

智能隐形眼镜的研究进展与挑战

徐建东^{1,2}, 李睿嵩³, 常昊^{1,2}, 杨轶^{1,2}, 张盛⁴, 任天令^{1,2,5}

(1. 清华大学集成电路学院, 北京 100084; 2. 清华大学北京信息科学与技术国家研究中心, 北京 100084;

3. 加州大学伯克利分校电气工程与计算机科学系, 美国 伯克利 94720;

4. 清华大学深圳国际研究生院, 广东 深圳 518055; 5. 清华大学柔性电子技术研究中心, 北京 100084)

摘要: 随着物联网技术的发展, 隐形眼镜不仅仅局限于视力矫正, 已成为智能可穿戴设备的新兴领域, 并且随着“元宇宙”概念的提出, 增强现实(AR, augmented reality)技术再次成为科技主流发展方向。全面综述了智能隐形眼镜在泪液生理信号监测、眼压监测、眼动追踪和增强现实4个方面关键技术的最新研究进展以及智能隐形眼镜的能量供应方案, 并对智能隐形眼镜在智慧医疗和增强现实等方面的未来发展方向进行了展望。未来, 智能隐形眼镜将实现甚至超越智能手机的功能, 其显示可以通过眼球的运动控制来浏览各种信息, 如消息、天气、生物标记物水平等等。因此, 智能隐形眼镜将在智慧医疗健康和元宇宙领域发挥重要的作用。

关键词: 智能隐形眼镜; 生理信号; 眼压监测; 眼动追踪; 增强现实; 智慧医疗

中图分类号: TP393

文献标志码: A

doi: 10.11959/j.issn.2096-3750.2022.00252

Recent progresses and challenges in smart contact lens

XU Jiandong^{1,2}, LI Ruisong³, CHANG Hao^{1,2}, YANG Yi^{1,2}, ZHANG Sheng⁴, REN Tianling^{1,2,5}

1. School of Integrated Circuits, Tsinghua University, Beijing 100084, China

2. Beijing National Research Center for Information Science and Technology (BNRist), Tsinghua University, Beijing 100084, China

3. Department of Electrical Engineering and Computer Science, University of California, Berkeley, Berkeley 94720, USA

4. Shenzhen International Graduate School, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China

5. Center for Flexible Electronics Technology, Tsinghua University, Beijing 100084, China

Abstract: With advances in the Internet of things, contact lenses not only are limited to vision correction, but also have become an emerging field of the smart wearable device. And with the proposal of the concept of “meta universe”, augmented reality (AR) technology has once again become the mainstream development direction of science and technology. The latest research progress of key technologies of smart contact lenses in physiological signal monitoring, intraocular pressure monitoring, eye-movement tracking, and augmented reality, as well as the energy supply scheme of the contact lenses were summarized comprehensively. And the future development direction of smart contact lenses in intelligent health and augmented reality was looked forward. In the future, smart contact lenses will realize or surpass the functions of smartphone. Their displays can be controlled by eye movement, which enables us to browse various information, such as news, weather, biomarker level, etc. Therefore, the smart contact lens will play an important role in intelligent medical health and meta universe.

Key words: smart contact lens, physiological signal, intraocular pressure monitoring, eye-movement tracking, augmented reality, intelligent medical health

收稿日期: 2021-08-26; 修回日期: 2022-01-03

通信作者: 任天令, RenTL@tsinghua.edu.cn

基金项目: 国家重点研发计划(No.2021YFC3002200); 国家自然科学基金资助项目(No.U20A20168, No.61874065, No.51861145202); 清华大学自主研究计划基金资助项目(No.20193080047); 深圳市科学技术项目(No.JCYJ20180508152046428)

Foundation Items: The National Key Research and Development Program of China (No.2021YFC3002200), The National Natural Science Foundation of China (No.U20A20168, No.61874065, No.51861145202), The Independent Research Program of Tsinghua University (No.20193080047), The Shenzhen Science and Technology Program (No.JCYJ20180508152046428)

0 引言

隐形眼镜作为一种普适的技术被广泛用于视力矫正,全球累计约有 1.5 亿隐形眼镜佩戴者,预计到 2024 年,全球隐形眼镜市场将达到 190 亿美元。此外,治疗性隐形眼镜也广泛用于恢复角膜功能性障碍等,化妆品隐形眼镜(如彩色镜片和角膜圆环镜片)也很受欢迎。近年来,随着物联网、电子技术、微纳加工技术、材料和传感技术的发展,具有诊断功能的智能隐形眼镜迅速发展。隐形眼镜与眼睛持续接触,这为连续监测泪液葡萄糖水平、乳酸水平、眼压、眼动追踪和药物释放等提供了一个独特的平台,因此,越来越多的研究者开发了柔性智能隐形眼镜用于眼部生理信号的监测。与此同时,研究者们还开发出具有增强现实(AR, augmented reality)功能的智能隐形眼镜,这为视觉损伤或低视力人群增强了视觉信息感知。智能隐形眼镜的研究进展如图 1 所示,本文主要聚焦智能隐形眼镜在泪液生理信号监测、眼压监测、眼动追踪以及增强现实 4 个方面的最新研究进展,对智能隐形眼镜的能量供应方案进行了综述,并对智能隐形眼镜的发展方向进行了展望。



图 1 智能隐形眼镜的研究进展

1 智能隐形眼镜在眼内生理信号监测的进展与挑战

眼内生理信号能实时反映人体健康的状况,隐形眼镜作为与眼睛持续接触的可穿戴设备为实时

掌握人体健康状况提供了可靠的平台,通过将隐形眼镜与智能手机互联,用户可实时监测自身的身体状况,参与自身的疾病诊断与管理,为智慧医疗提供数据支持。

1.1 泪液生理信号监测

泪液中有众多的化学分析物,如葡萄糖、乳酸、免疫球蛋白等,其浓度可用于监测和管理相关疾病。糖尿病是世界上患病率增长最快的慢性疾病之一,目前,世界约 6%的人口受到影响,即全球有约 4.63 亿糖尿病患者(国际糖尿病联盟(IDF, International Diabetes Federation), 2019)。据 IDF 估计,预计到 2030 年,全球成人糖尿病患者将达到 5.78 亿,到 2045 年将达到 7 亿。血糖水平的升高导致严重并发症,最重要的是,没有已知可靠的治疗方法,只能通过监测和控制血糖水平管理疾病,因此,血糖水平的监测对于数亿糖尿病患者至关重要。目前的血糖监测主要是有创的,通过扎针采集血液实现单次监测,数次检测需要数次采血,给患者带来很大的不适,而连续血糖监测能为糖尿病患者提供更精准的疾病管理。目前,人们已经探索出各种方法来实时监测泪液中葡萄糖浓度、乳酸水平以及 pH 值等生理信号的智能隐形眼镜。根据隐形眼镜对生物标记物的检测原理,将其分为荧光检测法、电化学检测法和全息检测法。

