在方框3830,通过使用所估计的眼内温度,植入物的机载计时设备的时间,或是该植入物的受温度影响的其他任何特征,可以调整IOP传感器植入物获取的IOP测量结果。此类调整可以在从植入物下载了数据之后由处理器可以在针对IOP测量结果值和/或次数的后处理中执行。作为示例,该调整可以使用将一个或多个温度测量结果关联于一个或多个对应调整的校准数据来确定。在一些实施例中,作为补充或替换,温度信息可以只被用于排除某些测量结果。举例来说,如果温度测量结果超出设置阈值,处于设置范围之外,随时间的变化超出规定量等等,那么可以忽略或以其他方式排除在该时段内获取的IOP测量结果。

[0286] 在其他实施例中,温度传感器可以在IOP传感植入物自身以机载方式提供的。在此类实施例中,温度测量结果可以像IOP测量结果那样随时间被记录并记入日志。该温度测量结果同样可被从传感植入物下载,并且如刚才所述,在后处理中可以使用该温度测量结果来至少部分补偿温度变化对传感植入物的影响。

[0287] 电源

[0288] 这里描述的不同种IOP传感植入物可以包括一个或多个供电设备,以便为IOP传感植入物的不同部件提供工作电能。在一些实施例中,所述IOP传感植入物可以包括两种不同类型的单独电源设备。作为示例,第一电源设备可以是电池,而第二电源设备则可以是电容器或超级电容器。这些单独的电源设备可以共同为IOP传感植入物提供工作电能。

[0289] 虽然电池与电容器相比可以容纳更多的能量,但是电容器提供了能被非常快地(例如在几秒或更短时间以内)再充电的优点。对于超级电容器来说,由于与其他类型的电容器相比具有相对较大的储能容量,因此,该特性对超级电容器而言尤其有利。举例来说,与电解电容器相比,超级电容器的每单位体积或质量能够存储1-2个数量级或更多能量。与其他电容器使用的固体电介质不同,作为示例,超级电容器还可以使用静电双层电容和/或电化学伪电容来存储能量。一些储能设备可以拥有物理、化学或行为属性的组合,这使其作为电池、电容器或超级电容器的分类不确定。在一些实施例中,与电池相比,超级电容器的每单位体积或质量可被认为具有1-2个数量级的存储容量,以及能在相对短的时段(例如1-10秒)中通过施加适当的电压而被充满电。

[0290] IOP传感植入物可以包括具有连至电池和超级电容器(例如每一个电源的一对电路板)的单独物理连接的电路。该电路还可以包括用于电感线圈(天线)的单独的第三对电路板。当存在外部感应场时,该电路会导致将电压施加于超级电容器和电池,其中源电流会同时对这二者进行充电。当存在外部感应场时,电压会保持开启状态(超级电容器将会相对快速地充电至该电压,并且电池会在更长的时段中持续消耗电流)。该超级电容器和电池可以在被施加了相同充电电压的情况下并联连接到同一充电电路。由于不需要复杂的充电电路,因此该配置可以是非常有利的。然而,在其他实施例中也可以存在两个不同的充电电路——其中一个为超级电容器充电,另一个则为电池充电(有可能会用不同的电压和/或电流)。

[0291] 为了进行放电,在一些实施例中,超级电容器和电池不并联连接。取而代之的是,IOP传感植入物可以由超级电容器供电,直至其电荷被耗尽,然后该植入物可以切换成使用电池。作为替换,超级电容器可以用于为电池充电(同时电池为植入物供电)。该方法有可能会在电池充电过程中引入能量损失,但其有可能是一种有利的方法(例如在超级电容器的自放电率很高的情况下)。

[0292] 图39A是分开显示了示例的IOP传感植入物在该植入物由电池供电的情况下(即信号3902)以及在该植入物由超级电容器供电的情况下(即信号3904)的用电量的曲线图。信号3902示出了IOP传感植入物仅仅由电池供电的第一种情况。在该示例中,假设IOP传感植入物每小时使用1nAh电能,并且假设电池具有1μAh的可用存储容量。如信号3902所示,所绘制的剩余电源容量从1μAh开始,并且以每小时1nAh的速度线性降低,直至大约41天后耗尽电池中的所有存储能量。

[0293] 同时,信号3904示出了IOP传感植入物仅仅由超级电容器供电的第二种情况。在IOP传感植入物至少部分由超级电容器供电的情况下,该IOP传感植入物可以是系统的一部分,该系统被设计成提示患者与IOP传感植入物执行充电交互或者更频繁地执行充电交互。在此类实施例中可以提供外部充电设备,以便对IOP传感植入物进行无线充电。从外部设备到IOP传感植入物的无线电力传输可以用电磁能(例如射频(RF)能量、红外(IR)能量等)来执行。作为示例,电磁能可以通过电感耦合、传播波等等来传送。作为示例,外部充电设备可

以包括充电电源、发射器以及天线或电感耦合元件。IOP传感植入物同样可以包括天线或电感耦合元件,以便从外部充电设备接收电能。

[0294] 此外,外部充电设备还可以包括输出设备,例如扬声器、显示器、触觉换能器等等。该输出设备可供外部充电设备用来向患者提供与IOP传感植入物进行充电交互的提示。此类提示可以是定期(例如每天,每12小时,每周等等)提供的。或者,这些提示也可以基于某些标准而以不规则的间隔提供(例如在超级电容器具有预定百分比的剩余电量的时候)。作为示例,这些提示可以采用听觉提示(例如警报)的形式。在其他实施例中,该提示可以是视觉提示,例如显示器上的某个符号或文本。在其他实施例中,该提示可以采用其他某种形式,例如触觉提示。

[0295] 充电交互提示可以与定时器同步提示和/或数据下载提示一致。在此类实施例中,使用超级电容器电源会具有协同效果,因为用户可能已被要求执行常规的定时器同步交互(例如像这里描述的那样因为IOP传感植入物上的计时差异)和/或数据下载(例如因为存储容量有限)(例如使用电感耦合),这些交互也可以用于为超级电容器充电。相应地,电池充电的频率以及相关的不便有可能会被消除或减小(原本可能需要将特殊的充电设备佩戴30-45分钟)。

[0296] 充电交互本身可以采取多种形式。例如,患者可能需要操纵外部充电设备上的控制器,例如按钮、开关等等。操作该控制器会导致外部充电设备发起从外部充电设备到IOP传感植入物的无线电力传输。如在这里的其他地方论述的那样,该控制器还可以发起计时设备同步,从IOP传感植入物下载数据等处理。

[0297] 在一些实施例中,外部充电设备可以包括或附有使用指示,其中该指示向使用者指示:作为充电交互的一部分,使用者应该将外部充电设备带到其眼睛附近。外部充电设备与IOP传感植入物之间更紧密的物理邻近度通常将改善针对植入物的电能传输。在一些实施例中,外部充电设备可以重复或连续提供提示,直至检测到用户已经执行了充电交互。由于电源是超级电容器,因此充电交互可能只需要数秒或更短时间,由此使得实施频繁的充电交互更具实践性。

[0298] 在一些实施例中,外部充电设备可被设置成每隔一段时间提供充电提示,以使IOP传感植入物在该时段中预计使用电量小于超级电容器的存储容量。举例来说,针对信号3904所示出的情形,假设IOP传感植入物每小时使用1nAh电能,并且假设超级电容器具有0.2μAh的可用存储容量。因此,超级电容器可以提供足够电量来为IOP传感植入物提供数天电能。只要外部充电设备提示用户以比该预期工作时间短的间隔上与IOP传感植入物进行充电交互(以及假设用户实际进行了所提示的充电交互),则IOP传感植入物可以持续运行。举例来说,信号3904显示出每天都会提示且通常会执行充电交互。然而,即便患者有时连续几天忽略该充电交互提示(如锯齿信号波形3904中较大的齿形所示),由于超级电容器一次能够存储足够的能量来为设备提供数天电能,该IOP传感植入物也仍然可以连续运行。IOP传感植入物的预计电能用量可以用多种方式来确定,其中包括在典型使用条件下以实验方式确定或者基于传感植入物的各个组件的额定用电量通过分析确定。

[0299] 图39B是显示了由电池和超级电容器的组合供电的示例的IOP传感植入物的用电量的曲线图3900b,其中超级电容器容量小于植入物在充电相互作用时间之间用电量。在信号3908所示出的示例中,IOP传感植入物每小时消耗1nAh的电能,而电池的存储容量是0.5μ

Ah,超级电容器的存储容量是0.02μAh。如刚才对照关于图39A描述的那样,IOP传感植入物可以是包含了间或会提示患者执行充电交互来为超级电容器充电的外部设备的系统的一部分。(如上所述,充电交互提示还可以充当定时器同步提示和/或数据下载提示或与之同步。)在信号3908示出的示例中,外部充电设备每天都会输出充电交互提示,由此,只要患者遵守该提示,则超级电容器每天都会被充电。这一点从在信号3908中明显可见的0.02μAh锯齿形中可以明显看出,其中超级电容器会被充电,然后剩余容量下降,直至再次充电。在该示例中,超级电容器所具有的0.02μAh的存储容量略小于IOP传感植入物在每天充电交互时间之间的预计用电量0.024μAh。

[0300] 出于比较目的,图39B还包括信号3906,该信号示出了IOP传感植入物仅仅由存储容量为1μAh(该容量是信号3908代表的电池存储容量的两倍)的电池供电的情况。如信号3906所示,该电池容量足以为IOP传感植入物提供大约41天的电力。然而,尽管与信号3906对应的电池的容量是与信号3908相对应的电池的两倍,但是与信号3906对应的IOP传感植入物的工作时间相比,与信号3908对应的IOP传感植入物的工作时间长了大约3倍。这是因为存在与定期(例如每天)的充电交互相结合的超级电容器。该示说明了了协同过程,其中该协同过程甚至可以通过使用容量相对较小的超级电容器与电池结合使用为IOP传感植入物提供工作电能来实现。

[0301] 图39C是显示了电池和超级电容器的组合供电的示例IOP传感植入物的用电量的曲线图3900c,其中超级电容器的容量大于植入物在充电交互时间之间的用电量。在信号3912示出的示例中,IOP传感植入物每小时还是消耗1nAh的电能,而电池存储容量只有0.3μAh,并且超级电容器的存储容量是0.1μAh。同样,该IOP传感植入物可以是包含了间或会提示患者执行充电交互来为超级电容器充电的外部设备的系统的一部分。在信号3912示出的示例中,外部充电设备每天都会输出充电交互提示,由此通常每天都会对超级电容器充电,但是偶尔也允许跳过这些充电交互。

[0302] 出于比较目的,图39C还包括信号3910,其中该信号示出了仅仅由存储容量为1μAh(该存储容量是信号3912所代表的电池存储容量的三倍以上)的电池来为IOP传感植入物供电的情况。如信号3910所示,该电池容量足以为IOP传感植入物提供大约41天的电能。相比之下,与信号3912相对应的IOP传感植入物可以工作更长的时间,这是因为超级电容器能在预定的充电交互提示之间的整个时段提供所有必需的工作电能。只要患者遵守这些提示并执行充电交互,则不需要电池电能。但是,如果患者未能遵守一个或多个充电交互提示,那么可以用该电池来提供备用电能。

[0303] 图40是示出了用于为IOP传感植入物提供工作电能的方法4000的流程图。该方法4000始于方框4010,在方框4010,在IOP传感植入物上以机载方式提供电池和超级电容器,以便为植入物提供工作电能。在方框4020,提供外部充电设备。在方框4030,将外部充电设备设置成提示患者发起外部充电设备与IOP传感植入物之间的充电交互。最终,在方框4040,在发起充电交互时,外部充电设备会将电能无线传输至,例如将其传输至IOP传感植入物上机载的超级电容器。如前所述,外部充电设备可以提示充电交互(例如在规则的间隔或者以满足某个判据为基础)。

[0304] IOP传感植入物的主壳体和传感器端盖的激光焊接

[0305] 如在上文中已经论述的那样,这里公开的IOP传感植入物的不同实施例可以包括

管状主壳体(例如2102)和与主壳体配合的传感器端盖(例如2108),但是其他类型的可组合壳体部件也是可以使用的。传感器端盖可被设计成压入主壳体的一端。在传感器端盖与主壳体之间可以提供或形成防潮密封。

[0306] 图41示出了插入主壳体2102且在两者之间形成防潮密封的传感器端盖2108的一个实施例。在一些实施例中,传感器端盖2108采用了带有插头部分2115和头部2114的双直径设计。该插头部分2115的尺寸被调整成可以紧密地插入壳体的主壳体2102。作为示例,插头部分2115的直径可以等于或略小主壳体2102的内直径(例如比它小5%,1%,0.1%,0.01%,0.001%),相反,头部2114的直径可以大于主壳体2102的内直径。因此,在插头部分2115与头部之间的接合处会形成肩状部。在将传感器端盖2108插入主壳体2102时,所述肩状部将会充当抵靠主壳体2102的配合表面4120的机械止动件。在一些实施例中,配合表面4120位于主壳体2102的侧壁的端部,并且其方位垂直于主壳体2102的轴线(也就是垂直于传感器端盖2108的插入轴线)。传感器端盖2114的肩状部和主壳体2102之间的这种邻接是非常有利的,因为其有助于确保传感器端盖2114在主壳体2102内部的正确定位。

[0307] 在一些实施例中,主壳体2102与传感器端盖2108之间的防潮密封是通过在配合表面处将这两个结构焊接在一起形成的。作为示例,这一点可以通过在配合表面4120的位置提供金属夹层4130来实现。该金属夹层4130可以是在位于配合表面4120的位置的主壳体2102或传感器端盖2108上或者与主壳体2102或传感器端盖2108邻近的位置形成或提供的。该金属夹层4130可以是内直径等于或大于传感器端盖2108的插头部分2115的直径且外直径优选小于传感器端盖2108的头部2114的直径的环状件。然后,通过使用激光来对金属夹层4130施加热量,可以将其熔化并在配合表面4120上将主壳体2102与传感器端盖2108融合在一起。该激光可以具有促使所述激光对主壳体2102和/或传感器端盖2108的材料基本透明的工作波长。例如,主壳体2102和/或传感器端盖2108可以用硅制成,并且焊接激光可以具有基本上不会被硅吸收的工作波长(例如在红外光谱中)。这样一来,激光可以穿过主壳体2102和/或传感器端盖2108的结构,直至其撞击金属夹层4130,该金属夹层4130则会吸收激光并被其加热,由此导致金属夹层在主壳体2102与传感器端盖2108之间形成焊接界面。在一些实施例中,来自焊接激光的光会通过传感器端盖2108的头部2114施加于配合表面。

[0308] 用于IOP传感植入物的双直径主壳体

[0309] 图42A是具有双直径主壳体4202的IOP传感植入物的实施例的透视图。图42B是图42A中显示的双直径主壳体4202的侧视图。该双直径主壳体4202可以与这里描述的其他主壳体(例如图21及其他地方显示的主壳体2102)相似,其可以是被设计成是在两端安装尖盖(例如2102)和传感器端盖(例如2108)的细长管状体。安装尖盖的一端被称为尖盖端,而安装传感器端盖的一端则被称为传感器端盖端。该双直径主壳体4202可以在尖盖端具有第一直径,以及在传感器端盖端具有更大的第二直径。在一些实施例中,传感器端盖端直径可以比尖盖端直径大至少10%,并且可以多达300%。肩状部4210可以接合双直径主壳体4202的较小直径(尖盖端)和较大直径(传感器端盖端)部分。在一些实施例中,主壳体的尖盖端可以具有恒定的第一直径,并且主壳体的传感器端盖端可以具有恒定的更大的第二直径,但这并不是必需的。

[0310] 图42C示出了在图42A和42B中显示的双直径主壳体4202的肩状部4210的周围区域的放大视图。如图42C所示,在一些实施例中,肩状部4210可以是双直径主壳体4202的较小

直径(尖盖端)与较大直径(传感器端盖端)部分之间的阶梯过渡。换句话说,肩状部4210可以作为接合主壳体4202的较小直径部分和较大直径部分的一个或多个表面来形成,并且其与细长主壳体4202的轴线大致垂直。作为替换,该肩状部可以是主壳体的较小直径部分与较大直径部分之间的锥形过渡。

[0311] 如这里所述,IOP传感植入物的大小和形状被调整成可以插入某些眼部解剖结构,例如睫上/脉络膜上腔。在此类实施例中,主壳体4202的双直径设计有可能会非常有利,因为在将IOP传感植入物(首先是尖盖端)插入眼组织时,肩状部4210可以充当机械止动件。这样做有助于确保IOP传感植入物被正确安置在眼组织中。作为示例,双直径主壳体4202的肩状部4210有助于防止IOP传感植入物被过度插入睫状上/脉络膜上腔。而这转而有助于确保传感器端盖端至少部分延伸到眼前房中,由此测量前房中的IOP。从肩状部4210到IOP传感植入物的传感器端盖端最远长度的距离可以与IOP传感植入物从锚固该植入物的眼组织延伸到前房的期望距离相对应。主壳体4202的双直径设计的附加益处包括:尖盖端的较小直径有助于提供更易于插入眼组织的处理,而传感器端盖端的较大直径可以容纳较大的IOP检测模块。

[0312] 虽然图42A-42C示出了主壳体4202中充当机械止动件以防止眼组织中的IOP传感植入物过度插入的肩状部4210,但是关于机械止动件的其他设计也是可能的。举例来说,作为替换或补充,主壳体可以包括一个或多个脊状部、凸缘或其他结构,其中所述脊状部、凸缘或其他结构从壳体径向突出并且全部或部分围绕壳体周界,由此在将植入物插入眼组织时充当机械止动件。

[0313] 杯状传感器端盖设计

[0314] 图43A是用于眼内压力传感植入物的杯状传感器端盖4308的透视图。在该图示实施例中,传感器端盖4308是作为双直径传感器端盖实施的,其包括被设计成插入该植入物的主壳体(例如2102、4202)的插头部分4315以及从插头部分4315伸出的头部4314。作为示例,IOP检测模块既可以完全在头部4314中提供,也可以部分在头部提供以及部分在插头部分4315提供。传感器端盖4308的头部4314具有凹型形状,其包含了在端盖4308的朝外的部分上形成的凹部4310。该凹部4310是在传感器端盖的中心部分形成的,并且被周壁4311所围绕。传感器端盖的IOP检测模块可以设置在凹部4310中,以使其被周壁4311围绕。在一些实施例中,所述IOP检测模块包括作为压力检测模块(例如电容式或压电式压力检测模块)的一部分的柔性隔膜2111。由于柔性隔膜2111有可能会很脆弱,因此,当在外科手术之前以及期间处理或操作植入物时,被周壁4311包围的传感器端盖4308在凹部4310中的位置会提供防止损坏的保护措施。其他压力传感设备同样可以受益于图43A所示的杯状传感器端盖设计所提供的物理保护。虽然图43A示出的是关于双直径传感器端盖4308的设计,但是其他类型的壳体同样可以包括与图43A的图示相似的杯状区域(例如在远端位置)。

[0315] 图43B是从图43A显示的一端相对的一端看到的杯状传感器端盖4308的另一个透视图。在图43B中,很明显,传感器端盖4308可以像这里公开的传感器端盖的其他实施例(例如2108)那样包含与安装有各种电子组件的载体构件(例如2072)物理连接的切口4316。此外,传感器端盖4308可以包括将位于传感器端盖4308中的IOP检测模块与IOP传感植入物中的一个或多个其他电电子组件电连接的一个或多个电触点4313。图43C是关于杯状传感器端盖4308的另一个透视图,但是这次其被安装在了IOP传感器植入物壳体的管状主壳体

2102中。

[0316] 虽然图43A中的传感器端盖4308的杯状设计就其保护属性而言是有利的,但其也有可能造成某种复杂化,而这有可能会影响位于传感器端盖凹部4310中的IOP检测模块在眼睛内部工作的能力。例如,在将植入物插入眼睛时,传感器端盖中的凹部4310往往会产生与IOP检测模块相邻的气穴。如果气穴被凹部4310内部的周壁4311获取,那么它有可能成为IOP检测模块与房水之间的屏障。虽然气穴可以至少部分地将压力从房水传导到检测模块,但是填充或部分填充了凹部4310的气穴有可能会因为所述气穴与房水和/或柔性隔膜2111的交界面上的表面张力所产生的力或者因为其他效应,例如对作用于IOP检测模块的寄生电容产生影响的效应,而对IOP测量结果的精度产生负面影响。这个潜在问题至少可以部分通过在传感器端盖4308的凹部4310的内侧上提供亲水涂层来改善。例如,在周壁4311的内侧可以涂上有亲水材料。同样,位于凹部4310的底部的柔性隔膜2111同样可被涂覆亲水性材料。存在于传感器端盖凹部4310内部的亲水性材料可以有助于用房水灌注所述凹部。关于适当的亲水材料的示例包括:各种氧化物,其中包括氧化硅,氧化钛,氧化钽等等;各种氮化物,其中包括氮化硅,氮化钛,氮化钽等等;各种碳化物,其中包括碳化硅,碳化钛等等。此类材料可以用原子层沉积(ALD)、物理气相沉积(PVD)方法(例如溅射或蒸发)或化学气相沉积(CVD)方法等等而被沉积成薄层。其他材料同样可以作为薄膜来应用,以便产生包含生物材料(例如肝素,聚-L-赖氨酸等等)的亲水表面。作为替换和/或补充,通过使用各种手段,例如干式或湿式化学蚀刻或是物理蚀刻(例如离子轰击)来增大表面粗糙度,可以提升周壁4311和/或柔性隔膜2111内部的亲水表面的亲水性。此类粗糙化处理可以在涂覆亲水材料之前,之后或作为其替换来执行。作为替换和/或补充,通过使用特殊的输送设备来以外科手术方式插入植入物,可以减小或消除无法用房水灌注传感器端盖4308的杯状区域的潜在问题。

[0317] 图44示出了用于通过外科手术插入具有杯状传感器端盖的IOP传感植入物的输送设备的远端部分4400的实施例。作为示例,如这里的其他地方所述,该输送设备可以包括机头,保持件,输送机构,柱塞等等。该输送设备的远端部分4400是在外科手术植入过程中与IOP传感植入物接触的输送设备的一部分。在一些实施例中,输送设备的远端部分4400是柱塞头。作为示例,该柱塞头可以包括主体4405以及用于与传感器端盖4308的凹部结合的突起部4410。该突起部4410可以是在传感器端盖4308中形成的凹部4310的物理互补件。在图示实施例中,该突起部4410的直径不会大于传感器端盖4308中的凹部4310的直径,而输送设备的远端部分4400的主体4405的直径则大于传感器端盖4308中的凹部4310的直径。这样会导致产生一个供突起部4410与主体4405接合的肩状部。作为示例,突起部4410从主体4405伸出的长度可以小于或等于传感器端盖3408中的凹部4310的深度。在将突起部4410插入传感器端盖4308的凹部4310时,所述肩状部会与传感器端盖4308的周壁4311接合。这种接合可以防止突起部4410过度插入传感器端盖4308的凹部4310,否则有可能会损坏位于该凹部中的IOP检测模块。

[0318] 如在这里的其他地方所述,输送设备可被用于通过手术来将IOP传感植入物插入眼睛内部的期望位置。一旦从输送设备上释放IOP传感植入物,则突起部4410会从传感器端盖4308的凹部4310中撤回。突起部4410的撤回会产生真空,由此将房水抽吸到传感器端盖4308的凹部4310中,以便用液体灌注所述凹部,并减少或消除残留在传感器端盖的凹部中

的空气量。

[0319] 在其他实施例中,在插入眼睛之前,传感器端盖4308的凹部4310可被填充不可压缩的传递压力的凝胶或其他物质。该凝胶可以替换来自传感器端盖的凹部中的空气。此外,一旦通过外科手术植入了IOP传感植入物,则该凝胶可以充当传压介质,由此可以通过眼睛中的房水将压力施加到IOP检测模块(位于传感器端盖凹部)中。用于不可压缩的传递压力的凝胶的适当材料的示例包括硅胶,氟硅凝胶等等。

[0320] 对IOP传感植入物进行密封和消毒

[0321] 这里公开的IOP传感植入物的不同实施例包括由细长的管状主体(例如2102、4202),传感器端盖(例如2108、4308)以及尖盖(例如2104)构成的壳体。如在别处所述,IOP传感植入物壳体的这些不同部分(或者是关于IOP传感植入物壳体的另一个实施例的其他部分)可以被组装,并且在不同部分之间的接合处可以提供气密密封,以便在将壳体植入眼睛之后防止流体进入该壳体。虽然事实上可以对IOP传感植入物壳体进行密封,然而如果对该植入物内部进行消毒,那么将是非常有利的。杀菌可以通过将植入物加热到足以杀死或灭活细菌、病毒等等的温度来完成。然而,IOP传感植入物的电子组件可能无法承受这样的温度。由此,更为有利的是使用诸如消毒剂,例如消毒气体来执行杀菌将会是更有利的。然而,这种技术同样会带来技术挑战,因为在装配、粘合和/或密封IOP传感植入物壳体的不同部分的同时,注射和排空消毒剂是非常困难的,或者作为替换,在以在无菌状态装配、粘合和/或密封IOP传感植入物的不同部分(包括内部部分)之前,要对这些部分进行杀菌是非常困难的。因此,图45和图46示出了一种用于在制造过程中有利地将组装、粘合和/或密封步骤与一个或多个灭菌步骤分离的技术。

[0322] 图45示出了可用于促进IOP传感植入物的灭菌处理的尖盖4504的示例实施例。同时,图46示出了用于对IOP传感植入物进行组装、粘合、密封以及消毒的示例方法4600。在方框4610,该方法以提供IOP传感器植入物壳体的各个部分为开始。如这里其他地方所述,作为示例,该植入物壳体的不同部分可以包括细长的管状主壳体,传感器端盖以及尖盖。这些壳体部件可以与在这里的其他地方的描述相同,只不过注射端口可以是在至少一个壳体部分中提供的,由此易于在组装、粘合和/或密封了壳体部分之后的晚些时候注射消毒剂。

[0323] 作为示例,图45示出了尖盖4504,其中所述尖盖包括便于在组装、粘合和/或密封了IOP传感植入物壳体之后注射灭菌剂的注射端口4534。尖盖4504包括被插入植入物壳体的管状主壳体的插头部分4532。该插头部分4532的直径与主壳体的内直径相对应。此外,图示的尖盖4504包括头部4530,在将尖盖插入主壳体时,所述头部会伸出植入物壳体的管状主壳体。如别处所述,该尖盖的头部4530可以是圆的和/或尖的,由此易于将植入物壳体插入眼组织。注射端口4534是在装配尖盖和主壳体时从外部位置通过尖盖4504延伸到植入物壳体的管状主壳体中的通道(在图45中用虚线显示)。

[0324] 在图46中显示的方法4600的方框4630,尖盖4504中的注射端口4534可被用于将消毒剂,例如环氧乙烷或过氧化氢引入组装的IOP传感植入物壳体中。该消毒剂还可以通过相同的端口排出。作为替换,多个端口可被提供以注射和/或排出消毒剂。这些端口既可以都在相同的壳体部分中提供,也可以在不同的壳体部分中提供。

