

Upcoming Methods and Specifications of Continuous Intraocular Pressure Monitoring Systems for Glaucoma

Molaei A, MS¹; Karamzadeh V, MS¹; Safi S, PhD²; Esfandiari H, MD^{2,3}; Dargahil J, PhD¹; Khosravi MA, PhD⁴

¹Department of Mechanical Engineering, Concordia University, Montreal, Canada; ²Ophthalmic Research Center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran; ³Department of Ophthalmology, School of Medicine, University of Pittsburgh, Pittsburgh, Pennsylvania, USA; ⁴Department of Electrical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

* Corresponding author: amirmolaei@gmail.com

Glaucoma is the leading cause of irreversible blindness and vision loss in the world. Although intraocular pressure (IOP) is no longer considered the only risk factor for glaucoma, it is still the most important one. In most cases, high IOP is secondary to trabecular meshwork dysfunction. High IOP leads to the compaction of the lamina cribrosa and subsequent damage to retinal ganglion cell axons. Damage to the optic nerve head is evident on funduscopy as posterior bowing of the lamina cribrosa and increased cupping. Currently, the only documented method to slow or halt the progression of this disease is to decrease the IOP; hence, accurate IOP measurement is crucial not only for diagnosis, but also for the management. Due to the dynamic nature and fluctuation of the IOP, a single clinical measurement is not a reliable indicator of diurnal IOP; it requires 24 hour monitoring methods. Technological advances in microelectromechanical systems and microfluidics provide a promising solution for the effective measurement of IOP. This paper provides a broad overview of the upcoming technologies to be used for continuous IOP monitoring.

Keywords: Continuous Monitoring, Glaucoma, Implantable Pressure Sensor, Intraocular Pressure, Microelectromechanical Systems

- Bina J Ophthalmol 2017; 23 (1): 63-70.

روش‌های پیش‌رو و ویژگی‌های سیستم‌های کنترل فشار مداوم داخل چشم در گلوکوم

امیر مولایی^۱؛ وحید کرم زاده^۲؛ دکتر ساره صافی^۲؛ دکتر حامد اسفندیاری^۳؛ دکتر جواد درگاهی^۱؛ دکتر محمداعظم خسروی^۴

گلوکوم یکی از علل نابینایی و کم‌بینایی غیرقابل بازگشت در سراسر جهان می‌باشد. اگرچه فشار داخل چشم تنها عامل خطر برای ایجاد و پیشرفت گلوکوم نیست، به عنوان مهم‌ترین معیار تشخیص و ارزیابی طی درمان مطرح می‌شود. بالا بودن فشار داخل چشم که در اکثر موارد ثانویه به نقص عملکرد شبکه ترابکولار است، منجر به فشردگی لامینا کریبروزا و در نتیجه آسیب به اکسون‌های سلول‌های گانگلیونی شبکه می‌شود. آسیب به سر عصب بینایی در فوندوسکپی به عنوان خمیده شدن لامینا کریبروزا و افزایش Cupping مشهود است. در حال حاضر، تنها روش مستند برای کاهش یا مهار این بیماری، کاهش فشار داخل چشم می‌باشد. از اینرو اندازه‌گیری دقیق فشار داخل چشم نه تنها برای تشخیص، بلکه برای درمان این بیماری امری حیاتی است. اندازه‌گیری فشار داخل چشم در یک لحظه مشخص با توجه به ماهیت پویا (دینامیکی) و متغیر آن، شاخص قابل اطمینانی نمی‌باشد و روش‌هایی برای اندازه‌گیری فشار در طول شبانه‌روز مورد نیاز است. امروزه پیشرفت‌های فناوری در سیستم‌های میکروالکترومکانیکال و ریزسیال، راه‌حل‌های نوینی را برای اندازه‌گیری موثر فشار داخل چشم فراهم نموده است. در این مقاله، نمای پیش‌رو برای استفاده از فناوری‌های نوین جهت اندازه‌گیری پیوسته فشار داخل چشم ارائه می‌شود.

کلمات کلیدی: کنترل مداوم - گلوکوم - حس گر فشار کاشتنی - فشار چشم - سیستم میکروالکترومکانیکال

- مجله چشم‌پزشکی بینا ۱۳۹۶؛ دوره ۲۳، شماره ۱: ۶۳-۷۰.

• پاسخ‌گو: امیر مولایی (e-mail: amirmolaei@gmail.com)

- ۱- دانشجوی دکتری تخصصی- گروه مهندسی مکانیک- دانشگاه کنکور دیا- مونترال-کانادا
 - ۲- دانشجوی ارشد- گروه مهندسی مکانیک-دانشگاه کنکور دیا- مونترال- کانادا
 - ۳- دکتری تخصصی پژوهشی - مرکز تحقیقات چشم- دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی- تهران- ایران
 - ۴- استادیار- گروه چشم - دانشکده پزشکی-دانشگاه پیتزبورگ- پیتزبورگ- پنسیلوانیا- آمریکا
 - ۵- استادیار- چشم پزشکی - مرکز تحقیقات چشم- دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی- تهران- ایران
 - ۶- استاد- گروه مهندسی مکانیک- دانشگاه کنکور دیا- مونترال- کانادا
 - ۷- استادیار- گروه مهندسی برق- دانشگاه صنعتی امیرکبیر- تهران- ایران
- تهران- پاسداران- بوستان نهم- خیابان پایدار فرد (خیابان امیر ابراهیمی)- پلاک ۲۳- مرکز تحقیقات مهندسی بافت چشم