1.1.1 荧光检测法

荧光团是一种可激发的合成分子,在吸收特定波长的电磁波后,会发射出波长更大的光子。近年来,基于荧光的检测方法在生物传感领域受到越来越多研究者的关注,许多研究者利用荧光的化学性质开发智能隐形眼镜,用于对泪液中葡萄糖、pH 和离子浓度的监测。智能隐形眼镜用于泪液生理信号监测如图 2 所示。Jiang 等^[1]提出了一种微流体中加入荧光团的方法,在乙二醇二丙烯酸酯(PEGDA)水凝胶上制造了微通道和微凹腔,并将包裹有二氧化硅纳米粒子的荧光染料装载到这些通道中以检测生物标记物的浓度,嵌入隐形眼镜微流道内的荧光团用于生物标记物监测如图 2(a)所示。该系统的微流体通道可通过激光烧蚀图案实现快速、低成本的制造,通道内可装载 2 μL 多重荧光团,在可见光谱下可以实现光激发和发射能力。Badugu 等^[2]充分利用硅水凝胶隐形眼镜的界面区域设计了一种极性敏感探针,其一侧是一种对葡萄糖敏感的荧光团 Quin-C18,另一侧是可以紧密结合在镜片上的疏水

性侧链。经过 6 次洗涤后荧光强度大致保持不变，说明该结构发生荧光泄露的机会很小。其还提出利用葡萄糖敏感荧光团设计二硼酸探针来改善传感器，可以使传感器能测量 100 mM 范围内的葡萄糖浓度。此外，在硅水凝胶界面区域创建荧光探针的技术也被有效地用于检测泪液中的 pH 和离子浓度，这可能对干眼症的诊断起到作用^[3]。总而言之，根据所采取的方法不同，荧光传感器的灵敏度会受到眼睛内的 pH 范围、隐形眼镜聚合物的极性和荧光剂寿命的影响。但是，无论是哪种应用，荧光传感器的读取时间通常很长，10~45 min 不等，因此病人不能实时接收数据。此外荧光染料具有毒性可能会对人眼造成伤害，从生物相容性和安全性的角

度考虑，需要改善长期监测过程中的荧光剂泄露问题。同时，目前还没有成熟且易获得的后端实现可以用来检测荧光信号，荧光检测通常还是用荧光分光计完成的。一种有潜力的解决方案是当葡萄糖水平升高到一定阈值以上时，可以利用一种有机物使镜片颜色发生变化，结合物联网技术，实现自动识别。

1.1.2 电化学检测法

基于电化学检测法的智能隐形眼镜主要由生物识别物和电化学传感器组成。酶、蛋白质以及抗体等生物识别物可选择性地与目标检测物结合或反应，而电化学传感器将该产物转换成电信号。电化学传感器通常需要一个参考电极、一个辅助电极和一个工作电极，在通常情况下，Ag/AgCl 会被用

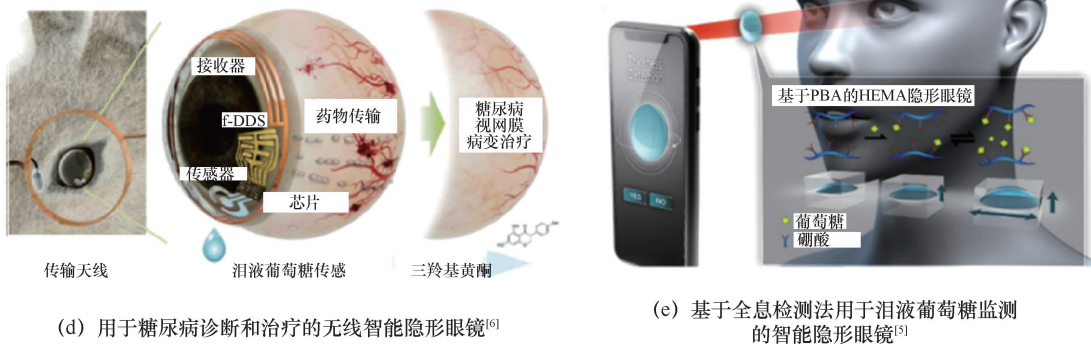
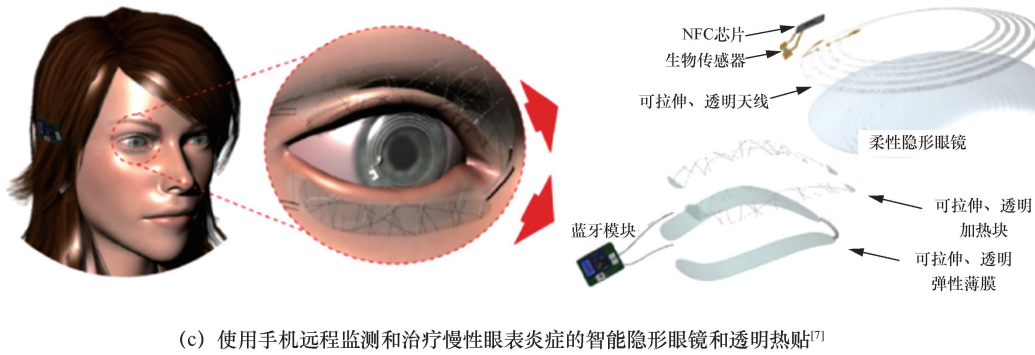
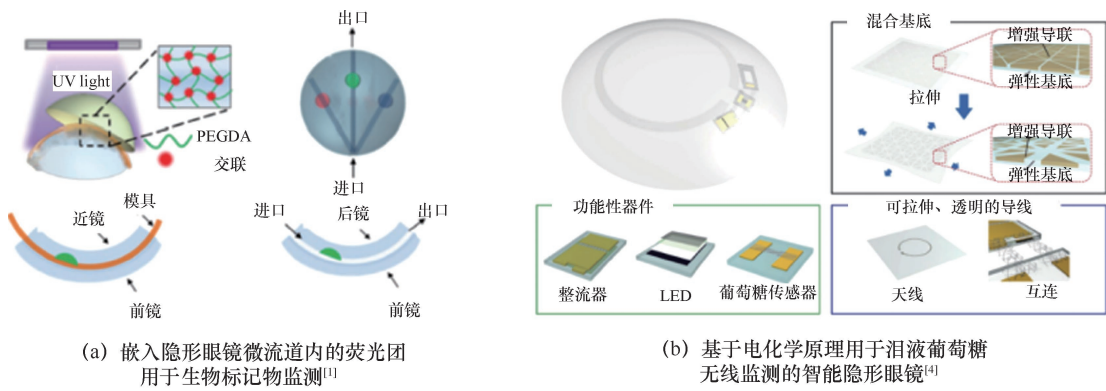


图 2 智能隐形眼镜用于泪液生理信号监测

作电化学传感器的参考电极^[8]。针对葡萄糖的电化学传感器通常以两个反应为特征：葡萄糖的氧化和过氧化氢（ H_2O_2 ）的还原。葡萄糖氧化酶（GOD, glucose oxidase）通常被嵌入隐形眼镜内，当存在葡萄糖分子和氧气时，葡萄糖就会被氧化。这个反应产生 H_2O_2 并进一步分解成氢氧离子和电子，其中反应产生的电子会成为衡量葡萄糖浓度的电信号。Park 等^[4]开发了一种基于电化学传感的隐形眼镜，该隐形眼镜由天线、葡萄糖传感器、LED 像素和嵌入在机械弹性混合基板中的整流器组成，并通过射频信号实现无线供电和数据传输，基于电化学原理用于泪液葡萄糖无线监测的智能隐形眼镜如图 2(b) 所示。葡萄糖浓度的增加会导致由 GOD 和过氧化氢酶（CAT, catalase）制成的传感器的电阻降低。（其中 CAT 会分解 H_2O_2 以减少 H_2O_2 对 GOD 酶活性的损害）。一旦葡萄糖浓度达到某个阈值，施加的偏压会降低到关断电压以下，从而导致隐形眼镜中的 LED 像素关闭，这将作为对患者葡萄糖水平的视觉提示。该传感器能够在 0.1~0.9 mM 的葡萄糖浓度范围内进行测量，该浓度范围足以区分健康个体和糖尿病患者。通常电化学传感器相较其他传感器有更快的读出速度，但是仍然有许多不足的方面。首先，由于 GOD 酶决定了电化学检测的主要反应机制，因此，在某些设计中，酶的寿命以及泪液中电解质和分子的干扰会影响传感器的灵敏度和一致性^[1,4,6]。其次，Chu 等^[9]的研究也表明化学反应中产生的 H_2O_2 会对眼睛产生刺激。此外，电化学传感器的结构也相对复杂，这使得一次性器件的制造复杂且成本昂贵。最后，电化学葡萄糖传感器的前端通常通过天线实现无线信号和能量传输，但是由于高频无线传输，操作设备通常会伴随着传感器的轻微发热，而长期将眼睛暴露在高温和射频下可能会使眼睛受到损伤^[10]，因此智能隐形眼镜的热安全性仍需要进一步研究。