[0325] 在组装、粘合和/或密封了IOP传感植入物壳体的各个部分之后可以执行灭菌这一事实是非常有利的,其原因在于不必同时执行组装过程和灭菌过程,由此简化了组装过程

和灭菌过程。

[0326] 在方框4640,在已被组装的IOP传感植入物壳体中可以可选地注入惰性气体。例如,在植入物壳体中可以注入氩气。如果植入物壳体内部的电池包含锂,那么惰性气体可以有利地延长该电池的寿命,否则锂会与植入物壳体内部的气体产生强烈反应。

[0327] 最终,在方框4650,尖盖4504中的注射端口4534可以被密封。该处理可以用多种方式来实现,作为示例,这其中包括熔化围绕端口的尖盖材料(例如利用激光能量),插入导线或插头(以及可选地熔化导线或插头以密封壳体)等等来实现。

[0328] 虽然该灭菌技术是对照尖盖4504中的注射端口描述的,但在其他实施例中,该注射端口也可以在传感器端盖、管状主壳体或其他任何壳体部分中提供。

[0329] 具有助流特征的IOP传感植入物

[0330] 这里公开的IOP传感器植入物的不同实施例可被设计成是在眼睛的生理外流通路或是该通路中被插入/植入/锚固的。在健康的眼睛中,这些外流通路(例如施莱姆氏管(经由小梁网)或葡萄膜巩膜外流通路)从前房排出房水,以便防止IOP超过健康水平。

[0331] 图47A至图47C示出了具有助流特征的IOP传感器植入物壳体的实施例。助流特征可以增强房水外流,由此降低IOP水平。举例来说,该助流特征可以是IOP传感器植入物壳体的未被该壳体包围的外部特征。作为替换和/或补充,该助流特征至少可以被IOP传感器植入物壳体部分包围。

[0332] 图47A是具有封闭的助流特征的示例IOP传感器植入物壳体主壳体4702a的透视图。图47B是图47A中显示的IOP传感器壳体主壳体4702a的剖视图。壳体主壳体4702a可以包括用于容纳如这里其他地方所述的IOP传感器植入物的电子组件的中心主腔4701。此外,壳体主壳体4702a还可以包括一个或多个流动通路4703a。作为示例,流动通路4703a的直径可以小于中心腔4701的直径。在图47B所示的实施例中,壳体主壳体4702a包括处于在中心腔4701的相对两端的两个流动通路4703a。作为示例,这其中的每一个流动通路4703都可以是实质上在IOP传感器植入物壳体的主壳体4702a的整个轴向长度上延伸的封闭管腔。在通过外科手术植入壳体(例如将其植入眼睛的生理外流通路)时,每一个流动通路4703a的一端可以位于前房中,而每一个流动通路的另一端则可以位于生理外流通路中。该流动通路可以通过引导房水离开前房来增强引流。

[0333] 如图47B所示,封闭的流动通路4703a在横轴方向上为植入物壳体的主壳体4702给予了加宽的形状。在插入植入物(例如将其插入睫上/脉络膜上腔)时,该流动通路4703a可以有利地占据原本存在于组织层之间的间隙。

[0334] 图47C是具有开放的外部助流特征的示例IOP传感器植入物壳体主壳体4702b的透视图。同样,壳体主壳体4702b可以包括用于容纳IOP传感器植入物的电子组件的中心主腔4701。此外,该壳体主壳体4702b可以包括一个或多个开放的外部助流特征。在图示实施例中,这些开放的外部助流特征是一个或多个肋状件4703b,或者作为替换可以是实质上是在IOP传感器植入物壳体的主壳体4702b的整个轴向长度上延伸的凹槽/通道。肋状件4703可以与眼组织接触,并且房水可以沿着凹槽/通道流动。同样,在通过外科手术植入主壳体4702b(例如将其植入眼睛的生理外流通路)时,每一个助流特征4703b的一端可以位于前房中,而每一个助流特征的另一端则可以位于生理外流通路中。由此可以增强引流。

[0335] 在一些实施例中,外部助流特征可以由多孔材料制成或者包括多孔材料,例如烧

结玻璃,多孔塑料(例如聚丙烯,聚乙烯等等),多孔粘结的聚合物纤维(例如聚乙烯,聚酯等等),或者其他优选亲水且可以形成开孔的多孔结构的材料。此类多孔材料提供了多个运送流体的毛细管或伪毛细管结构,这些结构能使流体通过材料本身的整体结构进行转移。例如,多孔材料实质上可以是在壳体的整个外表面上提供的,在壳体的轴向肋状件或条带中提供的,在形成于壳体外侧的凹槽/通道中(例如在图47C所示的肋状件4703b之间)提供的,以及以其他方式提供的。

[0336] 带有锚固钉的眼压传感植入物

[0337] 图48A和图48B示出了用于将眼内植入物附着到眼组织的锚固系统的示例实施例。该锚固系统可用于将与这里的描述相似的IOP传感植入物(例如IOP传感植入物2102)附着到眼睛内部(例如在前房中)的组织和/或解剖结构。锚固系统可以包括一个、两个或更多锚固系绳4802。如所示,每一个锚固系绳的第一部分可被设计成附着到待锚固的眼内植入物,而每一个锚固系绳的第二部分则可以被设计成附着到插入眼组织的锚固钉。锚固钉的功能不只局限于简单地充当眼组织中的锚固件。例如,锚固钉也可以是执行与通过锚固钉锚固到眼睛组织的眼内植入物所执行的一个或多个功能互补和/或作为这些功能的补充的一种或多种功能的植入设备。

[0338] 在图48A所示的实施例中,锚固系统包括位于IOP传感植入物2102的尖盖端的第一锚固系绳4802a以及位于传感器端盖端的第二锚固系绳4802b,然而其他实施例也可以包括不同数量的锚固系绳。应该理解的是,虽然在这些图中显示了IOP传感植入物2102,但对IOP传感植入物的其他设计以及其他的植入物类型来说,图示的锚定系绳4802也是可以使用的。作为示例,锚固系绳4802可以用软线或软绳制成。镍钛合金因其具有的超弹性以及生物相容性而成为了一种可能的材料。同样,用钛、金或不锈钢制成的细线或其他环形结构也是可能的。在一些实施例中,用尼龙、聚酯、聚偏二氟乙烯、聚丙烯等等制成的非金属绳同样是可以使用的。

[0339] 每一个锚固系绳4802都可以被附着于IOP传感植入物2102。作为示例,这一点这可以通过提供围绕IOP传感植入物壳体的附着环部分4803来完成。IOP传感植入物的壳体转而可以包括一个或多个圆周脊状件、凸缘或槽部,和/或一个或多个挂钩、孔眼等等,以便帮助定位附着环部分4803和/或保持附着环部分处于与IOP传感植入物壳体相对的适当位置。如图48A所示,在一些实施例中,每一个锚固系绳的附着环部分4803都可以在与植入物主壳体轴线垂直的平面上沿方位角环绕植入物主壳体。每一个锚固系绳4802还可以包括锚固环部分4804,所述锚固环部分4804在一个或多个连接点伸出附着环部分4803,以便形成可以接纳锚固钉的环状结构。在一些实施例中,每一个锚固系绳4802的锚固环部分4804可以在与植入物主壳体的轴线平行的平面中从附接环部分4803延伸。换句话说,每一个锚固系绳4002的附着环部分4003以及锚固环部分4804通常可以在面向彼此正交的平面中定位。在其他实施例中,锚固系绳可以用不同方式附着到植入物,例如将系绳焊接或钎焊到壳体,使用粘合剂(例如环氧树脂),或者在壳体中提供可供锚固系绳依次穿过的孔眼或类似结构。

[0340] 图48A示出了关于锚固钉4810a、4810b的两个示例实施例。第一个示例锚固钉4810a是药物脱附的眼内植入物。作为示例,该植入物可以与2015年5月28日提交的名为“IMPLANTS WITH CONTROLLED DRUG DELIVERY FEATURES AND METHODS OF USING SAME”的美国专利公开2015/0342875中的图18描述的植入物相似,该文献的全部内容在这里被引入

以作为参考。第二个示例锚固钉4810b是增强房水从眼睛外流的引流支架。作为示例,该植入物可以与2013年3月14日提交的名为“SYSTEM AND METHOD FOR DELIVERING MULTIPLE OCULAR IMPLANTS”的美国专利9,554,940(参见附录)中的图18所示的植入物相似,该文献的全部内容在这里被引入以作为参考。

[0341] 每一个锚固钉4810a、4810b都可以包括被设计成穿透眼组织(例如巩膜,小梁网等等)以及在插入之后保持锚固在其中的穿透尖端。如图48A中的箭头所示,每一个锚固钉4810的穿透尖端可以插入并穿过锚固系绳4802的相应锚固环部分4804。锚固钉4810的主体部分可以包括一个或多个结构特征,这些结构特征被设计成在锚固钉被插入并穿过锚固环部分4804时致使锚固系绳4802的锚固环部分4804被牢固地保持。锚固钉4810可以包括一个或多个特征(例如脊状件,突起部,凸缘等等),一旦将锚固钉插入环状结构中,那么该特征可防止锚定系绳4802的锚固环部分4804越过锚固钉。作为示例,锚固钉4810的主体部分上的一个或多个特征可以具有至少一个大于锚固环部分4804的直径的尺寸。因此,锚固钉4810的锚固环部分4804可被牢固地保持在眼组织与锚固钉4810的主体部分之间。

[0342] 图48B示出了使用图48A中显示的锚固系统锚固在眼睛内部的眼内植入物。虽然图48B示出了使用锚固系绳4802的IOP传感植入物2102的一个示例布置,但是图示锚固系统也可用于将不同类型的眼内植入物附着到眼睛内部的其他不同位置。

[0343] 具有穿透基板的通孔互连的密封式电池

[0344] 图49A示出了安装在基板4902上且通过基板通孔4904与其他组件电连接的密封式薄膜电池4910。作为示例,该密封式薄膜电池4910可以是薄膜锂离子电池。薄膜锂离子电池由于其功率密度相对较高而可以是非常有利的。然而它们也有可能包含了非常容易发生反应的材料,并且由此应该良好密封,以提供长久的使用寿命。

[0345] 在一些实施例中,安装有薄膜电池4910的基板4902是在这里的其他地方描述的载体构件572。如此一来,如这里所述,在IOP传感植入物中可以提供基板4902。电池4910可以通过基板通孔4904电连接到IOP传感植入物的其他电子组件(例如控制器,存储器,IOP检测模块等等)。在一些实施例中,基板4902是用玻璃制成的,但是其也可以至少部分用其他电绝缘材料制成。

[0346] 基板通孔4904在基板4902上安装有电池4910的基板侧形成的。该通孔4904包括被定向成与电池4910的底部表面垂直并被用于与电池进行电连接的导电结构或端子(例如接线柱)。电池4910可以在通孔4904上方以与基板4902的表面齐平的方式安装或就地制造。如在这里中进一步论述的那样,这样做有利地允许电池4910与基板之间的物理交界面被完全密封。在一些实施例中,通孔4904跨越基板4902的整个厚度。在这样的实施例中,通孔404可以允许电池4910与在基板安装有电池4910的一端相对的一端上形成的一个或多个导电线电连接。在其他实施例中,通孔4904可以仅仅部分地跨越基板厚度。在此类实施例中,通孔4904可以允许电池4910与嵌入基板中的一个或多个导电线电连接。

[0347] 图49B是安装在基板4902上的密封式薄膜锂离子电池4910的一个实施例的示意性剖面图。该薄膜电池4910可以由若干个电活性层4916、4918、4920以及4922构成。例如,薄膜电池4910可以包括在图49B中分别被描述成层4922、4920、4918和4916的阴极集电器层,阴极层,电解质层以及阳极集电器层。如图所示,电活性层可以具有略微不同的尺寸,以使其在以层叠配置提供时,其中一个层的外围边缘可以伸出到另一个层之外。在关于薄膜电池

的其他实施例中,所使用的可以是图49B所示的层和/或层配置之外的不同的层和/或层配置。举例来说,在电解质层与阳极集电器之间可以包括阳极层。在一些实施例中,阳极层是在制造薄膜电池的过程中产生的,而在其他实施例中,阳极层是在电池的第一次充电过程中形成的。在一些实施例中,所述阳极是锂金属。在"无锂"设计中,在电池充电期间可以将阳极电镀到阳极集电器上。在放电过程中,可以对锂金属进行电镀。在电池首次充电之后,即使在电池放电之后,一些锂金属也仍旧会保留在阳极集电器上。在其他实施例中,锂阳极可以作为电池制造过程的一部分沉积,甚至在首次充电之前都有可能存在。

[0348] 电池4910可以是在基板自身之上(就地)制造的。它可以用晶片的形式批量生产。在电池制造结束之后,可以通过从晶圆上切割/释放单个基板,以用晶圆材料制成基板。

[0349] 薄膜电池4910的导电端子位于电活性层4916、4918、4920和4922的叠层的底层。这些端子与在安装了薄膜电池4910的基板中形成(或就地制造)的基板通孔4904产生电连接。这样一来,薄膜电池4910的电活性层叠层可以与基板4902的安装表面齐平。

[0350] 图49B还示出了在电活性层4916、4918、4920和4922的叠层上方形成的绝缘层4914。如图所示,该绝缘层4914不但可以在电活性层4916、4918、4920和4922的叠层中的顶层表面上方形成,而且还可以由可以延伸到上方的层之外的层的任何部分形成。该绝缘层可以延伸到围绕电池4910的整个周边的基板4902的安装表面。作为示例,该绝缘层4914可以是用任何适当的电绝缘材料(例如聚合物)制成的。

[0351] 此外,图49B示出了在绝缘层4914上方形成的密封层4912。在一些实施例中,该密封层是不可渗透的金属阻挡层,其防止电池4910外部的原子或分子与电池内部的原子或分子相互作用,反之亦然。该密封层可以延伸到围绕电池4910的整个周边(包括绝缘层4914的周边)的基板4902的安装表面。由于基板通孔互连允许将薄膜电池4910平齐地放置在基板4902上,因此,密封层4912可以是在基板4902与密封层4912之间没有间隙的情况下提供或形成的。由此,图示的电池结构提供了改进的密封性能,而这转而在不需要更复杂的密封结构或技术(尤其是不需要必须穿过密封层4912的横向导孔或互连)的情况下提升了电池4910的使用寿命。

[0352] 图49C至图49E是进一步示出了薄膜电池4910的架构的顶视图。图49C是薄膜电池4910的电活性层4916、4918、4920、4922的叠层的顶视图。如所示,该电活性层叠层是在基板4902上提供的,并且在该叠层下方提供了贯穿基板的通孔4904(以虚线显示)。图49D显示了在电活性层4916、4918、4920、4922的叠层上方提供的绝缘层4914。如所示,绝缘层4914在其横向和纵向范围一直延伸到基板4902。图49E示出了在绝缘层4914上方提供的金属密封层4912。绝缘层4914用于将金属密封层4912与电活性层4916、4918、4920、4922分离。如图49E所示,金属密封层4912在其横向和纵向范围一直延伸至基板4902,由此完全覆盖绝缘层4914并且在密封层4912与基板4902之间没有间隙。没有从电池4910横向向外延伸或者在基板4902的安装表面上延伸的电互连结构这一事实意味着增强了密封层4912与基板4902之间的密封质量。这一点与图49F显示的结构形成了对比。

[0353] 图49F示出了包含了横向电互连而不是贯穿基板的通孔电连接的薄膜电池架构。如图所示,该横向电互连从位于基板安装侧的电池横向延伸。作为横向电互连的结果,图49F中显示的电池在密封层4912与基板4902之间的密封效果可能较差。这是因为密封层4912有可能完全向下延伸到基板上有横向电互连的一侧,然后必须上升到横向电互连的上

方,而横向电互连会从密封层4912下方的电池伸出。这样有可能导致在密封层4912和基板之间形成穿过绝缘层4914的气体扩散通路,而这转而允许电池内部的材料与从外部环境进入电池结构的气体或水蒸气发生反应,从而缩短电池的使用寿命。

[0354] 层叠式IC和电池结构

[0355] 图50示出了用于眼内植入物的小型化层叠式集成电路和电池结构。这种小型化结构是非常有利的,因为眼内植入物(例如IOP传感植入物)的尺寸通常很小,由此限制了植入物内部的空间。图示的层叠结构包括基板5002,其中在一些实施例中,所述基板5002是在这里的其他地方描述的载体构件572。如此一来,如这里所述,基板5002可以是在IOP传感植入物中提供的。第一电池5010被安装到基板5002的顶部,第二电池5010被安装到基板的底部。如对照图49A和49B所述,电池5010可以通过基板通孔5004而被安装在基板5002上。在一些实施例中,第一电池和第二电池各自具有小于50微米的厚度。举例来说,第一电池和第二电池各自可以具有大约30微米或更小的厚度。

[0356] 第一集成电路5012被安装在基板5002的顶部表面上,并且跨越了同样安装在基板的顶部表面上的第一电池5010。虽然没有示出,但是该结构还可以包括安装在基板5002的底部表面并且跨越了第二电池5010的第二集成电路。第一集成电路5012经由一个或多个焊接凸块5013电连接到基板5002上的一个或多个导电线5014。这些焊接凸块至少具有比上方安装有集成电路的电池5010的厚度更大的尺寸(例如高度)。举例来说,在一些实施例中,焊接凸块的高度是50微米或更大。集成电路的横向尺寸要大于上方安装有集成电路的电池5010的横向尺寸。由此,集成电路5012可以跨越电池5010,并且可以由集成电路周边的焊接凸块5013支撑,焊接凸块503被定位成围绕超出电池5010的横向范围。由于焊接凸块5013的高度可以大于电池5010的厚度,因此,电池可以占据集成电路下方的空间,否则该空间原本不会被任何组件占据而是会被浪费。在其他实施例中,焊接凸块可以用柱形凸块,例如金柱形凸块取代。柱形凸块可以与导电环氧树脂结合使用,由此执行与焊接凸块相同的功能,但是柱形凸块可以相对较小,并且可以在较低的温度下进行处理。

[0357] 虽然电池5010被图示成安装在了集成电路5012下方的基板5002上,但在其他实施例中,在集成电路下方可以安全其他一些电子组件。然而,由于该安装位置与用于将集成电路连接到基板5002的焊接凸块5013的尺寸相比相对较小,因此其安装位置特别适合于薄膜电池。同样,虽然集成电路5012被图示成是通过一个或多个焊接凸块连接并安装的,但在其他实施例中,其他某个电子组件(例如附加电池)可以通过使用焊接凸块而被安装在电池5010的上方。

[0358] 用于眼内植入物的天线

[0359] 这里描述的关于眼内植入物的不同实施例可以包括收发器模块(和/或其他无线接口)以及用于与一个或多个外部设备无线通信的天线。该天线还可以用于通过电感耦合来从外部设备接收电能。所使用的任何天线都具有固有或自谐振频率,该频率取决于天线设计的相关电感和电容。该固有或自谐振频率是天线最为敏感的电磁辐射频率。因此,如果在天线的自谐振频率与眼内植入物使用的收发器模块或其他无线接口的工作频率之间存在相对匹配,那么将是非常有利的。

[0360] 图24示出了一个示例的线圈天线2085,该线圈天线2085由螺旋围绕眼内植入物的内部组件的电线线圈组成,其中当线圈天线沿着植入物壳体的纵轴延伸时,所述电线线圈

会螺旋围绕眼内植入物的内部组件。这类天线可以具有几百兆赫兹、甚至是扩展到千兆赫兹范围的自谐振频率,这一点并不是很罕见。这些频率通常要远远高于眼内植入物使用的收发器模块或其他无线接口的工作频率。相应地,可能有必要使用附加电路部件(例如电容器和/或电感器)来调谐天线,以使其对收发器模块或其他无线接口的工作频率更为敏感。与该方法相关联的一个缺点在于此类电路部件可能会占用眼内植入物内部的宝贵空间。如果可以在不使用附加电路部件的情况下用其他方式调谐天线,或者如果可以将天线设计成使其自谐振频率自然地对应于收发器模块或其他无线接口的工作频率,那么可以有利地减小眼内植入物的尺寸。

[0361] 图51A示意性地示出了可以在眼内植入物中使用的三个例示线圈天线的剖面图。黑点代表的是电线线圈的剖面。同时,箭头代表了由穿过导线线圈的电流感生的磁场。图51B是图51A中显示的三个线圈天线设计的示例实施例的照片。图51A中的左边、中间和右边的线圈天线分别对应于图51B中的顶部、中间和底部的线圈天线。

[0362] 在图51A左边的线圈天线设计中,线匝在线圈天线的纵轴上彼此隔开的。此外,在左边的线圈天线设计中,线匝仅仅只有一层(沿径向方向上)。线匝形成的环路会产生电感量,由此影响天线的自谐振频率。此外,由相邻匝之间的间隔一定的线匝的邻近度会导致产生一定的寄生电容,而这同样会影响天线的自谐振频率。如图51B所示,该线圈天线设计通常可以具有大约1.2GHz的自谐振频率。

[0363] 图51A的中间的线圈天线设与左边的线圈设计相似,只不过在中间的线圈天线设计中,线匝是相互接触的。导线沿着线圈天线的纵轴紧密缠绕,由此,每一个线匝会与在纵向方向上相邻的线匝相接触(所述导线可以涂有薄绝缘体,以便允许在不会使线圈短路的情况下允许线匝相互接触)。与左边的线圈天线设计相比,中间的线圈天线设计具有一定优势。这些优势包括:由于线匝彼此之间没有间隔,因此可以将更多的线匝放入指定的纵向空间。这样做还可以增大天线自感,并且可以改善线圈天线的电感耦合性能(例如出于无线电能传输目的)。此外,如果相邻线匝之间没有间隔,那么将会增大线圈天线的寄生电容。寄生电容的增大和自感的增大将会降低该线圈天线设计的自谐振频率。作为示例,如图51B所示,这种线圈天线设计通常可以具有大约500MHz的自谐振频率。与线匝被隔开的线圈天线相比,自谐振频率的降低是非常有利的,因为可以用较小的电容器和/或电感器电路部件来将其调谐到收发器模块或其他无线接口的工作频率。

[0364] 图51A的右边的线圈天线设计与中间的线圈天线设计的不同之处在于其包含了两层(或更多层)线匝(在径向方向上)。如蓝色箭头所示,这些线匝被缠绕成致使通过第一层线匝和第二层线匝的电流是在相同的方向上流动。如图所示,在该设计中,每一个线匝现在不仅在纵向上与相邻的线匝接触,而且还在径向上与一个或多个相邻的线匝接触。每一个线匝的与其他的多个线匝的紧密接触极大地增加了右边线圈天线设计的寄生电容。而这转而极大地降低了线圈天线的自谐振频率。举例来说,如图51B所示,这种线圈天线设计通常可以具有大约47MHz的自谐振频率。虽然在图51A的右边显示的线圈天线设计因为具有多层线匝而在径向方向上占据了更多的空间,由此相应地减小了可供收容在线圈内部的其他组件使用的空间量,或者相应地需要增大眼内植入物壳体的尺寸,然而事实证明,与线圈天线径向厚度的这种增大相关联的任何弊端都可以通过减小天线的自谐振频率来弥补。自谐振频率的降低意味着可以减小原本是将天线调谐到收发器模块和/或其他无线接口的工作频

率所必需的电容器和/或电感器电路部件的尺寸,甚至可以完全消除这些电路部件。在图51A的右边显示的线圈天线设计还具有图51C中示出的附加优点。

[0365] 图51C示出了图51A中显示的双层线圈天线设计提供的电磁屏蔽效果。如在这里先前论述的那样,在线圈天线内部的开放空间可以提供带有一个或多个电子部件的载体构件。图51C的左边显示了在具有单层分隔线匝(即与图51A的左边一样)的线圈天线内部空间中提供的集成电路部件。电磁辐射射线(例如环境中的背景电磁辐射)入射到线圈天线的横侧。由于线匝之间的间隔,电磁辐射可以穿透线圈天线。然后,该电磁辐射可以入射到集成电路上,从而引起电磁干扰,该电磁干扰有可能会不利于集成电路操作,尤其是在使用低功率亚阈值晶体管的情况下。相反,如图51C的右边所示,具有在纵向上紧密缠绕并相互接触的两层或多层线匝的线圈天线在屏蔽内部集成电路免受电磁辐射方面要更为有效。

[0366] 用于具有双直径主壳体的眼内植入物的天线

[0367] 图52A示出了天线5285在具有双直径主壳体5202的眼内植入物的实施例内部的位置。在这里,该眼内植入物的双直径主壳体5202是对照图42A描述的。其在双直径主壳体5202的传感器端盖端上具有较大的第一直径,并且在尖盖端具有较小的第二直径。如图52A所示,线圈天线5285(例如在图51A的右边显示的线圈天线)可以至少部分设置在双直径主壳体的传感器端盖端中。这种布置具有多个优点。首先,与在双直径主壳体的较小直径部分提供天线的情况相比,线圈天线的直径可以变大。这样做增大了在从外部进行感应电能传输时可以穿过线圈的电磁通量。另一个优点是在图52B中示出的。

[0368] 图52B示出了被植入患者眼中的图52A的眼内植入物。在该实施例中,举例来说,眼内植入物被锚固在患者眼睛的脉络膜上腔/睫上腔。图52B的左边显示了线圈天线5284,与图52A中显示的线圈天线5285相比,该天线更窄且更长,这是因为该线圈天线是在双直径壳体5202的较小直径的部分提供的。此外还示出了外部电源设备的充电线圈5286。外部电源设备的充电线圈5286被带到靠近患者眼睛的位置,以便与线圈天线5284电感耦合。与近端相比,线圈天线5284的远端对感应电能传输的贡献相对较小,这是因为其位于离外部电源设备的充电线圈5286更远的位置。因此,在将植入物安装在眼睛内部的期望位置时,如果可以将眼内植入物内部的线圈天线的较大部分定位成更靠近外部设备的充电线圈,那么将是非常有利的。如图52B的右边所示,这个目标是通过图52所示的配置实现的。当在眼内植入物的直径较大的传感器端盖端提供线圈天线5285时,如果将眼内植入物安装在患者眼睛内部的期望位置,那么将会有更大百分比的线圈位于更接近于外部电源设备的充电线圈5286的位置。这样做改善了线圈天线5285与充电线圈5286之间的电感耦合,由此改善了针对眼内植入物的无线电能传输。

[0369] IOP传感系统设备

[0370] 图53是描述了可以与这里描述的眼内植入物结合使用的若干种设备系统的表格。医师可以使用医师诊断设备来下载数据(例如IOP测量结果),为患者的IOP传感植入物无线充电,执行植入物系统诊断,对植入物进行重新编程等等。医师诊断设备可以采用眼镜、软口罩等形式。

[0371] 大气压力监测设备可以是患者佩戴的设备,其测量并记录局部大气压力读数,该读数可以与来自植入物的读数一起使用,以便确定IOP计示压力值。该设备可以采用腕带、手表、吊坠、智能手机应用等形式。

[0372] 患者设备可以用于从植入物下载绝对IOP测量结果,重新同步定时器和/或对植入物上的超级电容器电源再充电。该设备可以包括屏幕或其他输出设备,以便提供信息(IOP读数,电池寿命等等)和提醒(重新同步定时器,为超级电容器再充电等等)。在一些实施例中,该设备可以与大气压力监测设备相结合。