مقدمه

گلوکوم یکی از علل نابینایی غیرقابل بازگشت در جهان و بعد از آب‌مروراید، دومین علت شایع نابینایی می‌باشد^{۱،۲}. در سال ۲۰۱۳، ۶۴/۳ میلیون نفر به این بیماری مبتلا بوده‌اند که تخمین زده می‌شود تعداد مبتلایان به این بیماری در سال ۲۰۴۰، حدود ۱۱۱/۸ میلیون نفر خواهد بود.^۳ گلوکوم، عامل افزایش فشار داخل چشم همراه با نوروپاتی اپتیک با یافته‌های فوندوسکوپی است.^۱ اگرچه این بیماری، یک بیماری چندعاملی است، بالا بودن فشار داخل چشم اولین عامل خطر می‌باشد.^۴ فشار داخل چشم در نتیجه تعادل بین تولید مایع زلالیه و تخلیه آن ایجاد شده و نقص در سیستم تخلیه، موجب افزایش این فشار می‌شود. بر این اساس، کنترل فشار داخل چشم، عاملی کلیدی در تشخیص و درمان گلوکوم محسوب می‌گردد.

در حال حاضر، روش‌ها و ابزارهای مختلفی برای برآورد فشار داخل چشم در حال بررسی و توسعه می‌باشند، اما ابزاری که بتواند به طور موثر نمایانگر دقیقی از این فشار باشد وجود ندارد. در واقع، از آنجایی که چشم یک عضو جامد نیست و دیواره‌های نازک دارد، مقادیر دقیق فشار داخل چشم که بتواند با هر یک از وسیله‌های معمول تشخیص داده شود، موجود نیست. فشار داخل چشم، فشاری است که به طور هم‌زمان توسط هر یک از بافت‌ها در کره چشم وجود دارد و این فشار در قرنیه، صلبیه و لامینا کریبروزا متفاوت است. با توجه به ماهیت پویای (دینامیک) فشار داخل چشم و تغییرات آن براساس عوامل داخلی و خارجی، اندازه‌گیری آن برای یک مرتبه قابل اطمینان نمی‌باشد. عواملی هم‌چون ضخامت قرنیه، حالت قرارگیری بدن و میزان مایعات مصرف شده طی روز، زمان اندازه‌گیری و نیز فشارخون تاثیر به‌سزایی در میزان فشار اندازه‌گیری شده دارند^{۴،۷}. اندازه‌گیری کم‌تر از مقدار واقعی فشار داخل چشم می‌تواند منجر به عدم یا به تاخیر افتادن تشخیص گلوکوم شود.^۸ بنابراین، اندازه‌گیری مداوم فشار داخل

چشم برای شناسایی تغییرات فشار و در نهایت گلوکوم موثر است. امروزه تکنولوژی کوچک‌سازی حس‌گرها (Sensor)، امکان جدیدی را برای کنترل فشار داخل چشم و تشخیص گلوکوم در مراحل اولیه فراهم آورده است.^۹ با استفاده از مزایای تکنولوژی کوچک‌سازی سیستم‌های میکروالکترومکانیکال و سیستم‌های ریزسیال، حس‌گرهای قابل کاشت در بدن می‌توانند برای اندازه‌گیری پیوسته فشار داخل چشم طراحی شوند. این حس‌گرها می‌توانند برای اندازه‌گیری دقیق فشار در اتاق قدامی، داخل چشم یا در یک دستگاه تونومتر تماسی یا یکپارچه کار گذاشته شوند^{۳،۱۰}. به تازگی، سیستم‌های کنترل پیوسته فشار داخل چشم مانند EYEMATE® و Triggerfish® (Sensimed AG, Switzerland) به صورت بالینی مورد استفاده قرار گرفته‌اند، اما قبل از استفاده بالینی این سیستم‌ها، تولیدات یا دسترسی بیش‌تر به حس‌گرهای داخل چشمی بهینه موردنیاز است.

این مقاله نمایی از پژوهش‌های در حال انجام در زمینه دستگاه‌های اندازه‌گیری فشار داخل چشم را ارائه می‌دهد. در ادامه، راهکاری جدید برای ایجاد سیستم‌های ریزسیال/ میکروالکترومکانیکال که می‌تواند به عنوان یک سیستم کنترل فشار داخل چشم به همراه یک سیستم تخلیه مصنوعی برای درمان گلوکوم مورد استفاده قرار گیرد، معرفی می‌شود. ابتدا، ویژگی‌های موردنیاز برای حس‌گرهای فشار داخل چشم از نظر مهندسی و بالینی توضیح داده خواهد شد، سپس فن‌آوری‌های موجود و در نهایت با بررسی حس‌گرهای موجود، جهت‌گیری‌های آینده مورد بحث قرار خواهند گرفت.

