



Journal of Applied Research of Chemical-Polymer Engineering

journal homepage: www.arcpe.modares.ac.ir

Research Paper

Synthesis of Poly(3-(methacryloyloxy)propyltris(trimethyl-siloxy) silane-co-2-hydroxyethyl methacrylate) Copolymers for Extended Release of Diclofenac Sodium

Hakimeh Ghaleh^{*}, Mahdiye Sedghi, Sina Hajibabazadeh

Department of Polymer Science and Engineering, Faculty of Interdisciplinary Sciences and Technologies, University of Bonab, Bonab, Iran

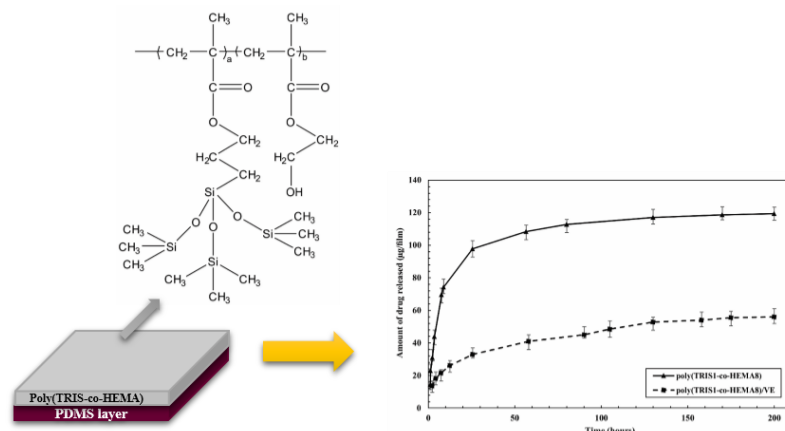
ARTICLE INFO

Received 2026-05-09
Revised 2026-05-30
Accepted 2026-05-31
Available online 2026-08-25
ISSN: 2588-5316
Online ISSN: 2588-5324

Keywords:

Contact lens
Extended release
Hydrophilicity
HEMA
TRIS

GRAPHICAL ABSTRACT



ABSTRACT

Research subject: Contact lens-based drug delivery is expected to be more efficient due to sustained release of drug and increased residence time in the tear film. In particular, hydrogel has been applied in contact lenses due to impressive function such as biocompatibility, wettability and optical transparency. Nevertheless, hydrogel lenses suffer from low oxygen permeability. To reduce the shortage of oxygen supply, the silicone-based polymers were used to improve the oxygen permeability. Vitamin E as a diffusion barrier could be introduced into silicone hydrogel contact lenses to extend drug release due to its lipophilic barrier.

Research approach: In this research, poly(3-(methacryloyloxy)propyltris(trimethyl-siloxy) silane-co-2-hydroxyethyl methacrylate) (poly(TRIS-co-HEMA)) copolymers were synthesized in order to evaluate the potential of these copolymers to be used as contact lens materials. The obtained copolymers were characterized using Fourier transform infrared spectroscopy, transmittance analysis, contact angle measurement and water content. The vitamin E was incorporated into copolymer films and the effect of vitamin E loading on extended drug delivery for diclofenac sodium were examined.

Main results: The equilibrium water content (EWC) of the synthesized poly(TRIS-co-HEMA) copolymers were proportional to the hydrophilic PHEMA content. The maximum value of surface hydrophilicity was 56.4°, corresponding to an equilibrium water content of 39%. Poly(TRIS-co-HEMA) films exhibited high transparency in the visible light wave range. Incorporation of vitamin E did not have significant impact on the wettability, EWC and transparency of the copolymer films. The results showed that with vitamin E loading in the copolymer film, the diclofenac release time could be increased to 90 h, which was a 3 fold increase compared to the diclofenac release duration by copolymer film without vitamin E loading. The vitamin E loaded poly(TRIS-co-HEMA)₈ copolymer films could be very useful vehicles for extended drug delivery of diclofenac.

^{*} Corresponding author: h.ghaleh@ubonab.ac.ir – ORCID: 0000-0001-6912-2397



نشریه پژوهش‌های کاربردی مهندسی شیمی- پلیمر

آدرس صفحه: www.arcpe.modares.ac.ir

مقاله تحقیقاتی

سنتر کوپلیمرهای پلی (۳- (متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری متیل-سیلوکسی) سیلان-۲- هیدروکسی اتیل متاکریلات) برای رهایش کنترل شده دیکلوفناک سدیم

حکیمه قلعه *، مهدیه صدقی، سینا حاجی‌بابازاده

گروه علوم و مهندسی پلیمر، دانشکده علوم و فناوری‌های بین رشته‌ای، دانشگاه بناب، بناب، ایران

چکیده

موضوع تحقیق: سامانه‌های دارورسانی بر پایه‌ی لنزهای تماسی به دلیل رهایش کنترل شده دارو و افزایش مدت زمان ماندگاری دارو در اشک چشم، از اهمیت بالایی برخوردار هستند. هیدروژل‌های رایج به دلیل عملکرد مؤثر مانند زیست‌سازگاری، آب‌دوستی، میزان جذب آب بالا و شفافیت نوری در ساخت لنزهای تماسی به کار گرفته شده‌اند. با این وجود، لنزهای هیدروژلی مرسوم از نفوذپذیری کم نسبت به اکسیژن رنج می‌برند. برای کاهش کمبود اکسیژن، از پلیمرهای بر پایه‌ی سیلیکون برای بهبود نفوذپذیری اکسیژن استفاده می‌شود. ویتامین E به عنوان مانع نفوذ می‌تواند به بستر لنزهای تماسی هیدروژلی اضافه شود تا زمان آزادسازی دارو را افزایش داده و میزان داروی آزاد شده را کنترل کند.

روش تحقیق: در این تحقیق، کوپلیمرهای پلی (۳- (متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری متیل-سیلوکسی) سیلان-۲- هیدروکسی اتیل متاکریلات) (Poly(TRIS- HEMA)) در نسبت‌های مختلف از مونومرهای آب‌دوست به آب‌گریز سنتز شده است. ساختار کوپلیمرهای تهیه شده با استفاده از طیف‌سنجی فروسرخ تبدیل فوریه شناسایی شده است. برای ارزیابی عملکرد کوپلیمرهای تهیه شده برای استفاده در ساخت لنزهای تماسی، میزان جذب آب، آب‌دوستی سطح و خواص نوری اندازه‌گیری شده است. ویتامین E در بستر پوشش‌های پلیمری گنجانده شده و تأثیر آن در رهایش کنترل شده داروی دیکلوفناک سدیم مورد بررسی قرار گرفته است.

نتایج اصلی: میزان جذب آب تعادلی (EWC) کوپلیمرهای Poly(TRIS-HEMA) سنتز شده، با مقدار بخش آب‌دوست PHEMA موجود در ساختار کوپلیمر متناسب است. حداکثر مقدار آب‌دوستی سطح 56.4° است که مربوط به پوشش کوپلیمری با میزان جذب آب تعادلی برابر با ۳۹٪ است. کوپلیمرهای سنتز شده میزان عبوردهی نور مناسب برای کاربرد در تهیه بستر لنزهای تماسی را دارا هستند. گنجاندن ویتامین E در پوشش پلیمری، تأثیر قابل توجهی بر خواص پوشش‌های پلیمری مانند میزان آب‌دوستی، جذب آب تعادلی و شفافیت نوری نداشته است. نتایج نشان داد که با گنجاندن ویتامین E در پوشش کوپلیمری، زمان آزادسازی دیکلوفناک سدیم می‌تواند تا ۹۰ ساعت افزایش یابد که در مقایسه با مدت زمان آزادسازی دیکلوفناک سدیم توسط فیلم کوپلیمر بدون ویتامین E، ۳ برابر افزایش یافته است. بنابراین، فیلم‌های کوپلیمری Poly(TRIS-HEMA) حاوی ویتامین E می‌توانند به عنوان زیست‌مواد مناسب برای کاربرد در ساخت لنزهای تماسی با هدف رهایش کنترل شده داروی دیکلوفناک سدیم به کار گرفته شوند.

اطلاعات مقاله

دریافت: ۱۴۰۵/۰۲/۱۹

بازنگری: ۱۴۰۵/۰۳/۰۹

پذیرش: ۱۴۰۵/۰۳/۱۰

دسترس آنلاین: ۱۴۰۵/۰۶/۰۳

ISSN: 2588-5316

Online ISSN: 2588-5324

کلیدواژه‌ها

لنز تماسی

رهایش کنترل شده

آب‌دوستی

۲- هیدروکسی اتیل متاکریلات

۳- (متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری متیل-سیلوکسی) سیلان

* نویسنده مسئول: h.ghaleh@ubonab.ac.ir - ORCID: 0000-0001-6912-2397

کپی‌رایت © ۲۰۲۵، نویسندگان. این مقاله به صورت دسترسی آزاد منتشر شده و تحت مجوز بین‌المللی Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 قرار دارد. بر اساس این مجوز، شما می‌توانید این مطلب را در هر قالب و رسانه‌ای کپی، بازنشر و بازآفرینی کنید و یا آن را ویرایش و بازسازی نمایید، به شرط آنکه نام نویسنده را ذکر کرده و از آن برای مقاصد غیرتجاری استفاده کنید.