[0373] 患者可以通过患者在家中佩戴数分钟或数小时充电设备,以便为眼内植入物的电池和/或超级电容器充电和/或从植入物下载数据。该设备还可以允许提升来自IOP传感植入物的功能,例如原本可能会耗费过多电能而在IOP传感植入物只依靠电池电能工作时无法执行的获取和传送连续IOP读数的处理。该设备可以采用眼镜、软口罩等形式。

[0374] 家用接驳器可以连接到其他患者设备(例如以上描述的设备),以便将它们收集的数据传送到中央服务器。此外它还可以包括一个为外部设备充电的充电站。

[0375] 通过提供中央服务器,可以经由因特网接收来自多个患者的患者数据。该中央服务器可以处理原始数据,以便提供经过处理、调整和/或校正的测量结果。该中央服务器还可以为患者和医生提供基于Web的界面,以便查看和/或下载数据。

[0376] 前述设备中的每一个彼此都可以经由网络连接(例如有线或无线网络接口)进行通信。

[0377] 示例实施例

[0378] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感系统可以包括:用于植入患者眼睛以获取绝对眼压测量结果的眼压传感植入物;以及用于获取大气压力测量结果的外部设备,其中,所述眼压传感植入物配置成在指定时间获取绝对眼压测量结果,以及其中所述外部设备配置成围绕所述指定时间获取多个大气压力测量结果。

[0379] 在前述任一实施例中,眼压传感植入物可以包括第一机载计时设备,以及绝对眼压传感植入物可配置成在该第一机载计时设备指示的指定时间获取所述眼压测量结果。

[0380] 在前述任一实施例中,外部设备可以包括第二计时设备,并且外部设备可配置成围绕所述第二计时设备指示的指定时间获取所述多个大气压力测量结果。

[0381] 在前述任一实施例中,外部设备可以配置成在指定时间之前和之后延伸的时间窗口中获取所述多个大气压力测量结果。

[0382] 在前述任一实施例中,所述IOP传感系统可以进一步包括处理设备,处理设备配置成分析多个大气压力测量结果,以确定多个大气压力测量结果之间变化的测量。

[0383] 在前述任一实施例中,所述处理设备可配置成确定所述变化是否处于预定范围内。

[0384] 在前述任一实施例中,处理设备可配置成在所述变化处于预定范围内的情况下,将所述多个大气压力测量结果中的一个或多个与绝对眼压测量结果相关联。

[0385] 在前述任一实施例中,处理设备可配置成从相关联的大气压力和绝对眼压测量结果中计算计示眼压测量结果。

[0386] 在前述任一实施例中,处理设备可以与外部设备分离。

[0387] 在前述任一实施例中,外部设备可配置成通过将同步信息无线传输到眼压传感植入物来执行同步操作,以用于将一个或多个大气压力测量结果与一个或多个绝对眼压测量结果相关联。

[0388] 在前述任一实施例中,所述同步信息可以包括唯一的标记值或时间戳。

[0389] 在前述任一实施例中,外部设备可以在预定时间或间隔自动启动同步操作。

[0390] 在前述任一实施例中,外部设备可配置成提示患者启动同步操作。

[0391] 在前述任一实施例中,所述提示可以包括听觉警报。

[0392] 在前述任一实施例中,启动同步操作可以包括将外部设备定位在距离患者眼睛12英寸的范围内。

[0393] 在前述任一实施例中,同步操作可以包括将眼压传感植入物上机载的第一计时设备与外部设备上机载的第二计时设备同步。

[0394] 在前述任一实施例中,所述外部设备可配置成由患者佩戴。

[0395] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感方法可以包括:从植入患者眼睛的眼压传感植入物接收绝对眼压测量结果,所述绝对眼压测量结果在指定时间获取;以及从眼睛外部的外部设备接收多个大气压力测量结果,所述多个大气压力测量结果围绕所述指定时间获取。

[0396] 在前述任一实施例中,所述绝对眼压测量结果在所述眼压植入物包括的第一机载计时设备所指示的指定时间获取。

[0397] 在前述任一实施例中,所述多个大气压力测量结果是围绕所述外部设备包括的第二计时设备所指示的指定时间获取。

[0398] 在前述任一实施例中,所述多个大气压力测量结果可以是在所述指定时间之前和之后延伸的时间窗口中获取的。

[0399] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括对所述多个大气压力测量结果进行分析,以确定所述多个大气压力测量结果之间变化的测量。

[0400] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括确定所述变化是否处于预定范围内。

[0401] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括:在所述变化处于预定范围内的情况下,将所述多个大气压力测量结果中的一个或多个与绝对眼压测量结果相关联。

[0402] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括从相关联的大气压力和绝对眼压测量结果中计算计示眼压测量结果。

[0403] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括使用与外部设备分离的处理设备来分析所述多个大气压力测量结果。

[0404] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括通过将同步信息无线传输到眼压传感植入物来执行同步操作,以用于将一个或多个大气压力测量结果与绝对眼压测量结果相关联。

[0405] 在前述任一实施例中,所述同步信息可以包括唯一的标记值或时间戳。

[0406] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括在预定时间或间隔自动启动同步操作。

[0407] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括提示患者启动同步操作。

[0408] 在前述任一实施例中,所述提示可以包括听觉警报。

[0409] 在前述任一实施例中,启动同步操作可以包括将外部设备定位在距离患者眼睛12英寸的范围内。

[0410] 在前述任一实施例中,所述同步操作可以包括将眼压传感植入物上机载的第一计时设备与外部设备上机载的第二计时设备相同步。

[0411] 在前述任一实施例中,所述外部设备可配置成由患者佩戴。

[0412] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感系统可以包括:用于植入患者眼中以获取眼压测量结果的眼压传感植入物;以及用于获取温度测量结果的温度传感器,其中所述温度测量结果用于至少部分补偿温度变化对眼压传感植入物的影响。

[0413] 在前述任一实施例中,所述温度传感器可以位于眼压传感植入物上。

[0414] 在前述任一实施例中,所述温度传感器可以作为外部设备的一部分来提供,并且所述温度测量结果可以是环境温度测量结果。

[0415] 在前述任一实施例中,其中所述环境温度测量结果可用于估计眼内温度值。

[0416] 在前述任一实施例中,所述IOP传感系统可以进一步包括用于执行一个或多个操作来补偿温度变化对眼压传感植入物的影响的处理器。

[0417] 在前述任一实施例中,所述处理器可配置成基于温度测量结果来调整眼压测量结果。

[0418] 在前述任一实施例中,所述处理器可配置成基于温度测量结果来调整与眼压测量结果相对应的测量时间。

[0419] 在前述任一实施例中,所述处理器可被配置成基于温度测量结果来排除一个或多个眼压测量结果。

[0420] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感方法可以包括:使用患者眼中植入的眼压传感植入物来获取眼压测量结果;使用温度传感器来获取温度测量结果;以及使用所述温度测量结果来至少部分补偿温度变化对眼压传感植入物的影响。

[0421] 在前述任一实施例中,所述温度传感器可以位于眼压力传感植入物上。

[0422] 在前述任一实施例中,所述温度传感器可以作为外部设备的一部分来提供,并且所述温度测量结果可以是环境温度测量结果。

[0423] 在前述任一实施例中,所述环境温度测量结果可用于估计眼内温度值。

[0424] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括使用处理器来执行一个或多个操作,以补偿温度变化对眼压传感植入物的影响。

[0425] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括基于所述温度测量结果来调整眼压测量结果。

[0426] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括基于所述温度测量结果来调整与眼压测量结果相对应的测量时间。

[0427] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括基于所述温度测量结果来排除一个或多个眼压测量结果。

[0428] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感系统可以包括:配置成植入患者眼中的IOP传感植入物,所述IOP传感植入物包括用于为所述IOP传感植入物提供至少一部分工作电能的超级电容器;以及配置成为所述IOP传感植入物充电的外部充电设备,所述外部充电设备包括用于向患者提供在外部设备与IOP传感植入物之间执行充电交互的提示的输出设备。

[0429] 在前述任一实施例中,所述IOP传感植入物可以进一步包括用于为所述IOP传感植入物提供至少一部分工作电能的电池。

[0430] 在前述任一实施例中,所述外部充电设备可配置成在充电交互时间输出提示,以及所述超级电容器的存储容量可以大于IOP传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

[0431] 在前述任一实施例中,所述外部充电设备可配置成在充电交互时间输出提示,以及所述超级电容器的存储容量可以小于所述IOP传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

[0432] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少0.01μAh。

[0433] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少0.10μAh。

[0434] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少1μAh。

[0435] 在前述任一实施例中,执行充电交互的提示可以与同步IOP传感植入物上的计时设备的提示相一致。

[0436] 在前述任一实施例中,执行充电交互的提示可以与从IOP传感植入物下载测量结果数据的提示相一致。

[0437] 在一些实施例中,一种眼压(IOP)传感方法可以包括:配置成植入患者眼中的IOP传感植入物,所述IOP传感植入物包括用于为所述IOP传感植入物提供至少一部分工作电能的超级电容器;使用外部充电设备来为IOP传感植入物充电;使用与外部充电设备包含在一起的输出设备向患者提供在外部设备和IOP传感植入物之间执行充电交互的提示。

[0438] 在前述任一实施例中,所述IOP传感植入物可以进一步包括用于为所述IOP传感植入物提供至少一部分工作电能的电池。

[0439] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括在充电交互时间输出提示,以及超级电容器的存储容量可以大于所述IOP传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

[0440] 在前述任一实施例中,所述IOP传感方法可以进一步包括在充电交互时间输出提示,以及超级电容器的存储容量可以小于所述IOP传感植入物在充电交互时间之间的预计用电量。

[0441] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少0.01μAh。

[0442] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少0.10μAh。

[0443] 在前述任一实施例中,存储电容器的存储容量可以是至少1μAh。

[0444] 在前述任一实施例中,执行充电交互的提示可以与同步IOP传感植入物上的计时设备的提示相一致。

[0445] 在前述任一实施例中,执行充电交互的提示可以与从IOP传感植入物下载测量结果数据的提示相一致。

[0446] 在一些实施例中,一种眼压传感器植入物可以包括:管状主壳体;以及具有插头部分和头部的双直径传感器端盖,所述插头部分的直径小于所述管状主壳体的内直径,所述头部的直径大于所述管状主壳体的内直径,所述传感器端盖具有供所述头部与所述插头部分接合的肩状部;以及在所述管状主壳体与所述传感器端盖的肩状部之间的接合处提供金属夹层。

[0447] 在一些实施例中,一种用于制造眼压传感器植入物的方法可以包括:提供管状主壳体;提供具有插头部分和头部的双直径传感器端盖,所述插头部分的直径与所述管状主

壳体的内直径相对应,并且所述头部的直径大于所述管状主壳体的内直径,所述传感器端盖具有供其头部和插头部分接合的肩状部;在所述管状主壳体与所述传感器端盖的肩状部之间提供金属夹层;将传感器端盖的插头部分插入管状主壳体,直至紧靠所述管状主壳体;将所述金属夹层加热到熔化,由此将管状主壳体和传感器端盖固定在一起。

[0448] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括用激光器加热金属夹层。

[0449] 在前述任一实施例中,传感器端盖可以是由对激光基本透明的材料制成的。

[0450] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括提供所述金属夹层作为环形的预成型部件。

[0451] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括在管状主壳体的端面上提供所述金属夹层。

[0452] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括在所述传感器端盖的肩状部上提供金属夹层。

[0453] 在前述任一实施例中,眼压传感器植入物可以包括:眼压检测模块;以及管状主壳体,所述管状主壳体包括具有第一直径的第一部分以及具有第二直径的第二部分,所述第二直径大于所述第一直径。

[0454] 在前述任一实施例中,所述植入物可以进一步包括插入管状主壳体的第一部分的尖盖。

[0455] 在前述任一实施例中,所述植入物可以进一步包括插入管状主壳体的第一部分的传感器端盖,所述眼压检测模块是在传感器端盖中提供的。

[0456] 在前述任一实施例中,所述管状主壳体可以是细长的。

[0457] 在前述任一实施例中,所述管状主壳体的尺寸和形状可调整,以插入人眼的睫上/脉络膜上腔。

[0458] 在前述任一实施例中,所述管状主壳体的第一部分和第二部分可以通过肩状部连接。

[0459] 在前述任一实施例中,所述肩状部可以是所述管状主壳体的第一部分与第二部分之间的阶梯过渡。

[0460] 在前述任一实施例中,所述肩状部可以是所述管状主壳体的第一部分与第二部分之间的锥形过渡。

[0461] 在一些实施例中,一种通过外科手术来植入眼压(IOP)传感植入物的方法可以包括:提供IOP传感植入物,其中所述IOP传感植入物包括IOP检测模块和管状主壳体,所述管状主壳体包括具有第一直径的第一部分和具有第二直径的第二部分,所述第二直径大于所述第一直径;以及将所述IOP传感植入物插入眼组织,以使所述管状主壳体的第一部分位于眼组织中,并且所述管状主壳体的第二部分伸出眼组织。

[0462] 在前述任一实施例中,所述眼组织可以包括人眼的睫上/脉络膜上腔。

[0463] 在前述任一实施例中,所述管状主壳体的第一部分和第二部分可以通过肩状部接合,以及将IOP传感植入物插入眼组织可以包括将肩状部紧靠在眼组织上。

[0464] 在一些实施例中,一种眼压传感器植入物可以包括:眼压检测模块;以及具有凹部的壳体,所述眼压检测模块位于所述凹部内部。

[0465] 在前述任一实施例中,所述眼压传感器植入物可以进一步包括围绕所述凹部的周

壁。

[0466] 在前述任一实施例中,所述壳体可以包括管状主壳体以及配置成插入管状主壳体端部中的传感器端盖,以及所述眼压检测模块可以位于所述传感器端盖中。

[0467] 在前述任一实施例中,在所述凹部中可以提供亲水材料。

[0468] 在前述任一实施例中,所述眼压检测模块可以包括柔性隔膜。

[0469] 在前述任一实施例中,所述眼压传感器植入物可以进一步包括在所述凹部中提供的不可压缩的传输压力的凝胶。

[0470] 在一些实施例中,一种用于通过外科手术来植入眼压(IOP)传感植入物的系统可以包括:具有眼压检测模块和带有凹部的壳体的眼压传感植入物,所述眼压检测模块位于所述凹部中;以及输送设备,其具有配置成与眼压传感植入物啮合的远端部分,所述远端部分包括配置成与所述眼压传感植入物的壳体中的凹部相配合的突起部。

[0471] 在前述任一实施例中,所述眼压传感植入物中的凹部和输送设备的远端部分的突起部可以是彼此的连接互补件。

[0472] 在前述任一实施例中,所述突起部的长度可以小于或等于所述凹部的深度。

[0473] 在前述任一实施例中,所述突起部的直径可以不大于所述凹部的直径。

[0474] 在前述任一实施例中,所述输送设备的远端部分可以包括主体,所述主体的直径大于所述凹部的直径。

[0475] 在一些实施例中,一种用于通过外科手术来植入眼压(IOP)传感植入物的方法可以包括:提供具有眼压检测模块和带有凹部的壳体的眼压传感植入物,所述眼压检测模块位于所述凹部中;提供具有配置成与眼压传感植入物啮合的远端部分的输送设备,所述远端部分包括配置成与眼压传感植入物的壳体中的凹部配合的突起部;将所述凹部与输送设备的远端部分啮合;以及使用所述输送设备将眼压传感植入物插入患者眼中。

[0476] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括:在将眼压传感植入物插入患者眼睛之后,从所述凹部中移除所述输送设备的远端部分。

[0477] 在前述任一实施例中,从所述凹部移除所述输送设备的远端部分会导致眼中的房水被吸入所述凹部。

[0478] 在前述任一实施例中,所述眼压传感植入物中的凹部与输送设备的远端部分的突起部可以是彼此的连接互补件。

[0479] 在前述任一实施例中,突起部的长度可以小于或等于凹部的深度。

[0480] 在前述任一实施例中,突起部的直径可以不大于凹部的直径。

[0481] 在前述任一实施例中,输送设备的远端部分可以包括主体,所述主体的直径大于凹部的直径。

[0482] 在一些实施例中,一种眼压传感器植入物可以包括:眼压检测模块;以及多个部分壳体,所述多个部分壳体中的至少一个部分包括注射端口,以易于在组装了所述多个部分壳体的多个部分之后注射杀菌剂。

[0483] 在前述任一实施例中,所述多个部分壳体可以至少包括管状主壳体以及配置成与管状主壳体配合的一个或多个盖件。

[0484] 在前述任一实施例中,注射端口可以是在尖盖中提供的。

[0485] 在前述任一实施例中,所述多个部分壳体可以包括用于接合所述多个部分壳体的

多个部分的一个或多个连接结构,以及所述注射端口可以在物理上与一个或多个连接结构分离。

[0486] 在一些实施例中,一种用于对眼压传感植入物杀菌的方法可以包括:至少包括组装在一起的第一壳体部分和第二壳体部分,以便形成眼压传感植入物的壳体,所述壳体包括眼压检测模块,并且第一壳体部分或第二壳体部分中的一个包括注射端口;在第一壳体部分与第二壳体部分之间的接合处形成气密密封;通过注射端口将杀菌剂引入壳体;以及密封注射端口。

[0487] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括在密封注射端口之前从壳体中排出灭菌剂。

[0488] 在前述任一实施例中,所述方法还可以包括在密封注射端口之前通过所述注射端口将惰性气体引入壳体。

[0489] 在前述任一实施例中,密封注射端口可以包括将插头插入注射端口。

[0490] 在前述任一实施例中,密封注射端口可以包括对注射端口加热。

[0491] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:壳体;壳体中的主腔,在所述主腔中提供了一个或多个组件;以及从位于壳体的第一末端的第一开口延伸到位于所述壳体的第二末端的第二开口的第一封闭管腔。

[0492] 在前述任一实施例中,所述第一封闭管腔可在壳体的整个轴向长度上延伸。

[0493] 在前述任一实施例中,在主腔中提供的一个或多个组件可以包括一个或多个电子组件。

[0494] 在前述任一实施例中,所述眼内植入物还可以包括从位于壳体的第一末端的第三开口延伸到位于壳体的第二末端的第四开口的第二封闭管腔。

[0495] 在前述任一实施例中,第一封闭管腔和第二封闭管腔可以在主腔的相对两端提供。

[0496] 在前述任一实施例中,第一封闭管腔的直径和第二封闭管腔的直径可以小于主腔的直径。

[0497] 在前述任一实施例中,从主腔到第一封闭管腔,以及从主腔到第二封闭管腔,壳体的尺寸可以逐渐变细。

[0498] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:壳体;壳体中的主腔,在所述主腔中提供了一个或多个组件;以及配置成增加壳体附近的房水流动的一个或多个外部助流特征。

[0499] 在前述任一实施例中,所述一个或多个外部助流特征可以包括从壳体的外表面突出的肋状件。

[0500] 在前述任一实施例中,所述一个或多个外部助流特征可以包括在壳体的外表面形成的凹槽或通道。

[0501] 在前述任一实施例中,一个或多个外部助流特征可以在壳体的整个轴向长度上延伸。

[0502] 在前述任一实施例中,一个或多个外部助流特征可以包括开孔的多孔材料。

[0503] 在一些实施例中,一种用于将眼内植入物锚固在患者眼中的系统可以包括:眼内植入物;以及附着于该眼内植入物的第一锚固系绳,所述第一锚固系绳包括从眼内植入物

伸出的锚固环部分;以及锚固钉,所述锚固钉包括配置成插入眼组织中的穿透尖端以及配置成通过第一锚固系绳将眼内植入物保持在眼组织上的适当位置的主体部分。

[0504] 在前述任一实施例中,第一锚固系绳可以包括缠绕在眼内植入物周围的附着环部分。

[0505] 在前述任一实施例中,所述附着环部分可以大致垂直于所述锚固环部分。

[0506] 在前述任一实施例中,所述锚固钉可配置成通过第一锚固系绳的锚固环部分来将眼内植入物保持在眼组织中的适当位置。

[0507] 在前述任一实施例中,所述锚固钉可配置成插入并穿过锚固环部分。

[0508] 在前述任一实施例中,所述锚固钉可以包括尺寸大于锚固环部分的直径的结构。

[0509] 在前述任一实施例中,所述锚固钉可以包括药物输送植入物。

[0510] 在前述任一实施例中,所述锚固钉可以包括引流支架。

[0511] 在前述任一实施例中,所述第一锚固系绳可以包括导线。

[0512] 在前述任一实施例中,所述系统可以进一步包括第二锚固系绳,并且第一锚固系绳可在第一末端连接到眼内植入物,以及第二锚固系绳可以在第二末端连接到眼内植入物。

[0513] 在前述任一实施例中,第一锚固系绳可以通过将其焊接或钎焊到眼内植入物,通过使用粘合剂或者通过孔眼而附着于眼内植入物。

[0514] 在一些实施例中,一种用于将眼内植入物锚固在患者眼中的方法可以包括:提供眼内植入物,所述眼内植入物包括第一锚定系绳以及从所述眼内植入物伸出的锚固环部分;提供第一锚固钉,所述第一锚固钉包括配置成插入眼组织的穿透尖端;将所述眼内植入物和第一锚固钉插入眼睛;将所述第一锚固钉的穿透尖端通过第一锚固系绳的锚固环部分插入眼组织。

[0515] 在前述任一实施例中,在将眼内植入物和第一锚定系绳插入眼睛之前,第一锚定钉的穿透尖端可以通过第一锚定系绳的锚固环部分而插入。

[0516] 在前述任一实施例中,在将眼内植入物和第一锚定系绳插入眼睛之后,第一锚定钉的穿透尖端可以通过第一锚定系绳的锚固环部分而插入。

[0517] 在前述任一实施例中,第一锚固钉的穿透尖端可以通过第一锚定系绳的锚固环部分而插入眼组织。

[0518] 在前述任一实施例中,所述眼内植入物可以进一步包括第二锚固系绳,并且所述方法可以进一步包括:提供第二锚固钉,所述第二锚固钉具有从眼内植入物伸出的锚固环部分;以及将所述第二锚固钉的至少一部分插入并穿过第二锚固系绳的锚固环部分。

[0519] 在一些实施例中,一种眼内植入物组件可以包括:具有安装表面的基板,所述安装表面包括在所述基板中形成的导电通孔;以及该基板的安装表面中形成的薄膜电池,所述电池包括一个或多个电活性层,与通孔接触的电池表面上的电气端子,在所述一个或多个电活性层上形成的密封层,所述密封层延伸到围绕电池整个周边的基板的安装表面,并且在所述密封层与安装表面之间没有间隙。

[0520] 在前述任一实施例中,所述密封层可以包括金属。

[0521] 在前述任一实施例中,所述眼内植入物组件可以进一步包括在一个或多个电活性层与密封层之间形成的绝缘层。

[0522] 在前述任一实施例中,所述基板可以包括玻璃,以及所述通孔可以包括硅或金属。

[0523] 在前述任一实施例中,所述基板可以包括陶瓷,以及所述通孔可以包括金属。

[0524] 在前述任一实施例中,所述薄膜电池可以包括锂离子电池。

[0525] 在前述任一实施例中,所述通孔可以与安装表面齐平。

[0526] 在前述任一实施例中,所述通孔可以贯穿基板的整个厚度。

[0527] 在前述任一实施例中,一个或多个电活性层可以包括阴极集电器层,阴极层,电解质层,阳极集电器层或阳极层。

[0528] 在前述任一实施例中,电池可被安装在通孔上方。

[0529] 在前述任一实施例中,电池可以不包括在基板上方从电池开始横向延伸的电互连。

[0530] 在前述任一实施例中,电池可以是在通孔上方的基板的安装表面上制造的。

[0531] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:具有用于一个或多个电子部件的安装表面的基板;安装在基板上的第一电子组件;第二电子组件,所述第二电子组件安装在基板上且处于第一电子组件上方,由此,所述第二电子组件跨越第一电子组件,并且第一电子组件位于第二电子组件与基板之间的空间中。

[0532] 在前述任一实施例中,第一电子组件可以包括电池。

[0533] 在前述任一实施例中,所述电池可以包括薄膜电池。

[0534] 在前述任一实施例中,薄膜电池的厚度可以是30微米或更小。

[0535] 在前述任一实施例中,所述第二电子组件可以包括集成电路。

[0536] 在前述任一实施例中,所述第二电子组件可以通过一个或多个焊接凸块连接到基板。

[0537] 在前述任一实施例中,所述第二电子组件可以通过一个或多个柱形凸块连接到基板。

[0538] 在前述任一实施例中,所述一个或多个焊接凸块的尺寸可以大于第一电子组件的厚度。

[0539] 在前述任一实施例中,所述一个或多个焊接凸块的直径可以大于50微米。

[0540] 在一些实施例中,一种眼内植入物包括:壳体;以及在所述壳体中提供的天线,该天线包括第一层的多个线匝,其形成了在纵向方向上延伸的线圈的至少一部分,所述第一层中的多个线匝中的每一个都与纵向方向上的相邻的线匝相接触,以及形成了所述线圈的至少一部分的第二层的多个线匝,所述第二层中的多个线匝中的每一个与纵向方向上的相邻线匝以及横向方向上的相邻线匝相接触。

[0541] 在前述任一实施例中,天线的自谐振频率可以小于100MHz。

[0542] 在前述任一实施例中,天线的自谐振频率可以小于50MHz。

[0543] 在前述任一实施例中,眼内植入物可以进一步包括在线圈的内部空间中提供的一个或多个电子组件。

[0544] 在前述任一实施例中,至少一个电子组件可以包括使用亚阈值晶体管实施的集成电路。

[0545] 在前述任一实施例中,天线可以不连接到用于调谐所述天线的工作频率的电容器或电感器电路部件。

[0546] 在前述任一实施例中,第一层线匝和第二层线匝可被布置成致使电流在相同方向上流过所述第一层和第二层。

[0547] 在前述任一实施例中,眼内植入物可以进一步包括在径向方向上超出所述第一层和第二层的附加的一层或多层线匝。

[0548] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:管状主壳体,所述管状主壳体包括具有第一直径的第一部分以及具有第二直径的第二部分,所述第二直径大于所述第一直径;以及至少部分位于所述管状主壳体的第二部分的天线。

[0549] 在前述任一实施例中,所述天线可以完全位于管状主壳体的第二部分中。

[0550] 在前述任一实施例中,所述天线可以是线圈天线。

[0551] 在前述任一实施例中,所述线圈天线的直径可以大于管状主壳体的第一部分的第一直径。

[0552] 在前述任一实施例中,所述管状主壳体可以是细长的。

[0553] 在前述任一实施例中,所述植入物的尺寸和形状可调整,以用于插入患者眼睛的脉络膜上/睫上腔。

[0554] 在前述任一实施例中,眼内植入物可以进一步包括位于管状主壳体的第二部分的眼压检测模块。

[0555] 在前述任一实施例中,管状主壳体的第一部分和第二部分可以通过肩状部连接。

[0556] 在前述任一实施例中,所述肩状部可以是管状主壳体的第一部分与第二部分之间的阶梯过渡。

[0557] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:第一压力检测模块;分离的第二压力检测模块;以及至少一个控制器模块,其配置成使用第一压力检测模块和第二压力检测模块中的每一个测量值来确定压力测量结果。

