

眼内压检测技术研究进展

陈 威¹,周雪芬²,康宜华²,张 虹¹

作者单位:¹(430030)中国湖北省武汉市,华中科技大学同济医学院附属同济医院眼科;²(430074)中国湖北省武汉市,华中科技大学机械科学与工程学院

作者简介:陈威,在读博士研究生,研究方向:青光眼。

通讯作者:张虹,主任医师,教授,研究方向:青光眼。dr_zhanghong@126.com

收稿日期:2012-02-10 修回日期:2012-03-27

Research on advances of intraocular pressure measuring technology

Wei Chen¹, Xue-Fen Zhou², Yi-Hua Kang², Hong Zhang¹

¹Department of Ophthalmology, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, Hubei Province, China; ²Institute of Mechanical Engineering and Sciences, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, Hubei Province, China

Correspondence to: Hong Zhang, Department of Ophthalmology, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, Hubei Province, China. dr_zhanghong@126.com

Received:2012-02-10 Accepted:2012-03-27

Abstract

• Intraocular pressure (IOP) measurement is significant to the diagnosis and treatment of glaucoma. This article reviewed various IOP tonometers up to date which had different principles, advantages and disadvantages. The purpose of this review is to provide assistance to the study of continuous intraocular pressure detection technology.

• **KEYWORDS:** glaucoma; intraocular pressure detection; tonometer

Chen W, Zhou XF, Kang YH, et al. Research on advances of intraocular pressure measuring technology. *Guoji Yanke Zazhi (Int Eye Sci)* 2012;12(5):882-887

摘要

眼内压测量对青光眼诊治意义重大,本文总结了临床上经常使用的各种单次眼压测量装置的检测原理、适用范围、检测精度以及各自的优缺点,并对临床上急需的连续眼压检测装置的国内外研究进展进行综述,以期对连续眼压检测技术的研究提供帮助。

关键词: 青光眼;眼压检测;眼压计

DOI:10.3969/j.issn.1672-5123.2012.05.23

陈威,周雪芬,康宜华,等.眼内压检测技术研究进展.国际眼科杂志 2012;12(5):882-887

0 引言

公元前400年,“glaucoma”首次被古希腊学者“希波克拉底”用来描述一种老年性致盲眼病,作者在描述中写到:“一旦瞳孔变成海蓝色,视力将严重损害,同时另一眼也会致盲”^[1]。1622年英国眼科医生 Richard Banister 首次提及眼内压升高可能与青光眼发病密切相关。1823年,外科医生 Guthrie 首次将这种以眼内压升高为特征的疾病命名为“Glaucoma”。1826年,William Bowman 将指压法眼压测量(digital palpation)方式正式列入眼部常规检查^[2]。近200年来,眼内压测量已成为青光眼诊断的重要参考依据,本篇综述重点对临床常用单次眼压测量仪器及目前尚在研究的长程眼压监测装置的机械制造原理及其优缺点进行归纳总结,希望可以帮助临床眼科医生选择合适的眼压装置以获取到青光眼患者更为真实的眼内压。

1 单次眼压测量装置

1863年,Von Grefe 首次发明了眼内压测量装置,装置通过眼睑运用活塞(负荷重量)压陷巩膜测量眼压(图1)。1865年,Donners 运用弹簧代替活塞进行测量^[2]。不论是活塞还是弹簧进行压陷,眼内压测量均通过特定压力压陷巩膜深度反应。1884年,伴随眼表麻醉剂的临床使用,作用于角膜表面的压平式及压陷式眼压计相继诞生^[3]。

1.1 压陷式眼压计 压陷式眼压计(indentation tonometer)利用测压头压陷角膜进行间接眼内压测量。Schiotz 眼压计作为压陷式眼压计的代表(图2),于1911年首次应用于临床^[4]。压陷式眼压计因结构简单、价格便宜、操作简便,在20世纪早中期受到广泛使用,但是该眼压计的准确性受操作者的熟练度、巩膜壁硬度、角膜形状等众多因素影响;测量时必须保持平卧位;受试者眼球转动会导致测量时角膜上皮损伤;仪器连续测量导致房水挤出,眼内压降低。上述众多不足导致 Schiotz 压陷式眼压计在20世纪后期逐渐被 Goldmann 压平式眼压计所取代^[4]。

1.2 Goldmann 压平式眼压计 1955年,运用 Imbert-Fick 原理(在一个无限薄壁的球体内充满液体,通过压平球壁特定面积所承受的对压力即可反映球内压力,图3)及牛顿第三力学定律(作用力及反作用力),Goldmann 设计出具有代表性的压平式眼内压检测装置,装置以发明者名字命名——Goldmann applanation tonometer(GAT)。GAT 被认为是眼压测量的金标准^[5],计算压平角膜直径3.06mm(面积为7.35mm²)所需的外力即可得到眼内压力大小(IOP=W/A;W:压平角膜所需力的大小;A:压平角膜面积)。GAT 测量在裂隙灯显微镜下完成,测量数据准确性高,测量误差小于±0.066kPa(0.5mmHg);不受球壁硬