۱ مقدمه

چشم انسان، عضوی بسیار حساس است که اغلب در معرض تحریک، خشکی و بیماری‌های مختلفی مانند آب‌سیاه (Glaucoma)، آب‌مروارید (Cataracts)، قوز قرنیه (Keratoconus)، تباهی لکه زرد (Macular degeneration) و بسیاری دیگر قرار دارد. این شرایط بالینی چشم، همچنین بر کیفیت زندگی بیماران تأثیر می‌گذارد. طبق گزارش سازمان بهداشت جهانی، هر پنج ثانیه یک نفر در جهان نابینا می‌شود؛ علاوه بر این، حدود ۱/۳ میلیارد نفر از اختلالات بینایی رنج می‌برند [۱]. امروزه، قطره‌های چشمی رایج‌ترین سامانه دارورسانی به چشم هستند؛ در واقع، تخمین زده می‌شود که حدود ۹۰٪ از داروهای چشمی به صورت قطره‌های چشمی تجویز می‌شوند [۲]. اگرچه این روش تجویز، توسط بیماران به خوبی پذیرفته شده است، اما در این روش قابلیت دسترسی دارویی در چشم بسیار پایین است. همچنین محدودیت‌های آناتومیکی متعدد، مانند اپیتلیوم قرنیه (Corneal Epithelium)، موانع خونی-آبی (Blood-Aqueous Barriers) و خونی-شبکیه (Blood-Retinal Barriers) نفوذ صحیح و عمیق دارو به چشم را مختل می‌کند [۳]. از طرفی باتوجه به عوامل فیزیولوژیکی مانند تخلیه اشک و پلک‌زدن، حداکثر ۵٪ از دوز دارویی موجود در قطره‌های چشمی به بافت‌های عمیق‌تر چشم تحویل داده می‌شود، درحالی‌که دوز باقی‌مانده به دلیل تخلیه اشک و جذب از طریق ملتحمه چشم (Eye's Conjunctiva) از دست می‌رود. به‌تازگی، برای حفظ سطوح درمانی برای مدت‌زمان‌های طولانی‌تر، سامانه‌های نوآورانه رهایش داروهای چشمی پیشنهاد شده است تا محدودیت‌های مذکور را برطرف کنند.

امروزه علاقه فزاینده‌ای برای استفاده از لنزهای تماسی به‌عنوان ابزار درمانی برای اهداف مختلف مانند حفظ آب‌پوشی اپیتلیوم قرنیه، تسکین درد چشم و همچنین تجویز کنترل‌شده دارو برای درمان بیماری‌های چشمی وجود دارد [۴]. محیط چشم، عملکرد مطلوبی را از مواد زیستی مورد استفاده به‌عنوان لنزهای تماسی نیاز دارد. باوجود تحقیقات فراوان، مواد سازنده لنزهای تماسی نرم همچنان از محدودیت‌های قابل‌توجهی رنج می‌برند. لنزهای تماسی هیدروژلی رایج، از موادی مانند ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (2-hydroxyethyl methacrylate) (HEMA)، متاکریلیک اسید (Methacrylic acid) (MA)، N-وینیل پیرولیدون (N-vinylpyrrolidone) (NVP)، وینیل‌الکل (Vinyl alcohol) (VA)، فسفوریل‌کولین (Phosphorylcholine) (PC)، گلیسرول متاکریلات (Glycerol) (methacrylate) (GMA) و غیره برای به‌دست‌آوردن میزان جذب آب بالا و مدول پایین تشکیل شده‌اند. بااین‌حال، لنزهای تماسی هیدروژلی با بالاترین میزان جذب آب، از نفوذپذیری کافی نسبت به اکسیژن برای استفاده طولانی مدت برخوردار نیستند. علاوه بر این، لنزهای تماسی هیدروژلی با میزان جذب آب بالا در محیط‌های خشک با مشکلاتی از جمله مقاومت پارگی پایین، رسوبات پروتئینی زیاد و میزان غیرآب‌پوشی بالا مواجه می‌شوند [۵]. بنابراین، توسعه لنزهای تماسی هیدروژلی سیلیکونی برای غلبه بر محدودیت‌های لنزهای هیدروژلی معمول امری ضروری محسوب می‌شود. مواد سیلیکونی، از جمله ۳- (متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری‌متیل-سیلوکسی) سیلان

(3-(Methacryloyloxy)propyltris(trimethyl-siloxy) silane) (TRIS)،

تریس- (تری‌متیل‌سیلوکسی‌سیلیل) پروپیل وینیل کاربامات Tris-(trimethylsiloxy)silyl vinyl carbamate بیس (تری‌متیل‌سیلوکسی) متیل‌سیلیل پروپیل گلیسرول متاکریلات Bis(trimethylsilyloxy) methylsilylpropyl glycerol methacrylate (SiMA) و پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان با انتهای هیدروکسیل (-Hydroxyl terminated polydimethylsiloxane) (PDMS) به دلیل جذب زیاد اکسیژن، می‌توانند از هیپوکسیای قرنیه (Corneal hypoxia) در هنگام استفاده از لنز جلوگیری کنند [۶، ۷]. TRIS مونومری آب‌گریز با گروه‌های سیلوکسان است که می‌تواند جذب اکسیژن لنز هیدروژل معمولی را افزایش دهد. TRIS به دلیل طول زنجیرهای کوتاه‌تر و نیروهای بین‌مولکولی ضعیف‌تر در مقایسه با PDMS، تحرک مولکولی را افزایش می‌دهد و در نتیجه لنزهای هیدروژل بر پایه‌ی TRIS استحکام مکانیکی کمتر و انعطاف‌پذیری بالاتری نسبت به لنزهای هیدروژلی بر پایه‌ی PDMS نشان می‌دهند [۸]. انعطاف‌پذیری گروه سیلوکسان $(-\text{Si}(\text{CH}_3)_2-\text{O}-)$ سبب می‌شود مواد سیلیکونی در مقایسه با مونومرهای هیدروژل‌های معمول، از نفوذپذیری بالایی نسبت به اکسیژن برخوردار باشند [۹]. بااین‌حال، عوارضی مانند تورم قرنیه و تاری دید که ناشی از خشکی چشم هستند، استفاده از مونومرهای سیلیکونی را در تهیه لنزهای تماسی با محدودیت مواجه کرده است. علاوه بر این، لنزهای تماسی حاوی مونومرهای سیلیکون با محدودیت‌های دیگری از جمله آب‌دوستی پایین سطح، مدول بالا و مقاومت پایین در برابر چربی مواجه هستند که منجر به ناراحتی و عوارض چشمی مانند خشکی چشم، خراش قرنیه (Corneal erosion) و التهاب ملتحمه پاپیلاری (Giant papillary conjunctivitis) در بیماران می‌شوند [۱۰]. به‌منظور کاهش آب‌گریزی سیلیکون، بهبود آب‌دوستی سطح و کاهش سفتی در لنزهای تماسی، بخش‌های آب‌دوست مانند ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات، متاکریلیک اسید و N-وینیل پیرولیدون در بستر لنزهای سیلیکونی گنجانده می‌شوند [۱۱، ۱۲].

در این پژوهش، کوپلیمرهای پلی (۳-متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری‌متیل-سیلوکسی) سیلان-۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات Poly(TRIS-co-HEMA) در نسبت‌های مختلف از بخش‌های آب‌گریز به آب‌دوست سنتز و شناسایی شده است. برای ارزیابی مناسب بودن کوپلیمرهای سنتز شده برای استفاده در ساخت لنزهای تماسی، میزان جذب آب تعادلی، آب‌دوستی سطح، خواص نوری و رهایش دارو اندازه‌گیری شده است. تأثیر گنجاندن ویتامین E در خصوصیات فیلم‌های پلیمری، مقدار داروی آزاد شده و مدت زمان رهایش داروی دیکلوفناک سدیم مورد بررسی قرار گرفته است.