[0558] 在前述任一实施例中,第一压力检测模块或第二压力检测模块可以是在具有测量结果存储模块、控制器模块或收发器模块的壳体中提供的。

[0559] 在前述任一实施例中,第一压力检测模块和第二压力检测模块都可以是在具有测量结果存储模块、控制器模块或收发器模块的一个或多个壳体中提供的。

[0560] 在前述任一实施例中,第一压力检测模块和第二压力检测模块可以通过共用壳体连接。

[0561] 在前述任一实施例中,所述壳体可以包括细长管。

[0562] 在前述任一实施例中,第一压力检测模块和第二压力检测模块可以通过系绳接合。

[0563] 在前述任一实施例中,所述系绳可以包括通信电缆,以便在第一压力检测模块与第二压力检测模块之间传递压力测量结果。

[0564] 在前述任一实施例中,第一压力检测模块可配置成位于人眼的第一压力传输介质中,以及第二压力检测模块可配置成位于所述人眼的第二压力传输介质中。

[0565] 在前述任一实施例中,第一压力传输介质可以具有与眼压相关的压力,并且第二压力传输介质可以具有与大气压力相关的压力。

[0566] 在前述任一实施例中,第一压力传输介质可以包括眼睛的房水。

[0567] 在前述任一实施例中,第二压力传输介质可以包括眼结膜下方的流体。

[0568] 在前述任一实施例中,所述控制器可配置成在彼此相隔十分钟以内获取来自第一压力检测模块和第二压力检测模块的压力测量结果。

[0569] 在前述任一实施例中,所述控制器可配置成在彼此相隔一分钟以内获取来自第一压力检测模块和第二压力检测模块的压力测量结果。

[0570] 在前述任一实施例中,所述控制器可配置成基本同时地从第一压力检测模块和第二压力检测模块获取压力测量结果。

[0571] 在前述任一实施例中,所述控制器可配置成从使用第一压力检测模块或第二压力检测模块获取的第二测量结果中减去使用第一压力检测模块或第二压力检测模块中的另一个获取的第一压力测量结果。

[0572] 在一些实施例中,一种用于插入眼内植入物的方法可以包括:为眼内植入物提供第一压力检测模块,单独的第二压力检测模块以及至少一个控制器模块,所述至少一个控制器模块配置成使用第一压力检测模块和第二压力检测模块中的每一个测量值来确定压力测量结果;将第一压力检测模块放置在眼睛的第一压力传输介质中;以及将第二压力检测模块放置在眼睛的第二压力传输介质中。

[0573] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括穿过眼睛的巩膜来插入眼内植入物的至少一部分。

[0574] 在前述任一实施例中,穿过眼睛的巩膜来插入眼内植入物的至少一部分可以包括使用内路技术。

[0575] 在前述任一实施例中,穿过眼睛的巩膜来插入眼内植入物的至少一部分可以包括使用工具来形成穿过巩膜的隧道。

[0576] 在前述任一实施例中,所述穿过巩膜的隧道可以通过眼睛的脉络膜上腔进入。

[0577] 在前述任一实施例中,第一压力传输介质可以包括眼睛的房水。

[0578] 在前述任一实施例中,第二压力传输介质可以包括眼结膜下的流体。

[0579] 在一些实施例中,一种眼内植入物可以包括:压差检测模块;以及配置成使用压差检测模块来确定压力测量结果的至少一个控制器模块。

[0580] 在前述任一实施例中,所述压差检测模块可以包括至少一个柔性隔膜。

[0581] 在前述任一实施例中,所述压差传感器可以至少部分是在壳体中提供的,以及所述至少一个柔性隔膜可以具有两端,这两端在壳体的不同区域被暴露于外部压力。

[0582] 在前述任一实施例中,所述至少一个柔性隔膜可以经由一个或多个通道暴露于压力。

[0583] 在前述任一实施例中,所述至少一个柔性隔膜可以经由密封在壳体内部的一种或多种压力传输的流体而暴露于压力。

[0584] 在前述任一实施例中,所述不同的位置可以包括人眼的不同的压力传输介质。

[0585] 在一些实施例中,一种用于插入眼内植入物的方法可以包括:提供带有壳体的眼内植入物,压差检测模块至少部分是在所述壳体中提供的,所述压差检测模块包括至少一个柔性隔膜,该隔膜的两侧在壳体的第一和第二不同区域暴露于压力,所述眼内植入物进一步包括配置成使用所述压差检测模块来确定压力测量结果;将所述壳体的第一区域放置在眼睛的第一压力传输介质中;以及将所述壳体的第二区域放置在眼睛的第二压力传输介质中。

[0586] 在前述任一实施例中,所述方法可以进一步包括穿过眼睛的巩膜来插入眼内植入物的至少一部分。

[0587] 在前述任一实施例中,穿过眼睛的巩膜来插入眼内植入物的至少一部分可以包括使用内路技术。

[0588] 在前述任一实施例中,穿过巩膜来插入眼内植入物的至少一部分可以包括使用工具来形成穿过巩膜的隧道。

[0589] 在前述任一实施例中,所述穿过巩膜的隧道可以通过眼睛的脉络膜上腔进入。

[0590] 在前述任一实施例中,第一压力传输介质可以包括眼睛的房水。

[0591] 在前述任一实施例中,第二压力传输介质可以包括眼结膜下的流体。

[0592] 其他考虑因素

[0593] 在这里已经描述了具有不同特征的可植入生理传感器以及相关联的方法的不同实施例。虽然并不是每一个实施例都是结合每一个特征来示出的,然而应该理解,这里描述的特征可以与所描述和示出的不同实施例自由组合。这里描述的不同生理传感器还可以具有结合以下的美国专利文献中描述的传感器设备所公开的任何特征、特性、要素等等,其中以下美国专利文献在这里被全部引入以作为参考:美国专利6,981,958;美国专利7,678,065;美国专利公开2010/0056979;以及美国专利公开2010/0106073。此外,作为示例,这里描述的不同生理传感器可以在前述专利文献描述的任何方式或应用中使用。

[0594] 作为示例,结合这里公开的实施例所描述的不同的说明性设备、逻辑块、模块、电路和算法步骤可以作为电子硬件(例如模拟和/或数字电路)。计算机软件或是这二者的结合来实施。为了清楚地示出硬件和软件的这种可互换性,在上文中已经依照其功能概括性地描述了不同的说明性组件、块、模块、电路以及步骤。将此类功能作为硬件还是软件来实施取决于在整个系统上施加的特定的应用和设计约束。所描述的功能可以针对每一个特定的应用而以不同的方式实施,但是此类实施方式不该被解释成导致脱离了本公开的范围。

[0595] 结合这里公开的实施例所描述的一些不同的示例逻辑块、模块和电路可以通过以下各项来实施或执行:通用处理器,数字信号处理器(DSP),专用集成电路(ASIC),现场可编程门阵列(FPGA)或其他可编程逻辑设备,分立的门或晶体管逻辑,分立的硬件组件,或是其被设计成执行这里描述的功能的任何组合。

[0596] 实施例是结合了附图来描述的。然而应该理解,这些附图不一定是按比例绘制的。距离、角度等等都仅仅是是说明性的,并且不必与图示的设备的实际尺寸和布局具有确切的关系。此外,前述实施例至少在允许本领域普通技术人员制造和使用这里描述的设备、系统等等的细节层面上得到了描述。各种变化都是可能的。组件、部件和/或步骤是可以更改、添加、删除或重新排列的。虽然已经明确地描述了某些实施例,但是基于本公开,其他实施例对于本领域普通技术人员来说将会变得显而易见。这里公开的某些发明的范围是由附加权利要求书而不是前述说明来说明的。落入权利要求书的等同含义和范围以内的所有变形都应该包含在其范围之内。

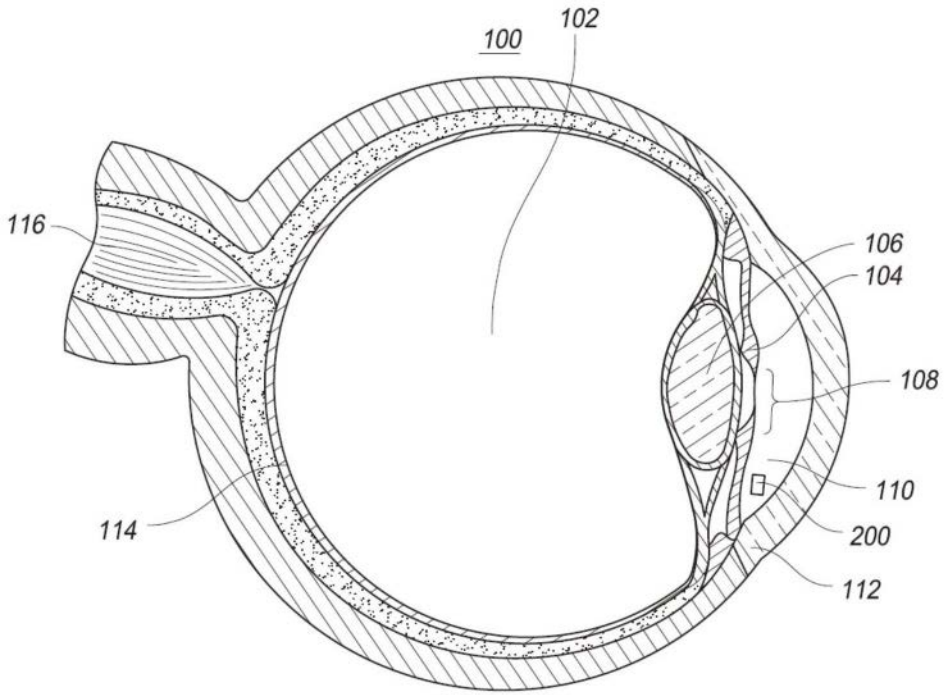


图1A

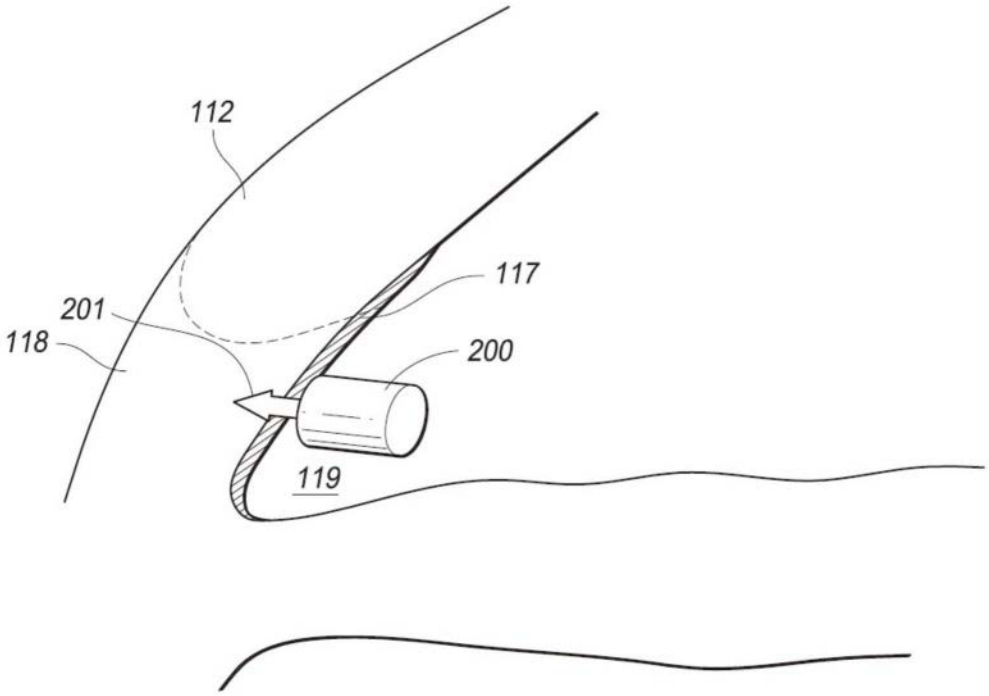


图1B

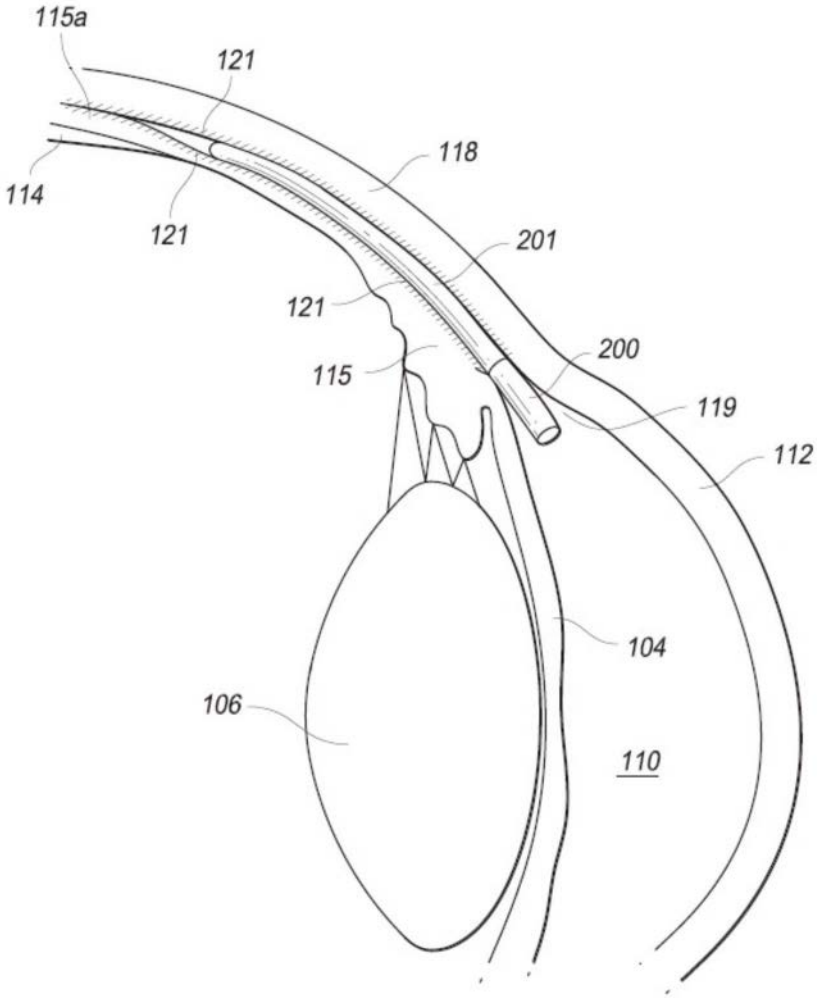


图1C

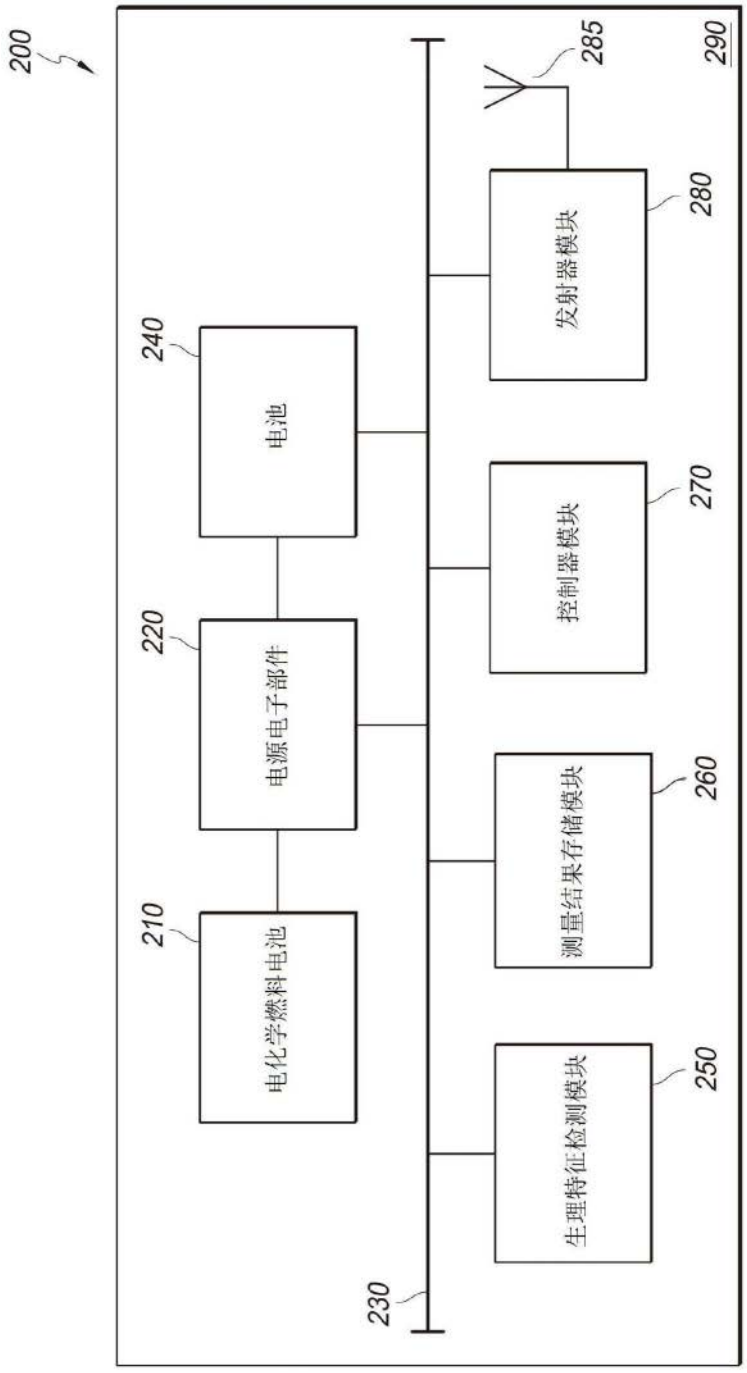

200
285
290
发射器模块
280
240
电池
控制器模块
270
220
电源电子部件
测量结果存储模块
260
210
电化学燃料电池
生理特征检测模块
250
230

图2

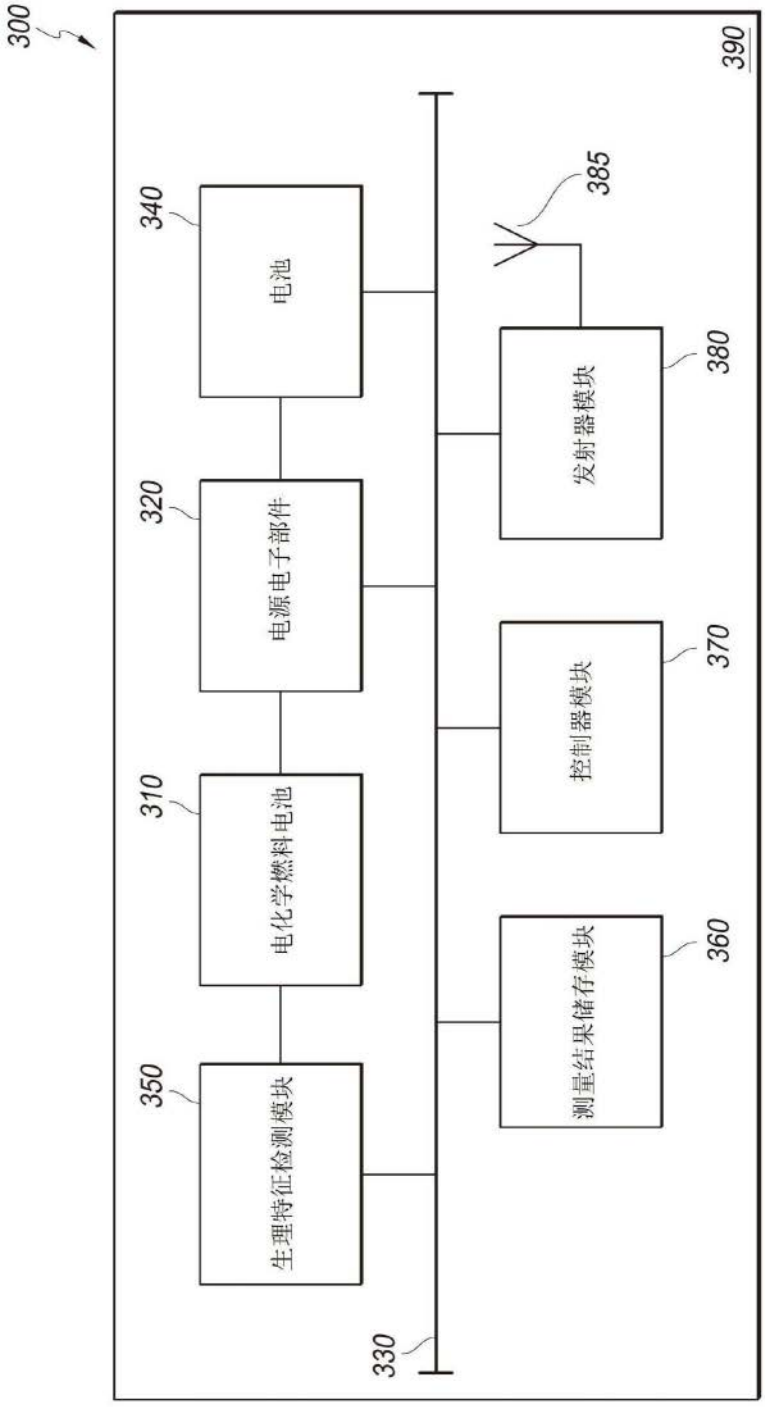

300
390
340
电池
385
380
发射器模块
320
电源电子部件
370
控制器模块
310
电化学燃料电池
360
测量结果储存模块
350
生理特征检测模块
330

图3

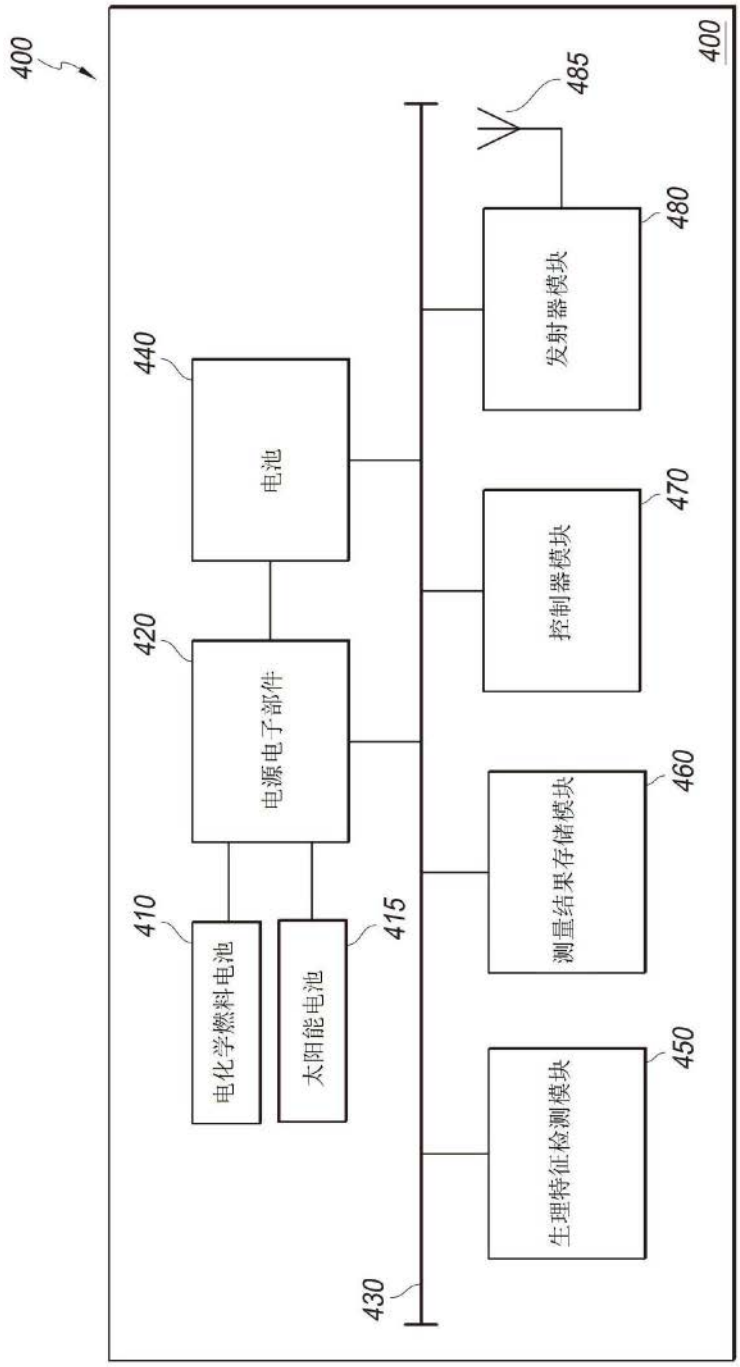

400
400
485
480
发射器模块
440
电池
470
控制器模块
420
电源电子部件
460
测量结果存储模块
410
电化学燃料电池
415
太阳能电池
450
生理特征检测模块
430