اصول اندازه‌گیری فشار

حس‌گرها، ابزارهایی هستند که یک کمیت فیزیکی را به یک کمیت قابل‌مشاهده توسط انسان و یا قابل‌نمایش توسط یک ابزار

منعطف وجود دارد که تغییرات فشار باعث تغییر شکل در صفحه مربوطه می‌شود و این تغییر شکل با حس گر کرنش سنج اندازه‌گیری می‌شود که در نهایت این کرنش معادل یک فشار مشخص خواهد بود. در مانومتر از اختلاف سطح یک مایع در دو لوله که انتهای هر یک در معرض فشارهای مختلفی قرار دارند استفاده می‌شود. اصول کاری مانومتر بر این اساس است که سیال همواره از سطح فشار بالا با سطحی با فشار پایین حرکت می‌نماید و این حرکت موجب اختلاف سطح دو ستون مایع می‌شود. با مدرج نمودن لوله حامل سیال می‌توان اختلاف سطح ستون مایع را به فشار موجود مرتبط نمود. در تصویر ۱، نمونه‌ای از کاربردهای هر یک از دو روش مذکور نشان داده شده است.

الکترونیکی تبدیل می‌نمایند. به عبارت دیگر، حس گرهای کمیت‌هایی که به طور مستقیم توسط انسان قابل مشاهده نمی‌باشند را به یک کمیت قابل مشاهده و قابل بررسی در موضوعات مختلف تبدیل می‌کنند. با توجه به این که علل برخی از بیماری‌ها و شرایط غیرعادی بدن به دلیل تغییرات فشار داخلی در اعضا می‌باشد نیاز به حس گرهایی خواهیم داشت که بتوانند این تغییرات فشار را در بدن اندازه‌گیری نمایند. معمول‌ترین روش اندازه‌گیری و بیان فشار، فشار تفاضلی است که طبق تعریف در آن فشار اتمسفر، فشار مبدا صفر است^{۲۴}. بیش‌تر حس گرهای اندازه‌گیری فشار، بر مبنای تغییر شکل یک عضو منعطف و یا مانومتر عمل می‌نمایند. در روش اول به طور معمول یک صفحه



تصویر ۱- حس گر براساس مانومتر که در لنزهای قابل کارگذاری، تعبیه شده است (الف)، حس گرهای خازنی که فشار داخل چشم را به طور مستقیم اندازه‌گیری می‌کنند (ب)، حس گر مقاومتی بر روی عدسی تماسی (ج)

حس گر باید بتواند دوره عملکرد کاری طولانی و کم‌ترین ناراحتی را برای فرد داشته باشد^{۲۵} و از نظر مهندسی مسائلی مانند دقت، مصرف انرژی، کالیبراسیون، حساسیت، دقت و نگاه‌داری آن اهمیت پیدا می‌کند. مواردی نیز وجود دارد که از هر دو دیدگاه بالینی و مهندسی پراهمیت است که از جمله می‌توان به زیست‌سازگاری، ایمنی بیمار، محدودیت اندازه حس گر و عدم محدودیت دید اشاره نمود. حس گر ایمپلنت باید زیست سازگار بوده و موجب تحریک سیستم ایمنی بدن نشود^{۲۶} که برای این کار می‌توان از مواد زیست‌سازگاری استفاده نمود که از پیش درون چشم مورد استفاده قرار گرفته‌اند و ایمنی آن‌ها مورد اطمینان است. علاوه بر این، حس گر فشار داخل چشم مناسب باید به اندازه کافی کوچک باشد تا بتواند در بخش مشخصی از چشم بدون ایجاد محدودیت دید تعبیه شود. هرچه حس گر کوچک‌تر باشد با خطر کم‌تری برای جایگذاری آن درون چشم مواجه خواهیم بود. اگرچه حس گر اندازه‌گیری فشار چشم را می‌توان در بخش‌های مختلف چشم، قرنیه، صلیبه و دیگر مکان‌ها تعبیه نمود، اما قرار دادن حس گر در اتاق قدامی این مزیت را دارد که می‌توان اندازه‌گیری فشار را

ویژگی‌های حس گرهای اندازه‌گیری فشار داخل چشم پیوسته

همانگونه که از نام این حس گرها مشخص است، این حس گرها باید به طور مداوم بتوانند فشار یک محیط را اندازه‌گیری نمایند. بر این اساس حس گرهای پوشیدنی همچون لنزهای تماسی و یا حس گرهای کاشتنی (ایمپلنت) که در یک محل مشخصی در چشم تعبیه می‌شوند، طراحی شده‌اند. حس گرهای پوشیدنی در مقایسه با انواع کاشتنی (ایمپلنت) از ایمنی بیش‌تری برخوردار بوده و از نظر طراحی ساده‌تر می‌باشند ولی باعث آسیب به بافت شده و با توجه به اینکه به طور غیرمستقیم فشار را اندازه‌گیری می‌نمایند، دقت کم‌تری دارند. حس گرهای کاشتنی (ایمپلنت) در مقایسه با نوع پوشیدنی از دقت بالاتری برخوردار هستند ولی نیاز به عملیات جراحی دارند که محدودیت اندازه و زیست‌سازگاری آن‌ها مورد اهمیت است. علاوه بر این، محیط داخل بافت، چالش‌های بیومهندسی مرتبط با خود را دارد که در طراحی این حس گرها باید رعایت شود. با توجه به حساسیت بسیار بالای چشم، طراحی حس گر فشار چشم محدودیت زیادی دارد. از نظر بالینی، این