۲ بخش تجربی

۲-۱ مواد

پیش‌ماده‌ی پلی (دی‌متیل‌سیلوکسان) (PDMS) با درجه‌ی زیست-پزشکی از شرکت Applied Silicone تهیه شد، که از پایه‌ی الاستومری و عامل شبکه‌ای‌کننده تشکیل شده است. مونومرهای ۳- (متاکریلویلوکسی) پروپیل تریس (تری‌متیل‌سیلوکسی) سیلان (TRIS)، ۲-

واکنش‌های پلیمری شدن، واکنش به مدت ۱۲ ساعت در دمای 60°C تحت اتمسفر خنثی و اختلاط مغناطیسی ادامه پیدا کرد. پس از اتمام واکنش پلیمری شدن، محیط واکنش به منظور اختتام واکنش پلیمری شدن رادیکالی، در دمای صفر درجه سانتی‌گراد در تماس با اتمسفر هوا قرار گرفت. جداسازی مونومرهای واکنش نداد از طریق فرایند رسوب‌دهی انجام شد. طی فرایند رسوب‌دهی کوپلیمرها، نرمال-هگزان به عنوان ضدحلال و اتانول به عنوان حلال استفاده شد. پلیمرهای سنتز شده در حلال موردنظر حل و سپس در نرمال هگزان سرد رسوب داده شد. پلیمر ته‌نشین شده به مدت ۲۴ ساعت در دمای محیط و تحت خلأ خشک شد. مقادیر دقیق اجزای واکنش دهنده مورد استفاده در سنتز کوپلیمرها در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱ فرمول‌بندی پلیمرهای سنتز شده از طریق کوپلیمریزاسیون TRIS و

HEMA

Table 1 The formulation of synthesized polymers by copolymerization of TRIS and HEMA

Sample code	TRIS (mol)	HEMA (mol)	AIBN (mol)
Poly(TRIS)	0.5×10^{-3}	-	2.5×10^{-6}
PHEMA	-	1×10^{-3}	2.5×10^{-6}
Poly(TRIS ₁ -co-HEMA ₂)	0.5×10^{-3}	1×10^{-3}	2.5×10^{-6}
Poly(TRIS ₁ -co-HEMA ₄)	0.5×10^{-3}	2×10^{-3}	2.5×10^{-6}
Poly(TRIS ₁ -co-HEMA ₈)	0.5×10^{-3}	4×10^{-3}	2.5×10^{-6}

۳-۲-۲ ساخت لنز تماسی

زیرلایه‌های PDMS تهیه شده به عنوان بستری برای پوشش‌دهی کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA) استفاده شد. ابتدا زیرلایه‌های PDMS با ابعاد $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ به مدت ۲۴ ساعت در حلال تتراهیدروفران در دمای محیط غوطه‌ور شدند. سپس محلول پلیمری با غلظت ۲۰ mM با استفاده از دستگاه لایه‌نشانی چرخشی در سرعت دورانی ۳۰۰۰ rpm و فواصل زمانی ۲ دقیقه بر روی زیرلایه‌های PDMS متورم پوشش‌دهی شد. پس از هر مرحله پوشش‌دهی، فیلم‌های تهیه شده به مدت ۴ ساعت در دمای 40°C قرار گرفتند. سپس زیرلایه‌ها تحت جریان نیتروژن خشک شدند و در اتمسفر نیتروژن نگهداری شدند.

۴-۲-۲ ساخت فیلم پلیمری شبکه‌ای شده برای اندازه‌گیری میزان جذب آب

برای اندازه‌گیری میزان جذب آب، فیلم‌های پلیمری شبکه‌ای شده تهیه شد. برای تهیه فیلم‌های پلیمری شبکه‌ای شده، واکنش کوپلیمریزاسیون ذکر شده در بخش ۲-۲-۲ در حضور عامل شبکه‌ای‌کننده، اتیلن گلیکول دی‌متاکریلات (Ethylene glycol dimethacrylate) (EGDMA) در مقدار مولی ثابت $1 \times 10^{-3} \text{ mmol}$ و مدت زمان ۱ ساعت انجام شد. بقیه شرایط واکنش کوپلیمریزاسیون شامل نسبت مولی مونومرها، غلظت شروع‌کننده و دما مطابق بخش ۲-۲-۲ در نظر گرفته شد. فیلم‌های تهیه شده، در آب زیاد شستشو داده شده، در آن خلأ در دمای محیط خشک شدند.

هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) و الیگو(اتیلن گلیکول) متاکریلات (Oligo(ethylene glycol) methacrylate) (OEGMA)، وزن مولکولی (۳۶۰)، ویتامین E (آلفا-توکوفرول با خلوص ۹۶٪) و دیکلوفناک سدیم از شرکت سیگما-آلد ریچ تهیه شد. برای خالص‌سازی و خروج مواد با دارنده، مونومرهای HEMA و OEGMA از ستون آلومینای فعال عبور داده شدند و سپس تحت فشارهای پایین تقطیر شدند. آغازگر آزوبیس‌ایزوبوتیرونیتریل (AIBN) (Azobisisobutyronitrile) با خلوص ۹۸٪ از شرکت مرک تهیه شد. برای خالص‌سازی آزوبیس‌ایزوبوتیرونیتریل، آغازگر مذکور دو مرتبه در حلال متانول تبلور مجدد داده شد و سپس در دمای 4°C نگهداری شد. تتراهیدروفران، نرمال-هپتان، نرمال-هگزان، اتانول و متانول به عنوان حلال مورد استفاده قرار گرفتند که از شرکت مرک تهیه شدند. از آب یون‌زدوده برای تهیه محلول‌های آبی استفاده شد.

۲-۲ روش‌ها

مراحل اصلی ساخت بستر لنزهای تماسی به سه بخش عمده تقسیم‌بندی می‌شود که در بخش زیر فهرست‌وار آورده شده است:

۲-۲-۱ ساخت زیرلایه PDMS

زیرلایه PDMS، با توجه به پیشنهاد شرکت سازنده با نسبت وزنی ۱:۱۰ از پایه الیگومری به عامل شبکه‌ای‌کننده از طریق ریخته‌گری محلولی تهیه شد. قبل از عملیات پخت، حباب‌های هوای محبوس شده در داخل مخلوط ناشی از عملیات اختلاط، با اعمال خلأ و شکستن آن برای چندین بار خارج شد. بعد از عملیات پخت به مدت ۶ ساعت در دمای 60°C و پخت تکمیلی به مدت ۴ ساعت در دمای 100°C ، برای خارج شدن زنجیرهای شبکه‌ای نشده و با وزن مولکولی پایین از بستر زیرلایه‌ها، فیلم‌های تهیه شده به مدت ۴۸ ساعت، تحت فرایند استخراج در سوکسله توسط حلال نرمال-هپتان قرار گرفتند. در ادامه، زیرلایه‌های PDMS استخراج شده به روش تمیزکاری فراصوت به ترتیب توسط حلال‌های استن، اتانول و آب یون‌زدوده شستشو داده شدند. نمونه‌های تمیز شده تحت جریان نیتروژن خشک شده و در اتمسفر نیتروژن نگهداری شدند.

۲-۲-۲ سنتز کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA)

کوپلیمرهای دوگانه‌دوست آب‌دوست-آب‌گریز با بخش آب‌دوست PHEMA و بخش آب‌گریز Poly(TRIS) سنتز شدند. در ابتدا مقادیر مشخصی از AIBN به عنوان آغازگر حرارتی پلیمری شدن رادیکالی، HEMA به عنوان مونومر آب‌دوست، TRIS به عنوان مونومر آب‌گریز و حلال اتانول مطابق جدول ۱ به فلاسک‌های سنتز اضافه شد. سپس به منظور اکسیژن‌زدایی از محیط سنتز، محفظه واکنشگاه به مدت ۱۵ دقیقه تحت تزریق گاز نیتروژن قرار گرفت تا اکسیژن موجود در محیط خارج شود. برای اکسیژن‌زدایی از داخل محتویات واکنش، واکنشگاه ۳ بار تحت عملیات انجماد-خلأ-یخ‌گشایی (Freeze-pump-thaw) قرار گرفت. بدین ترتیب که واکنشگاه ابتدا در داخل نیتروژن مایع قرار گرفت تا سامانه کاملاً منجمد شود. سپس در حالی که سامانه تحت خلأ قرار گرفته است، به آرامی به دمای محیط رسانده شد تا اکسیژن‌های موجود در داخل محلول خارج شوند. در تمامی

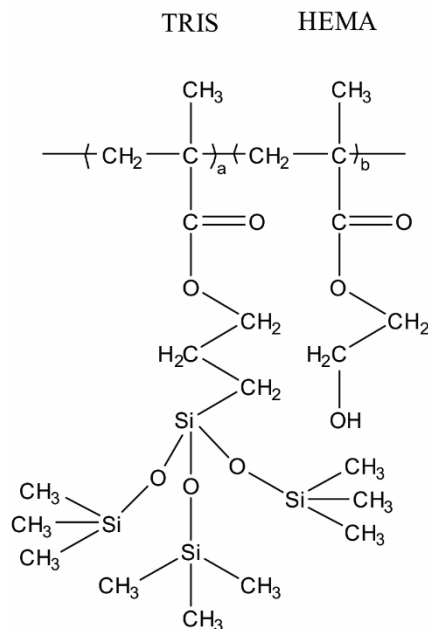
و خشک کردن قطرات آب در سطح لنزها از طریق قراردادن بین دو کاغذ صافی اندازه‌گیری شد. سپس میزان جذب آب نمونه‌ها با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد.

$$\text{Water content (\%)} = \frac{W_w - W_d}{W_w} \times 100 \quad (1)$$

در رابطه زیر W_d ، جرم نمونه‌های خشک و W_w ، جرم نمونه‌های متورم است.