许多研究者还将泪液生理信号监测和隐形眼镜的其他功能结合在一起，开发了用于健康监测和治疗的多功能智能隐形眼镜。如 Park 团队^[11]实现了将检测葡萄糖浓度的场效应晶体管（FET, field effect transistor）嵌入隐形眼镜，该隐形眼镜能够通过电阻—电感—电容（RLC）电路同时测量患者的葡萄糖浓度和眼压（IOP, intraocular pressure），并且两个读数不会相互干扰。化学信号到电信号转换机制也被用于此传感器的葡萄糖监测中，其使用石墨

烯—银纳米线混合物作为 FET 的电极，以镶嵌有 GOD 的石墨烯作为沟道，随着葡萄糖浓度的增加，FET 的漏极电流由于载流子的增加而增加。对于眼压的监测则是随着眼压的增加，传感器中的电介质被压缩而螺旋线圈被拉伸，这会使得电容和电感分别增加，并据此转换为 RLC 电路谐振频率的变化。此外，Park 团队还开出发用于无线监测和治疗慢性眼表炎症（OSI, ocular surface inflammation）的柔性智能隐形眼镜和皮肤贴附治疗设备。基于全息检测法用于泪液葡萄糖监测的智能隐形眼镜如图 2(c) 所示，作为一种诊断设备，这种智能隐形眼镜能够使用石墨烯场效应晶体管实时测量泪液中基质金属蛋白酶-9（OSI 的生物标志物）的浓度。作为一种治疗设备，他们制造了一种可拉伸透明的热贴片，可贴附在人的眼睑上用于热疗。诊断和治疗设备都可以使用智能手机进行无线通信，从而实现 OSI 的即时诊断和自动热疗^[7]。另外，Keum 等^[6]提出了一种将葡萄糖监测系统 and 电控按需给药机制相结合的设计，该设计将用于治疗糖尿病性视网膜病变的药物装入储器，并用金膜密封以防止渗漏。当施加一定量的电压时，电压控制膜就会溶解从而将药物释放到患者的眼部，如图 2(d) 所示。事实证明，长时间内缓慢且受控的药物释放可提高药物的治疗效果^[12]。近年来，在隐形眼镜药物输送方面的研究已经证明，分子印迹、维生素 E 扩散屏障和离子储层是很有前景的药物释放技术，希望通过这些技术可以将葡萄糖监测与药物输送更加无缝地结合在一起，实现更加有效、透气、安全的多功能智能隐形眼镜。

1.1.3 全息检测法

全息检测法主要利用目标检测物导致传感器光学特性的变化来达到检测目的。研究者们利用传感器体积变化改变材料的周期性结构，从而改变衍射图样，包括衍射角、衍射颜色、反射功率、波长等，再通过智能手机摄像头对衍射光进行分析，可以获得泪液中目标生理信号的浓度。Elsherif 等^[13]在基于苯硼酸（PBA）的水凝胶隐形眼镜上印制了一个光子纳米结构，使得当葡萄糖与聚 2-羟乙基甲基丙烯酸酯（HEMA）在水凝胶隐形眼镜表面结合时会使水凝胶发生膨胀。用光电探测器测量透射模式下衍射单色光的隐形眼镜的光谱，测试结果表明，材料的周期常数和葡萄糖浓度在 0~10 mM 和 10~50 mM 有不同的线性响应，当浓度超过 10 mM

时, 斜率的不连续性表明了传感器的灵敏度下降, 这可能是由于水凝胶的弹性变化引起的。当以其他分析物作为目标时, 这种实现方法同样易于操作, 并且还可以定制衍射光栅以实现理想的衍射图案^[14]。使用相同的机制, Lin 等^[5]提出了基于 PBA 的 HEMA 隐形眼镜和智能手机的解决方案, 如图 2(e) 所示, 此方案展示了后端图像处理过程。后端实现通过比较红光发射随时间的差异, 根据图像处理的照片反过来计算葡萄糖的浓度。这种变换反映了光功率的变化, 据此可以通过 Gullstrand 公式计算镜片的厚度。研究还证明该传感器在葡萄糖浓度范围为 0~20 mM 的 3 个重复浸泡周期中具有良好的膨胀和收缩能力, 表明该传感器能够处理眼睛中葡萄糖水平的波动。但是两次实验之间的输出并不足够一致, 因此还需要进一步提高可重复性。Chen 等^[15]提出了一种新的传感器材料, 该材料由 4-硼苯甲醛官能化的聚乙烯醇水凝胶中的单层胶体晶体制成, 其在葡萄糖的存在时会发生收缩。尽管尚未集成到隐形眼镜中, 但它具有出色的感应能力, 可以检测 0~20 mM 范围的葡萄糖浓度, 这涵盖了泪液中葡萄糖的浓度范围, 并具有 180 s 的快速响应时间。

全息检测法不需要外部电源、嵌入式电路和酶促反应, 而且也不需要复杂的制造过程, 但是它仍然存在一些弊端和未来应用中需要面对的挑战。当施加机械应变时, 尤其是在葡萄糖浓度较低的情况下, 由于物理压力引起的周期结构变化会干扰它的读数^[13-14]。这个问题具有较大的挑战, 因为眼压会在隐形眼镜上施加机械应变, 并且一天中眼压会由于昼夜节律或人体姿势的变化而发生波动^[16]。此外, 尽管全息检测传感器是无酶设计的, 但在结合某些化学物质时, 它仍然可能会遇到来自泪液中分析物的干扰。最后, 全息检测法的后端处理通常是在智能手机上进行的, 通过分析衍射光推断泪液中的葡萄糖浓度。根据实现方式选择测量的衍射参数不同, 一些参数的测量可能需要进行更多的研究。例如, 在葡萄糖检测中使用患者更容易获得的发光设备, 最小化实时图像处理中的环境噪声等。当前, 通过智能隐形眼镜监测泪液中的生物标记物诊断疾病, 仍然需要更多的临床研究以确定泪液中生物标记物的水平与疾病的实际进展的关系。同时, 应当提高传感器的准确性和可重复性, 以便用于更加精准的疾病监测。