دلیل جریان مدار الکترونیکی و شکل‌گیری رسوب روی مدار است.^{۳۴} حس‌گری که درون چشم قرار می‌گیرد باید در مواقع اضطراری به راحتی قابل خارج نمودن از داخل چشم باشد^{۳۵} و از طرفی حرکت چشم در طراحی حس‌گر باید در نظر گرفته شود. در نهایت پیش از آن که بتوان از حس‌گر فشار داخل چشم به صورت بالینی بهره‌برداری نمود، باید تمامی محدودیت‌ها و استانداردهای لازم و مدیریت خطر برای آن، به دقت بررسی و در نظر گرفته شوند^{۳۶،۳۷}.

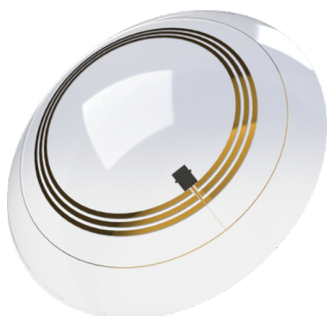
فن آوری موجود

بر اساس طبیعت فشار داخل چشم که فشار هیدرولیکی می‌باشد، و نیز ساختار چشم، هر یک از دو نوع حس‌گر فشار موجود را می‌توان برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم به کار برد. برای اندازه‌گیری این فشار می‌توان از حرکت سیال در مجراهای باریک در تراشه‌های ریزسیال استفاده نمود که آن‌ها برای خارج نمودن مایع داخل چشم نیز کاربرد دارند^{۳۸}. از طرف دیگر، فن‌آوری میکروالکترومکانیکال (MEMS) این امکان را فراهم می‌آورد که بتوان حس‌گرهایی در ابعاد کوچک ساخت. این ویژگی‌های سیستم‌های ریزسیال و میکروالکترومکانیکال آن‌ها را به عنوان گزینه‌ای مناسب برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم مطرح می‌سازد.

سیستم‌های میکروالکترومکانیکال

فن‌آوری‌های سیستم‌های الکترومکانیکال، رشد و توسعه حس‌گرهایی در ابعاد میکرون را برای پایش عوامل فیزیولوژی در داخل بدن امکان‌پذیر ساخته است. این حس‌گرها سبک، کوچک و کم‌مصرف بوده و آن‌ها را برای تعبیه در چشم مناسب می‌سازد^{۳۵}. علاوه بر این، تنوع مناسبی برای انتخاب محدوده فشار، پهنای باند، و نیز هزینه تمام شده دارند^{۳۹}. حس‌گرهای میکروالکترومکانیکال می‌توانند شامل حس‌گرهای مقاومتی، خازنی، پیزوالکتریکی، الکترومغناطیسی و نوری باشند. این حس‌گرها می‌توانند بدون نیاز به منبع تغذیه و یا با استفاده از باتری کار کنند. از آنجایی که حس‌گرهای خازنی می‌توانند داده را به صورت بی‌سیم منتقل نمایند، برای ساخت این حس‌گرها بیش‌تر مورد توجه قرار گرفته‌اند. برخلاف نوع خازنی، حس‌گرهای مقاومتی و پیزوالکتریکی نیازمند مدار الکتریکی برای خواندن و ذخیره داده‌های فشار می‌باشند که موجب حجیم شدن حس‌گر می‌شود. حس‌گرهای میکروالکترومکانیکال را می‌توان به دو دسته تهاجمی و کم‌تهاجمی دسته‌بندی نمود، از ویژگی‌های حس‌گرهای