图1 早期眼压测量装置(压陷巩膜测量眼压)。



图2 Schiötz 压陷式眼压计。

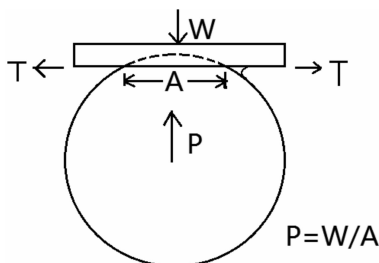


图3 运用 Imbert-Fick 原理测量眼内压力, W:施加外力; A:压平角膜特定面积; P:眼内压力。

度影响,测量过程眼内容积变化小(0.56mm^3)^[2];但 GAT 需要使用表面麻醉剂及荧光素钠染色,测量结果与中央角膜厚度(以 $550\mu\text{m}$ 为基准,每偏离 $25\mu\text{m}$,需矫正 1mmHg)^[6]及荧光素钠使用量有关^[7]且只能坐姿测量,导致仪器使用范围受限,对于无法坐立位配合患者和角膜疾病患者均不适用,相继发明的“Perkins 手持式压平测量装置”测量原理与 GAT 相似^[8],弥补了 Goldmann 测量的体位缺陷,但仍存在 Goldmann 所具有的其他不足。

GAT 测量探头直接接触角膜完成测量过程,每年将近 1.22 亿患者接受 GAT 测量^[9],而在测量过程中,类似于腺病毒等免疫缺陷病毒的交叉感染现象不断被报道^[10]。如何降低感染风险一直以来是眼科医生使用 GAT 测量关注的重点。尽管疾病控制中心(CDC)颁布了 Goldmann 探头消毒标准^[11],但是操作过程繁琐(700mL/L 异丙醇擦拭探头——浸泡在 1:10 稀释的次氯酸钠溶液或 30g/L 过氧化氢溶液或 700mL/L 异丙醇溶液中 5min),而非接触式眼压计(non-contact tonometer, NCT)的问世则成功的解决了这一难题。

1.3 非接触式眼压计 NCT 通过气泵发出高速气流压平角膜至恒定面积(直径 3.60mm),毗邻的激光发射器发出激光经角膜反射后由探测器接收,记录下探测器接收最大激光量的耗时,换算为眼压幅值,见图 4。NCT 测量

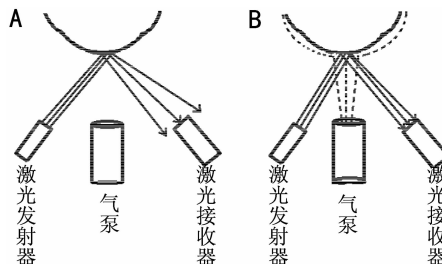


图4 A:激光接收器接受经角膜反射的激光量作为基础值; B:气泵发出气流压平角膜,激光探测器接受最大激光发射量,记录时间,换算为眼压幅值。



图5 A: Tonopen 手持式眼压笔; B: Tonopen 眼压笔测量示意图。

过程不与角膜接触,不需麻醉,避免角膜机械性及毒性损害;NCT 测量结果受眼压及中央角膜厚度(CCT)影响较大,当眼压小于 8mmHg 或大于 40mmHg 时,NCT 测量误差显著增加^[12]。当 $\text{CCT} > 539\mu\text{m}$ 时,NCT 测量眼压准确性较 Goldmann 压平式眼压计显著下降^[13];中央角膜厚度每增加 $10\mu\text{m}$,NCT 眼压测量值偏高 1mmHg (Reichert NCT II)^[14]。尽管如此,由于 NCT 操作简便,无交叉感染风险,非常适宜于青光眼的筛查工作。

1.4 Tonopen 手持式眼压计 Tonopen 手持式眼压笔(包括它的衍生产品 Tonopen-XL, Tonopen Avia; Reichert, 图 5)作为新型压平式眼压计,以可手持式,不受姿势影响,不需额外直流电源供电为其主要特点, Tonopen 眼压计可在配戴角膜接触镜后测量,因此可用于化学烧伤、角膜溃疡以及其他需要配戴角膜接触镜眼部疾病的眼压测量工作^[15];眼压笔探头外包可抛弃式乳胶外套,虽然降低了交叉感染风险,但测量成本相应升高。在测量过程中, Tonopen-XL 在连续触碰角膜 4 次后显示可靠性统计学平均值(Tonopen Avia 触碰 10 次),测量结果与 GAT 具有良好相关性。在眼压大于 20mmHg 时, Tonopen 测量值略低于 Goldmann^[16,17]。与动态轮廓眼压计相比($0.48\text{mmHg}/10\mu\text{m}$), Tonopen 受中央角膜厚度变化影响更大($0.74\text{mmHg}/10\mu\text{m}$)。