图4

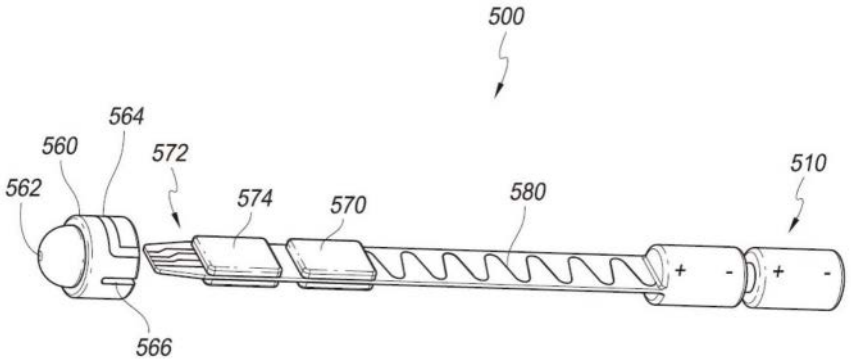

500
564
560
572
562
574
570
580
510
566
+
-
+
-

图5A

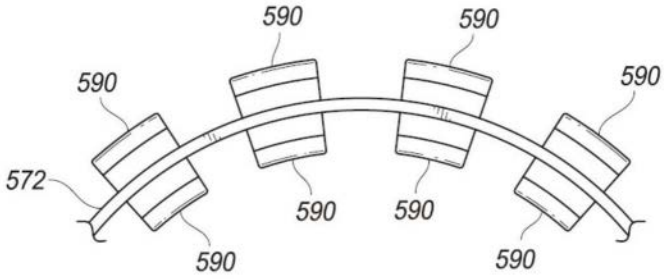

590
590
590
590
572
590
590
590
590

图5B

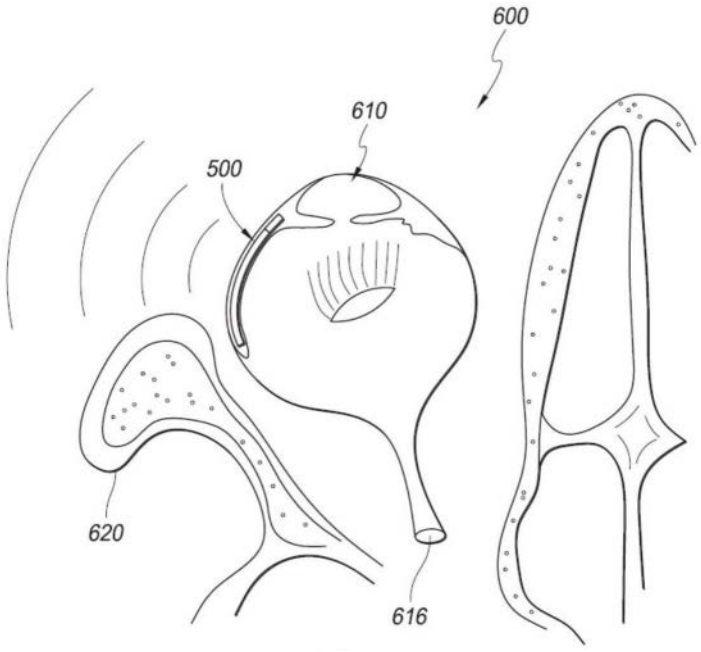

600
610
500
620
616

图6

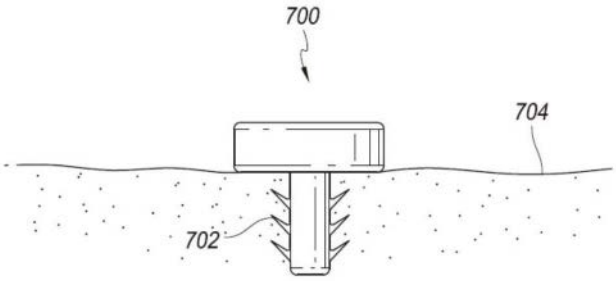

700
704
702

图7

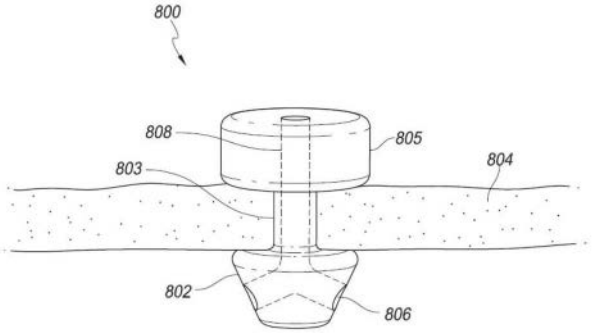

800
808
805
803
804
802
806

图8

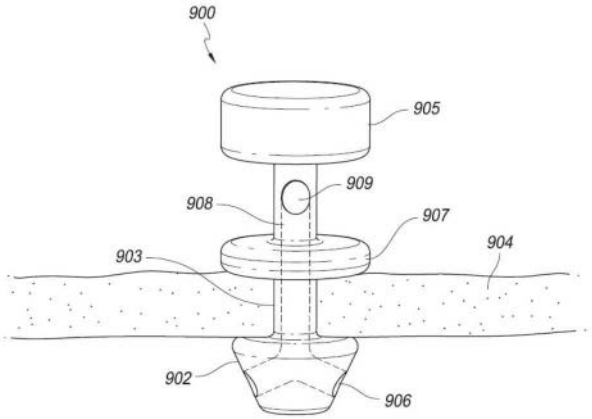

900
905
909
908
907
903
904
902
906

图9

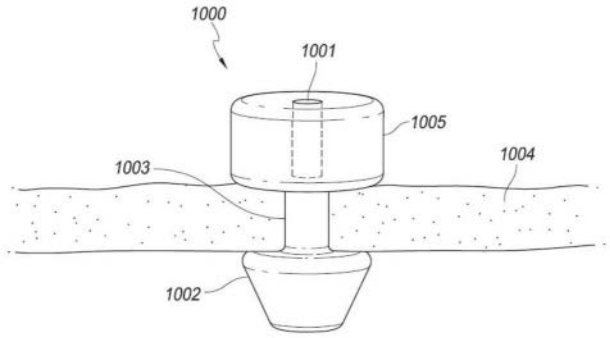

1000
1001
1005
1004
1003
1002

图10

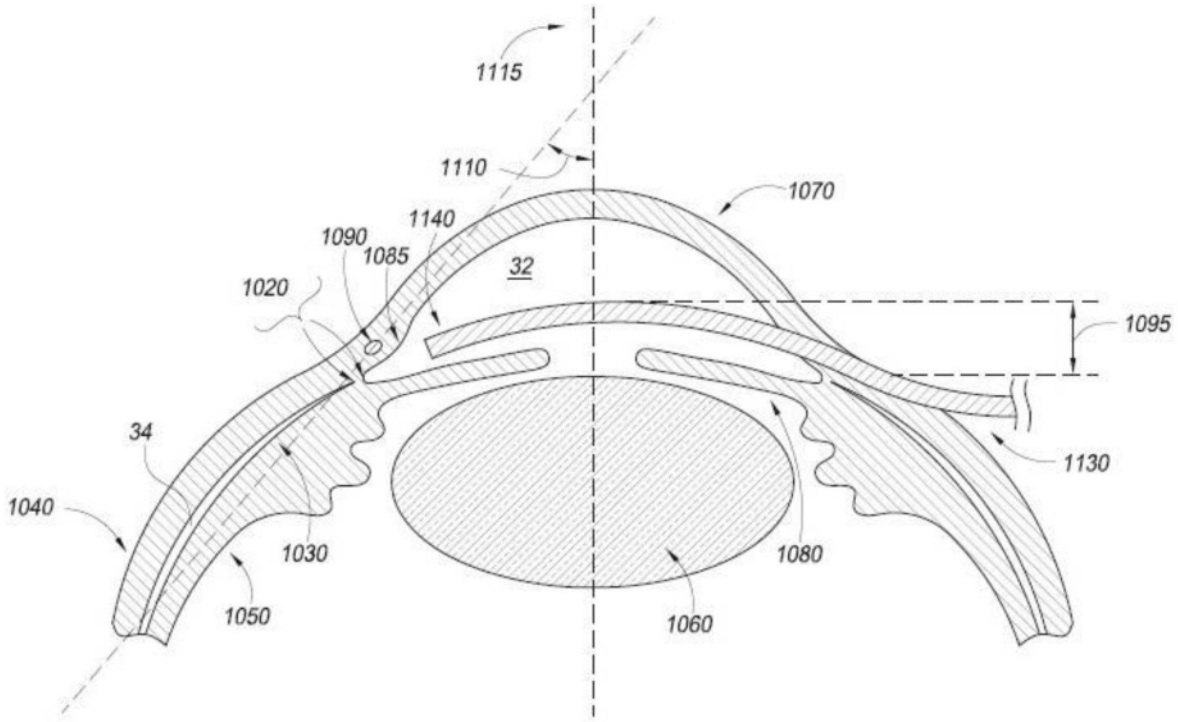

1115
1110
1070
1140
1090
1085
32
1020
1095
34
1130
1040
1030
1080
1050
1060

图11

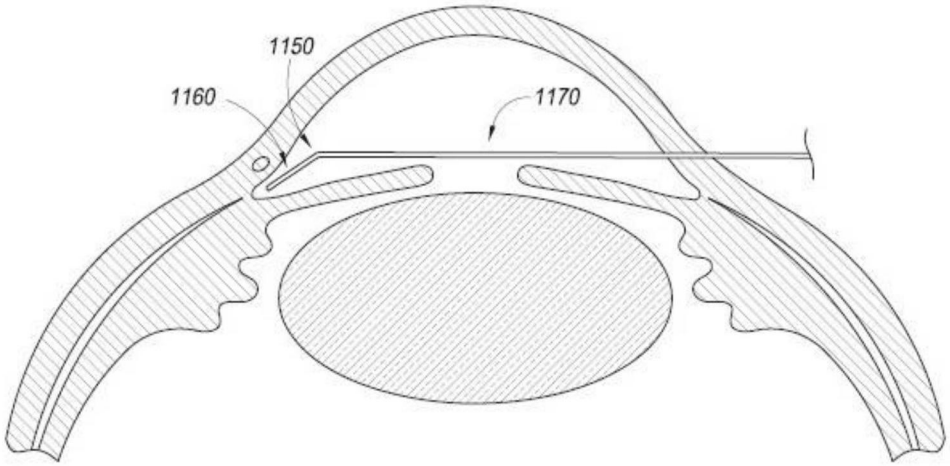


图12

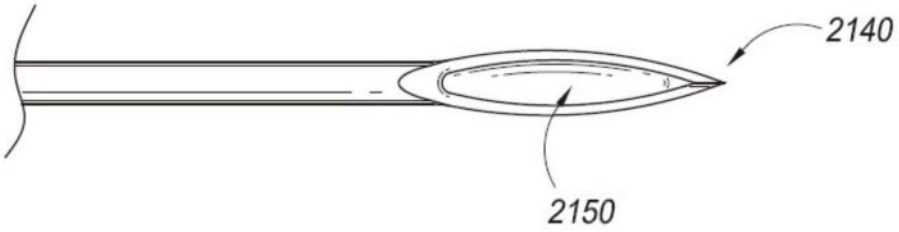


图13



图14A

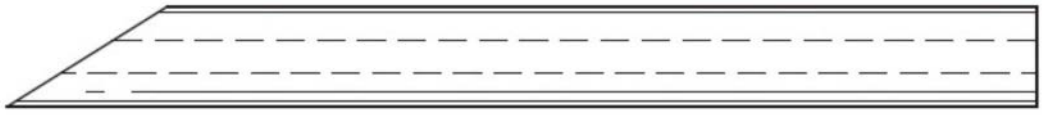


图14B

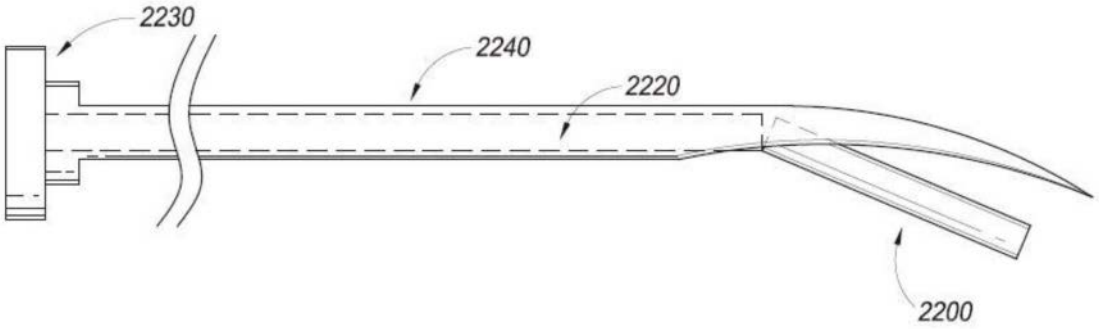


图15

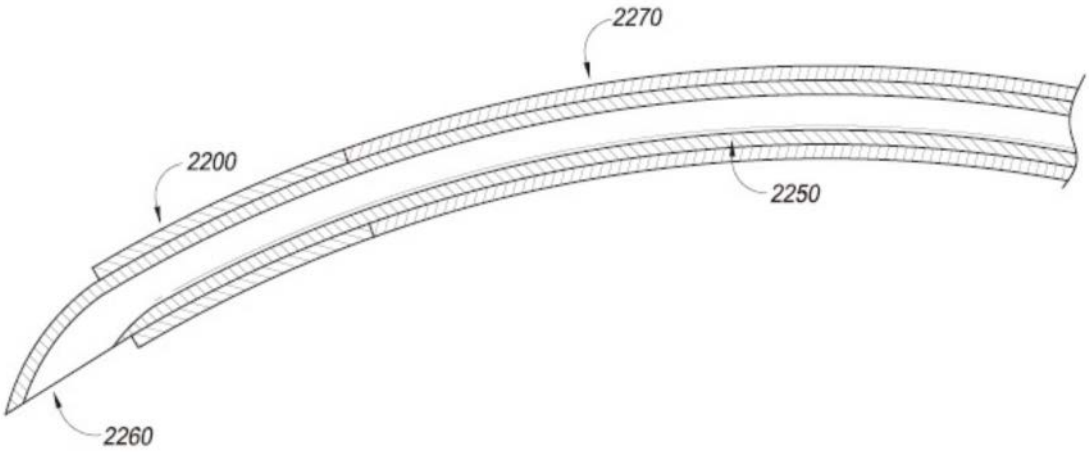


图16

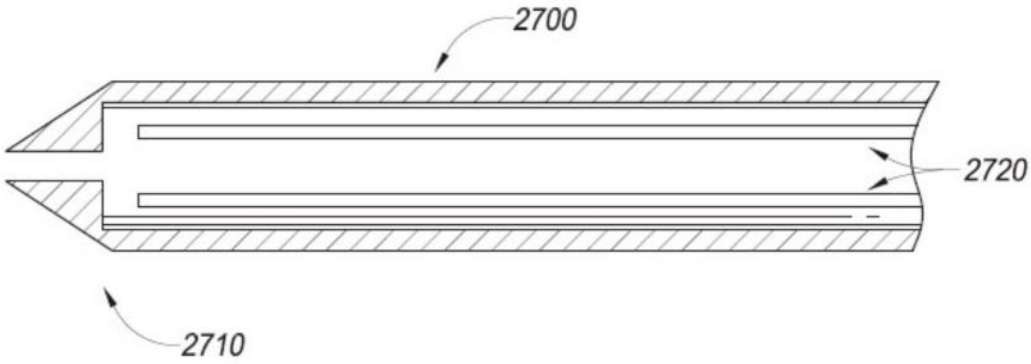


图17

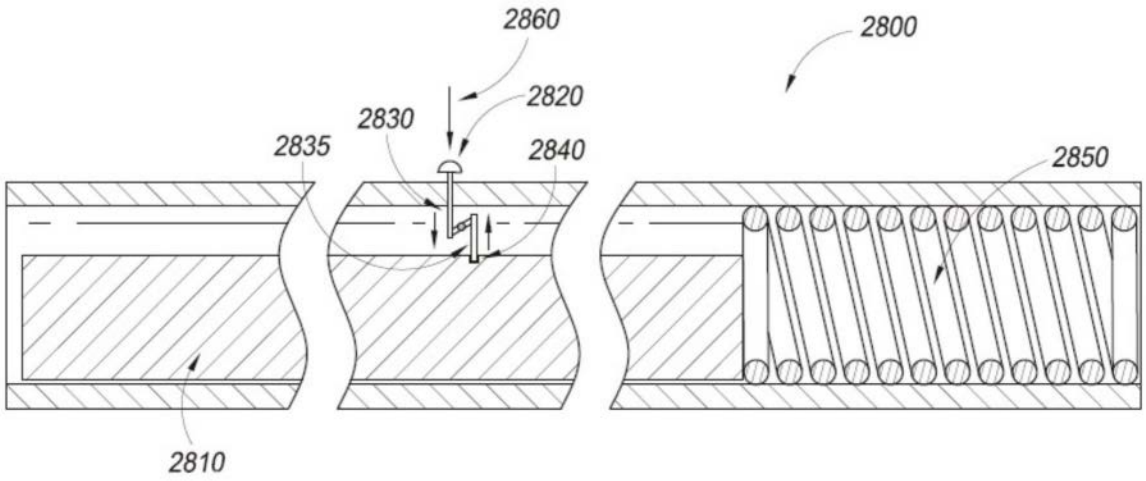

2860
2800
2820
2830
2835
2840
2850
2810

图18

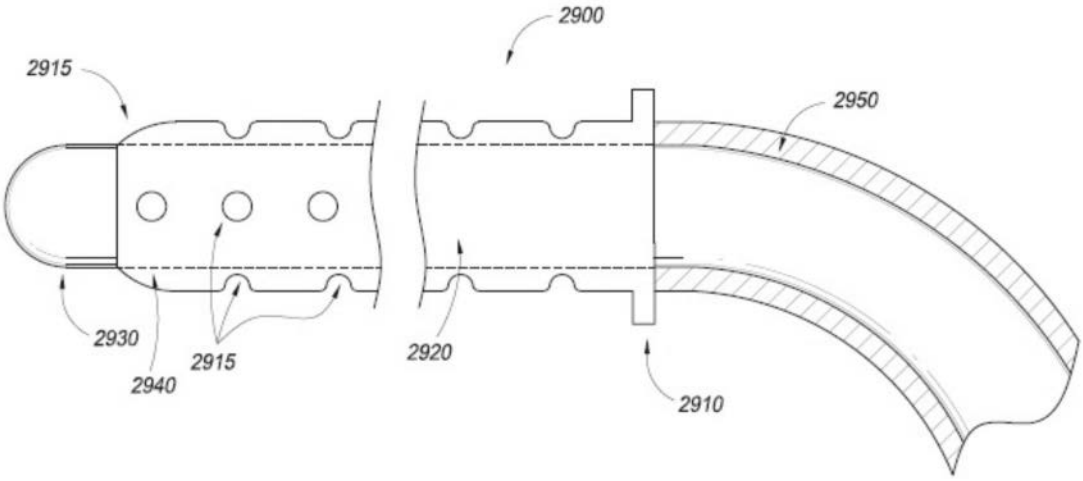

2900
2915
2950
2930
2940
2915
2920
2910

图19

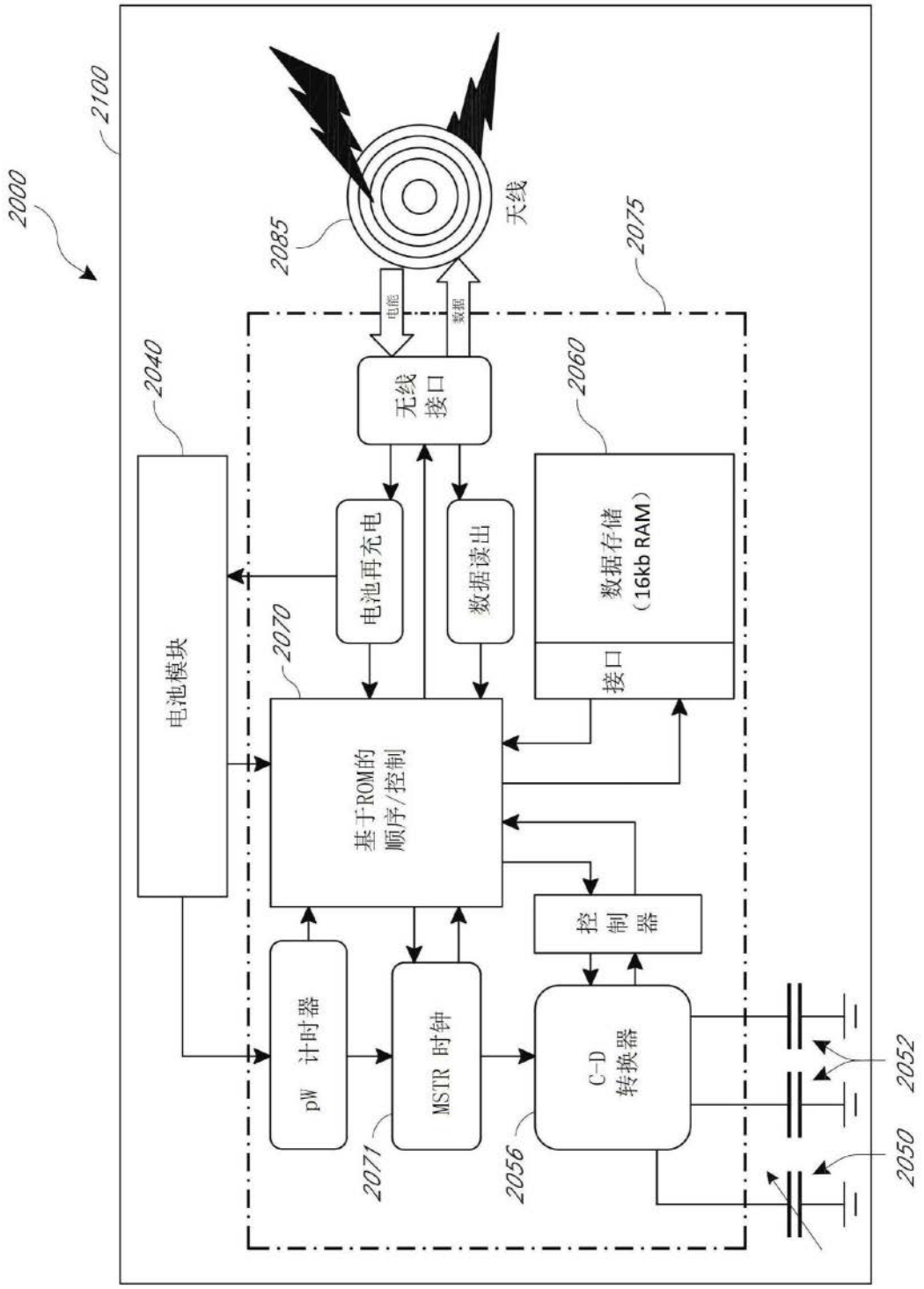

2000
2100
2085
天线
2075
电能
数据
2040
无线接口
2060
电池模块
电池再充电
数据读出
数据存储（16kb RAM）
2070
接口
基于ROM的顺序/控制
控制器
pW 计时器
MSTR 时钟
C-D转换器
2071
2056
2052
2050