مستقل از خواص بیومکانیکال کره چشم به انجام رساند و دقت اندازه‌گیری تحت‌تاثیر مسائل ناشی از عملیات پیشین جراحی چشم در بیمار چون کراتوپلاستی و کراتوپروستیسس نخواهد بود. جایگذاری حس‌گر در محفظه زجاجیه همواره خطر بالای عفونت، جداشدگی شبکیه و Encapsulating Fibrosis را به همراه دارد^{۲۷}. فضای موجود برای جایگذاری حس‌گر در اتاق قدامی یک استوانه به طول ۳ تا ۴ میلی‌متر و با قطر حدود ۱۲/۵ میلی‌متر می‌باشد^{۲۹}. هم‌چنین قطر متوسط قرنیه، در حدود ۵۲۰ میکرومتر در مرکز است و به طور یکنواخت در جهت محیطی افزایش می‌یابد^{۲۰}. محدوده اندازه‌گیری فشار و رزولوشن اندازه‌گیری نیز از دیگر مسائل مهم سنجش فشار بوده و حس‌گر فشار داخل چشم باید بتواند محدوده فشار درون چشم را به طور کامل پوشش دهد. برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم حداقل قدرت تمایز قابل قبول اندازه‌گیری، فشار ۲ میلی‌متر جیوه است^{۳۱}. فشار داخل چشم به طور متوسط بین ۴ تا ۶ میلی‌متر جیوه در روز نوسان دارد و در بیماری گلوکوم می‌تواند تا ۱۵ میلی‌متر جیوه افزایش داشته باشد^{۳۲}. جنبه پراهمیت دیگر تکرارپذیری حس‌گر، تغییرات منحنی مشخصه حس‌گر طی زمان و پاسخ پایدار آن در زمان عملکرد می‌باشد. علاوه بر این می‌توان به پاسخ فرکانسی حس‌گر نیز اشاره نمود که دلیل اهمیت آن دینامیکی بودن فشار است. بر این اساس، پاسخ فرکانسی حس‌گر فشار داخل چشم، باید محدوده لازم بر اساس حرکت (دینامیک) فشار را پوشش دهد که بین صفر تا ۳۰ هرتز می‌باشد^{۳۳}. کمیت مهم دیگر در حس‌گرها، مصرف انرژی است و حس‌گر باید به گونه‌ای باشد که حداقل مصرف انرژی ممکن را داشته باشد. چگونگی انتقال انرژی به حس‌گر نیز دارای اهمیت است. با توجه به این که حس‌گر فشار داخل چشم، به صورت کاشتنی (ایمپلنت) است انتقال انرژی به صورت بی‌سیم بهترین راهکار ممکن می‌باشد. از طرفی می‌توان از سلول‌های فتوولتاییک برای تامین انرژی استفاده کرد^{۲۴} که باید دقت نمود برای ثبت داده‌های فشار، نیاز به منبع تامین انرژی پایدار داریم. مدار شارژ و باتری حس‌گر فشار داخل چشم باید تا حد ممکن کوچک باشد که بتواند به صورت ایمپلنت به همراه حس‌گر درون چشم تعبیه شود و از طرفی عمر مفید متناسبی داشته باشد. یکی از مسائل مهم دیگر، ضبط داده‌های فشار و چگونه انتقال آن‌ها می‌باشد. برای این منظور، حس‌گر می‌تواند به یک ماژول بی‌سیم مجهز باشد و یا روشی برای مشاهده فشار با استفاده از پردازش تصویر امکان‌پذیر باشد. نگرانی دیگری که در مورد حس‌گرهای فشار داخل چشم مطرح است، حرارت تولید شده درون چشم به



تصویر ۳- نمایی از یک حس گر فشار داخل چشمی تماسی که شامل یک کرنش سنچ می‌باشد که به طور محیطی بر روی لنز تعبیه شده است به همراه مدار شارژ بی سیم و انتقال بی سیم داده و نیز پردازنده

اگرچه روش‌های ذکر شده متداول‌ترین روش‌های موجود برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم می‌باشند، ولی حس‌گرهای دیگری چون پیزوالکتریک و نوری نیز برای این کاربرد مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

ریزیال

در سیستم‌های ریزیالی، امکان بررسی و انتقال مقدار بسیار کمی از سیال در ریزکانال‌هایی در ابعاد میکرون فراهم می‌باشد.^{۴۰} این سیستم‌ها اولین بار برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم مربوط به خرگوش مورد استفاده قرار گرفتند^{۱۵} که در تصویر ۴ نمایش داده شده است. این حس گر شامل یک محفظه گاز که به یک ریزکانال حاوی یک سیال رنگی است، متصل می‌باشد. انتهای دیگر ریزکانال به اتاق قدامی مرتبط است. با افزایش فشار داخل چشم، مایع رنگی داخل ریزکانال جابه‌جا می‌شود که با اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی می‌توان فشار داخل چشم را اندازه‌گیری نمود. دستگاه اندازه‌گیری یک دوربین موبایل و نرم‌افزار طراحی شده برای آن می‌باشد. علاوه بر این ساختار Bourdon تیوب نیز برای اندازه‌گیری فشار داخل چشم مورد استفاده قرار گرفته است که می‌توان آن را درون عنبیه قرار داد. این حس‌گرها شامل یک ریزکانال مارپیچ است که میزان تغییر شکل این مدار مارپیچ، متناسب با فشار داخل چشم می‌باشد.^{۴۱}

مقایسه حس‌گرهای میکروالکترومکانیکال و ریزیال

عملکرد اکثر حس‌گرهای فشار داخل چشم موجود، بر اساس تکنولوژی میکروالکترومکانیکال می‌شد، اگرچه حس‌گرهای دیگری نیز بر اساس ریزیال‌ها ساخته شده است. حس‌گرهای میکروالکترومکانیکال نیازمند منبع تغذیه خارجی می‌باشند که