1.5 其它原理眼压测量装置

1.5.1 回弹式眼压计 1996 年, Kontioli^[18,19] 运用微电子技术联合回弹原理,发明了“I-care 回弹式眼压计”(以下简称 I-care)。I-care 作为便携式眼压计,其测量采用电磁感应回弹原理,测量过程仅 0.1s 。眼压越高,探头触碰角膜后减速越快。回弹式眼压计便携性强;测量时探头快速轻碰角膜,无需表面麻醉,无疼痛,适用于无法坐立位配合患者;测量过程更换无菌探头,降低了交叉感染风险。I-care 测量结果在一定范围内不受探头触碰角膜位置偏移影响(距离角膜前表面 $4\sim 8\text{mm}$ 范围;偏离角膜中央 $0\sim 2\text{mm}$;偏离中线 $0\sim 20$ 度范围),可以用于青光眼动物模型的眼压测量工作^[20]。但是, I-care 测量结果的精确性仍受角膜物理特性影响:角膜厚度增加,角膜硬性升

高会导致实际眼压值被高估。Van der Jagt, Fernandes, Martinez de la Casa 等学者均证实 I-care 眼压计测量结果略高于 GAT ($0.60 \pm 3.26\text{mmHg}$, $1.34 \pm 2.03\text{mmHg}$, $1.8 \pm 2.8\text{mmHg}$)^[16,21-23]; Nakamura 等^[24] 研究发现,与 GAT, NCT 和 Tonopen 相比, I-care 测量值较高 (差值: 1.40 ± 2.19 , 2.22 ± 2.14 , $0.00 \pm 2.44\text{mmHg}$)。由于 I-care 存在的测量差异性, 目前认为回弹式眼压计更适用于追踪观察眼压变化而不是精确评估眼压数值, 主要用于动态眼压监测, 提供患者眼压变化曲线以供青光眼诊断治疗参考^[25]。

1.5.2 动态轮廓眼压仪 1963年, 帕斯卡发现密闭容器内液体受到压力时, 会将相同大小压力传到容器的各个表面, 即帕斯卡定理。Kanngiesser 等^[26] 运用帕斯卡原理, 打破了压平和压陷式眼压计的设计常规, 研发出新型眼压测量装置——动态轮廓眼压计 (dynamic contour tonometer, DCT)。DCT“凹面探头”曲率半径 10.5mm, 中央放置直径 1.7mm 的微型压力传感器。凹面探头挤压造成角膜最小形变量, 并将眼内压力导向传感器表面, 获取眼压数值 (图 6)。DCT 需与裂隙灯显微镜配合使用, 当角膜两边压力相等时, 作用于探头的外力与眼内压力平衡, 中央压力传感器将眼压数值传入微处理器, 计算后显示压力值。DCT 测量结果与 GAT 具有良好相关性^[27-29], Herndon^[30] 在尸眼上研究表明, DCT 测得眼压值与直接法测定无显著性差异, 测量不受中央角膜厚度、角膜半径、角膜曲率、散光以及角膜含水量等角膜物理特性影响。但 DCT 在测量时, 探头需在角膜停留 5s, 对眼球震颤、弱视、儿童等配合欠佳者, 使用 DCT 测量受到限制, 测量结果误差较大^[29]。

1.5.3 眼睑式眼压计 Diaton 眼压计是一种经眼睑便携式眼压测量仪器^[31], 标定重量的下落杆通过自由落体运动压迫眼睑, 通过获取眼球不同组织不同弹性反应间接测量眼压 [即通过定量机械影响的动力学 (弹道) 方法判断眼压水平]。装置压迫上眼睑 1.5mm 直径区域 (此处眼睑在自由落体下落杆与眼球的相互作用过程中充当传动部分), 感受眼球弹性反应, 通过换能器输出测量结果, 用此方法来测量眼压, 成功避免了眼睑对眼压测量结果的影响 (图 7)。Diaton 眼压仪测量时间短, 速度快, 在测量过程中不接触角膜, 特别适用于罹患角膜炎症患者的眼压测量工作, 尤其对角膜术后及配戴角膜接触镜的患者和儿童更为方便^[32]。通过与 Goldmann 眼压计比较发现, Diaton 眼压仪眼压测量值显著低于 Goldmann 眼压计^[17,33-35], 测量结果变异性大, 受到角膜厚度, 眼睑张力等多种因素影响^[36], 并不适用于青光眼诊断, 只能用于临床筛查工作^[37]。

除外眼压异常病理性升高, 眼压昼夜波动增大更是青光眼视力损害的头号隐形杀手^[38,39]。众多研究表明, 早期青光眼患者仅为眼压波动增大, 而这种眼压波动高峰 52% 出现非临床就诊时间^[40]。早期青光眼干预小组 (AGIS) 对青光眼术后患者进行长达 13a 随访观察发现: 眼压长期波动幅度大 ($SD > 2$), 患者视野缺损进行性恶化, 而眼压波动幅度小 ($SD < 2$), 患者视野变化处于稳定状态^[39,41]。综上所述, 眼内压波动在反应青光眼真实病情方面, 远远重要于单次测量。为此, 如何能够获取到青光眼患者真实的眼压昼夜波动数值, 一直以来都是国内外学者研究的热点与难点。