图20

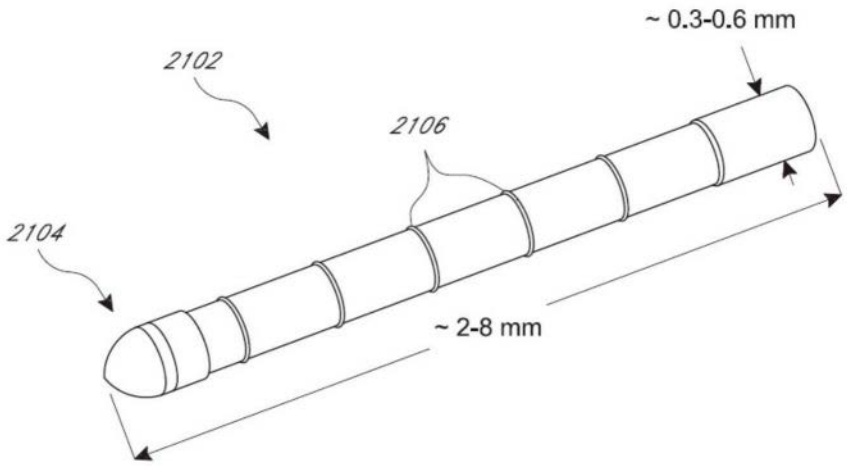


图21

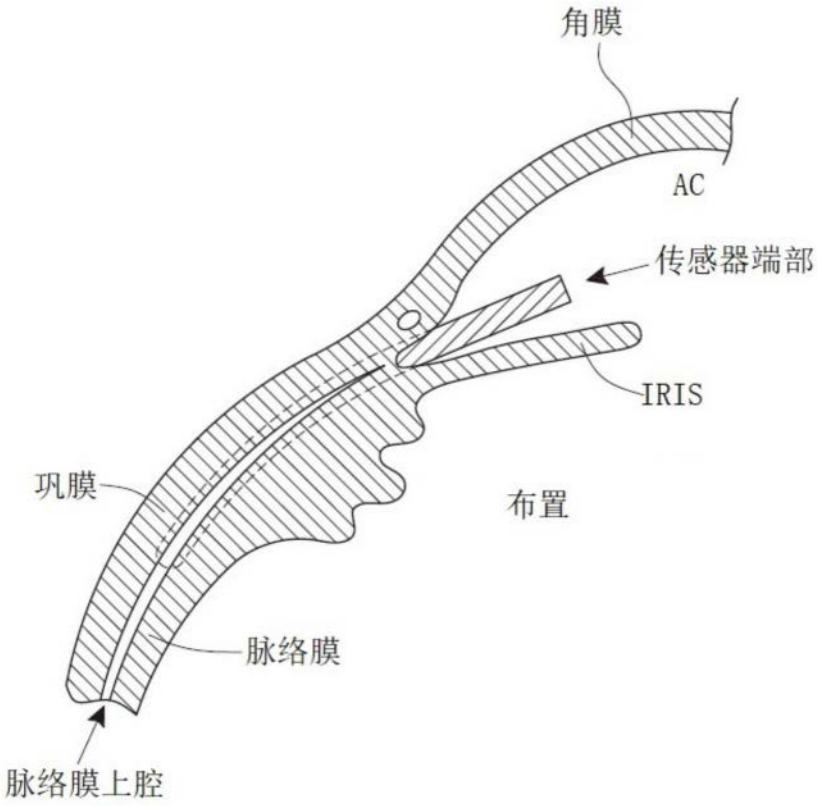


图22

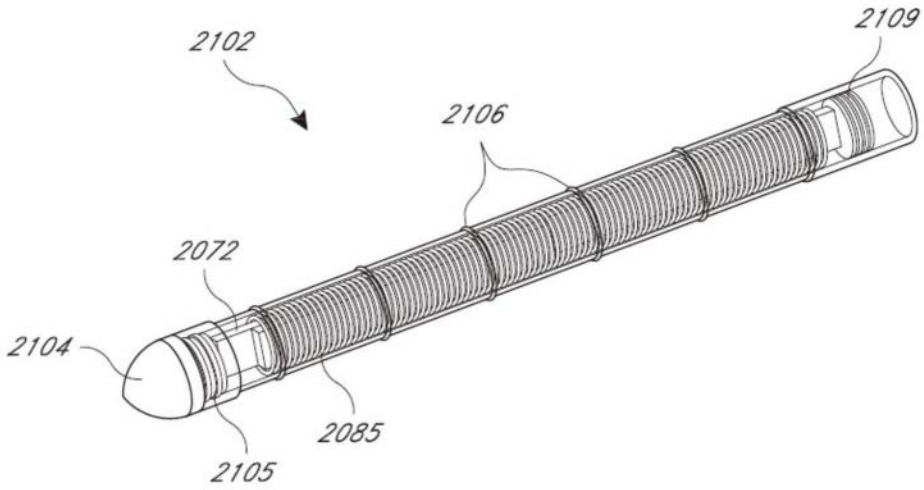

2102
2109
2106
2072
2104
2085
2105

图23

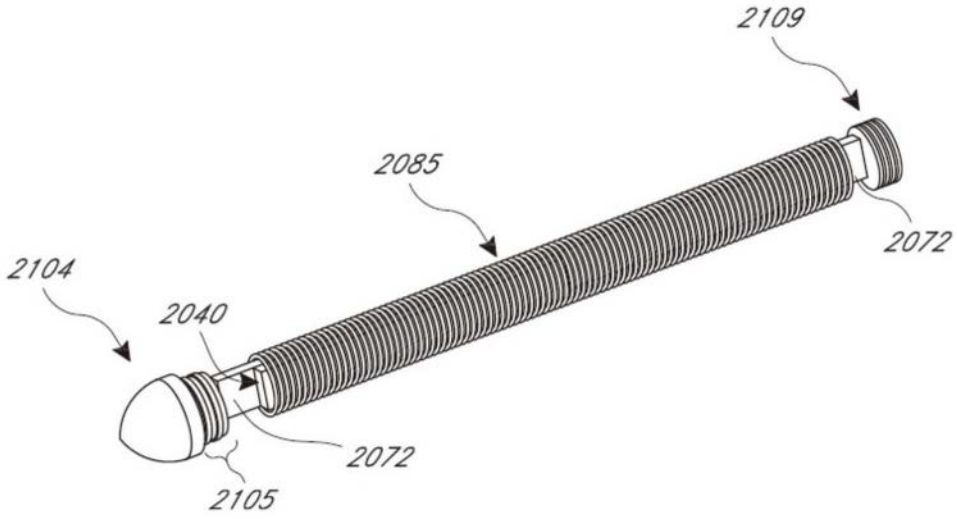

2109
2085
2072
2104
2040
2072
2105

图24

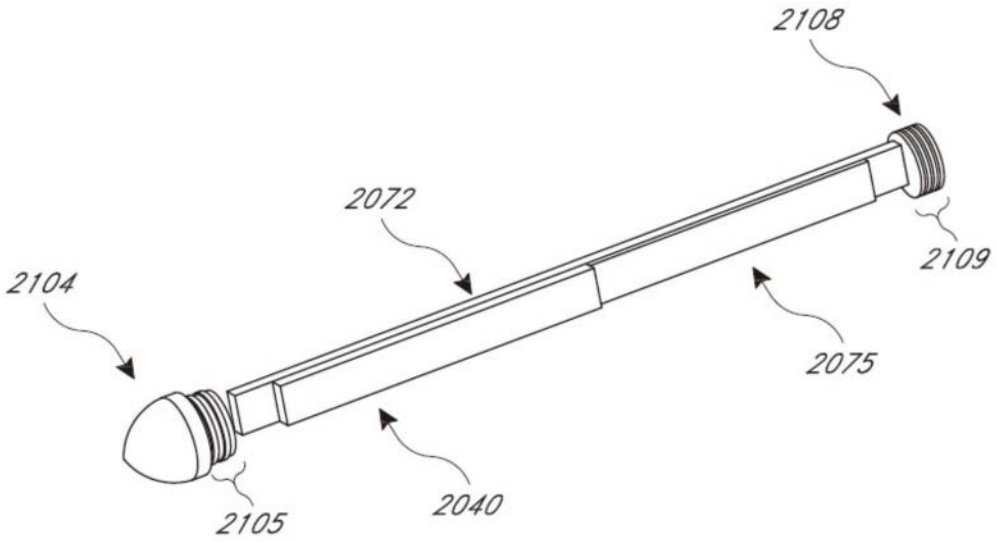


图25

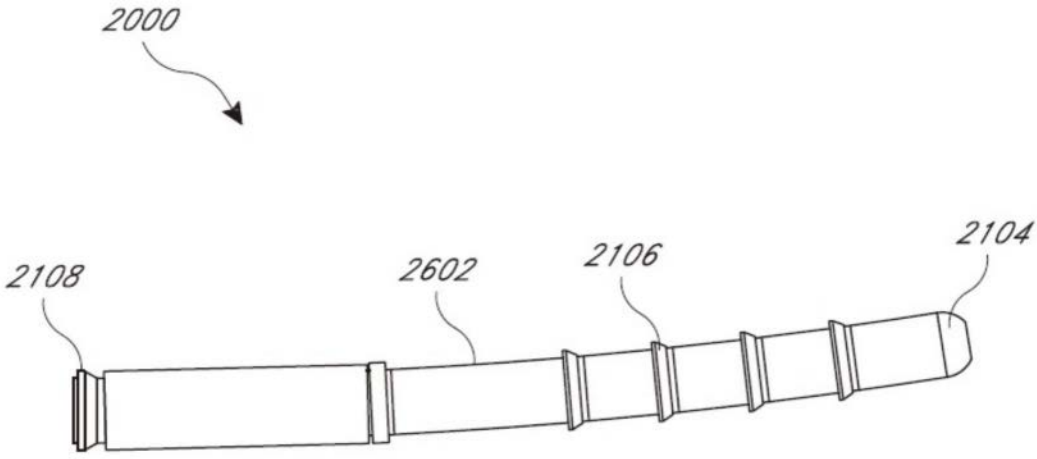


图26

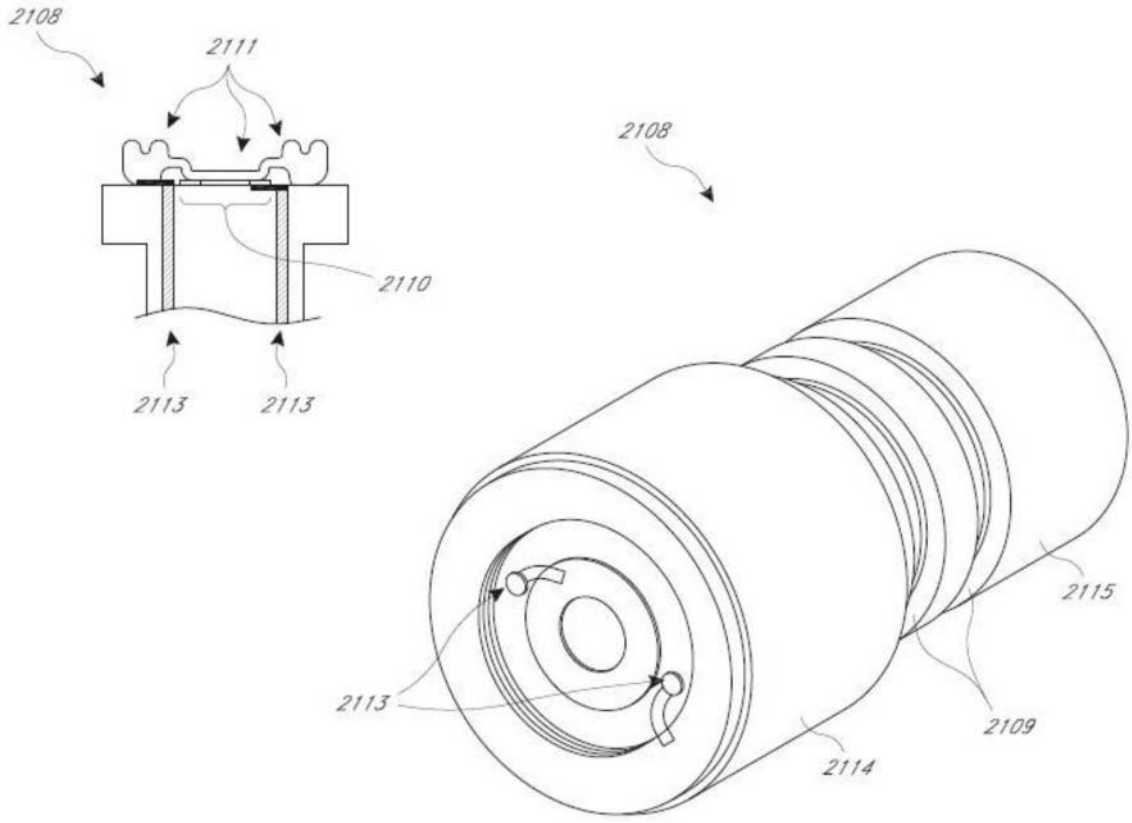


图27

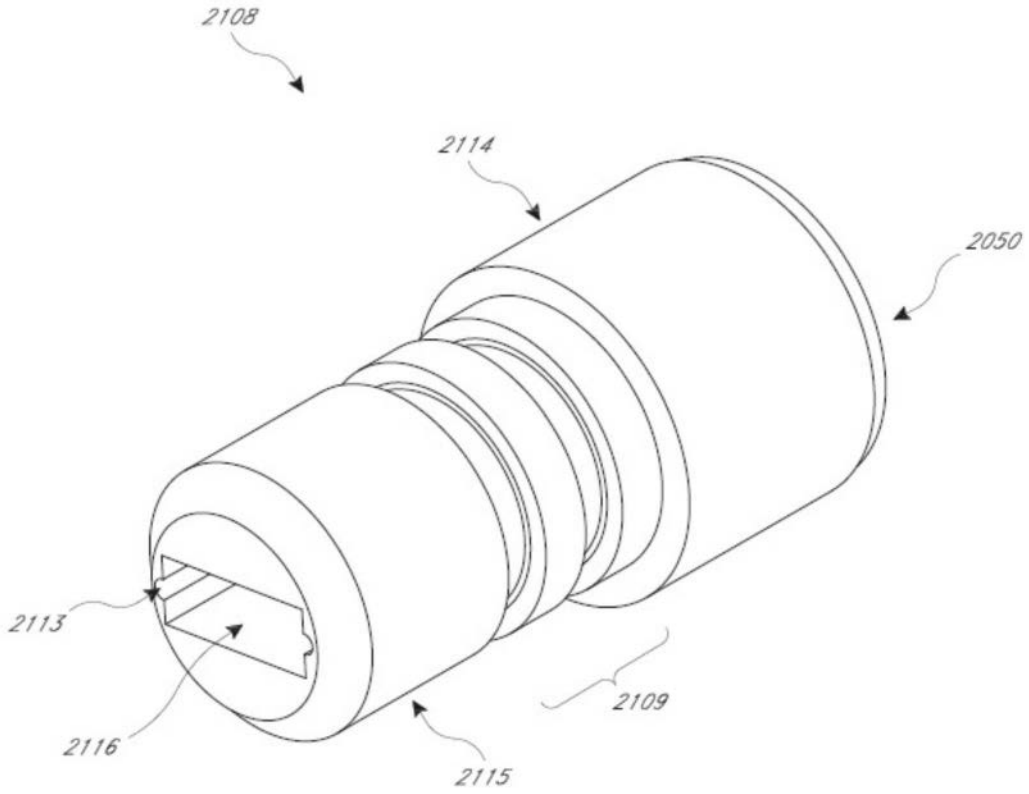

2108
2114
2050
2113
2116
2109
2115

图28

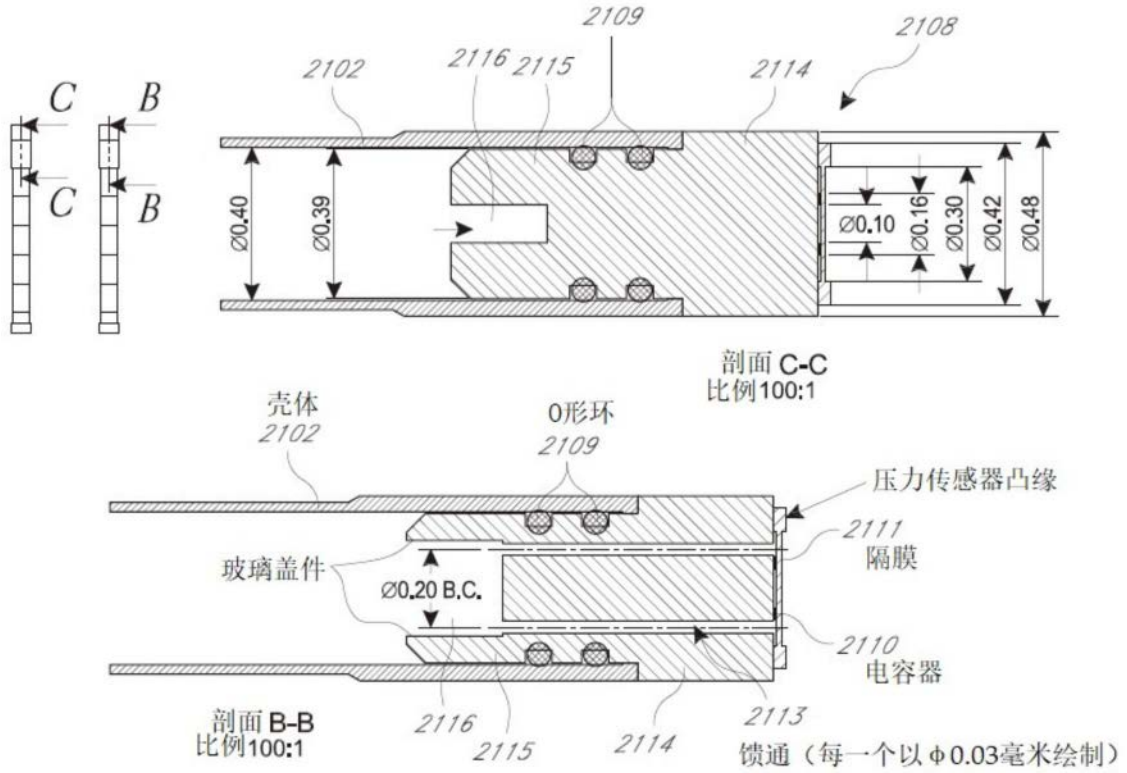

C
B
C
B
2109
2108
2102
2116
2115
2114
Ø0.40
Ø0.39
Ø0.10
Ø0.16
Ø0.30
Ø0.42
Ø0.48
剖面 C-C
比例100:1
壳体
2102
0形环
2109
压力传感器凸缘
2111
隔膜
玻璃盖件
Ø0.20 B.C.
2110
电容器
剖面 B-B
比例100:1
2116
2115
2114
2113
馈通（每一个以φ0.03毫米绘制）

图29

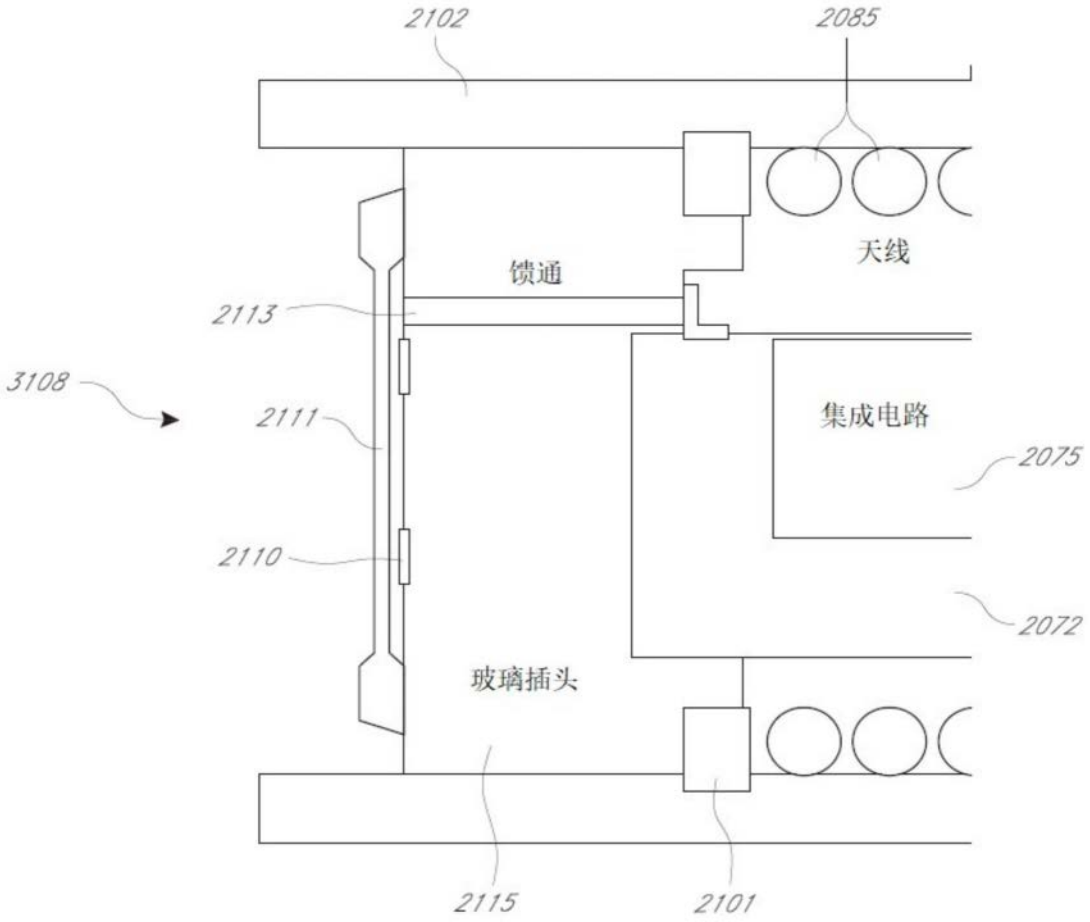

2102
2085
天线
馈通
2113
3108
2111
集成电路
2075
2110
2072
玻璃插头
2115
2101

图30

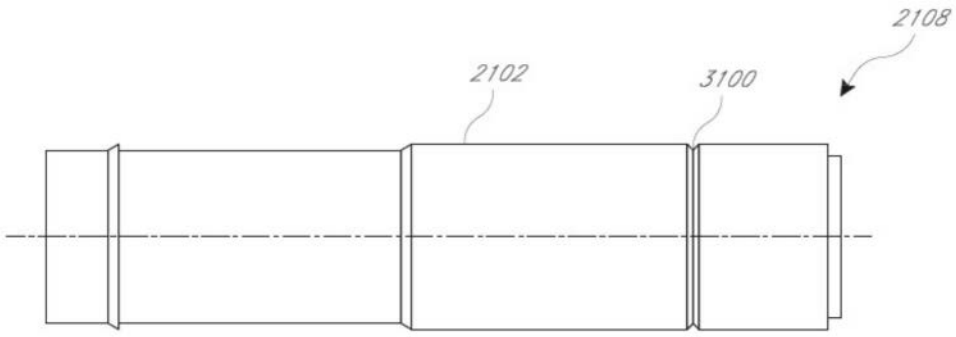

2108
2102
3100

图31A

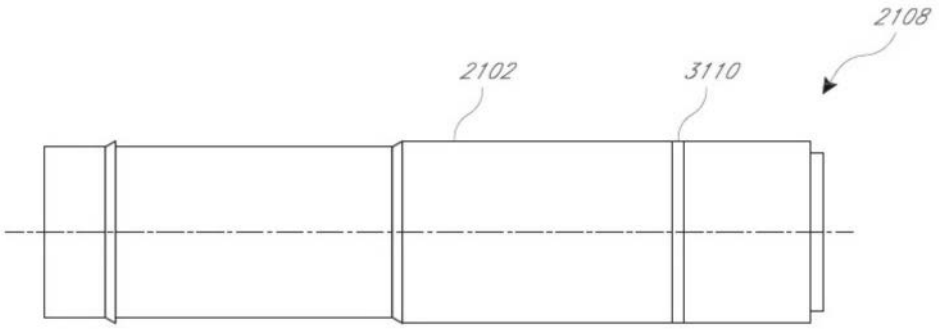

2108
2102
3110

图31B

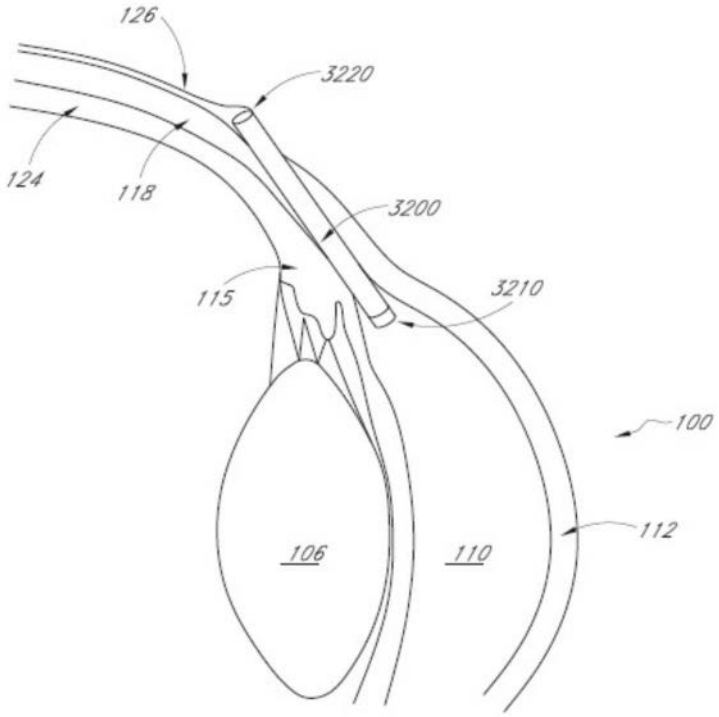

126
3220
124
118
3200
115
3210
100
112
106
110

图32

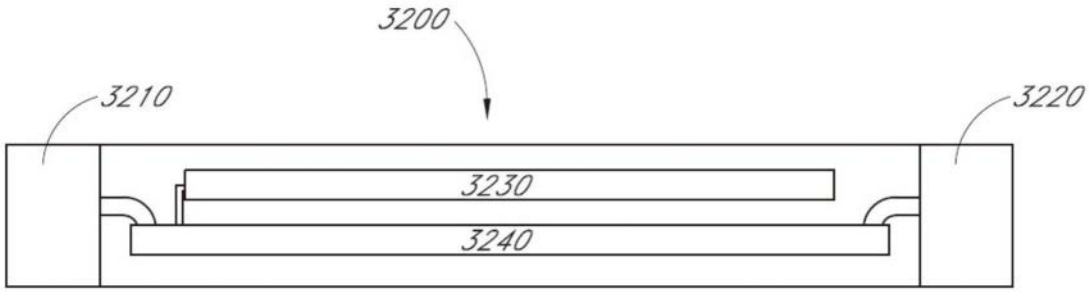

3200
3210
3220
3230
3240

图33

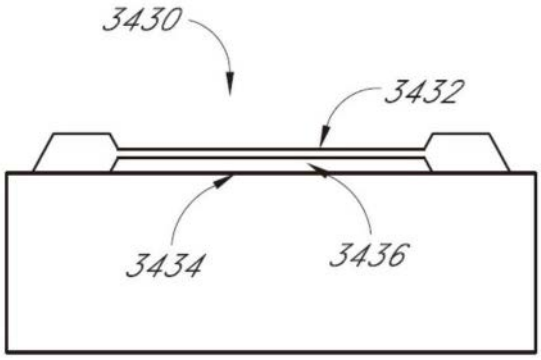


图34A

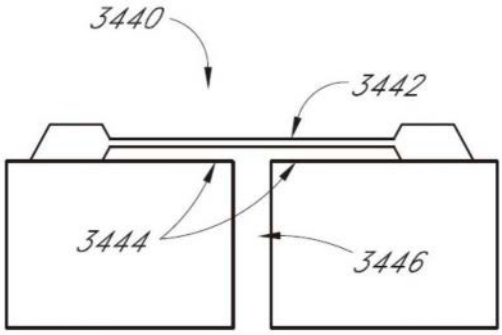


图34B

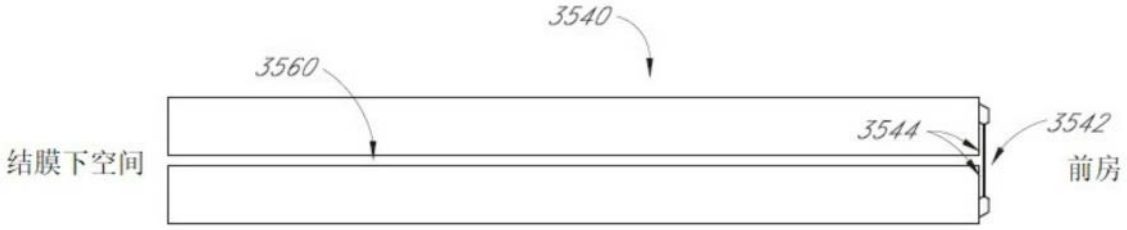


图35A

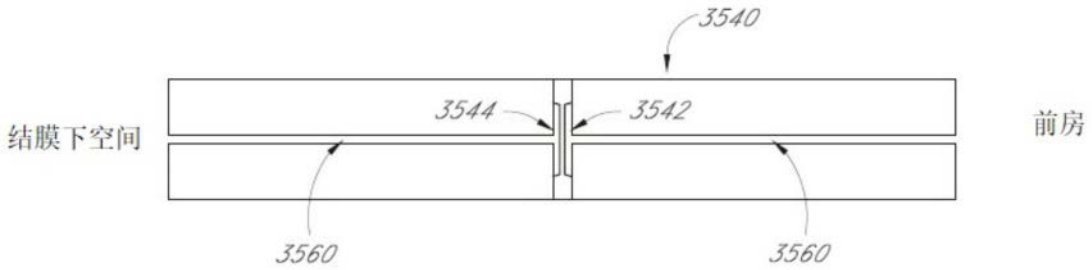


图35B

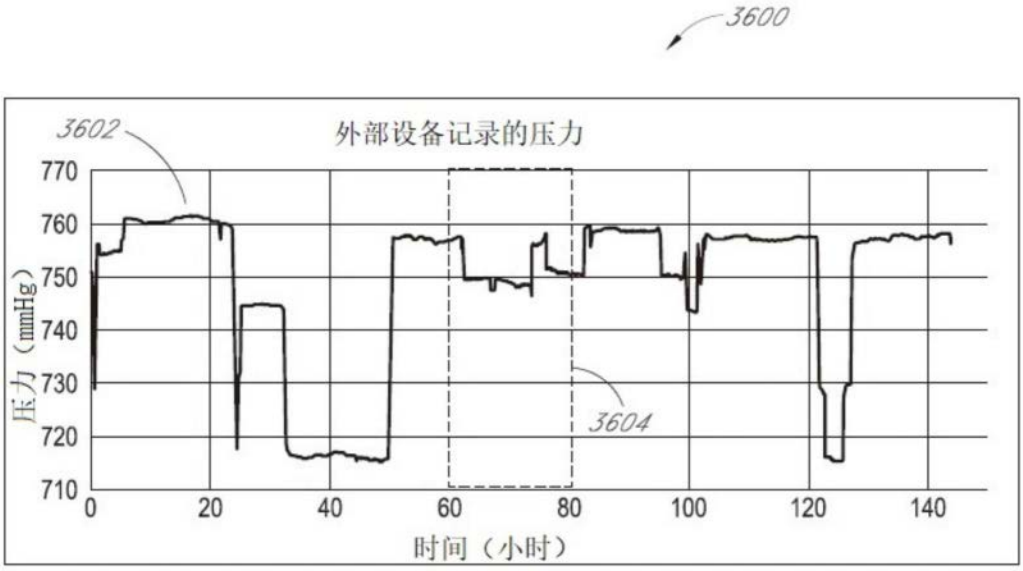

3600
3602
外部设备记录的压力
770
760
750
740
730
720
710
压力（mmHg）
3604
0
20
40
60
80
100
120
140
时间（小时）