1.2 眼压监测

眼压对于眼科疾病的诊断和治疗至关重要, 特别是全球第二大致盲眼病——青光眼, 截止至 2020 年年底, 全球青光眼患者数目已超过 8 000 万。目前临床上使用的眼压测量设备只能实现单次和静态坐姿或卧姿测量, 而眼压是具有昼夜节律的在 24 h 内动态变化的生理信号, 且与身体姿势相关。因此, 研究者们开发出柔性隐形眼镜实现眼压的 24 h 连续监测, 通过将感应电路嵌入柔性隐形眼镜, 从而测量由眼压波动引起的角膜曲率半径的变化达到监测眼压的目的。根据嵌入传感层的工作原理, 柔性隐形眼镜眼压监测传感器主要分为微流体型、压阻型、RLC 型和光学器件等类型。

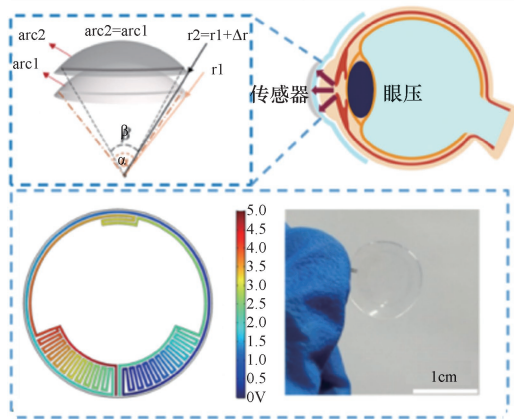
微流体传感器不需要电源和数据传输模块, 这使得微流体传感器拥有结构简单、制备容易和成本低等优点。许多研究者在隐形眼镜中制备微通道, 并将其充满带颜色的指示液体, 如水和油类等, 由于眼压的波动使得微通道内指示液的体积发生变化, 导致指示液与空气的界面位置发生移动, 通过智能手机摄像头来拍摄该位置移动, 从而计算出眼压值。Araci 的团队^[17]将微流体应变传感器嵌入隐形眼镜, 并用智能手机摄像头直接拍摄识别液体位置变化, 实现 24 h 眼压的连续监测, 他们优化了传感器的几何结构和材料, 以实现高灵敏度、高线性和稳定的响应。此外, 因为微流体传感器具有流动稳定性的特性, 所以在不需要任何电子元器件的情况下, 微流体传感器可以有效过滤如眨眼等快速波动的噪声信号。目前, 微流体传感器的数据采集方式大多为使用智能手机摄像头对微流道内的指示液的位置进行跟踪, 这需要测试者每次测量时用智能手机摄像头对准人眼进行拍摄, 然而这种方式无法做到对眼压进行便捷地实时监测, 未来可在外围眼镜框上结合自动跟踪摄像头对微流道指示液进行实时识别与采集, 实现眼压的智能实时监测。

压阻型传感器通常是在隐形眼镜中嵌入应变片以测量角膜的曲率半径从而监测眼压, 随着接触镜曲率半径的变化, 应变片的电阻也随之变化, 从而输出电信号发生变化。大多数研究者使用的应变材料为金属, 近年来, 随着柔性电子技术的发展, 使得石墨烯等柔性透明材料应用于智能隐形眼镜。Ren 的团队^[18-19]通过设计惠斯通电桥结构放大传感器的应变以提高灵敏度, 同时利用柔性透明的少层石墨烯作为应变感应电路惠斯通电桥的材料, 基

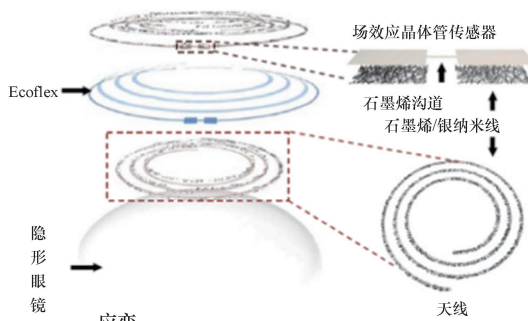
于石墨烯的高灵敏性的智能隐形眼镜如图 3(a)所示, 实现了超高的眼压监测灵敏度 (150 mV/mmHg) 和可见光范围内的透光度 (85%), 并使用低功耗蓝牙技术将眼压数据传输到智能手机, 解决了压阻式器件数据的无线传输问题^[19]。此外, Zhang 的团队^[20]使用石墨烯织物作为应变感应电路嵌入隐形眼镜, 实现高分辨率的眼压监测。Liu 的团队^[21]利用石墨烯纳米墙作为应变感应材料, 传感器在 0~55 mmHg 的范围内电阻响应为 1.014 kΩ/mmHg。目前, 采用应变感应片的压阻型器件主要面临的挑战是能量的供应和数据的传输问题, 当前主要解决方案是采用集成芯片和天线, 通过近场耦合实现能量和数据的无线传输, 最后眼压数值可无线传输到智能手机端或 PC 端。

采用可变电感或电容元件组成 RLC 电路嵌入柔性隐形眼镜, 可变电容或电感通过跟踪角膜曲率变化, 引起 RLC 振荡电路的谐振频率发生改变。通过校准外部读数线圈获得的谐振频率和标准眼

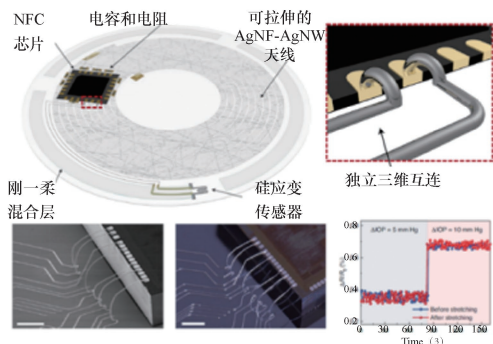
压计测量的压力值获得眼压值。大多数研究者采用硬质、不透明的 Cu 等金属材料作为电感线圈, 这不仅使得传感器的灵敏度和可靠性降低, 还会阻挡隐形眼镜佩戴者的视野, 在眼压监测时影响患者的正常生活。An 等^[24]提出用液态金属代替传统的硬质金属来作为应变感应线圈, 从而降低传感器的刚性, 保证隐形眼镜的柔软度和舒适性, 其 LC 谐振器是由液态金属 (Galinstan) 制成的可拉伸电感线圈和片式电容器构成, 通过与外部读取线圈的耦合进行数据和能量的传输。传感器在离体猪眼上的测试结果表明, 其共振频率的静态响应是非线性的, 其平均响应度为 78.9~86.7 kHz/mmHg, 灵敏度为 416~458 ppm/mmHg。此外, Park 团队^[11]采用石墨烯和银纳米线等柔性透明材料作为 RLC 的电感线圈, 基于 RLC 谐振电路的智能隐形眼镜如图 3(b)所示, 充分保证了隐形眼镜的透明度和舒适性。在牛眼球的体外实验中, 该智能传感器的谐振频率与眼压之间存在线性关系, 在眼压为 5~50 mmHg 的



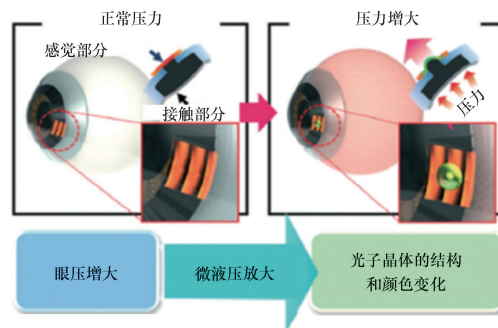
(a) 基于石墨烯的高透明度和高灵敏性的智能隐形眼镜^[19]



(b) 基于RLC谐振电路的智能隐形眼镜^[11]