۳ نتایج و بحث

در این پژوهش کopolymerهای دوگانه‌دوست Poly(TRIS-co-HEMA)، آب‌دوست-آب‌گریز، برای توسعه لنزهای تماسی برای کاربردهای رهایش داروی چشمی سنتز شده است که پلی(۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات) (PHEMA) به‌عنوان بخش آب‌دوست با هدف افزایش میزان آب‌دوستی در ترکیب درصدی مختلف در ساختار کopolymerها به‌کار رفته است. همچنین، ۳-متاکریلویلوکسی(پروپیل تریس(تری‌متیل سیلوکسی)سیلان (TRIS) به‌عنوان بخش سیلیکونی آب‌گریز که نفوذپذیری بالایی نسبت به اکسیژن را در بستر لنزهای تماسی فراهم می‌کند، در ساختار کopolymerهای تهیه‌شده قرار گرفته است. حضور هم‌زمان پلیمرهای آب‌دوست و آب‌گریز در ساختار کopolymerهای سنتز شده سبب می‌شود ویژگی آب‌دوستی و نفوذپذیری نسبت به اکسیژن که از جمله ویژگی‌های مهم و ضروری در طراحی لنزهای تماسی هستند، به‌طور هم‌زمان فراهم شود. ساختار شیمیایی کopolymer Poly(TRIS-co-HEMA) در شکل ۱ آورده شده است.



شکل ۱ ساختار شیمیایی کopolymer poly(TRIS-co-HEMA)

Figure 1 Chemical structure of the poly(TRIS-co-HEMA) copolymer

۳-۱ ارزیابی کopolymerهای سنتز شده

ساختار شیمیایی کopolymerهای Poly(TRIS-co-HEMA) توسط طیف‌سنجی فروسرخ انتقال فوری (FTIR) مورد بررسی قرار گرفت. طیف جذبی FTIR مربوط به نمونه‌های Poly(TRIS) و Poly(TRIS-co-HEMA) در شکل ۲

۲-۲ بارگذاری ویتامین E در پوشش‌های پلیمری

برای تهیه پوشش‌های پلیمری حاوی دارو، از روش پوشش‌دهی محلول‌های کopolymer شامل ویتامین E بر روی زیرلایه‌های PDMS متورم استفاده شد. برای تهیه محلول پلیمری حاوی ویتامین E، ۵ mg از ویتامین E به محلول‌های کopolymer اضافه شد و با استفاده از دستگاه لایه‌نشانی چرخشی در شرایط مندرج در بخش ۲-۲ پوشش‌دهی انجام شد.

۲-۲-۶ بارگذاری داروی دیکلوفناک سدیم در زیرلایه‌ها

بسترهای PDMS پوشش‌داده‌شده با کopolymer Poly(TRIS-co-HEMA) برای مطالعه رهایش داروی دیکلوفناک سدیم انتخاب شد. برای تهیه محلول پلیمری حاوی دارو، ۳ mg از دیکلوفناک سدیم به محلول کopolymer Poly(TRIS-co-HEMA) در حضور و غیاب ویتامین E اضافه و با استفاده از دستگاه لایه‌نشانی چرخشی در شرایط مندرج در بخش ۲-۲ پوشش‌دهی انجام شد.

۲-۲-۷ رهایش داروی دیکلوفناک سدیم در زیرلایه‌ها

اندازه‌گیری میزان رهایش دارو با غوطه‌ور کردن فیلم‌های پلیمری حاوی دیکلوفناک سدیم در حضور و غیاب ویتامین E در ۳ mL آب مقطر در دمای محیط انجام شد. سپس در فواصل زمانی مشخص، ۱ mL از نمونه رهایش خارج شده و ۱ mL آب مقطر تازه به محیط رهایش اضافه شد. میزان رهایش داروی دیکلوفناک سدیم با استفاده از دستگاه طیف‌سنج نوری فرابنفش-مرئی (UV-vis spectrophotometer) در طول موج ۲۷۶ nm اندازه‌گیری شد. مقدار گزارش‌شده برای هر نمونه، میانگین مقادیر به‌دست‌آمده از ۳ نمونه مختلف برای هر زیرلایه است.

۲-۳ دستگاه‌ها

سنتز کopolymerهای Poly(TRIS-co-HEMA) توسط دستگاه طیف‌سنجی فروسرخ تبدیل فوری (Fourier transform infrared spectroscopy) (FTIR) با دقت 4 cm^{-1} و ۱۰۲۴ پوش با طیف‌سنج FTIR مدل Tensor 27 ساخت شرکت Bruker آلمان بررسی شد. سوانگاری ژل تراوایی (GPC) برای تعیین وزن مولکولی متوسط (Mn) و توزیع وزن مولکولی (شاخص پراکندگی PDI) مورد استفاده قرار گرفت. ارزیابی میزان آب‌دوستی زیرلایه‌های تهیه‌شده در حالت خشک و خیس، با استفاده از دستگاه اندازه‌گیری زاویه تماس قطره‌ای آب ساخت شرکت ژیکان ایران انجام گرفت. حجم هر قطره آب در تماس با سطح زیرلایه حدود ۳ μL انتخاب شد. نتایج گزارش شده برای هر زاویه تماس، مربوط به میانگین مقادیر اندازه‌گیری شده از حداقل ۳ نقطه مختلف برای هر نمونه است. خواص نوری زیرلایه‌های تهیه‌شده با استفاده از دستگاه طیف‌سنجی نوری فرابنفش-مرئی ساخت شرکت Shimadzu ژاپن در محدوده طول موج ۴۰۰-۷۰۰ nm در دمای محیط اندازه‌گیری شد. قبل از انجام آزمون، زیرلایه‌ها به مدت ۱۲ ساعت در آب یون‌زدوده غوطه‌ور شدند. برای اندازه‌گیری میزان جذب آب تعادلی، از فیلم‌های کopolymerی شبکه‌ای شده استفاده شد. در ابتدا وزن خشک فیلم‌ها اندازه‌گیری شد. سپس نمونه‌ها در دمای 37°C در آب یون‌زدوده غوطه‌ور شدند. در فواصل زمانی معین، وزن نمونه‌ها بعد از خارج کردن از آب مقطر

۲-۳ ارزیابی عملکرد فیلم‌های کوپلیمری Poly(TRIS-co-HEMA)

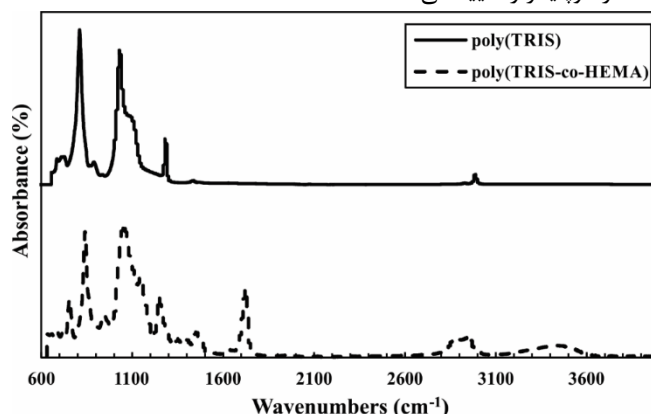
۲-۳-۱ آب‌دوستی

یکی از خصوصیات مهم لنزهای تماسی، برخورداری از آب‌دوستی سطح مناسب است تا اشک چشم بتواند بر روی سطح لنز پخش شده و به صورت پایدار در سطح لنز باقی بماند. لنزهای تماسی که از آب‌دوستی سطح کافی برخوردار نیستند، با چالش‌هایی شامل بی‌ثباتی لایه‌ی اشک و تجمع رسوبات در سطح لنز، اختلال در بینایی و درد و ناراحتی مواجه هستند [۵]. در این پژوهش، آب‌دوستی سطح با استفاده از روش اندازه‌گیری زاویه تماس آب سنجش شده است.