图36A

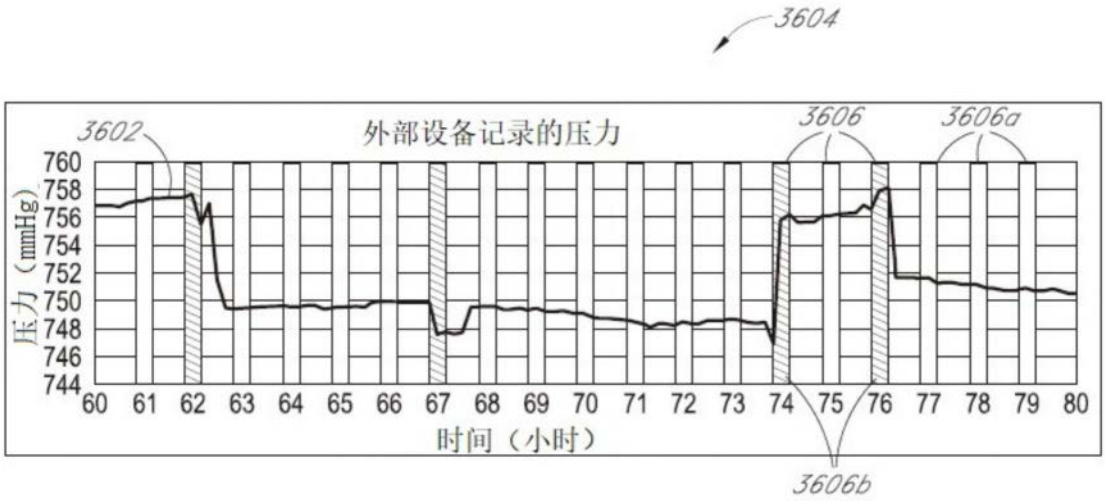

3604
3602
外部设备记录的压力
3606
3606a
760
758
756
754
752
750
748
746
744
压力（mmHg）
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
时间（小时）
3606b

图36B

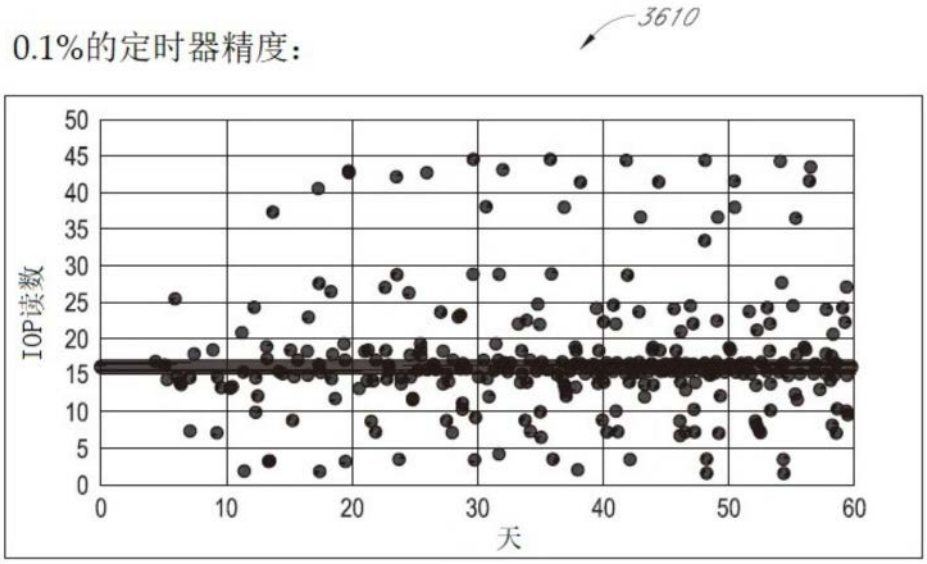

3610
0.1%的定时器精度：
IOP读数
天
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
0
10
20
30
40
50
60

图36C

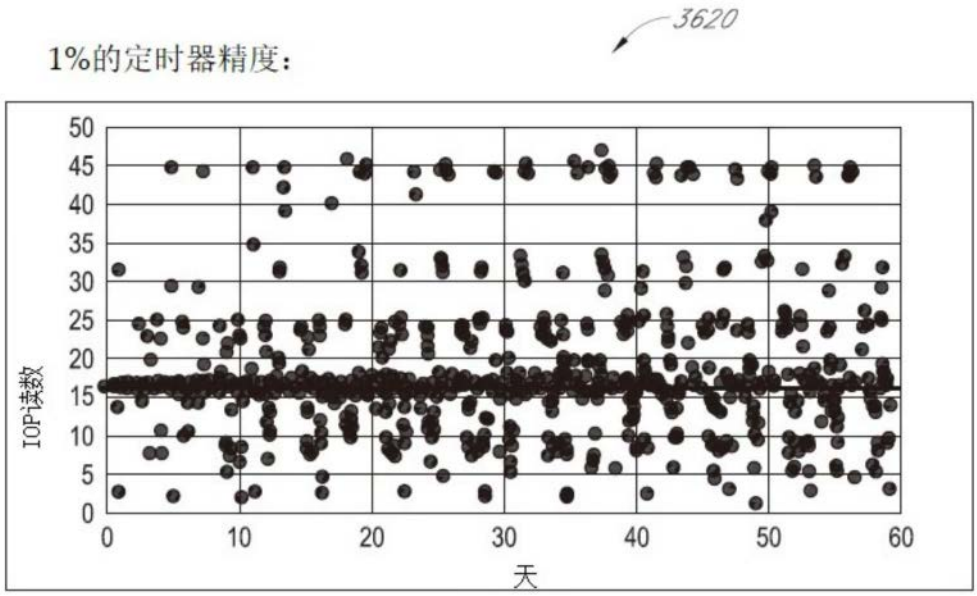

3620
1%的定时器精度：
IOP读数
天
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
0
10
20
30
40
50
60

图36D

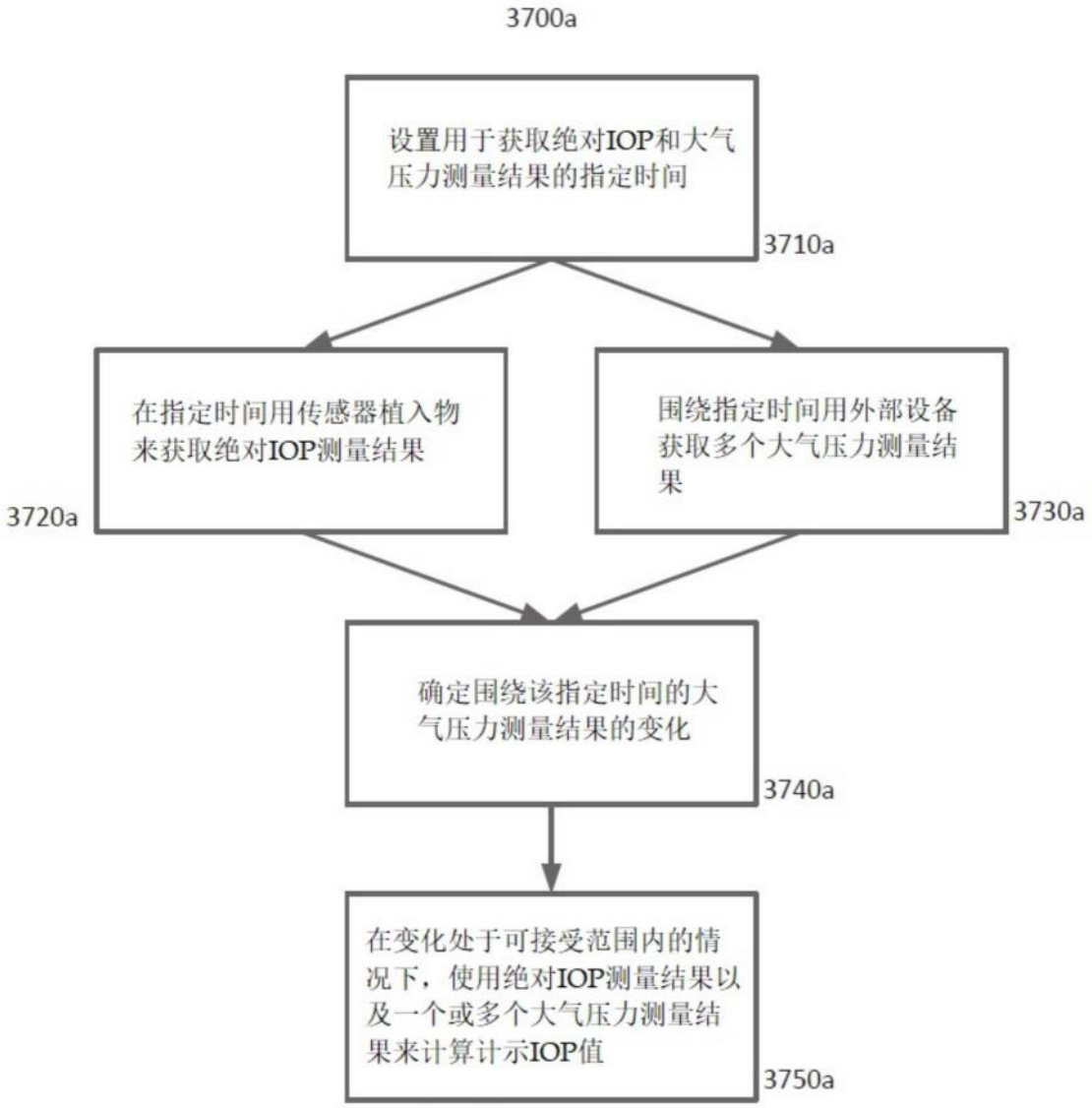

3700a
设置用于获取绝对IOP和大气压力测量结果的指定时间
3710a
在指定时间用传感器植入物来获取绝对IOP测量结果
3720a
围绕指定时间用外部设备获取多个大气压力测量结果
3730a
确定围绕该指定时间的大气压力测量结果的变化
3740a
在变化处于可接受范围内的情况下，使用绝对IOP测量结果以及一个或多个大气压力测量结果来计算计示IOP值
3750a

图37A

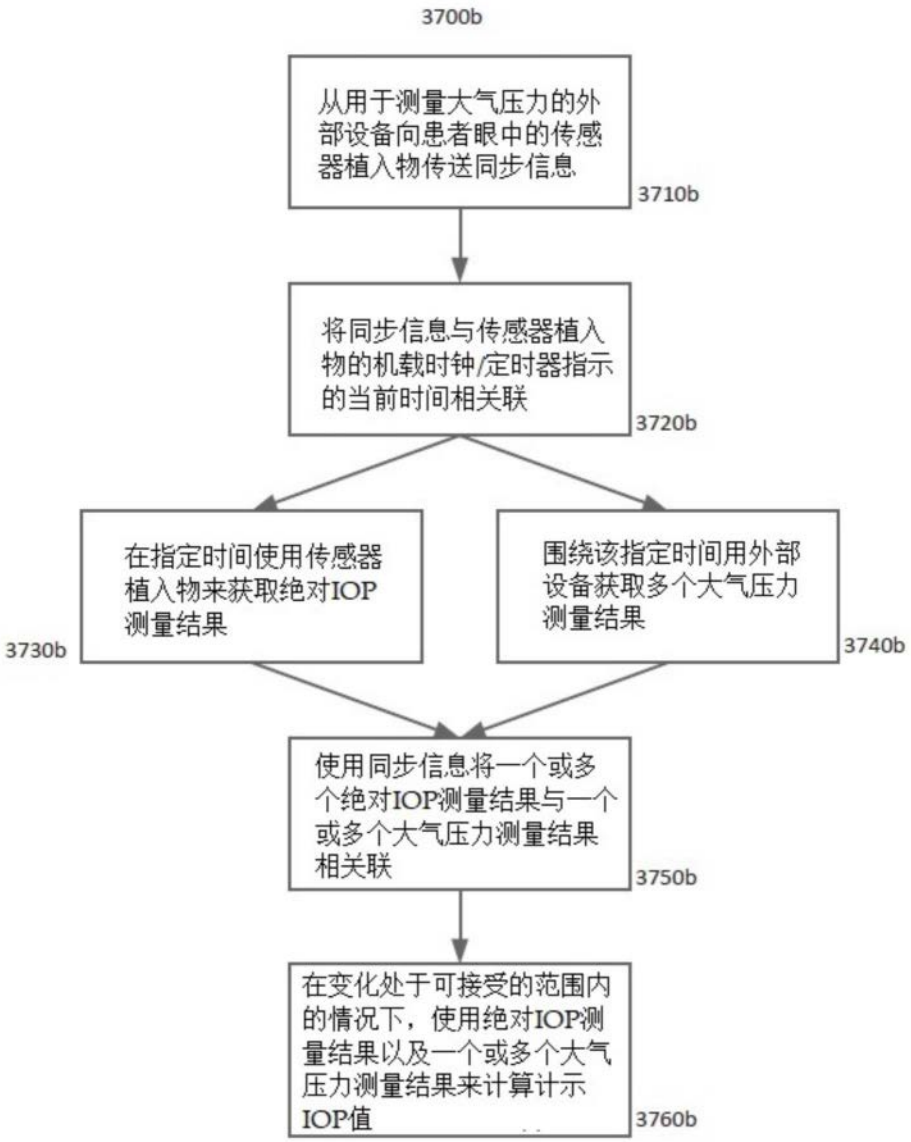

3700b
从用于测量大气压力的外部设备向患者眼中的传感器植入物传送同步信息
3710b
将同步信息与传感器植入物的机载时钟/定时器指示的当前时间相关联
3720b
在指定时间使用传感器植入物来获取绝对IOP测量结果
3730b
围绕该指定时间用外部设备获取多个大气压力测量结果
3740b
使用同步信息将一个或多个绝对IOP测量结果与一个或多个大气压力测量结果相关联
3750b
在变化处于可接受的范围内的情况下，使用绝对IOP测量结果以及一个或多个大气压力测量结果来计算计示IOP值
3760b

图37B

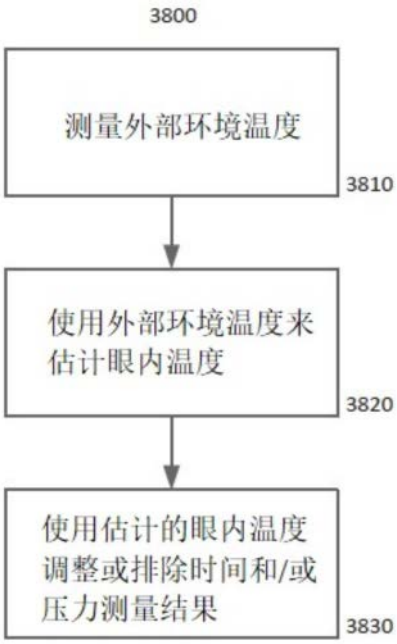

3800
测量外部环境温度
3810
使用外部环境温度来估计眼内温度
3820
使用估计的眼内温度调整或排除时间和/或压力测量结果
3830

图38

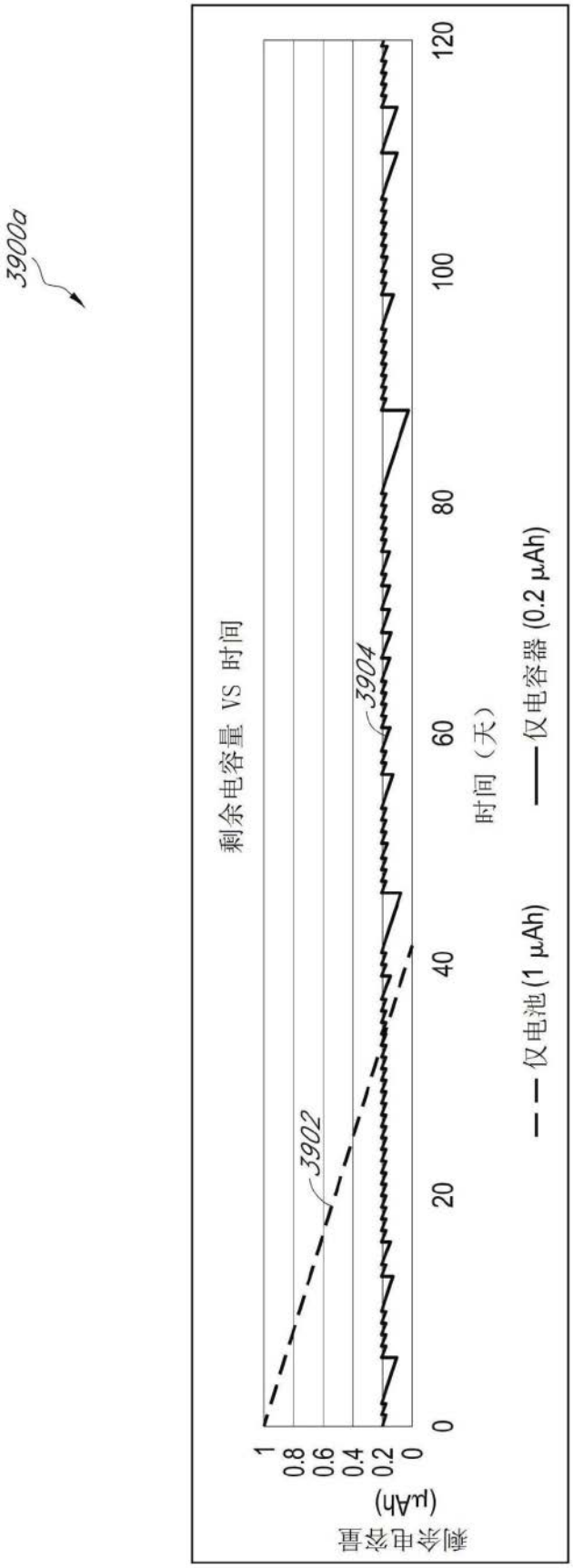

3900a
剩余电容量 VS 时间
剩余电容量 (μAh)
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
20
40
60
80
100
120
时间（天）
仅电池(1 μAh)
仅电容器 (0.2 μAh)
3902
3904

图39A

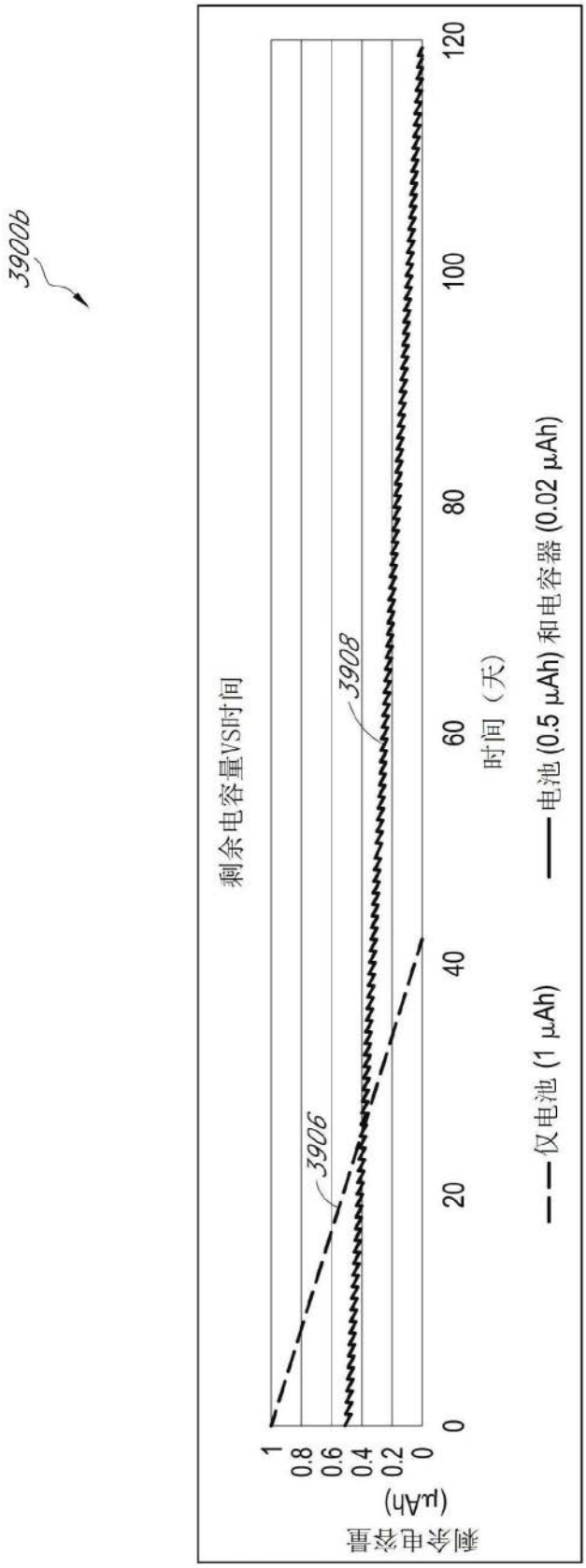

3900b
剩余电容量VS时间
剩余电容量
(μAh)
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
20
40
60
80
100
120
时间（天）
仅电池 (1 μAh)
电池 (0.5 μAh) 和电容器 (0.02 μAh)
3906
3908

图39B

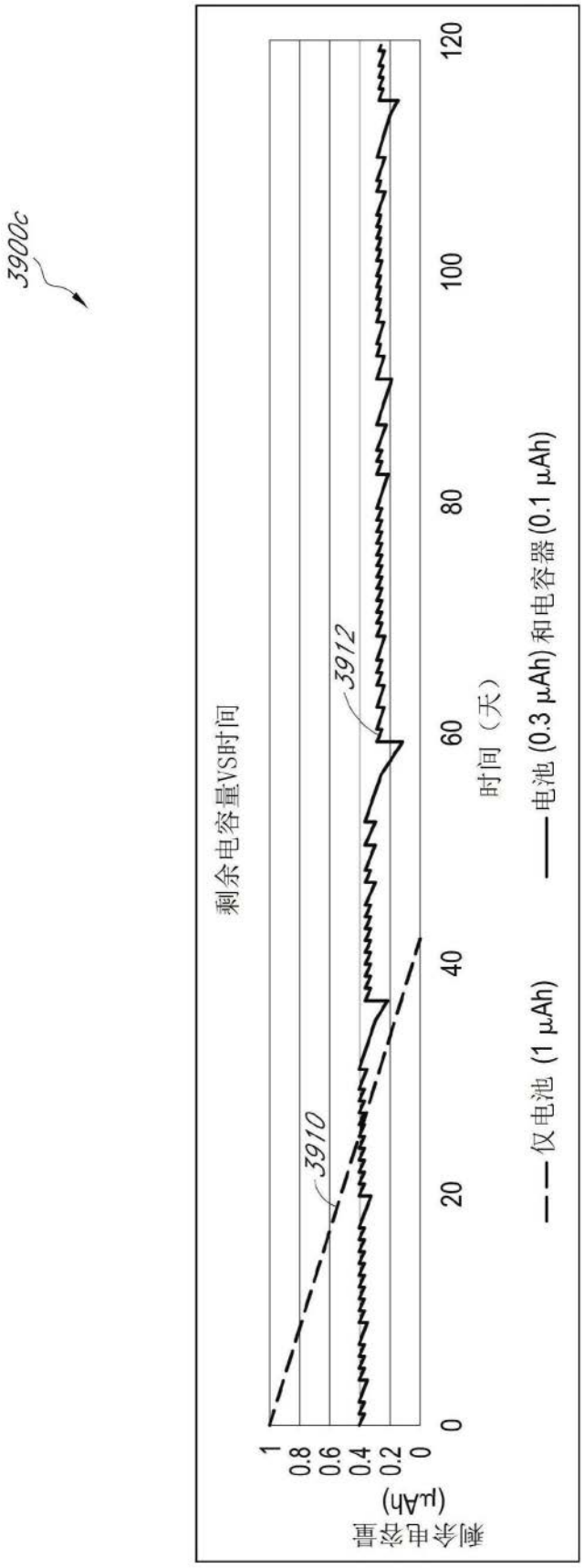

3900c
剩余电容量VS时间
剩余电容量 (μAh)
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0
20
40
60
80
100
120
时间（天）
仅电池 (1 μAh)
电池 (0.3 μAh) 和电容器 (0.1 μAh)
3910
3912

图39C

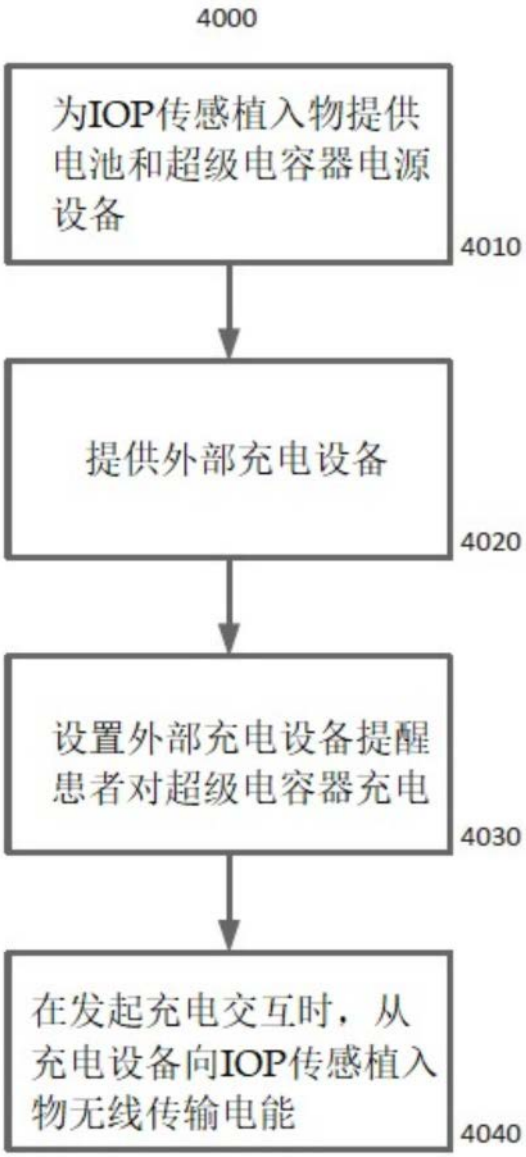

4000
为IOP传感植入物提供电池和超级电容器电源设备
4010
提供外部充电设备
4020
设置外部充电设备提醒患者对超级电容器充电
4030
在发起充电交互时，从充电设备向IOP传感植入物无线传输电能
4040