(c) 用于无线定量眼压监测的柔性透明隐形眼镜^[22]



(d) 基于光子晶体颜色变化原理的智能隐形眼镜^[23]

图 3 智能隐形眼镜用于眼压监测

范围内响应度为 2.64 MHz/mmHg。因此, 柔性透明的感应材料与柔性隐形眼镜结合较为理想, 在提高传感器灵敏度和可靠性的同时, 有助于提高佩戴者的透明度和舒适性。当前, 大多数研究者通过网络分析仪获取 RLC 电路谐振频率的变化, 进而通过校准获得眼压值。为了避免使用笨重和昂贵的数据获取设备, 隐形眼镜可集成无线通信芯片和能量收集天线, 在标准的无线通信技术中, NFC 对于隐形眼镜具有较大的吸引力, 因为它能够为传感器提供无线电源, 以实现无线能量和数据传输。由于隐形眼镜的尺寸较小, 需要选择合适的透明天线和设计安全的工作频率, 而传统透明电极如氧化铟锡、碳纳米管、石墨烯和导电聚合物由于具有较高的阻抗限制了小尺寸的天线用于标准化的 NFC 设计。Kim 等^[22]基于超长的银纳米纤维 (AgNF) 和银纳米线 (AgNW) 混合网络制备了用于 NFC 的可拉伸透明天线, 使用液态金属的可拉伸 3D 互联线将硅应变传感器、NCF 芯片、天线、电容和电阻集成到柔性隐形眼镜上, 用于无线定量眼压监测的柔性透明隐形眼镜如图 3(c)所示。采用硅基裸片 (RF430 FRL152H, 德州仪器) 作为 NFC 芯片, 以 13.56 MHz 与智能手机进行数据传输, 并且开发出智能手机界面可以直接显示眼压值。该隐形眼镜在人眼上佩戴 12 h 后没有发生结膜感染, 且用于人眼眼压测量与金标准眼压计测量结果对比表明在小精度范围内两者结果具有较低的标准偏差。因此, 该智能隐形眼镜具有良好的生物兼容性和眼压测量的准确性。

用于连续眼压监测的光学系统主要由光源、眼压传感器、分光计和 PC 终端组成。当传感器的物理特性随眼压波动而变化时, 光源提供传感器所需要的激励, 然后传感器反射的反射光波长进行了偏移, 并用光谱仪测量其偏移程度, 最后在 PC 端计算了反射光波长与眼压的关系, 然而光学传感器需要植入眼球, 并使用精确和昂贵的分光计系统。为了解决这一问题, Maeng 等^[23]提出利用光子晶体形态变化引起的视觉颜色变化反映眼压的波动, 使用智能手机摄像头将晶体颜色识别为 RGB 值, 如图 3(d)所示, 从而定量计算得到眼压值, 而无须光学分光计系统, 其将具有蛋白石纳米结构的光子晶体制作成一个压力传感器, 再将该压力传感器嵌入一个柔性隐形眼镜中, 将该隐形眼镜放在离体猪眼上进行眼压测试和性能评估, 其灵敏度为 0.23 nm/mmHg。眼压波动

被智能手机摄像头识别为 RGB 值的变化, 这对青光眼的治疗有一定的积极意义, 即当眼压超过阈值时, 传感器提供颜色变化, 结合物联网技术, 即可实现智能监测与预警。这与微流道传感器采取的数据获取方式类似, 需要频繁使用摄像头对眼睛拍摄, 未来结合自动跟踪摄像头, 可使得测试系统更加便捷。

在连续眼压监测传感器走向临床应用的过程中, 仍存在一些问题和挑战需要解决, 理想的眼压传感器应满足安全性、生物相容性、透明度、准确性、可重复性、角膜曲率和厚度的独立性、患者易于自我测量的要求。已有的传感器研究只能满足以上标准中的一个或者几个, 而不能同时满足。当前大多数研究者完成传感器的设计和制备, 并基于模型眼球、离体动物眼球或活体动物眼球进行眼压实验测试, 而几乎没有直接进行人眼实验, 这可能考虑到传感器的安全性和生物兼容性问题。因此, 在未来的研究中, 可充分结合商用隐形眼镜的材料 (如硅水凝胶), 并在具备生物安全性的实验环境下制备传感器, 使得传感器达到人眼实验的标准。同时, 通过后端算法设计与校准, 去除角膜曲率半径和厚度对眼压测试的影响, 并设计对用户友好的测试界面, 使得患者能对眼压进行自我测量与读取。未来结合 5G 和物联网技术, 患者还可以根据智能手机接收到的眼压数据在云端进行实时共享, 并利用人工智能和大数据对眼压进行预测和评估, 眼科医生也可以根据患者共享的眼压数据进行在线评估和用药指导。

2 智能隐形眼镜在眼动追踪的进展与挑战

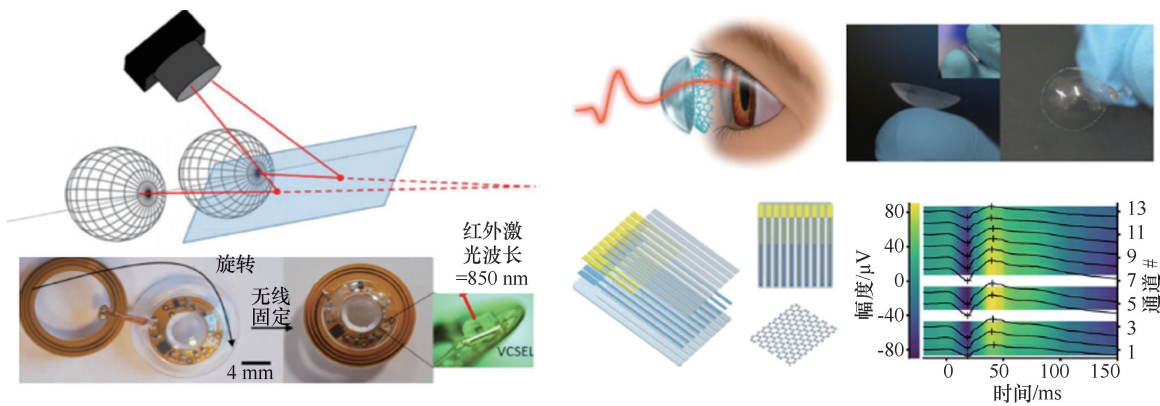
眼动追踪因其在现实世界中的多种应用受到了越来越多的关注, 包括医学诊断、虚拟现实 (VR, virtual reality)、AR、人机交互等。现有的主流眼动追踪技术是通过外部设备来完成的, 通常涉及相机和图像处理。近年来, 随着物联网和微电子技术的进步使得可通过框架眼镜甚至隐形眼镜实现眼动追踪技术。与基于相机的眼动追踪方法相比, 智能隐形眼镜用于眼动追踪具有更少的局限性, 能实现更高的精度和更快的追踪速度。