میانگین اندازه زاویه تماس برای فیلم‌های تهیه‌شده از PHEMA، Poly(TRIS)، Poly(TRIS-co-HEMA₂)، Poly(TRIS-co-HEMA₄) و Poly(TRIS-co-HEMA₈) اندازه‌گیری شده و نتایج حاصل در شکل ۳ آورده شده است. فیلم پلیمری PHEMA، پوششی آب‌دوست با میانگین اندازه زاویه تماس برابر با ۵۴٫۳° است. درحالی‌که پوشش Poly(TRIS) آب‌گریز بوده و زاویه تماسی برابر با ۱۱۲٫۱° برای این پوشش اندازه‌گیری شده است. میانگین زاویه تماس برای زیرلایه PDMS برابر با ۱۱۰٫۶° است. نتایج زاویه تماس برای زیرلایه‌های پوشش داده شده با کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA₂)، Poly(TRIS-co-HEMA₄) و Poly(TRIS-co-HEMA₈) در حالت خشک نشان می‌دهد که سطح نمونه‌ها کاملاً آب‌گریز بوده و زاویه‌های تماس آب برای سطوح فوق به ترتیب برابر با ۱۱۰٫۲°، ۱۰۹٫۸° و ۱۰۶٫۱° است. داده‌های فوق حاکی از این است که سطح بالایی نمونه‌های پوشش داده شده با کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA) در حالت خشک با گروه‌های آب‌گریز پوشانده شده است که می‌تواند به دلیل حضور TRIS در ساختار کوپلیمر باشد. هنگامی که کوپلیمرهای حاوی پلیمر Poly(TRIS) با روش پوشش‌دهی چرخشی بر روی سطح پوشش داده شده، خشک می‌شوند، بخش‌های سیلوکسان برای دستیابی به کمترین انرژی سطحی از سطح بیرون زده شده، سطح آب‌گریزی را تشکیل می‌دهند [۱۳]. در حالت خشک، در آزمون اندازه‌گیری زاویه تماس، بخش‌های آب‌دوست (گروه‌های هیدروکسیل) در سطح بالایی قرار نمی‌گیرند، بلکه گروه‌های سیلوکسان در تماس با قطره آب هستند. در پژوهشی که توسط Pouget و همکارانش [۱۴] انجام شده است، احتمال داده شده که پلیمری شدن گروه‌های وینیل در مونومرهای حاوی سیلوکسان با استفاده از آغازگرهای آزوبیس می‌تواند منجر به کوپلیمریزاسیون قطعه‌ای شود. حامدی و همکارانش [۱۵] فرض کردند که چیدمان فضایی این کوپلیمرهای قطعه‌ای می‌تواند صفحه لایه‌ای تشکیل دهد که لایه بیرونی این چیدمان از قطعه‌های آب‌گریز یا واحدهای تکراری TRIS تشکیل شده باشد.

همان‌طور که توسط دیگر پژوهشگران گزارش شده است، در اثر تماس سطوح پوشش‌داده‌شده Poly(TRIS-co-HEMA) با آب، حرکت دینامیکی گروه‌های آب‌دوست در ساختار PHEMA ممکن است رخ دهد و به این ترتیب خواص سطح تغییر کند [۱۶]. برای اثبات این فرضیه در پژوهش حاضر، سطوح پوشش داده شده با کوپلیمرها به مدت ۲ ساعت در حمام آب در دمای ۲۵ °C غوطه‌ور شده، پس از خشک کردن آب‌های سطح توسط جریان گاز نیتروژن، میزان آب‌دوستی سطح اندازه‌گیری شد. در این شرایط،

ارائه شده است. مجموعه‌ای از نوارهای فروسرخ مشخصه بخش سیلیکونی در نمودار FTIR مربوط به Poly(TRIS) مشاهده می‌شود که از جمله می‌توان به قله‌های ۷۵۶ cm⁻¹ و ۸۳۹ cm⁻¹ مربوط به کشش Si-(CH₃)₃ اشاره کرد. همچنین نوارهای وابسته به کشش‌های نامتقارن Si-O-Si در محدوده ۱۰۹۹-۱۰۵۵ cm⁻¹ حضور گروه‌های عاملی آب‌گریز Poly(TRIS) در ساختار کوپلیمر را تأیید می‌کند. در نمودار FTIR مربوط به نمونه کوپلیمری Poly(TRIS-co-HEMA) علاوه بر ظاهر شدن قله‌های مربوط به کشش Si-(CH₃)₃ و کشش‌های نامتقارن Si-O-Si، قله مربوط به کشش گروه کربونیل در ۱۷۲۰ cm⁻¹ مشاهده شده است. همچنین ظاهر شدن قله‌ی پهن در محدوده ۳۴۰۰ cm⁻¹ که مربوط به ارتعاش کششی گروه -OH در ساختار پلیمر PHEMA است، سنتز موفقیت‌آمیز بخش‌های پلیمری آب‌دوست در ساختار کوپلیمر را تأیید می‌کند.



شکل ۲ طیف‌های FTIR به‌دست‌آمده از پلیمرهای poly(TRIS) و poly(TRIS-co-HEMA)

Figure 2 FTIR spectra of the poly(TRIS) and poly(TRIS-co-HEMA) polymers

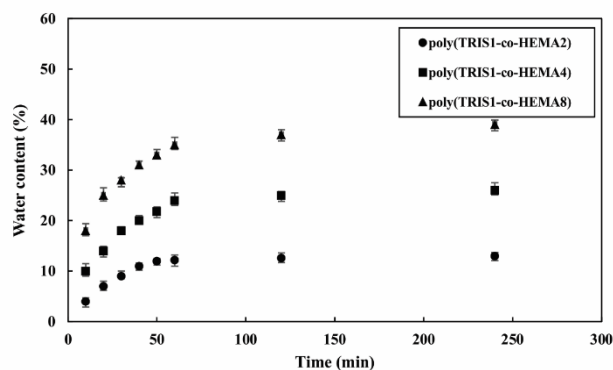
وزن مولکولی متوسط عددی (M_n) و شاخص پراکندگی (PDI) برای کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA₂)، Poly(TRIS-co-HEMA₄) و Poly(TRIS-co-HEMA₈) در جدول ۲ آورده شده است. برای تمام کوپلیمرهای سنتز شده، شاخص پراکندگی نزدیک به ۱ است که گویای آن است که پلیمری شدن به صورت زنده و کنترل شده انجام شده است.

جدول ۲ وزن مولکولی متوسط عددی (M_n) و شاخص پراکندگی (PDI) برای کوپلیمرهای poly(TRIS-co-HEMA₂)، poly(TRIS-co-HEMA₄) و poly(TRIS-co-HEMA₈)

Table 2 The M_n and polydispersity index of poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) and poly(TRIS-co-HEMA₈) copolymers

Polymer	M_n (KDa)	PDI
poly(TRIS-co-HEMA ₂)	18281	1.26
poly(TRIS-co-HEMA ₄)	24315	1.29
poly(TRIS-co-HEMA ₈)	36064	1.28

پلیمری جذب شود. در پژوهشی که توسط Yang و همکارانش [۱۸] انجام شده است، همچنین مشاهده شده با افزایش میزان مونومر آب‌دوست، میزان جذب آب تعادلی افزایش یافته است.

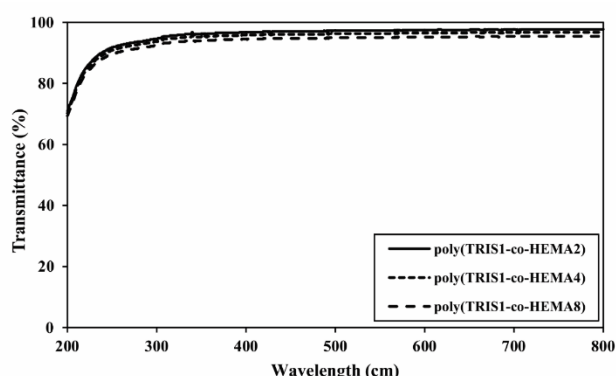


شکل ۴ میزان جذب آب مربوط به فیلم‌های تهیه شده از کوپلیمرهای poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) و poly(TRIS-co-HEMA₈)

Figure 4 Water content of the poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) and poly(TRIS-co-HEMA₈) films

۳-۲-۳ شفافیت نوری

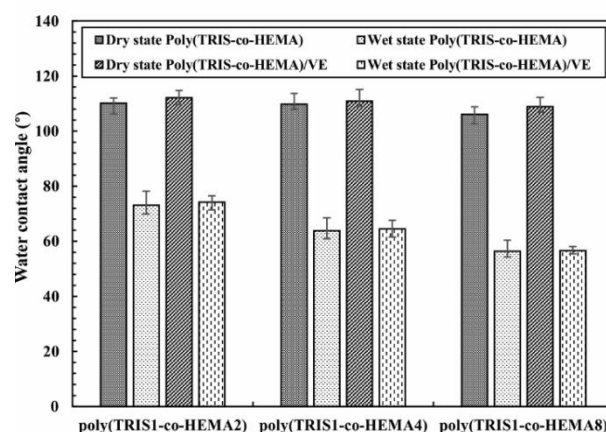
شفافیت نوری یکی از ویژگی‌های مهمی است که در طراحی لنزهای تماسی بایستی در نظر گرفته شود. میزان عبوردهی نور به عنوان معیاری برای اندازه‌گیری شفافیت لنزهای تماسی به کار گرفته می‌شود. مطابق استاندارد GB ۱۱۴۱۷/۲۰۲۵-۲ میزان عبوردهی نور مرئی از لنزهای تماسی بایستی کمتر از ۸۵٪ باشد [۱۹]. منحنی‌های عبوردهی نور از زیرلایه‌های تهیه شده از کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA) در شکل ۵ نشان داده شده است. در محدوده طول موج نور مرئی ۴۰۰-۷۰۰ nm، سطوح پوشش داده شده با فیلم‌های کوپلیمری Poly(TRIS-co-HEMA₂) و Poly(TRIS-co-HEMA₈) به ترتیب برابر با ۹۷٫۸٪، ۹۶٫۷٪ و ۹۵٫۴٪ را نشان دادند. میزان عبوردهی نور برای کوپلیمرهای تهیه شده در این پژوهش با عبوردهی نور از لنزهای تماسی تجاری قابل مقایسه است [۶].