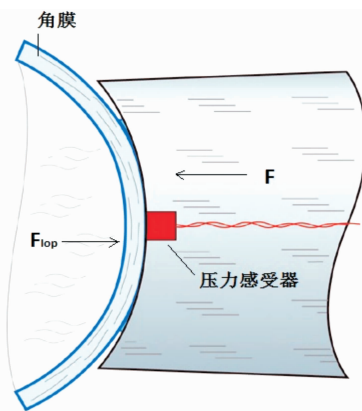


图 6 动态轮廓眼压计与角膜前表面轮廓吻合, 此时压力感受器感受角膜前表面压力值与眼内压相等。

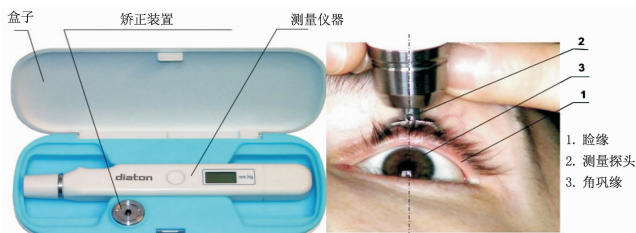


图 7 眼睑式眼压计。嘱受试者 45° 方向注视, 装置压迫上眼睑 1.5 mm 直径区域感受眼球弹性反应, 换算成眼压幅值。

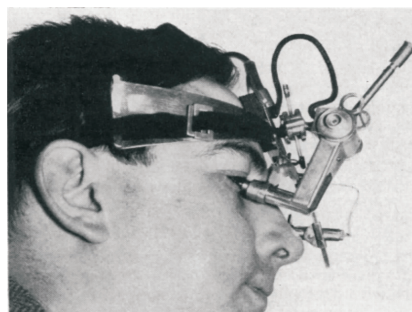


图 8 运用压陷式原理进行短时程眼内压测量。

2 长程眼压监测的探索之路

1960 年代, 以达到自主长程测量为目的的眼压测量仪器开始研制。1958 年, Maurice^[42] 运用“压陷式原理”设计出第一台短时程眼压测量装置, 如图 8 所示, 装置可以在表面麻醉剂起效的短暂时间内通过压力敏感电阻记录眼压波动, 由于减小了对眼内液体动力学的影响 (仅置换眼内液体 2.5mm^3 , Schötiz 眼压计置换量 30mm^3)^[43], 使得测量结果更为精确。但是, 由于麻醉药物维持时间短暂, 仪器配戴复杂, 探头直接接触角膜, 使其无法应用于临床昼夜眼压监测。尽管如此, 仪器雏形的诞生拉开了长程眼压监测仪器研制的序幕。

长程眼压计的研制至今历时近 50a, 按测量部位不同可分为将传感器放置在角膜接触镜表面、巩膜表面、前房内、虹膜表面以及人工晶状体表面等; 按植入方式的不同, 可分为侵入式测量及非侵入式测量两种; 按传感原理的不同分为电容压力传感器及惠氏电桥电阻压力感受器; 按信号传输的不同, 分为有线式及无线式信号传输。本篇综述主要以植入方式及相应时间顺序进行论述。

2.1 侵入式测量 1964 年, Collins 等^[44] 将小泡样 (bubble) “LC 谐振回路” 放置在兔眼前房内, 伴随前房内压力变化, 传感器电容, 电感增强, 共振频率 (resonance frequency, RF) 下降, 通过外界 “grip-dip 振荡探测器” 记

录 RF 变化并转化为电流幅值,由示波器采集,从而完成兔眼 24h 眼内压力监测。2001 年 Stangel 等^[45]运用互补金属氧化物集成电路(CMOS)技术研制出可以放置在人工晶状体上的电容压力感受器,感受器核心原理依然是“LC 谐振回路”,通过感受共振频率变化反应相应压力数值(图 9)。由于与角膜表面距离增大,装置测量压力范围仅为 0.394 ~ 1.134mmHg,无法达到正常眼内压值。2002 年 Walter^[46]发表名为“*Intraocular pressure sensor: where are we and where will we go?*”的社论。作者认为,植入式感受器现阶段的工作重点是如何设计出更为柔韧,体积更小的感受器来减少手术创口,其次,虽然在动物实验证明感受器可以长期在眼内工作,但是,电磁波眼内外传输对于人类是否真的安全,需要进一步探索。2005 年结合“阿基米德线圈原理”,Meng 等^[47]将环形螺旋管固定在虹膜表面,螺旋管内密闭 1atm 大气压力,伴随眼内压力变化,螺旋管向心或离心运动,由指示器移动距离反应,通过外界示波器读取。2006 年,作者^[48]在薄壁螺旋管基础上又设计出蛇形,长臂型螺旋管(图 10)。体外实验证实不同压力下 3 种不同结构测量器虽然运行轨迹不同,但均具备探测 1mmHg 眼内压变化的能力(0.67°/mmHg 螺旋管;3.43 μ m/mmHg 长臂管;0.38 μ m/mmHg 蛇形管)。