全息影像技术也被用于眼动追踪隐形眼镜的开发中, Massin 等^[25]提出了一种系统, 其中 4 个光电探测器被嵌入到隐形眼镜中, 并由安装在眼镜架上的红外光源照射。眼睛移动会导致这些光电探测器接收到的光发生变化, 进而反映在光电流的变化中, 并通过嵌入隐形眼镜中的集成芯片 (ASIC,

application specific integrated circuit) 计算, 得出眼睛凝视的方向, 利用近场通信 (NFC, near field communication) 将数据无线传输到外界存储或处理。蒙特卡诺仿真和 $0.35\ \mu\text{m}$ 工艺的 ASIC 后的结果表明, 该系统能实现 0.2° 的测量精度, 在 $50\ \text{cm}$ 处对应的横向和深度误差分别为 $0.2\ \text{cm}$ 和 $2.6\ \text{cm}$, 这一结果是当前最先进的、基于摄像头的眼动追踪系统的 2.5 倍。与此同时, 该系统的功耗只需要 $170\ \mu\text{W}$, 满足 NFC 的限制。然而, 该系统只是在人工眼球上进行了测量, 当系统用于人眼时, 还需要进一步的研究以确保其安全性和准确性。与上面的设计相反, 由 Khaldi 等^[26]设计的眼动跟踪镜片将发光源而不是光接收器嵌入隐形眼镜中, 隐形眼镜内嵌有垂直腔面发射激光器 (VCSEL, vertical cavity surface emitting laser), 并且相机被架设在眼睛的正前方, 如图 4(a)所示。标识眼睛位置的激光束可以通过二维位置敏感探测器 (PSD, position sensitive detector) 进行检测, 而 PSD 对眼睛是透明的, 故不会影响用户的正常视野。实验表明, 该系统准确检测信号只需要 $5\ \text{mW}$ 的低功耗能量, 这很

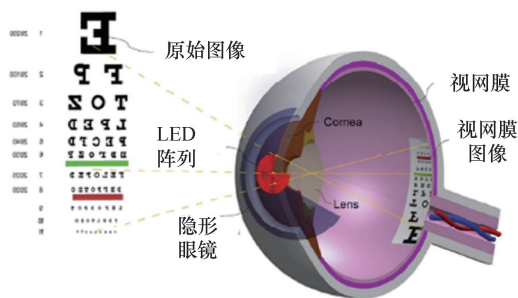
容易满足安全约束; 并且凭借 VCSEL 的高光束质量和光电传感器的高分辨率也可以轻松实现系统的高精度。然而, 其距离实用的可穿戴式智能隐形眼镜还有很远的距离, 因为 VCSEL 和天线组成电路的重量使得隐形眼镜在佩戴测试期间很容易错位。而且天线和激光器会产生大量的热, 因此散热也是一个关键的问题, 特别是在眼睑闭合的时候。

除了光学方法, Yin 等^[27]提出在隐形眼镜上制造视网膜电流图 (ERG, electroretinogram) 电极, 以便可以通过更保形、紧密和舒适的隐形眼镜界面获得测量结果。ERG 电极检测眼睛中感光细胞产生的电势信号, 并将其作为预测眼睛运动的度量标准。该隐形眼镜通过多次动物实验证明了从眼角膜表面获得清晰信号的可行性, 如图 4(b)所示。另外, 无摄像头、可穿戴等创新形式的眼动追踪设备也在研究中, 包括检测眼睛周围机械信号的皮肤附着式传感器, 可放置在眼睛周围日常穿戴品上用以追踪眼睛运动^[28-31]。这些系统都为眼动追踪智能隐形眼镜提供了方案, 即可以通过除反射光以外的信号预测眼部运动, 如电信号和机械信号等。

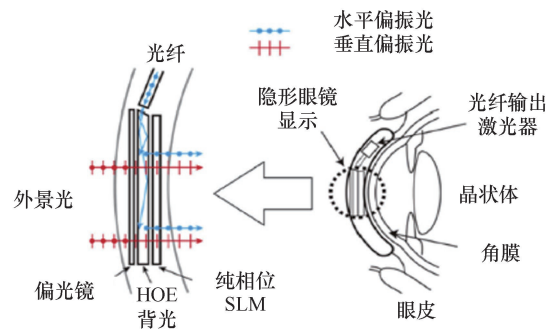


(a) 基于全息影像的眼动追踪系统^[26]

(b) 基于石墨烯的视网膜电监测隐形眼镜^[27]



(c) 基于LED阵列的AR隐形眼镜显示方案^[32]



(d) 基于全息技术的AR隐形眼镜解决方案^[33]

图 4 智能隐形眼镜在眼动追踪和 AR 方面的应用

3 智能隐形眼镜在 AR 领域的进展与挑战

当前全球有超过 2.53 亿人由于青光眼、糖尿病视网膜病变、视网膜色素病变和黄斑变性等眼病而受到永久性视力损伤，这些人群只能依靠手杖、导盲犬或者单眼望远镜进行日常活动，而无法拥有丰富的视觉信息感知。AR 技术作为一种视觉辅助手段，可让图像信息直接投射到视网膜上，从而增强低视力人群的视觉，近年来，对该技术的探索已经取得了显著的进展。从集成单像素显示到隐形眼镜上的全内置显示，已有的研究涉及的主要显示机制包括微发光二极管显示器（microLED, micro light emitting diode display）和全息影像技术。Chen 等^[34]提出了一种基于 AR 技术的隐形眼镜显示器的设计方案，该系统由隐形眼镜、透明有机发光二极管（OLED, organic light-emitting diode）面板和扭曲向列液晶（TN-LC, twisted nematic liquid crystal）面板组成，其中透明的 OLED 面板用于传递虚拟图像，TN-LC 面板用于调整偏振，而隐形眼镜用于纠正折射率误差。他们通过进一步的研究简化了此 AR 显示系统，隐形眼镜内只需要一组平行 LED 阵列，如图 4(c)所示，LED 的分辨率与视网膜上的视锥细胞的密度相匹配，其每个 LED 像素都能向眼球的晶状体中心发射准直光束^[32]。该系统允许眼睛自由移动或旋转，而不需要瞳孔扩张或眼球跟踪，这使得用户在不损失显示的情况下可以获得更大的视野。然而，该系统只是概念型的，处于仿真模拟阶段，其制造和推广将面临挑战，其中安全性是其首要问题，其次是供电问题，需要设计独立的内置电池、生物燃料电池或者无线供电系统。当显示设备嵌入隐形眼镜中时，眼睛的晶状体由于显示屏离眼睛太近，无法聚焦在屏幕上，Takaki 团队^[33]提出使用全息技术使得眼睛自然地聚焦在产生的图像上。嵌入隐形眼镜的显示设备可以显示全息图的图案，

这种全息图可以从远离眼睛的三维图像中产生波前，如图 4(d)所示。因此，在波前重建的基础上，可以在显示设备之外生成三维图像，从而眼睛可以聚焦在产生的图像上。该系统主要使用一个纯相位空间光调制器（SLM, spatial light modulator）和一个带有全息光学元件（HOE, holographic optical element）的激光背光重建波

前。这种结构为隐形眼镜的显示提供了透明能力，同时也为眼睛生成了可聚焦的图像。水平偏振光由纯相位 SLM 调制，转换成三维图像的波前；而偏振器传输来自外部场景的垂直偏振光，由于 HOE 具有波长选择性，因此 HOE 的背光对来自外部场景的光具有高透光率。由于纯相位的 SLM 对来自外部场景的光也具有较高的透过率，因此实现了整体的穿透能力。由相机获得的图像数据表明，眼睛可以同时聚焦到全息图像和真实物体上，因此，该技术适用于 AR 的应用。