غیرتهاجمی می‌توان به استفاده آن‌ها بدون نیاز به جراحی بر روی سطح خارجی چشم اشاره نمود. این حس‌گرها به علت تفاوت ضخامت قرنیه در افراد مختلف قادر به اندازه‌گیری فشار مطلق چشم نمی‌باشند. از طرف دیگر، حس‌گرهای تهاجمی با توجه به این که به صورت کاشتنی می‌باشند نیاز به عمل جراحی داشته و می‌توانند فشار مطلق درون چشم را بی‌واسطه اندازه‌گیری نمایند. اکثر حس‌گرهای کاشتنی، از نوع خازنی بوده و بر اساس تغییر ظرفیت خازنی متناسب با فشار داخل چشم عمل می‌نمایند. این حس‌گرها شامل یک مدار الکترونیکی هستند که امکان انتقال داده‌های مربوط به فشار به صورت بی‌سیم توسط یک مدار RLC را فراهم می‌آورند. این مدار الکترونیکی را می‌توان بر روی صلبیه و حس گر همراه آن، را طوری داخل اتاق قدامی قرار داد که محل قرارگیری آن موجب محدودیت دید نشود. بهتر است مدار بی‌سیم مکملی که برای نمایش اطلاعات فشار مورد استفاده قرار می‌گیرد، بتواند بدون تماس مستقیم با چشم، داده‌های فشار را از مدار RLC دریافت نماید. نحوه عملکرد این حس‌گرها در تصویر ۲ نمایش داده شده است. روش دیگر برای توسعه حس‌گرهای فشار داخل چشم، استفاده از کرنش‌سنج‌ها می‌باشد. با تعبیه این حس‌گرها درون لنزهای تماسی می‌توان تغییرات فشار را بر اساس انحنای کره چشم که تحت تاثیر فشار داخلی چشم است اندازه‌گیری نمود. در این روش ضخامت قرنیه و خواص مکانیکی آن بر اندازه‌گیری فشار اثرگذار است. این حس‌گرها نیازمند یک منبع انرژی و یک مدار ذخیره داده اطلاعات فشار است که باعث افزایش اندازه آن‌ها می‌شود.^{۲۰} این حس‌گرها، غیرتهاجمی بوده و برای ارتباطات بی‌سیم با مشکلات کم‌تری مواجه می‌باشند. در تصویر ۳، یک لنز تماسی که بر روی آن حس گر مقاومتی تعبیه شده است نمایش داده می‌شود.



تصویر ۲- مدل سه بعدی چشم که تعبیه حس گر داخل چشمی خازنی در اتاق قدامی را نشان می‌دهد؛ آنتن حس گر در اسکلرا قرار می‌گیرد.

جدول ۱- مرور حس گرهای اندازه گیری فشار داخل چشمی پیوسته ایجاد شده

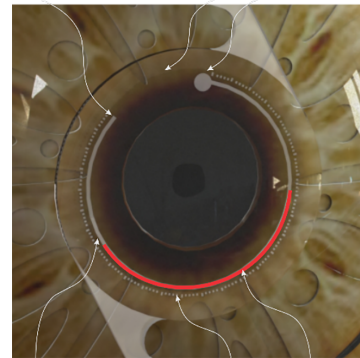
تکنولوژی	نوع حس گر
میکروالکترومکانیکال	خازنی ۵۰، ۴۲، ۳۵، ۲۱، ۹
	مقاومتی ۵۲، ۵۱، ۲۰
	اپتیکی ۵۳
ریزسیال	مانومتر ۵۵، ۵۴، ۱۵
	بوردن (Bourdon) تیوب ^{۴۱}

دورنما

تمامی موارد ذکر شده در این مطالعه برای اندازه گیری و تشخیص میزان فشار داخل چشم مورد استفاده قرار می گیرند. در آینده نیاز به سیستم‌هایی خواهیم داشت که علاوه بر اندازه گیری فشار، جهت درمان نیز کاربرد داشته باشند. این سیستم می تواند یک مجرای مصنوعی برای خروج مایع داخل چشم باشد. ویژگی منحصر به فرد سیستم‌های ریزسیالاتی، انتقال مقادیر بسیار کم سیال، به همراه تکنولوژی میکروالکترومکانیکال می تواند یک راهکار قابل اطمینان برای دسترسی به این هدف فراهم آورند. در آینده‌ای نزدیک شاهد سیستم‌هایی با قابلیت اندازه گیری فشار داخل چشم و کنترل آن بدون دستکاری ملتحمه خواهیم بود.

موجب افزایش پیچیدگی طراحی می شود. ولی حس گرهای ریزسیال نیازمند منبع تغذیه نبوده و با استفاده از فشار چشم به صورت غیرفعال عمل می نمایند.

Intraocular Fluid Inlet Lens Gas Chamber



Microchannel Calibration Medium Fluid

تصویر ۴- یک حس گر قابل کارگذاری که در یک کانال ریزسیال و یک اتاق گاز ترکیب شده است و اجازه خواندن فشار داخل چشمی را با استفاده از دوربین گوشی همراه فراهم می کند.

خواندن فشار به راحتی امکان پذیر بوده و هزینه ساخت آن‌ها بسیار پایین می باشد. سیستم‌های ریزسیال، می توانند حجمی از سیال را جایجا نمایند که از این مزیت می توان برای خارج نمودن مایع داخل چشم برای کاهش فشار استفاده نمود^{۳۸}. در جدول ۱ خلاصه‌ای از حس گرهای به کارگرفته شده و فن آوری مرتبط با آن ارائه شده است.