شکل ۵ طیف‌های عبوردهی نور از زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کوپلیمرهای poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) و poly(TRIS-co-HEMA₈)

Figure 5 Light transmittance of the poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) and poly(TRIS-co-HEMA₈) coated PDMS layer

آب‌پوشی کامل پوشش‌های کوپلیمری اتفاق می‌افتد و از این رو انرژی سطح بین قطره آب و فیلم پلیمری تغییر نمی‌کند. همان‌طور که در شکل ۳ آورده شده است، میانگین اندازه زاویه تماس برای سطوح پوشش داده شده با فیلم‌های کوپلیمری Poly(TRIS-co-HEMA₂) و Poly(TRIS-co-HEMA₈) در حالت آبدار به ترتیب برابر با ۷۳٫۱°، ۶۳٫۸° و ۵۶٫۴° اندازه‌گیری شده است. نتایج نشان می‌دهد که سطح زیرلایه‌ها به طور قابل توجهی آبدوست شده و گروه‌های آبدوست هیدروکسیل موجود در ساختار PHEMA برای پایین آوردن انرژی سطح در روی سطح ظاهر می‌شوند. با افزایش مقدار بخش آبدوست PHEMA، زاویه تماس سطوح کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده بهبود آبدوستی سطح است.



شکل ۳ میانگین اندازه زاویه تماس آب از سطح زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کوپلیمرهای poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) و poly(TRIS-co-HEMA₈) در حضور و عدم حضور ویتامین E در حالت خشک و خیس

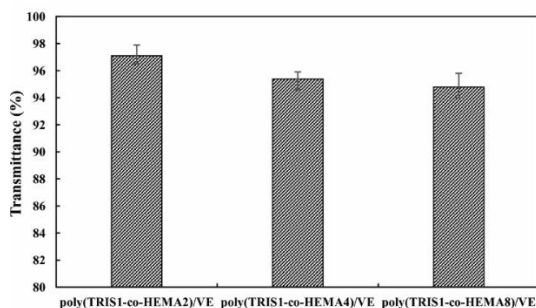
Figure 3 Water contact angles on the surfaces of the poly(TRIS-co-HEMA₂), poly(TRIS-co-HEMA₄) and poly(TRIS-co-HEMA₈) coated PDMS layer with and without vitamin E at dry and wet state

۳-۲-۳ جذب آب

میزان جذب آب تعادلی (Equilibrium water content) (EWC) یکی از خصوصیات مهم لنزهای تماسی است که در جلوگیری از خشکی قرنیه چشم و تضمین راحتی استفاده برای بیمارانی که برای مدت طولانی از لنز تماسی استفاده می‌کنند، نقش دارد [۱۷]. برای تخمین میزان جذب آب، کوپلیمرهای Poly(TRIS-co-HEMA) شبکه‌ای شده در نسبت‌های مولی مختلف از مونومرهای آبدوست و آب‌گریز مطابق جدول ۱ تهیه شد. سینتیک تورم فیلم‌های پلیمری شبکه‌ای شده با زمان غوطه‌وری در شکل ۴ نشان داده شده است. برای فیلم Poly(TRIS-co-HEMA₈)، میزان جذب آب تعادلی برابر با ۳۹٪ اندازه‌گیری شده است. درحالی‌که برای فیلم‌های Poly(TRIS-co-HEMA₂) و Poly(TRIS-co-HEMA₄)، میزان جذب آب تعادلی به ترتیب برابر با ۱۳٪ و ۲۸٪ است. نتایج نشان می‌دهد با افزایش میزان مونومر HEMA در نسبت اولیه مونومرها به عبارتی دیگر با کاهش میزان مونومر آب‌گریز TRIS، میزان جذب آب تعادلی افزایش می‌یابد. بیشترین میزان جذب آب تعادلی مربوط به فیلم کوپلیمری Poly(TRIS-co-HEMA₈) است که به دلیل چگالی بالای گروه‌های عاملی آبدوست در زنجیر پلیمری است و سبب می‌شود مولکول‌های آب بیشتری در ماتریس

روند تغییرات مشابهی در میزان جذب آب تعادلی فیلم‌های کopolymer شبکه‌ای شده حاوی ویتامین E مشاهده شد. اندازه‌گیری میزان جذب آب تعادلی در فیلم‌های پلیمری شبکه‌ای شده حاوی ویتامین E نشان داد، میزان جذب آب در حضور ویتامین E کمتر از عدم حضور آن است. بارگذاری ویتامین E در فیلم‌های کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₂) و Poly(TRIS₁-co-HEMA₄) منجر شده است. میزان جذب آب تعادلی به ترتیب از ۱۳٪ و ۲۸٪ به ۱۰٪ و ۲۵٪ کاهش یابد. بارگذاری ویتامین E در ماتریس هیدروژل پلیمری می‌تواند سبب پر شدن حفرات موجود در ساختار شود و در نتیجه حفرات کوچک‌تر و میزان جذب آب کمتری مشاهده شود [۲۲]. در بسترهای تهیه شده از کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₈)

حضور ویتامین E تأثیر قابل توجهی در میزان جذب آب نداشته است. طیف عبوردهی نور مرئی از بسترهای کopolymerی بارگذاری شده با ویتامین E در شکل ۷ آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد که میزان عبوردهی نور برای زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₂)، Poly(TRIS₁-co-HEMA₄) و Poly(TRIS₁-co-HEMA₈) حاوی ویتامین E در محدوده طول موج مرئی به ترتیب برابر با ۹۷/۱٪، ۹۵/۴٪ و ۹۴/۸٪ است. مقادیر اندازه‌گیری شده بالاتر از مقدار استاندارد بین‌المللی است. بنابراین، بسترهای تهیه شده پس از بارگذاری ویتامین E شفافیت نوری خود را حفظ کرده، برای کاربردهای لنزهای تماسی مناسب هستند. Chauhan و همکارانش [۲۳] نشان دادند که استفاده از ویتامین E شفافیت نوری لنزهای تماسی را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. گزارش شده است که اگر چه ویتامین E عبوردهی نور مرئی را به طور قابل توجهی کاهش نمی‌دهد، بخش قابل توجهی از تابش UVB را جذب می‌کند [۲۴].



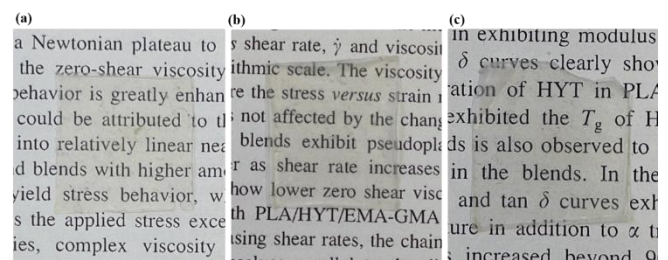
شکل ۷ طیف‌های عبوردهی نور از زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای poly(TRIS₁-co-HEMA₂)، poly(TRIS₁-co-HEMA₄) و poly(TRIS₁-co-HEMA₈)

Figure 7 Light transmittance of the vitamin E incorporated poly(TRIS₁-co-HEMA₂), poly(TRIS₁-co-HEMA₄) and poly(TRIS₁-co-HEMA₈) coated PDMS layer

۴-۳ مطالعات رهایش دارو

مطالعات رهایش دارو به منظور بررسی عملکرد پوشش‌های کopolymerی سنتز شده و تأثیر حضور ویتامین E در رهایش داروی دیکلوفناک سدیم انجام شده است. در دمای محیط و شرایط غوطه‌وری کامل، مدت زمان رهایش ۸۰٪ از داروی بارگذاری شده در بستر پوشش پلیمری فاقد ویتامین E برابر با ۲۴ ساعت است (شکل ۸). همان‌طور که انتظار می‌رود، رهایش سریع به دلیل نفوذ مولکولی ناشی از اختلاف غلظت بین لنز تماسی حاوی دارو و محلول رهایش اتفاق افتاده است. در حالی که، با بارگذاری ویتامین E،

از طرفی، شفافیت نوری در هیدروژل‌های سیلیکونی می‌تواند به دلیل جدایش میکروفازی ناشی از ناسازگاری بین گروه‌های آب‌گریز سیلیکونی و گروه‌های آب‌دوست کاهش یافته، در نتیجه سبب کدر شدن لنز شود [۲۰]. به منظور بررسی وقوع جدایش فازی، نمونه‌های تهیه شده به مدت ۴ روز در بافر PBS نگهداری شدند. مشاهده شد که غوطه‌ور کردن تأثیر قابل توجهی در میزان شفافیت نمونه‌ها نداشته است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که کopolymerهای سنتز شده میزان عبوردهی مناسب برای کاربرد در تهیه بستر لنزهای تماسی را دارا هستند. تصاویری از زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₂)، Poly(TRIS₁-co-HEMA₄) و Poly(TRIS₁-co-HEMA₈) در شکل ۶ آورده شده است.