图40

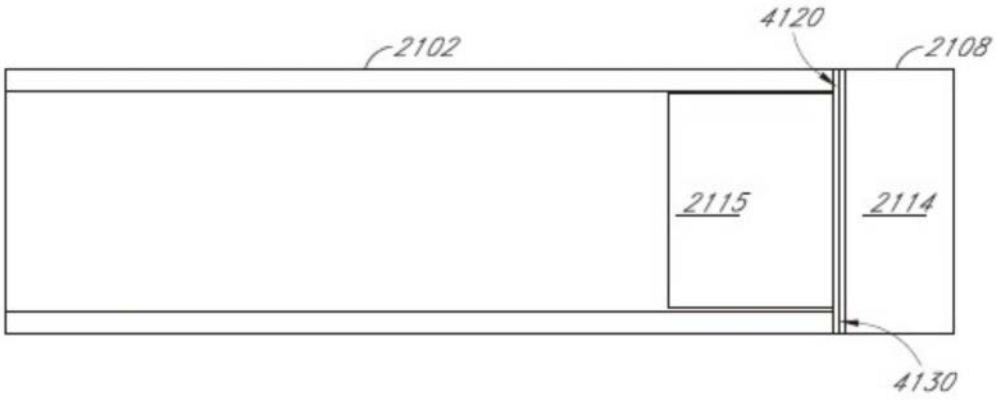

4120
2102
2108
2115
2114
4130

图41

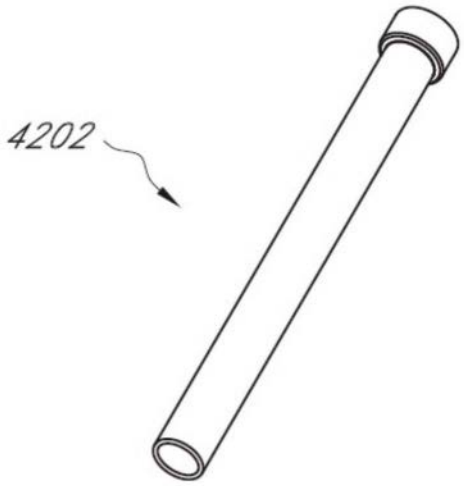


图42A

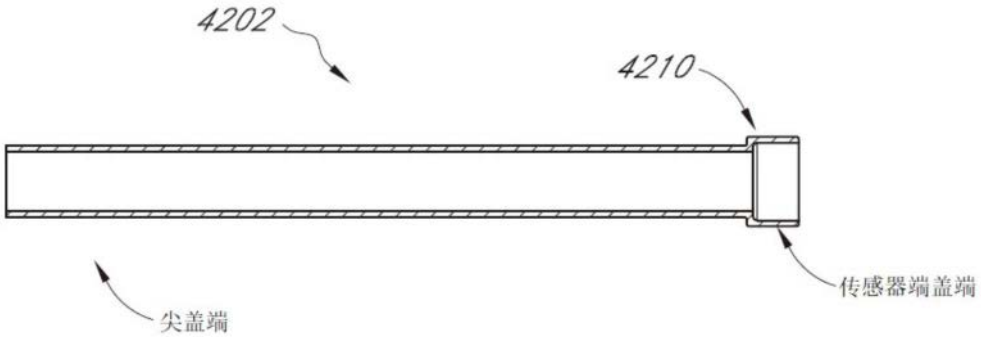


图42B

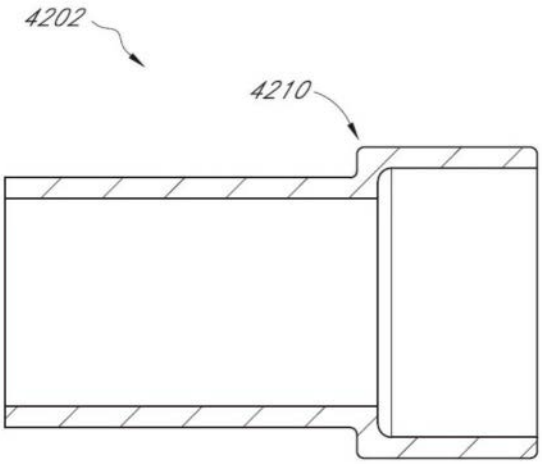


图42C

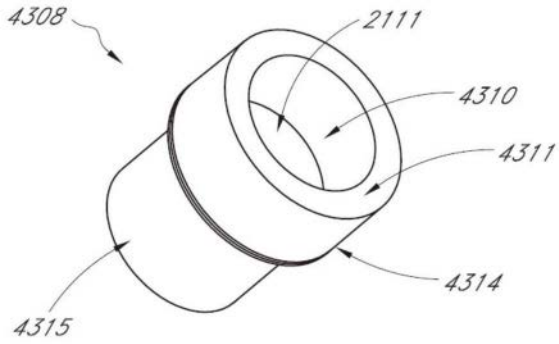


图43A

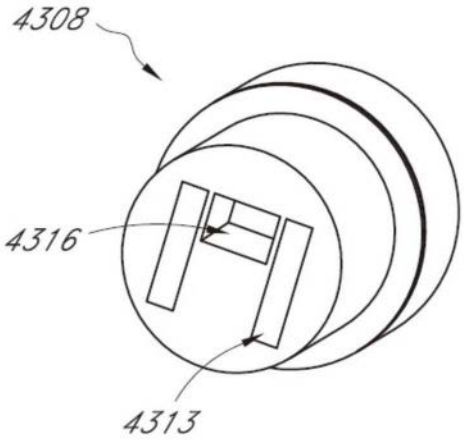


图43B

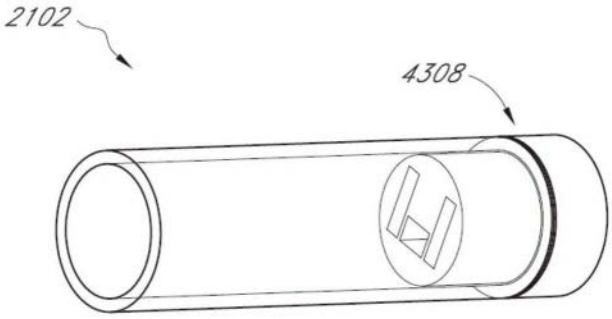


图43C

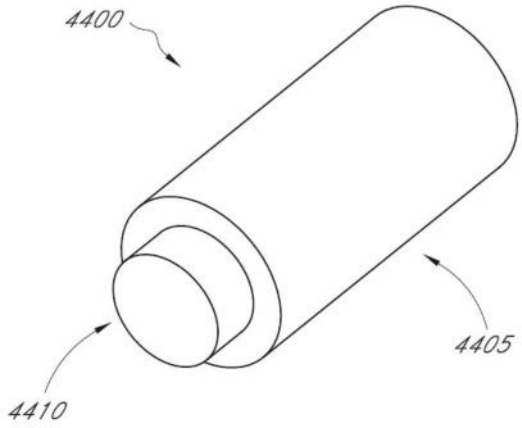


图44

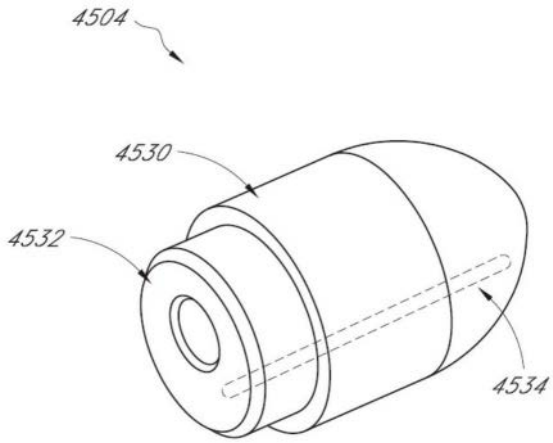


图45

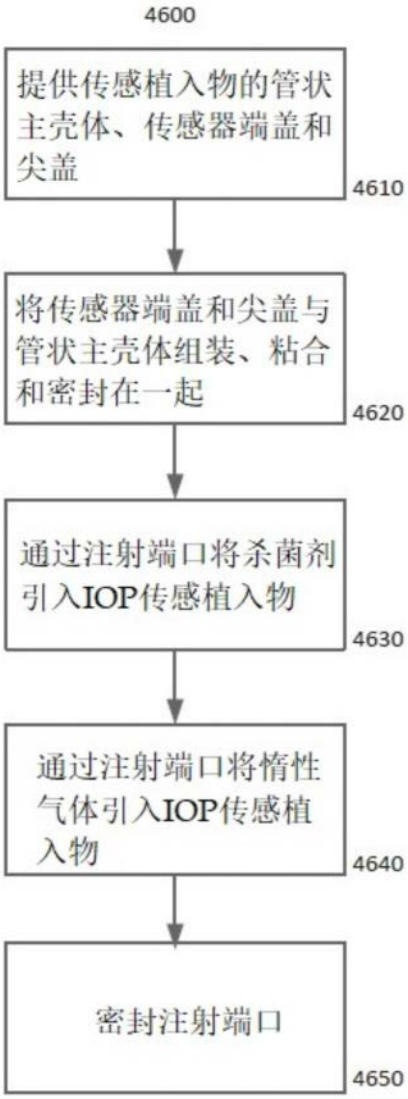

4600
提供传感植入物的管状主壳体、传感器端盖和尖盖
4610
将传感器端盖和尖盖与管状主壳体组装、粘合和密封在一起
4620
通过注射端口将杀菌剂引入IOP传感植入物
4630
通过注射端口将惰性气体引入IOP传感植入物
4640
密封注射端口
4650

图46

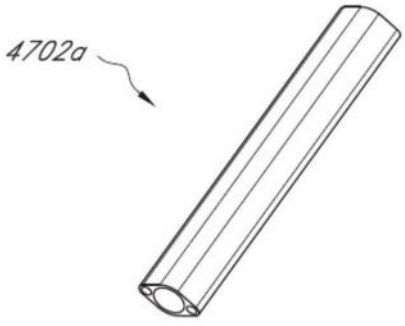

4702a

图47A

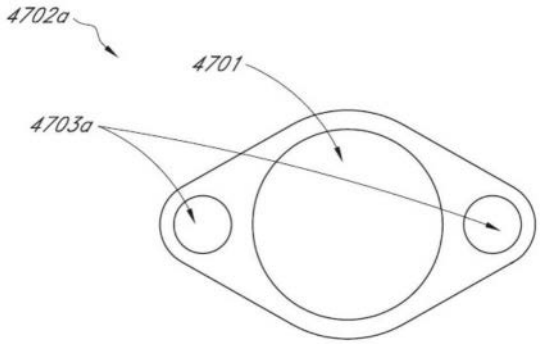


图47B

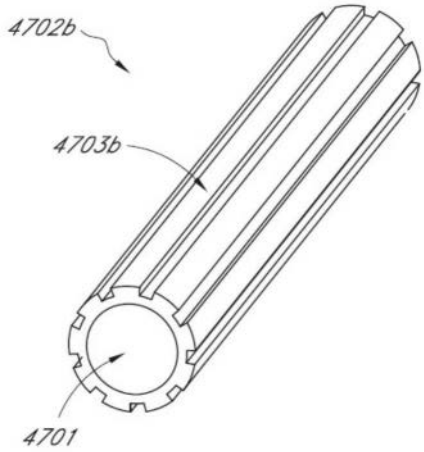


图47C

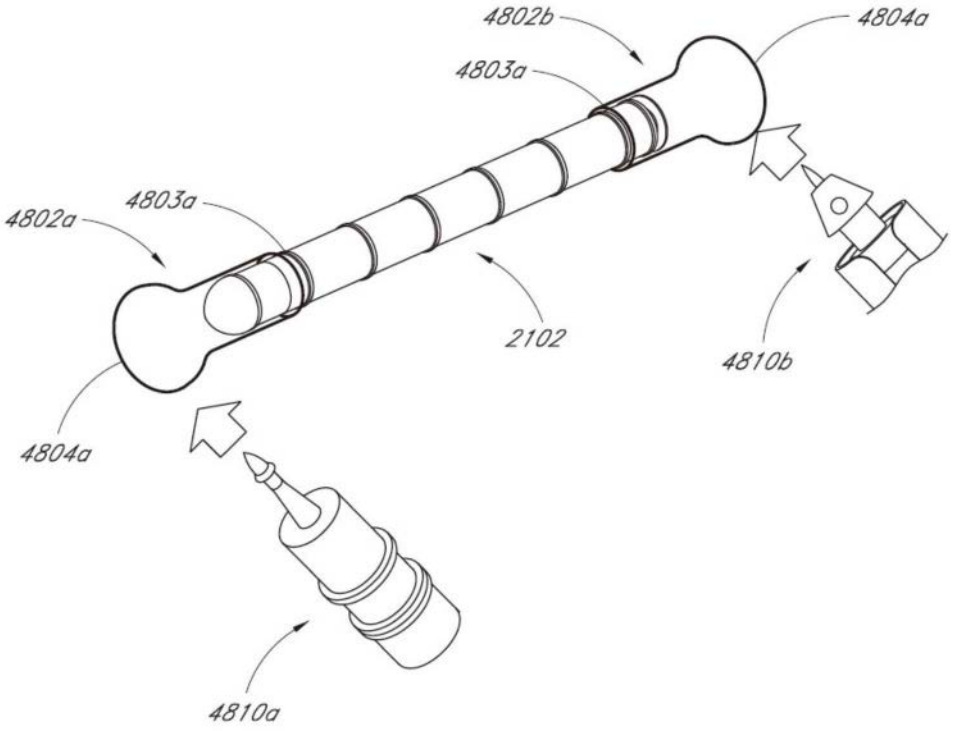

4802b
4804a
4803a
4803a
4802a
2102
4810b
4804a
4810a

图48A

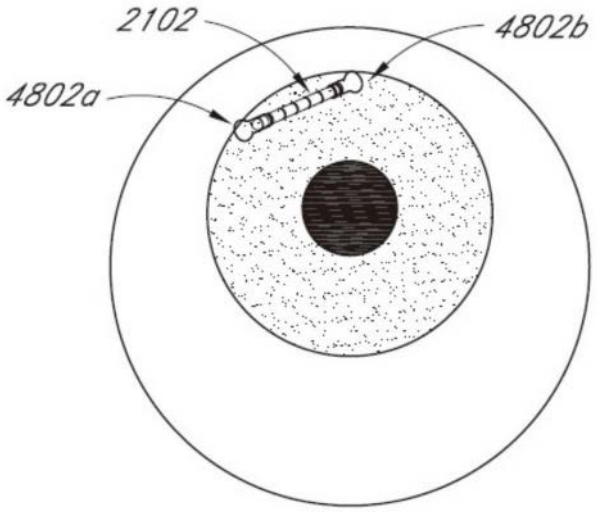

2102
4802b
4802a

图48B

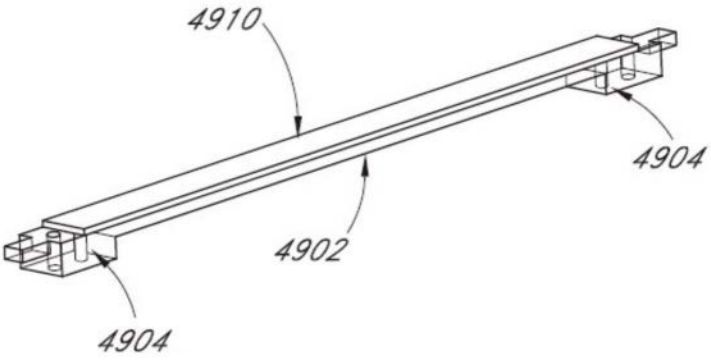


图49A

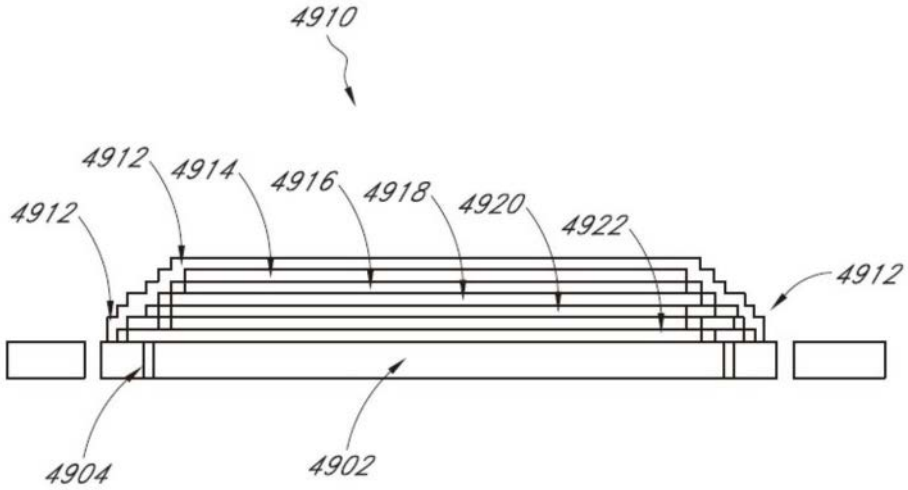


图49B

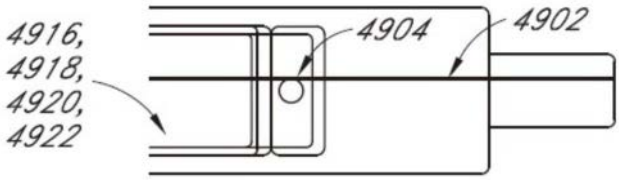


图49C

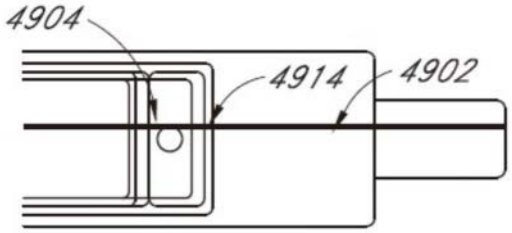


图49D

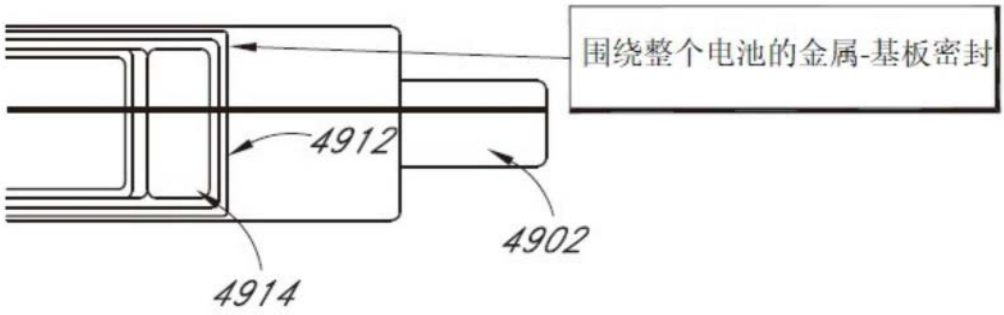


图49E

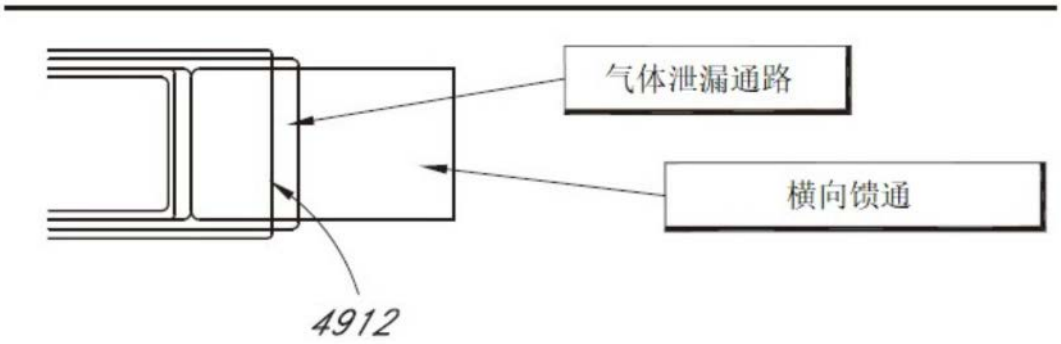


图49F

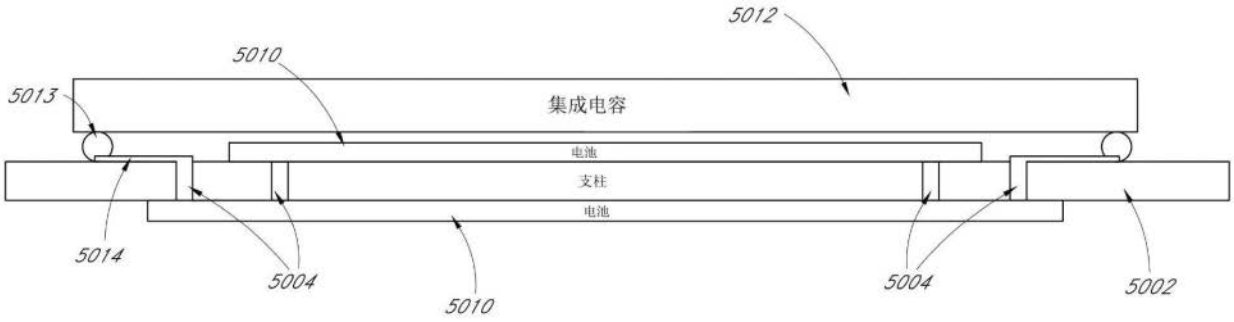


图50

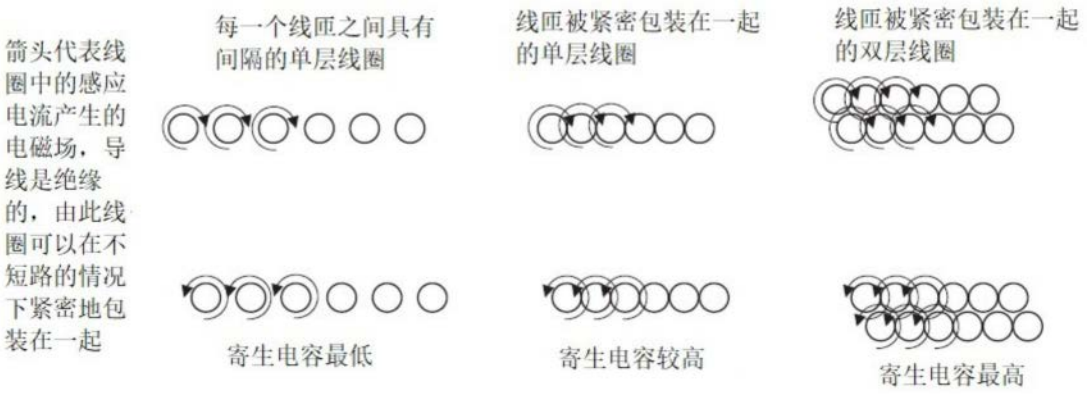
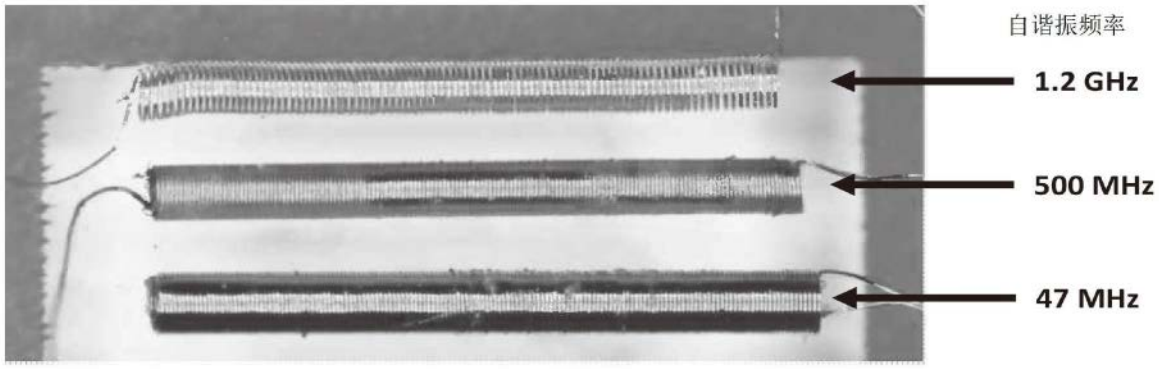


图51A



顶部：每一个线匝之间都有间隔的单层线圈（寄生电容最低）
中间：线匝被紧密包装在一起的单层线圈（寄生电容较高）
底部：线匝被紧密包装在一起的双层线圈（寄生电容最高）

图51B

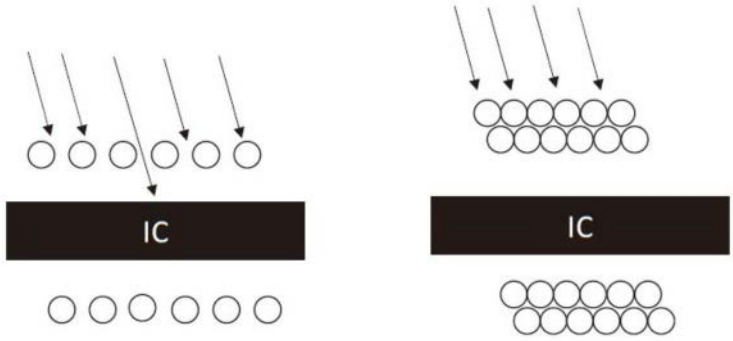


图51C

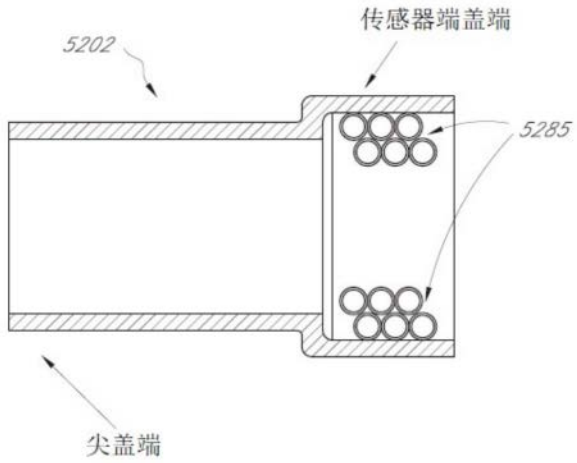

传感器端盖端
5202
5285
尖盖端

图52A

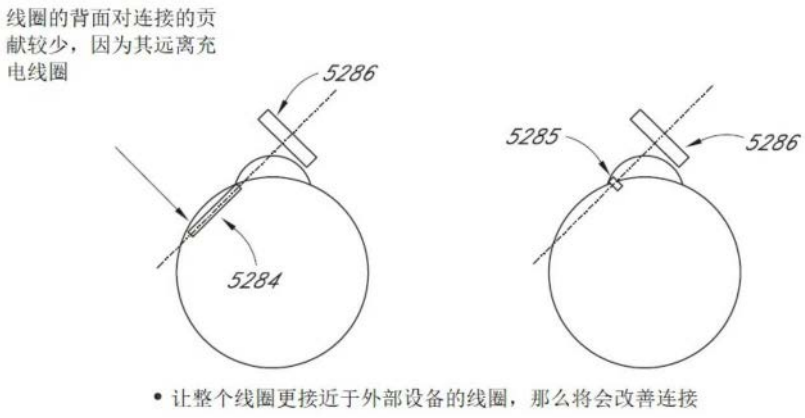

线圈的背面对连接的贡献较少，因为其远离充电线圈
5286
5284
5285
5286
• 让整个线圈更接近于外部设备的线圈，那么将会改善连接

图52B

设备	说明
IOP传感植入物	该植入物记录眼睛内部的绝对压力
医师诊断设备	供医师用以下载数据，获取所需的IOP读数，对植入物充电，执行系统诊断，重新编程植入物等等的设备。其形状因子可以是眼镜或软口罩等等。
大气压力监测设备	小型的患者佩戴设备，其记录本地大气压力（用于IOP计算）。示例的形状因子包括腕带，手表，颈部吊坠，智能电话上的应用等等
日用/半日用的患者监测设备	能够下载数据和同步定时器。患者将该设备保持处于眼部1-2秒。设备可以包括用于向患者提供信息（提醒，电池寿命，或者有可能是IOP读数等等）的屏幕
日用的患者和大气压力监测设备	以上两种设备的组合功能
患者家用充电设备	有患者佩戴大约30分钟，以对电池充电以及从植入物下载数据。形状因子可以是眼镜或软口罩等等。还可以在医生问诊时使用（例如当患者坐在等候室的时候）
家用接驳器	连接到其他患者设备（例如以上列举的设备），以将这些设备收集的数据传送到中央服务器。还可以对这些设备中的电池充电
中央服务器	处于数据处理位置的一个或多个计算机，其接收患者数据并通过处理这些数据来防止将原始的IOP数据提供给医师（收集来自设备的原始数据，过滤算法，消除噪声，检查数据完整性等等）。还可以向医师提供图形用户界面，以便下载或分析数据

图53