近年来，随着“元宇宙”概念的兴起，VR 和 AR 重获青睐，国内外科技公司纷纷布局 VR 以及 AR 设备。VR/AR 隐形眼镜在工业界正在被广泛地研究，苹果和三星等科技公司已经开始投资、开发带有 AR 显示的隐形眼镜。当前，由 Mojo Vision 和 Innovega 公司制造的 AR 隐形眼镜正在商业化过程中。Mojo Vision 公司提出了一套完整的增强图像解决方案，可实现对比度增强、边缘检测和缩放等丰富的图像叠加功能。该隐形眼镜主要包括 3 个部分：向外的成像仪、图像处理器和一个 microLED 显示器。为了产生 AR 叠加，眼睛的视觉轴、成像仪和显示器要保持近同轴，该隐形眼镜从佩戴者的中央视觉捕捉场景，执行用户指定的图像处理任务（如边缘检测），并将结果发送到显示器，显示器连同其微型光学器件，直接将图像投射到视网膜上，突出显示现实世界物体的轮廓。一个 256×256 的像素阵列（像素尺寸为 1.75 μm×1.75 μm）配合适当的图像增强技术可以帮助视力在 20/75~20/400 的低视力患者^[35-36]。该公司的第一代 AR 智能隐形眼镜可以突出显示昏暗房间中的物体以帮助有视觉障碍的人，并且已经通过原型产品成功进行了演示。Mojo Vision 公司还宣布基于动作传感器进行视觉跟踪的技术将应用在第二代 AR 智能隐形眼镜，这将用于控制隐形眼镜的显示，如同用手指控制手机，将该技术嵌入到巩膜镜片，并制作一个单独的颈部设备作为处理器。对于 Innovega 公司来说，他们的系统是由软性隐形眼镜和框架眼镜组成，其中框架眼镜充当显示器和处理器。由于近眼显示容易造成疲劳，因此他们在隐形眼镜上安装了偏光滤镜，通过遮挡近眼显示的偏振光并使现实世界的光透过以实现更好的聚焦。

随着 AR 隐形眼镜的上市,许多应用和附加功能将会很快问世,包括实时翻译、放大物体、面部和物体识别、集成定位导航等。未来智能隐形眼镜很可能成为日常生活中一项新型智能技术,其普及程度就如同今天的智能手机一样,人们戴上了智能隐形眼镜,就进入了“元宇宙”空间。但是不可否认,要想将这项技术大规模融入我们的生活中,如医学、体育、游戏、教育等领域,仍然存在很多挑战和潜在的研究问题。

4 智能隐形眼镜的能量供应

智能隐形眼镜作为重要的物联网终端,其通过无线通信系统对可穿戴的医疗应用和 AR 的视觉成像至关重要,因此,为嵌入其中的芯片或传感器供电是近年来研究的热点。除了使用传统电池直接供电以外,大部分研究者利用外部线圈与隐形眼镜内置天线之间的磁共振耦合对智能隐形眼镜进行无线供电^[37-39]。然而,无线能量传输会受到时间和空间的限制,这限制了智能隐形眼镜的长期持续使用,限制了穿戴者的日常活动;且传统电池的刚性、热量和大尺寸也不适合于柔性隐形眼镜。Miyake 团队^[40]提出了一种混合供电系统,包括一个交流无线能量传输系统和一个直流锌-空气电池。直流电源由锌环作为阳极、泪液中的胆红素氧化酶作为阴极,与此同时,金属锌环作为无线能量传输系统中的内置天线,可在 13.56 MHz 的频率下实现 17.6% 的能量传输效率。Lee 等^[41]延续了电池这一解决方案,提出了在泪液中工作的柔性水性电池,采用普鲁士蓝类似物纳米粒子作为电池的阴极和阳极,使得电池通过泪液中的钠离子和钾离子工作而不需要额外的封装。此外,部分研究者提出将太阳能电池集成到智能隐形眼镜上^[42],然而其特定的使用场景、在眼球中的稳定性和可靠性使得实际应用具有较大的挑战性。除了电池这一解决方案, Park 团队^[43]提出了在隐形眼镜上制备固态超级电容器以存储通过线圈无线供应的能量,使得隐形眼镜上的电子设备可持续工作。该团队采用墨水直写工艺将基于碳材料的固态电容器以弧形形状印制在隐形眼镜上,同时集成整流电路、天线和发光二极管,实现了持续可靠的无线充放电过程。相较于传统电池而言,将柔性超级电容器集成到智能隐形眼镜上,保证了隐形眼镜的高柔软

性和舒适度,具有良好的抗热和电磁辐射的可靠性,是一种为智能隐形眼镜供电的有前景的解决方案。对于智能隐形眼镜的供电,实现能量供应稳定性和可靠性的同时,更要确保能量供应设备对于人眼的安全性和生物兼容性。

5 结束语

综上所述,多功能的智能隐形眼镜需要更多创新性的方法和原理来实现,本文介绍的是智能隐形眼镜研究中一些具有前景的领域和原理。尽管对于智能隐形眼镜的研究越来越多,但真正进入市场的商用智能隐形眼镜依然缺乏。这些智能隐形眼镜仍然需要额外考虑灵敏度、安全性、稳定性、制造简易性、成本、透氧性和耐磨性等方面的问题,希望在未来智能隐形眼镜的技术发展过程中可以很好地解决这些问题,让智能隐形眼镜在智慧医疗和元宇宙中发挥实际的作用。

参考文献:

- [1] JIANG N, MONTELONGO Y, BUTT H, et al. Microfluidic contact lenses[J]. *Small*, 2018, 14(15): 1704363.
- [2] BADUGU R, REECE E A, LAKOWICZ J R. Glucose-sensitive silicone hydrogel contact lens toward tear glucose monitoring[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2018, 23: 057005.
- [3] BADUGU R, JENG B H, REECE E A, et al. Contact lens to measure individual ion concentrations in tears and applications to dry eye disease[J]. *Analytical Biochemistry*, 2018, 542: 84-94.
- [4] PARK J, KIM J, KIM S Y, et al. Soft, smart contact lenses with integrations of wireless circuits, glucose sensors, and displays[J]. *Science Advances*, 2018, 4(1): eaap9841.
- [5] LIN Y R, HUNG C C, CHIU H Y, et al. Noninvasive glucose monitoring with a contact lens and smartphone[J]. *Sensors*, 2018, 18(10): 3208.
- [6] KEUM D H, KIM S K, KOO J, et al. Wireless smart contact lens for diabetic diagnosis and therapy[J]. *Science Advances*, 2020, 6(17): ea-ba3252.
- [7] JANG J, KIM J, SHIN H, et al. Smart contact lens and transparent heat patch for remote monitoring and therapy of chronic ocular surface inflammation using mobiles[J]. *Science Advances*, 2021, 7(14): eabf7194.
- [8] KIM J, CHA E, PARK J U. Recent advances in smart contact lenses[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2020, 5(1): 1900728.
- [9] CHU M X, MIYAJIMA K, TAKAHASHI D, et al. Soft contact lens biosensor for in situ monitoring of tear glucose as non-invasive blood sugar assessment[J]. *Talanta*, 2011, 83(3): 960-965.
- [10] IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz[J]. IEEE