2008 年,作者^[49,50]运用显微机械加工技术代替复杂的晶片粘合技术,运用“LC 谐振回路原理”,设计出新型眼内压力感受器,活体兔眼证实长达 5mo 的实验过程,装置运行良好,测量灵敏度高(7000ppm/mmHg),分辨率小于 1mmHg。

2010 年作者^[51]再次改进实验装置,增大线圈尺寸及品质因素 Q,增加信噪比,提高信息传输能力。经过动物实验证实,信号输出可以真实反应眼内压变化,结果稳定。

侵入式测量装置在眼内直接感受压力变化,测量结果精确。但是,由于需要眼科手术辅助安装,增加眼部创伤及感染风险;装置的生物稳定性及寿命长短存在差异将导致二次手术介入可能,这些因素都使得侵入式测量装置无法在临床上广泛应用。

2.2 非侵入式测量 1974 年 Greene 等^[52]首次运用“惠氏电桥原理(Wheatstone bridge)”将张力感受器放置在角膜接触镜内进行 24h 眼压监测。于实验动物配戴特制角膜接触镜,人为平衡惠氏电桥,后房注入生理盐水升高眼压,观察不同眼压下电压输出变化,实验结果显示,在 20 ~ 57mmHg 间电压输出与眼压变化具有良好的线性关系(0.08 Ω /mmHg)。2004 年 Leonardi 等^[43]将“惠氏电桥”放入角膜接触镜感受角膜曲率变化,通过输出电压幅值反应眼压波动(图 11)。离体实验显示二者线性关系良好($R^2 = 0.992$,灵敏度 8.37 μ V/mmHg),精确度达 0.5mmHg。但是,惠氏电桥需要额外电源供电,在角膜接触镜周边连出微折叠型电线,使装置整体耐受性下降。伴随微电子技术发展,作者于 2009 年改进试验装置^[53],在测量电阻及补偿电阻间加入环形线圈及遥感勘测微处理器,采用外界高频磁场激励回路产生感应电动势,伴随角膜曲率变化,惠氏电桥中电阻发生改变,导致整个回路输出电压变化,经微处理器发送数据,由可持式装置以 10Hz 频率接受,经蓝牙技术传至电脑进行整合、分析(图 12)。离体实验显示电压,眼压线性关系良好($R^2 = 0.9935$,灵敏度 113 μ V/mmHg)。