منابع

- McCann P, Hogg RE, Fallis R, et al. The effect of statins on intraocular pressure and on the incidence and progression of glaucoma: A systematic review and meta-analysis statins and IOP, glaucoma incidence and progression. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016;57:2729-2748.
- Kingman S. Glaucoma is second leading cause of blindness globally. *Bull World Health Organ* 2004;82:887-888.
- Tham Y, Li X, Wong TY, Quigley HA, Aung T, Cheng C. Global prevalence of glaucoma and projections of glaucoma burden through 2040: A systematic review and meta-analysis. *Ophthalmology* 2014;121:2081-2090.
- Jindal V. Glaucoma A multifactorial disease and its multidimensional management. *International Journal of Scientific and Research Publications* 2013;3:1-3.
- Whitacre MM, Stein R. Sources of error with use of Goldmann-type tonometers. *Surv Ophthalmol* 1993;38:1-30.
- Ehlers N, Bramsen T, Sperling S. Applanation tonometry and central corneal thickness. *Acta Ophthalmol* 1975;53:34-43.
- Buddle R. A day in the life of IOP. *Review Optometry* 2014;151:26-32.
- Liu J, Roberts CJ. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement: Quantitative analysis. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:146-155.
- Varel Ç, Shih Y, Otis BP, et al. A wireless intraocular pressure monitoring device with a solder-filled microchannel antenna. *J Micromech Microengineering* 2014;24:045012.
- Chen PJ, Rodger DC, Saati S, et al. Implantable parylene-based wireless intraocular pressure sensor. In *Micro Electro Mechanical Systems, 2008. MEMS 2008. IEEE 21st International Conference on 2008 Jan 13* (pp. 58-61). IEEE.
- Chen P, Rodger DC, Humayun MS, et al. Unpowered

- spiral-tube parylene pressure sensor for intraocular pressure sensing. *Sensors Actuators A Physical* 2006;127:276-282.
12. Haque RM, Wise KD. A 3D implantable microsystem for intraocular pressure monitoring using a glass-in-silicon reflow process. In Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2011 IEEE 24th International Conference on 2011 Jan 23 (pp. 995-998). IEEE.
 13. Demeng L, Niansong M, Zhaofeng Z. An ultralow power wireless intraocular pressure monitoring system. *J Semiconductors* 2014;35:105014.
 14. Lin KM, Sant HJ, Ambati BK, et al. Intraocular pressure sensors: New approaches for real-time intraocular pressure measurement using a purely microfluidic chip. In 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, MicroTAS 2012. Chemical and Biological Microsystems Society.
 15. Araci IE, Su B, Quake SR, et al. An implantable microfluidic device for self-monitoring of intraocular pressure. *Nat Med* 2014;20:1074-1078.
 16. Rosengren L, Rangsten P, Bäcklund Y, et al. A system for passive implantable pressure sensors. *Sensors Actuators A Physical* 1994;43:55-58.
 17. Stangel K, Kolnsberg S, Hammerschmidt D, et al. A programmable intraocular CMOS pressure sensor system implant. *IEEE J Solid State Circuits* 2001;36:1094-1100.
 18. Schnakenberg U, Walter P, Vom Bögel G, et al. Initial investigations on systems for measuring intraocular pressure. *Sensors Actuators A Physical* 2000;85:287-291.
 19. 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;45:3113-3117.
 20. Leonardi M, Pitchon EM, Bertsch A, et al. Wireless contact lens sensor for intraocular pressure monitoring: Assessment on enucleated pig eyes. *Acta Ophthalmol* 2009;87:433-437.
 21. Chiou J, Huang Y, Yeh G. A capacitor-based sensor and a contact lens sensing system for intraocular pressure monitoring. *J Micromech Microengineering* 2015;26:015001.
 22. Mansouri K. The road ahead to continuous 24-hour intraocular pressure monitoring in glaucoma. *J Ophthalmic Vis Res* 2014;9:260-268.
 23. Kim KH, Kim BH, Seo YH. A noncontact intraocular pressure measurement device using a micro reflected air pressure sensor for the prediagnosis of glaucoma. *J Micromech Microengineering* 2012;22:035022.
 24. Yu L, Kim BJ, Meng E. Chronically implanted pressure sensors: Challenges and state of the field. *Sensors* 2014;14:20620-20644.
 25. Clausen I, Glott T. Development of clinically relevant implantable pressure sensors: Perspectives and challenges. *Sensors* 2014;14:17686-17702.
 26. Kotzar G, Freas M, Abel P, Fleischman A, Roy S, Zorman C, et al. Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials* 2002;23:2737-2750.
 27. Katuri KC, Ramasubramanian MK, Asrani S. A surface micromachined capacitive pressure sensor for intraocular pressure measurement. In Mechatronics and Embedded Systems and Applications (MESA), 2010 IEEE/ASME International Conference on 2010 Jul 15 (pp. 149-154). IEEE.
 28. Bhardwaj V, Rajeshbhai GP. Axial length, anterior chamber depth-a study in different age groups and refractive errors. *J Clin Diagn Res* 2013;7:2211-2212.
 29. Goldsmith JA, Li Y, Chalita MR, Westphal V, Patil CA, Rollins AM, et al. Anterior chamber width measurement by high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2005;112:238-244.
 30. Ruberti JW, Sinha Roy A, Roberts CJ. Corneal biomechanics and biomaterials. *Annu Rev Biomed Eng* 2011;13:269-295.
 31. Chihara E. Assessment of true intraocular pressure: The gap between theory and practical data. *Surv Ophthalmol* 2008;53:203-218.
 32. Wilensky JT. Diurnal variations in intraocular pressure. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1991;89:757-790.
 33. Cooper RL, Beale DG, Constable IJ, Grose GC. 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;63:799-804.
 34. Jiang G. Design challenges of implantable pressure monitoring system. *Front Neurosci* 2010;4:2.
 35. Carrasco FG, Alonso DD, Niño-de-Rivera L. Biocompatibility and implant of a less invasive intraocular pressure sensor. *Microelectronic Engineering* 2016;159:32-37.
 36. Mark T. Medical electrical equipment Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. 2005.
 37. International Organization for Standardization. ISO 14971: medical devices-application of risk management to medical devices. ISO; 2000.
 38. Gunn NM, inventor; Novartis Ag, assignee. Osmotically actuated fluidic valve. United States patent US 9,572,712. 2017 Feb 21.
 39. Abeysinghe DC, Dasgupta S, Boyd JT, Jackson HE. A novel MEMS pressure sensor fabricated on an optical fiber. *IEEE Photon Technol Lett* 2001;13:993-995.
 40. Whitesides GM. The origins and the future of microfluidics. *Nature* 2006;442:368-373.
 41. Chen P, Rodger DC, Agrawal R, Saati S, Meng E, Varma R, et al. Implantable micromechanical parylene-based pressure sensors for unpowered intraocular pressure sensing. *J Micromech Microengineering* 2007;17:1931.
 42. Rendón-Nava A, Nino-de-Rivera-yO L. Intraocular