- Std C95 1-1991, 1992: 1-76.
- [11] KIM J, KIM M, LEE M S, et al. Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics[J]. *Nature Communications*, 2017, 8: 14997.
- [12] HUI A. Contact lenses for ophthalmic drug delivery[J]. *Clinical and Experimental Optometry*, 2017, 100(5): 494-512.
- [13] ELSHERIF M, HASSAN M U, YETISEN A K, et al. Wearable contact lens biosensors for continuous glucose monitoring using smartphones[J]. *ACS Nano*, 2018, 12(6): 5452-5462.
- [14] TSENG R, CHEN C C, HSU S M, et al. Contact-lens biosensors[J]. *Sensors*, 2018, 18(8): 2651.
- [15] CHEN C, DONG Z Q, SHEN J H, et al. 2D photonic crystal hydrogel sensor for tear glucose monitoring[J]. *ACS Omega*, 2018, 3(3): 3211-3217.
- [16] HUGHES E, SPRY P, DIAMOND J. 24-hour monitoring of intraocular pressure in glaucoma management: a retrospective review[J]. *Journal of Glaucoma*, 2003, 12(3): 232-236.
- [17] AGAOGLU S, DIEP P, MARTINI M, et al. Ultra-sensitive microfluidic wearable strain sensor for intraocular pressure monitoring[J]. *Lab on a Chip*, 2018, 18(22): 3471-3483.
- [18] PANG Y, LI Y X, WANG X F, et al. A contact lens promising for non-invasive continuous intraocular pressure monitoring[J]. *RSC Advances*, 2019, 9(9): 5076-5082.
- [19] XU J D, CUI T R, HIRTZ T, et al. Highly transparent and sensitive graphene sensors for continuous and non-invasive intraocular pressure monitoring[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(16): 18375-18384.
- [20] ZHANG Y S, CHEN Y F, MAN T X, et al. High resolution non-invasive intraocular pressure monitoring by use of graphene woven fabrics on contact lens[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2019, 5: 39.
- [21] LIU Z D, WANG G, PEI W H, et al. Application of graphene nanowalls in an intraocular pressure sensor[J]. *Journal of Materials Chemistry B*, 2020, 8(38): 8794-8802.
- [22] KIM J, PARK J, PARK Y G, et al. A soft and transparent contact lens for the wireless quantitative monitoring of intraocular pressure[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2021, 5(7): 772-782.
- [23] MAENG B, CHANG H K, PARK J. Photonic crystal-based smart contact lens for continuous intraocular pressure monitoring[J]. *Lab on a Chip*, 2020, 20(10): 1740-1750.
- [24] AN H B, CHEN L Z, LIU X J, et al. High-sensitivity liquid-metal-based contact lens sensor for continuous intraocular pressure monitoring[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2021, 31(3): 035006.
- [25] MASSIN L, SEGUIN F, NOURRIT V, et al. Smart contact lens applied to gaze tracking[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(1): 455-463.
- [26] KHALDI A, DANIEL E, MASSIN L, et al. A laser emitting contact lens for eye tracking[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10: 14804.
- [27] YIN R K, XU Z, MEI M, et al. Soft transparent graphene contact lens electrodes for conformal full-cornea recording of electroretinogram[J]. *Nature Communications*, 2018, 9: 2334.
- [28] KIM N I, CHEN J, WANG W J, et al. Highly-sensitive skin-attachable eye-movement sensor using flexible nonhazardous piezoelectric thin film[J]. *Advanced Functional Materials*, 2021, 31(8): 2008242.
- [29] XIE Y D, LU M Y, YIN W L, et al. Novel wearable sensors for biomechanical movement monitoring based on electromagnetic sensing techniques[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2020, 20(2): 1019-1027.
- [30] KIREEV D, AMERI S K, NEDERVELD A, et al. Fabrication, characterization and applications of graphene electronic tattoos[J]. *Nature Protocols*, 2021, 16(5): 2395-2417.
- [31] HOMAYOUNFAR S Z, ROSTAMINIA S, KIAGHADI A, et al. Multimodal smart eyewear for longitudinal eye movement tracking[J]. *Matter*, 2020, 3(4): 1275-1293.
- [32] CHEN J, MI L T, CHEN C P, et al. Design of foveated contact lens display for augmented reality[J]. *Optics Express*, 2019, 27(26): 38204.
- [33] SANO J, TAKAKI Y. Holographic contact lens display that provides focusable images for eyes[J]. *Optics Express*, 2021, 29(7): 10568-10579.
- [34] WU Y H, CHEN C P, MI L T, et al. Design of retinal-projection-based near-eye display with contact lens[J]. *Optics Express*, 2018, 26(9): 11553-11567.
- [35] MARTIN P S. Mojo vision nanoLEDs for invisible computing[C]//SPIE OPTO. Proc SPIE 11302, Light-Emitting Devices, Materials, and Applications XXIV, San Francisco, California, USA. 2020, 11302: 9-16.
- [36] SINGH R, BAILEY S, CHANG P, et al. 34.2 A 21pJ/frame/pixel Imager and 34pJ/frame/pixel Image Processor for a Low-Vision Augmented-Reality Smart Contact Lens[C]//Proceedings of 2021 IEEE International Solid-State Circuits Conference (ISSCC). Piscataway: IEEE Press, 2021: 482-484.
- [37] KIM Y J, MAENG J M, IRAZOQUI P P. Eyeglasses-powered, contact lens-like platform with high power transfer efficiency[J]. *Biomedical Microdevices*, 2015, 17(4): 75.
- [38] CHIOU J C, HSU S H, HUANG Y C, et al. A wirelessly powered smart contact lens with reconfigurable wide range and tunable sensitivity sensor readout circuitry[J]. *Sensors*, 2017, 17(12): 108.
- [39] VÁSQUEZ QUINTERO A, ARAI R, YAMAZAKI Y, et al. Near-field communication powered hydrogel-based smart contact lens[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2020, 5(12): 2000702.
- [40] TAKAMATSU T, YIN S J, FANG S J, et al. Multifunctional high-power sources for smart contact lenses[J]. *Advanced Functional Materials*, 2020, 30(29): 1906225.
- [41] YUN J, ZENG Y, KIM M, et al. Tear-based aqueous batteries for smart contact lenses enabled by Prussian blue analogue nanocomposites[J]. *Nano Letters*, 2021, 21(4): 1659-1665.
- [42] XIA Y J, HEIDARI H, FAN H, et al. Hybrid microenergy harvesters for smart contact lenses[C]//Proceedings of 2020 27th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems (ICECS). Piscataway: IEEE Press, 2020: 1-2.
- [43] PARK J, AHN D B, KIM J, et al. Printing of wirelessly rechargeable solid-state supercapacitors for soft, smart contact lenses with continuous operations[J]. *Science Advances*, 2019, 5(12):

[作者简介]



徐建东（1995- ），男，清华大学集成电路学院博士生，主要研究方向为智能可穿戴电子器件与系统。



杨轶（1978- ），男，博士，清华大学集成电路学院副教授、博士生导师，主要研究方向为二维纳电子器件、纳米声学器件、集成谐振器件、柔性电子器件及其应用系统等。



李睿嵩（1999- ），女，加州大学伯克利分校电气工程与计算机科学系在读，主要研究方向为智能微纳电子器件。



张盛（1975- ），男，博士，清华大学深圳国际研究生院副教授、博士生导师，主要研究方向为通信及系统集成、图像及运动传感、区块链、面向物联网的操作系统等。



常昊（1999- ），男，清华大学集成电路学院硕士生，主要研究方向为柔性传感器与可穿戴设备。



任天令（1971- ），男，博士，清华大学集成电路学院教授、博士生导师，清华大学信息科学技术学院副院长，清华大学环境与健康传感技术研究中心副主任，主要研究方向为新型二维电子器件与集成系统、先进智能芯片与系统、智能传感器与集成微系统等。