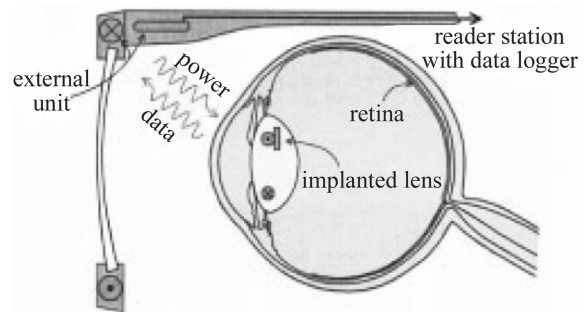


图 9 放置于人工晶状体表面的电容压力感受器,眼压波动导致感受器电容变化,通过共振频率参数将信息输出至外界反应眼内压变化。

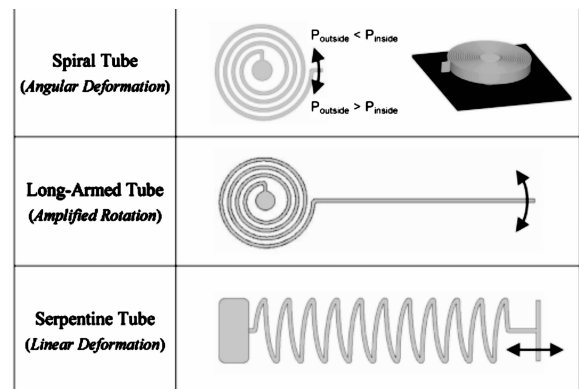


图 10 运用阿基米德线圈原理设计出不同类型的螺旋型线圈植入眼内进行眼内压测量。

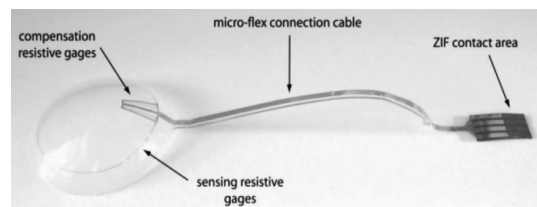


图 11 安装在角膜接触镜表面的非侵入式测量装置(连接有微折叠型电线供电)。向心性补偿电阻不感受张力变化,用于热补偿。张力感受器:位于角膜接触镜周边。

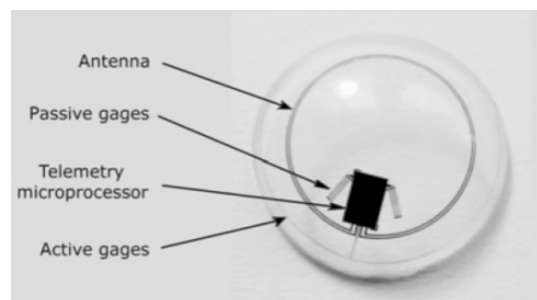


图 12 安装在角膜接触镜表面的非侵入式测量装置(高频磁场激励环形回路产生感应电动势,无需电线额外辅助供电)。

2011 年此装置用于高眼压症及青光眼患者初步临床实验^[54,55],研究结果表明装置安全性能良好。但是装置临床应用还存在问题尚需解决:(1)非直接感受眼内压变化、个体差异、非单一生理因素的影响均导致实验可重复性及准确性不佳。(2)装置输出结果无法进行校正确认,无法解释输出曲线中连续出现的波峰是实际眼压变化还是人为因素造成。(3)装置的特殊加工过程导致成本昂贵,患者无法负担。

2.3 其他方法

2.3.1 超声眼压检测方法 当机械系统所受激励频率与该系统某阶固有频率相接近时,系统振幅显著增大,产生共振现象。运用此原理,1992年 Sheikh等^[36]发现伴随眼内压力升高,巩膜硬度增加,其共振频率发生相应改变。试验中当升高眼压,巩膜硬度从300KP升至1000KP时,共振频率相应从93Hz上升至169.7Hz。实验处于初步探索阶段,超声耦合剂的使用无法达到长程眼压测量目的且RF与巩膜硬度线性相关不佳,能否精确反应眼压数值有待商榷。

2.3.2 巩膜扣带张力计 1980年 Myron等^[57]借助巩膜扣带回手术,将张力应变计(strain gauge)放入扣带中环绕眼球赤道部进行眼压测量。伴随眼压升高,巩膜张力增加,扣带中的张力敏感电阻发生阻值改变,引起不同电压输出,反应眼压差异。装置分辨率3mmHg,而作者认为引起视网膜神经永久性损害的眼压变化幅度远远高于3mmHg,理论上此方法可以临床应用。但是研究发现:(1)装置精确性差:伴随眼压升高,眼球各部分扩张程度不一致,导致眼压与电阻非线性关系变化。(2)眼球毗邻众多组织,眼球扩张导致扣带回感受器与周围组织挤压限制其伸展,影响阻值变化。(3)材料生物相容性差:装置表面采用GE-RTV 60硅胶涂层保护,但由于材料惰性不佳,伴随使用时间延长,出现漏电现象,直接影响实验结果。虽然装置无法应用于临床,但是这种思想的产生为长程眼压监测开辟了新的途径。

2.3.3 巩膜接触镜电容压力感受器 1979年 Cooper等^[38]相继将电容压力感受器通过巩膜接触镜放置在巩膜表面,由眼脸外侧线圈探测共振频率变化,测量眼压幅值。在体实验表明,眼压与RF具有良好的相关性,RF可以反映IOP变化,但是:(1)装置精确度不够,对于长程测量仪器,眼压分辨率要求在 ± 2.5 mmHg之间,而装置分辨率在 ± 7.5 mmHg,达不到预期指标。(2)巩膜硬度存在个体差异,每次测量需要进行个体标定,操作复杂。(3)感受器与外接线圈接受方位不同,感受器的机械不稳定性及周围大气压力、环境温度变化均对实验结果产生影响,测量准确性下降。

3 小结

24h眼压监测对青光眼患者的诊断及进一步治疗显得尤为重要,24h眼压监测对未来青光眼疾病早期诊断、分型,对青光眼疾病的治疗评判以及治疗效果的追踪具有跨时代意义。以上各种长程眼压监测装置的研制,原理众多,测量方式大相径庭,各有利弊。目前仍无一种装置可以成熟应用临床进行长程眼压监测。而如何研发出无创、精确、便携、长程的眼压监测装置,将会一直是国内外眼科学界研究的热点问题。

参考文献

- 1 Tsatsos M, Broadway D. Controversies in the history of glaucoma: is it all a load of old Greek? *Br J Ophthalmol* 2007;91(11):1561-1562
- 2 Stamper RL. A history of intraocular pressure and its measurement. *Optom Vis Sci* 2011;88(1):E16-28
- 3 Liljeström G. Carl Koller and the development of local anesthesia. *Acta Physiol Scand Suppl* 1967;299:1-30
- 4 Cridland B. The tonometer of Schiötz. *Br J Ophthalmol* 1917;1(6):352-358
- 5 Li Y, Shi J, Duan X, et al. Transpalpebral measurement of intraocular pressure using the Diaton tonometer versus standard