شکل ۶ تصاویر زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای (الف) poly(TRIS₁-co-HEMA₂)، (ب) poly(TRIS₁-co-HEMA₄) و (ج) poly(TRIS₁-co-HEMA₈)

Figure 6 Photos of the poly(TRIS₁-co-HEMA₂), poly(TRIS₁-co-HEMA₄) and poly(TRIS₁-co-HEMA₈) coated PDMS layer

۳-۳ ارزیابی عملکرد فیلم‌های کopolymerی Poly(TRIS-co-HEMA)

حاوی ویتامین E

برای بررسی تأثیر حضور ویتامین E در عملکرد پوشش‌های پلیمری، میزان آب‌دوستی، جذب آب تعادلی و شفافیت نوری برای پوشش‌های کopolymerی در حضور ویتامین E مورد ارزیابی قرار گرفت. در شکل ۳ میانگین اندازه زاویه تماس آب برای زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای Poly(TRIS-co-HEMA) بارگذاری شده با ویتامین E آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد با گنجاندن ویتامین E در پوشش کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₂)، Poly(TRIS₁-co-HEMA₄) و Poly(TRIS₁-co-HEMA₈)، زاویه تماس آب در حالت خشک به ترتیب از ۱۱۰/۳°، ۱۰۹/۸° و ۱۰۶/۱° به ۱۱۲/۱°، ۱۱۰/۹° و ۱۰۸/۹° افزایش پیدا کرده است. افزایش جزئی در اندازه زاویه تماس می‌تواند با ماهیت آب‌گریز ویتامین E مرتبط باشد که سبب می‌شود با وارد کردن ویتامین E، غلظت مونومر آب‌دوست HEMA در پوشش کopolymerی کاهش یافته، در نتیجه منجر به کاهش میزان آب‌دوستی سطح شود [۲۱]. نتایج زاویه تماس برای پوشش‌های پلیمری Poly(TRIS₁-co-HEMA₂) و co-HEMA₂) بارگذاری شده با ویتامین E در حالت خیس نشان می‌دهد زاویه تماس به ترتیب ۷۴/۲° و ۶۴/۵° افزایش پیدا کرده است. در زیرلایه‌های PDMS پوشش داده شده با کopolymerهای Poly(TRIS₁-co-HEMA₈) در حالت خیس، افزایش قابل توجهی در اندازه زاویه تماس با بارگذاری ویتامین E مشاهده نشده است. حائز اهمیت است که وارد کردن ویتامین E در بستر فیلم‌های پلیمری ناپیستی ویژگی‌های آب‌دوستی را تحت تأثیر قرار دهد.

کامل پوشش‌های کopolymerی اتفاق افتاده، میانگین اندازه زاویه تماس برای سطوح پوشش‌دهنده به‌طور قابل‌توجهی کاهش می‌یابد. با افزایش مقدار بخش آب‌دوست PHEMA در ساختار پوشش کopolymerی، زاویه تماس سطوح کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده بهبود آب‌دوستی سطح است. بیشترین میزان جذب آب تعادلی مربوط به فیلم کopolymerی Poly(TRIS₁-co-HEMA₈) است که برابر با ۳۹٪ است. نتایج عبوردهی نور در محدوده طول‌موج مرئی نشان داد که کopolymerهای سنتز شده میزان عبوردهی مناسب برای کاربرد در تهیه بستر لنزهای تماسی را دارا هستند. نتایج اندازه‌گیری زاویه تماس برای پوشش‌های پلیمری Poly(TRIS₁-co-HEMA₂) و Poly(TRIS₁-co-HEMA₄) بارگذاری شده با ویتامین E در حالت خیس، کاهش جزئی در میزان آب‌دوستی سطح را نشان داد که می‌تواند به ماهیت آب‌گریز ویتامین E مربوط باشد. همچنین، با گنجاندن ویتامین E میزان جذب آب تعادلی برای سطوح فوق به‌ترتیب از ۱۳٪ و ۲۸٪ به ۱۰٪ و ۲۵٪ کاهش یافت. حائز اهمیت است که گنجاندن ویتامین E در بستر فیلم‌های Poly(TRIS₁-co-HEMA₈) تأثیر قابل‌توجهی در ویژگی‌های آب‌دوستی و میزان جذب آب تعادلی نداشته است. همچنین پوشش‌های تهیه‌شده پس از بارگذاری ویتامین E شفافیت نوری خود را حفظ کرده، برای کاربردهای لنزهای تماسی مناسب هستند. با گنجاندن ویتامین E در پوشش‌های پلیمری، مدت زمان ره‌ایش ۸۰٪ از داروی بارگذاری شده از ۲۴ ساعت به ۹۰ ساعت افزایش یافت. همچنین با گنجاندن ویتامین E در پوشش پلیمری مقدار داروی آزاد شده، کاهش یافت. بنابراین، فیلم‌های کopolymerی Poly(TRIS-HEMA) حاوی ویتامین E می‌توانند به عنوان زیست‌مواد مناسب برای کاربرد در ساخت لنزهای تماسی با هدف ره‌ایش کنترل‌شده داروی دیکلوفناک سدیم به‌کار گرفته شوند.

قدردانی نویسنندگان

این مقاله حاصل بخشی از طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه بناب در سال ۱۴۰۲ به کد ۱۴۰۲۱۰ است که با حمایت دانشگاه بناب انجام شده است.

تعارض منافع

برای نویسندگان تعارض منافی وجود ندارد.

سهم نویسندگان

حکیمه قلعه در طراحی ایده و متدولوژی تحقیق، تجزیه و تحلیل داده‌ها، تولید پیش‌نویس اولیه مقاله، اصلاح و بازبینی مقاله، با سهم ۴۰٪، مهدیه صدقی در جمع‌آوری داده‌ها و تجزیه و تحلیل داده‌ها، با سهم ۳۰٪ و سینا حاجی بابازاده در تجزیه و تحلیل داده‌ها، اصلاح و بازبینی مقاله، با سهم ۳۰٪ در این پژوهش سهم داشته‌اند.

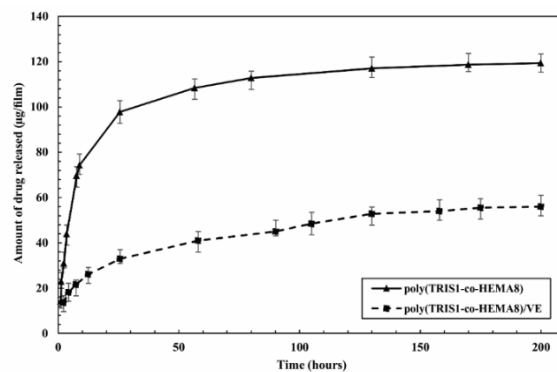
منابع مالی

همانطور که در بخش قدردانی نویسندگان نوشته شده است، این مقاله حاصل بخشی از طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه بناب در سال ۱۴۰۲ به کد ۱۴۰۲۱۰ است که با حمایت دانشگاه بناب انجام شده است.