- pressure sensor design. In *Electrical and Electronics Engineering, 2006 3rd International Conference on* 2006 Sep 6 (pp. 1-4). IEEE. Back to cited text no. 42
43. Todani A, Behlau I, Fava MA, Cade F, Cherfan DG, Zakka FR, et al. Intraocular pressure measurement by radio wave telemetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:9573-9580.
 44. Kouhani MH, Weber A, Li W. Wireless intraocular pressure sensor using stretchable variable inductor. In *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2017 IEEE 30th International Conference on* 2017 Jan 22 (pp. 557-560). IEEE.
 45. Zeng P, Cui Q, Wu M, Chen PY, Cheng MM. Wireless and continuous intraocular pressure sensors using transparent graphene. In *SENSORS, 2016 IEEE* 2016 Oct 30 (pp. 1-3). IEEE.
 46. Yeh GT, Wu TW, Tsai SW, Hsu SH, Chiou JC. Toward a wireless contact lens sensor system with a micro-capacitor for intraocular pressure monitoring on in-vitro porcine eye. In *SENSORS, 2015 IEEE* 2015 Nov 1 (pp. 1-4). IEEE.
 47. Shin K, Jang C, Kim MJ, Yun K, Park KH, Kang JY, et al. Development of novel implantable intraocular pressure sensors to enhance the performance in in vivo tests. *J Microelectromech Syst* 2015;24:1896-1905.
 48. Chen G, Chan I, Leung LK, Lam DC. Soft wearable contact lens sensor for continuous intraocular pressure monitoring. *Med Eng Phys* 2014;36:1134-1139.
 49. Chitnis G, Maleki T, Samuels B, Cantor LB, Ziaie B. A minimally invasive implantable wireless pressure sensor for continuous IOP monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng* 2013;60:250-256.
 50. Huang YC, Yeh GT, Yang TS, Chiou JC. A contact lens sensor system with a micro-capacitor for wireless intraocular pressure monitoring. In *SENSORS, 2013 IEEE* 2013 Nov 3 (pp. 1-4). IEEE.
 51. Bhamra H, Tsai JW, Huang YW, Yuan Q, Irazoqui P. 21.3 A sub-mm³ wireless implantable intraocular pressure monitor microsystem. In *Solid-State Circuits Conference (ISSCC), 2017 IEEE International* 2017 Feb 5 (pp. 356-357). IEEE.
 52. Donida A, Di Dato G, Cunzolo P, Sala M, Piffaretti F, Orsatti P, et al. A circadian and cardiac intraocular pressure sensor for smart implantable lens. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst* 2015;9:777-789.
 53. Ghannad-Rezaie M, Gulari MN, de Melo Franco R, Mian SI, Chronis N. A powerless optical microsensor for monitoring intraocular pressure with keratoprostheses. In *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII), 2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on* 2013 Jun 16 (pp. 2708-2711). IEEE.
 54. Bello SA, Malavade S, Passaglia CL. Development of a smart pump for monitoring and controlling intraocular pressure. *Ann Biomed Eng* 2017;45:990-1002.
 55. Araci IE, Baday M. Contact lens with a microfluidic channel to monitor radius of curvature of cornea 2016.