- Goldmann applanation tonometry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2010;248(12):1765-1770
- 6 Kohlhaas M, Boehm AG, Spoerl E, et al. Effect of Central Corneal Thickness, Corneal Curvature, and Axial Length on Applanation Tonometry. *Arch Ophthalmol* 2006;124(4):471-476
- 7 Rüfer F. Sources of error in Goldmann applanation tonometry. *Ophthalmologe* 2011;108(6):546-552
- 8 McMillan F, Forster RK. Comparison of MacKay-Marg, Goldmann and Perkins tonometers in abnormal corneas. *Arch Ophthalmol* 1975;93(6):420-442
- 9 Cillino S, Casuccio A, Giammanco GM. Tonometers and infectious risk: myth or reality? Efficacy of different disinfection regimens on tonometer tips. *Eye* 2007;21(4):541-546
- 10 Koo D, Bouvier B, Wesley M, et al. Epidemic keratoconjunctivitis in a university medical center ophthalmology clinic; need for reevaluation of the design and disinfection of instruments. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1989;10(12):547-552
- 11 Lichter PR. Controlling risks of the possible transmission of human immunodeficiency virus. Notice of American Academy of Ophthalmology Clinical Alert 2/4. *Ophthalmology* 1989;96(1):1
- 12 Garzoz HJ, Chung HS, Lang Y, et al. Intraocular pressure and photorefractive keratectomy a comparison of three different tonometers. *Cornea* 2001;20(1):33-36
- 13 Recep OF, Hasiripi H, Çağil N, et al. Relation between corneal thickness and intraocular pressure measurement by noncontact and applanation tonometry. *J Cataract Refract Surg* 2001;27(11):1787-1791
- 14 Gräf M. Significance of the corneal thickness in non-contact tonometry. *Klin Monbl Augenheilkd* 1991;199(3):183-186
- 15 Mark LK, Asbell PA, Torres MA, et al. Accuracy of intraocular pressure measurements with two different tonometers through bandage contact lenses. *Cornea* 1992;11(4):277-281
- 16 Iester M, Mermoud A, Achache F, et al. New Tonopen XL: comparison with the Goldmann tonometer. *Eye* 2001;15(pt 1):52-58
- 17 van der Jagt LH, Jansonius NM. Three portable tonometers, the TGDC-01, the ICARE and the Tonopen XL, compared with each other and with Goldmann applanation tonometry. *Ophthalmic Physiol Opt* 2005;25(5):429-435
- 18 Kontiöla A. A new electromechanical method for measuring intraocular pressure. *Doc Ophthalmol* 1997;93(3):265-276
- 19 Kontiöla A. A new induction-based impact method for measuring intraocular pressure. *Acta Ophthalmol* 2000;78(2):142-145
- 20 Takenaka J, Mochizuki H, Kunihara E, et al. Evaluation of rebound Tonometer for measuring intraocular pressure at deviated angle and position. *Curr Eye Res* 2011;36(5):422-428
- 21 Fernandes P, Díaz-Rey JA, Queirós A, et al. Comparison of the ICare rebound tonometer with the Goldmann tonometer in a normal population. *Ophthalmic Physiol Opt* 2005;25(5):436-440
- 22 Martínez de la Casa JM, García-Feijoo J, Castillo A, et al. Reproducibility and clinical evaluation of rebound tonometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005;46(12):4578-4580
- 23 Martínez de la Casa JM, García-Feijoo J, Vico E, et al. Effect of corneal thickness on dynamic contour, rebound and Goldmann tonometry. *Ophthalmology* 2006;113(12):2156-2162
- 24 Nakamura M, Darhad U, Tatsumi Y, et al. Agreement of Rebound Tonometer in Measuring Intraocular Pressure with three types of applanation tonometers. *Am J Ophthalmol* 2006;142(2):332-334
- 25 Scuderi GL, Cascone NC, Regine F, et al. Validity and limits of the rebound tonometer (I-Care®): clinical study. *Eur J Ophthalmol* 2011;21(3):251-257
- 26 Kanngiesser HE, Kniestedt C, Robert YC. Dynamic contour tonometry: presentation of a new tonometer. *J Glaucoma* 2005;14(5):344-350