بیانیه هوش مصنوعی

از هوش مصنوعی استفاده نشده است

مدت زمان ره‌ایش ۸۰٪ از داروی بارگذاری شده به ۹۰ ساعت افزایش یافته‌است. نتایج نشان می‌دهد با بارگذاری ویتامین E در بستر پوشش پلیمری، مدت زمان ره‌ایش کنترل‌شده دارو افزایش یافته‌است که می‌تواند به دلیل برهم‌کنش‌های بین دارو و زنجیرهای کopolymerی آب‌دوست-آب‌گریز باشد. انتقال دارو از بستر کopolymerهای متشکل از بخش‌های سیلیکونی و آب‌دوست پیچیده‌است. در مواد دوفازی مانند کopolymerهای دوگانه‌دوست، آب‌گریز-آب‌دوست سنتز شده در این پژوهش، این احتمال وجود دارد که حضور مرز فازی پیوسته در داخل شبکه پلیمری، بر شکل موانع ویتامین E تأثیر بگذارد و به دلیل وقوع جدایش فازی از فاز آب‌دوست، موانع شکلی متفاوت از شکل کروی به خود بگیرند. به‌عنوان مثال، ویتامین E می‌تواند روی سطح مشترک فاز سیلیکونی و فاز آب‌دوست رسوب کند و منجر به ایجاد موانع نازک و با نسبت ابعاد بالا شود. افزایش مدت زمان ره‌ایش دارو به دلیل وجود ویتامین E به اثر مانعی ویتامین E نسبت داده می‌شود، به‌عبارتی دیگر مولکول‌های دارو مجبور هستند در اطراف موانع ویتامین E نفوذ کنند که منجر به افزایش مدت زمان ره‌ایش می‌شود [۲۳]. همچنین مدت زمان ره‌ایش دارو به ضرایب نفوذ و پراکندگی دارو در فاز سیلیکون و فاز آب‌دوست بستگی دارد که به نوبه خود با ریزساختار ماده مرتبط هستند [۲۵]. از طرفی دیگر، بارگذاری ویتامین E در پوشش پلیمری، میزان داروی آزادشده را تحت تأثیر قرار می‌دهد. با بارگذاری ویتامین E در پوشش پلیمری، مقدار داروی آزادشده از ۱۲۰ µg برای بستر بدون ویتامین E به ۵۶ µg برای بستر حاوی ویتامین E کاهش یافته‌است. کاهش مقدار داروی ره‌اشده می‌تواند به این دلیل باشد که ویتامین E در حفرات موجود در شبکه پلیمری جذب می‌شود، مانع از ره‌ایش دارو می‌شود و از این طریق میزان داروی آزادشده کاهش می‌یابد.



شکل ۸ ره‌ایش داروی دیکلوفناک سدیم از زیرلایه‌های PDMS پوشش‌دهنده با

کopolymer poly(TRIS₁-co-HEMA₈) در حضور و عدم حضور ویتامین E

Figure 8 Amount of diclofenac sodium released from the poly(TRIS₁-co-HEMA₈) coated PDMS layer with and without vitamin E

۴ نتیجه‌گیری

کopolymerهای Poly(TRIS-co-HEMA) در نسبت‌های مختلف از بخش‌های آب‌گریز به آب‌دوست سنتز شد. سنتز موفقیت‌آمیز کopolymerها توسط طیف‌سنجی فروسرخ انتقال فوری تأیید شد. نتایج اندازه‌گیری زاویه تماس برای سطوح پوشش داده شده با کopolymerها نشان داد که در حالت خشک، سطوح فوق کاملاً آب‌گریز هستند. درحالی‌که در شرایط خیس، آب‌پوشی

- Physicochemical Changes in Myopia Control Contact Lenses: Influence of Material and Maintenance Solutions. *Contact Lens and Anterior Eye*, 48(6), 102478, 2025.
18. Yang M.C., Hasanah N. and Tran-Nguyen P.L., Effect of Poly (ethylene glycol) methacrylate on the Ophthalmic Properties of Silicone Hydrogel Contact Lenses. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 217, 112713, 2022.
19. National Standard of the People's Republic of China for Ophthalmic Optics-Contact lenses-Part 2: Rigid contact lenses, GB 11417.2, 2025.
20. Korogiannaki M., Guidi G., Jones L. and Sheardown H., Timolol Maleate Release from Hyaluronic Acid-containing Model Silicone Hydrogel Contact Lens Materials. *Journal of Biomaterials Applications*, 30(3), 361-376, 2015.
21. Wang Z., Zhou Y., Lin Q., Zhang X., Qiao M., Liang D. and Sun G., Wearable Contact Lenses for Advanced Ocular Drug Delivery: Progress and Challenges. *Advanced Functional Materials*, 36(25), e18446, 2026.
22. Zhang X., Zhao Y., Jing Y., Wang Z., Song W., Liang D. and Lin Q., Modification of Silicone Hydrogel Contact Lenses with Vitamin E for the Delivery of Ofloxacin. *Journal of Nanomaterials*, 2023(1), 1500048, 2023.
23. Dixon P., Fentzke R.C., Bhattacharya A., Konar A., Hazra S. and Chauhan A., In-Vitro Drug Release and In-Vivo Safety of Vitamin E and Cysteamine Loaded Contact Lenses. *International Journal of Pharmaceutics*, 544(2), 380-391, 2018.
24. Paradiso P., Serro A.P., Saramago B., Colaço R. and Chauhan A., Controlled Release of Antibiotics from Vitamin E-Loaded Silicone-Hydrogel Contact Lenses. *Journal of Pharmaceutical Sciences*, 105(3), 1164-1172, 2016.
25. Chauhan A. and Kim J., Contact Lenses for Extended Release of Bioactive Agents Containing Diffusion Attenuators, *US Pat.* 20100330146 A1, 2010.
1. Gorantla S., Rapalli V.K., Waghule T., Singh P.P., Dubey S.K., Saha R.N. and Singhvi, G., Nanocarriers for Ocular Drug Delivery: Current Status and Translational Opportunity. *RSC Advances*, 10(46), 27835-27855, 2020.
2. Patel A., Cholkar K., Agrahari V., Mitra A.K., Ocular Drug Delivery Systems: An Overview. *World Journal of Pharmacology*, 2(2), 47-64, 2013.
3. Zhang X., Cao X. and Qi P., Therapeutic Contact Lenses for Ophthalmic Drug Delivery: Major Challenges. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 31(4), 549-560, 2020.
4. Tieppo A., White C.J., Paine A.C., Voyles M.L., McBride M.K. and Byrne M.E., Sustained In-Vivo Release from Imprinted Therapeutic Contact Lenses. *Journal of Controlled Release*, 157(3), 391-397, 2012.
5. Korogiannaki M., Samsom M., Schmidt T.A. and Sheardown H., Surface-Functionalized Model Contact Lenses with a Bioinspired Proteoglycan 4 (PRG4)-Grafted Layer. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 10(36), 30125-30136, 2018.
6. Tran N.P.D. and Yang M.C., The Ophthalmic Performance of Hydrogel Contact Lenses Loaded with Silicone Nanoparticles. *Polymers*, 12(5), 1128, 2020.
7. Tran N.P.D. and Yang M.C., Synthesis and Characterization of Soft Contact Lens Based on the Combination of Silicone Nanoparticles with Hydrophobic and Hydrophilic Monomers. *Journal of Polymer Research*, 26(6), 143, 2019.
8. Liang L., Hu Y., Hong Y., Wu Z., Chen H. and Lin Q., POSS and PEG Contained Copolymer for Antibioadhesive Rigid Contact Lenses Materials Application. *Biomacromolecules*, 25(5), 2728-2739, 2024.
9. Yang M.C. and Tran-Nguyen P.L., Evaluation of Silicone Hydrogel Contact Lenses Based on Poly (Dimethylsiloxane) Dialkanol and Hydrophilic Polymers. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 206, 111957, 2021.
10. Luensmann D. and Jones L., Protein Deposition on Contact Lenses: The Past, the Present, and the Future. *Contact Lens and Anterior Eye*, 35(2), 53-64, 2012.
11. Tran N.P.D. and Yang M.C., Synthesis and Characterization of Silicone Contact Lenses Based on TRIS-DMA-NVP-HEMA Hydrogels. *Polymers*, 11(6), 944, 2019.
12. Chekina N.A., Pavlyuchenko V.N., Danilichev V.F., Ushakov N.A., Novikov S.A. and Ivanchev S.S., A New Polymeric Silicone Hydrogel for Medical Applications: Synthesis and Properties. *Polymers for Advanced Technologies*, 17(11-12), 872-877, 2006.
13. Melik H., Yalcin S., Aktas B., Aktas H.G., Uyar E., Celik Z., Ergin B., Demircan G. and Balak M.V., Three-Dimensionally Printed HEMA-TRIS Hydrogel Contact Lenses with Optimized Optical, Mechanical, and Antibacterial Performance. *Journal of Applied Polymer Science*, 143(11), e70277, 2026.
14. Pouget E., Tonnar J., Lucas P., Lacroix-Desmazes P., Ganachaud F. and Boutevin B., Well-Architected Poly (dimethylsiloxane)-Containing Copolymers Obtained by Radical Chemistry. *Chemical Reviews*, 110(3), 1233-1277, 2010.
15. Hamed H., Green S.W., Puri R., Luo R., Lee M., Liu J., Cho H., Hansford D.J., Chandler H.L. and Swindle-Reilly K.E., Lens Epithelial Cell Response to Polymer Stiffness and Polymer Chemistry. *Journal of Polymer Science*, 62(9), 1820-1830, 2024.
16. Li L. and Xin Z., Surface-Hydrophilic and Protein-Resistant Tris(trimethylsiloxy)-3-methacryloxypropylsilane-Containing Polymer by the Introduction of Phosphorylcholine Groups. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 384(1-3), 713-719, 2011.
17. Noya-Padin V., Pena-Verdeal H., Rodrigues P.V., Machado A.V., Yebra-Pimentel E. and Lira M., Dehydration and