- 27 Schneider E, Grehn F. Intraocular pressure measurement-comparison of dynamic contour tonometry and Goldmann applanation tonometry. *J Glaucoma* 2006;15(1):2-6
- 28 Kniestedt C, Nee M, Stamper RL. Dynamic contour tonometry: a comparative study on human cadaver eyes. *Arch Ophthalmol* 2004;122(9):1287-1293
- 29 Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Comparison of dynamic contour tonometry with Goldmann applanation tonometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45(9):3118-3121
- 30 Herndon LW. Measuring intraocular pressure-adjustments for corneal thickness and new technologies. *Curr Opin Ophthalmol* 2006;17(2):115-119
- 31 Nesterov AP, Illarionova AR, Obruch BV. A new TGDts-01 Diaton transpalpebral tonometer. *Vestn Oftalmol* 2007;123(1):42-44
- 32 Troost A, Yun SH, Specht K, et al. Transpalpebral tonometry: reliability and comparison with Goldmann applanation tonometry and palpation in healthy volunteers. *Br J Ophthalmol* 2005;89(3):280-283
- 33 Schlote T, Landenberger H. Intraocular pressure difference in Goldmann applanation tonometry versus a transpalpebral tonometer TGDc-01 "PRA" in glaucoma patients. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2005;222(2):123-131
- 34 Meyer MW, Gockeln R, Hoy L, et al. Comparison of intraocular pressure measurements with the digital tonometer TGDc-01 'PRA' and the Goldmann applanation tonometer. *Ophthalmic Res* 2004;36(5):250-254
- 35 Muller A, Godenschweger L, Lang GE, et al. Prospective comparison of the new indentation tonometer TGdC01, the non-contact tonometer PT100 and the conventional Goldmann applanation tonometer. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2004;221(9):762-768
- 36 Garcia RC, Giraldez Fernandez MJ, Cervino Exposito A, et al. Clinical evaluation of the new TGDc-01 "PRA" palpebral tonometer: comparison with contact and non-contact tonometry. *Optom Vis Sci* 2005;82(2):143-150
- 37 Lam AK, Lam CH, Chan R. The validity of a digital eyelid tonometer (TGDc-01) and its comparison with Goldmann applanation tonometry-a pilot study. *Ophthalmic Physiol* 2005;25(3):205-210
- 38 Hong S, Seong GJ, Hong YJ. Long-term intraocular pressure fluctuation and progressive visual field deterioration in patients with glaucoma and low intraocular pressures after a triple procedure. *Arch Ophthalmol* 2007;125(8):1010-1013
- 39 Lee PP, Walt JW, Rosenblatt LC, et al. Association between intraocular pressure variation and glaucoma progression: data from a United States chart review. *Am J Ophthalmol* 2007;144(6):901-907
- 40 Hughes E, Spry P, Diamond J. 24 hour monitoring of intraocular pressure in glaucoma management: a retrospective review. *J glaucoma* 2003;12(3):232-236
- 41 Leonardi M, Leuenberger P, Bertrand D, et al. First Steps toward Noninvasive Intraocular Pressure Monitoring with a Sensing Contact Lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45(9):3113-3117
- 42 Maurice DE. A Recording Tonometer. *Br J Ophthalmol* 1958;42(6):321-335
- 43 Friedenwald JS. Standardization of Tonometers; Decennial Report by the Committee on Standardization of Tonometers. *Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1954;61(1):108-122
- 44 Collins CC, Carter C. Miniature passive pressure transducer for implanting in the eye. *IEEE* 1967;14(2):74-83
- 45 Stangel K, Kolnsberg S, Hammerschmidt S, et al. A Programmable Intraocular CMOS Pressure Sensor System Implant. *IEEE* 2001;36(7):1094-1100
- 46 Walter P. Intraocular pressure sensor; where are we -where will we go? *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2002;240(5):335-336
- 47 Meng E, Chen PJ, Rodger D, et al. Implantable parylene MEMS for glaucoma therapy. *IEEE* 2005;(12-15):116-119
- 48 Chen PJ, Rodger MC, Meng E, et al. Implantable Unpowered Parylene MEMS Intraocular Pressure Sensor. *IEEE* 2006;(9-12):256-259
- 49 Chen PJ, Rodger DC, Saati S, et al. Implantable parylene-based wireless intraocular pressure sensor. *IEEE* 2008;(13-17):58-61
- 50 Chen PJ, Rodger DC, Saati S, et al. Microfabricated Implantable Parylene-Based Wireless Passive Intraocular Pressure Sensors. *IEEE* 2008;17(6):1342-1351
- 51 Chen PJ, Saati S, Varma R, et al. Wireless Intraocular Pressure Sensing Using Microfabricated Minimally Invasive Flexible-Coiled LC Sensor Implant. *IEEE* 2010;19(4):721-734
- 52 Greene ME, Gilman BG. Intraocular Pressure Measurement with Instrumented Contact Lenses. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1974;13(4):299-302
- 53 Leonardi M, Elie MP, Bertsch A. Wireless contact lens sensor for intraocular pressure monitoring: assessment on enucleated pig eyes. *Acta Ophthalmol* 2009;87(4):433-437
- 54 Mansouri K, Shaarawy T. Continuous intraocular pressure monitoring with a wireless ocular telemetry sensor: initial clinical experience in patients with open angle glaucoma. *Br J Ophthalmol* 2011;95(5):627-629
- 55 Faschinger C, Mossböck G. Kontinuierliche 24-h-Aufzeichnung von Augendruckschwankungen mittels drahtlosem Kontaktlinsensensor Triggerfish™. Erste Ergebnisse an Patienten. *Ophthalmologie* 2010;107(10):918-922
- 56 Sheikh KA, Richards DW, Parker KJ. Detection of intraocular pressure change in the eye using sonoelastic Doppler ultrasound. *Ultra Med Biol* 1994;20(8):751-758
- 57 Myron LW, Wolbarsht ML, Wortman J, et al. A scleral buckle pressure gauge for continuous monitoring of intraocular pressure. *Int Ophthalmol* 1980;2(3):11-17
- 58 Cooper RL, Beale DJ, Constable IJ, et al. Continual monitoring of intraocular pressure; effect of central venous pressure, respiration, and eye movements on continual recordings of intraocular pressure in the rabbit, dog, and man. *Br J Ophthalmol* 1979;63(12):799-780