

تهیه و بررسی خواص فیزیکی و مکانیکی آلیاژ زیست سازگار بر پایه پلی دی متیل سیلوکسان و پلی ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (PDMS/PHEMA)

Preparation and Investigation of Physical and Mechanical Properties of Biocompatible Blend Based on PDMS/PHEMA

محمود رضائی درویشی^۱، حمید میرزاده^۱، محمود محراب زاده^۲

۱. دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پلیمر، ۲. پژوهشگاه پلیمر ایران

دریافت: ۱۳۹۷/۷/۲۵، پذیرش: ۱۳۹۷/۹/۲۵

چکیده

برای بهبود آب سازگاری و در نهایت زیست سازگاری الاستومر پلی دی متیل سیلوکسان (PDMS) و اولگانیزم، از پلیمر آبدوست پلی ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (PHEMA) به روش آلیاژسازی استفاده شد. این آلیاژ شامل یک سیستم دو فازی است و در آن الاستومر سیلیکون به عنوان فاز پیوسته و PHEMA مانند فاز پراکنده عمل می کند.

به کمک دستگاههای بازتابش کلی تضعیف شده زیرقرمز (ATR-FTIR) و میکروسکوپ الکترون پویشی (SEM) به ترتیب وضعیت گروههای شیمیایی و شکل شناسی نمونه ها بررسی شد و میزان آبدوستی آنها به روش زاویه تماس قطره های آب با سطح نمونه های اصلاح شده اندازه گیری شد. همچنین، میزان درصد جذب آب نمونه ها اندازه گیری و با نمونه شاهد مقایسه گردید. آب سازگاری نمونه های اصلاح شده بسته به میزان درصد PHEMA نسبت به نمونه شاهد بهبود یافت. خواص ویسکوالاستیکی نمونه ها با دستگاه نمزیه گرمایی دینامیکی-مکانیکی بررسی شد. همچنین، به وسیله دستگاه کشش مقادیر استحکام کششی و مدول و درصد ازدیاد طول تا پارگی آنها اندازه گیری شد. نتیجه بررسیها نشان می دهد که در درصد معینی از PHEMA خواص نمونه ها با نمونه شاهد PDMS تغییر قابل توجهی نکرده است. در ضمن، خواص پیوستگی به درصد PHEMA بکار رفته در آلیاژ، درجه ایجاد پیوندهای عرضی در PHEMA و اندازه ذرات فاز پراکنده در ماتریس اصلی دارد.

واژه های کلیدی: آلیاژ، الاستومر سیلیکون، هیدروژل، زیست سازگاری، آبدوستی

Key Words: blend, silicon elastomer, hydrogel, biocompatibility, hydrophilicity

مقدمه

فشای درجه های مصنوعی قلب، استخوان و مفصل مصنوعی پیدا کرده اند. در کاربردهای پاد شده پلیمرها در محیط زیست شناختی بر حسب مورد با بافتها، خون و سلولهای زنده در تماس خواهند بود

پلیمرها به عنوان مواد حیاتی کاربردی وسیع در پزشکی، از جمله ساخت اجزا و اعضای مصنوعی از فیلی پوست، عروق، گوش داخلی، عضله،

در این پژوهش، آلیاژی از الاستومر سیلیکون و هیدروژل پلی‌هیدروکسی اتیل متاکریلات ساخته شد که در آن سیلیکون به عنوان ماتریس اصلی با PHEMA شبکه‌ای شده با درصدهای مختلف مزوج شد و خواص فیزیکی، مکانیکی و شکل‌شناسی آمیزه‌های خاص در مقایسه با PDMS مورد مطالعه قرار گرفت.

تجربی

مواد

پلیمر PDMS ماتریس اصلی، که در آلیاژسازی از آن استفاده شد، پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان از نوع پزشکی (M3090 medical grade) ساخت کمپانی واگر است. مونومر مصرف‌شده HEMA با درجه خلوص بالای ۹۹ درصد ساخت کمپانی آلد ریچ است که پیش از مصرف با تقطیر عاری از ممانعت کننده شد.

روشها

روش تهیه PHEMA

مونومر HEMA به وسیله روش پلیمر شدن توده با حدود ۲/۰ درصد وزنی آغازگر آزوبیس‌ایزوبوتیرونیتریل (AIBN) در کنار عامل ایجاد پیوندهای عرضی اتیلن گلیکول‌دی‌متاکریلات (EGDMA) همراه با گرمای لازم آماده شد و سرانجام PHEMA با پیوندهای عرضی کم تهیه شد. سپس، این ماده با آسیاب کردن و عبور دادن از الک به اندازه ذرات مطلوب (۱۰۰ nm) مجزا گردید.

تهیه نمونه‌ها و ایجاد پیوندهای عرضی در PDMS

به منظور تهیه آلیاژ و نیز دستیابی به یکخواختی اختلاط از مخلوط کن هکه (Haake) استفاده شد. الاستومر سیلیکون خام همراه با پودر پلیمر HEMA با نسبت‌های مختلفی از آن، بطور جداگانه، هر دفعه به وسیله سیستم مخلوط کن داخلی هکه مخلوط گردید. دمای اختلاط، دمای ذوب فاز گرم‌تر از انتخاب شد و عمل اختلاط با توجه به دور روتور (۶۰ rpm) در مدت زمان ۱۰ min انجام پذیرفت.

پس از انجام عمل اختلاط، نمونه‌های تهیه شده با ۲/۵ phr دی‌کومیل‌پروکسید (DCP) ۹۰ درصد به عنوان عامل پخت در دمای ۸۰ °C روی غلتک مخلوط شد. عمل پخت به وسیله پرس گرمایی در دمای ۱۶۵ °C به مدت ۱۰ min در قالب انجام گرفت و صفحاتی با ضخامت ۱ mm و ابعاد ۱۵×۱۵ تهیه شد.

برای جداسازی مونومرها، الیگومرها و مواد ناخواسته از

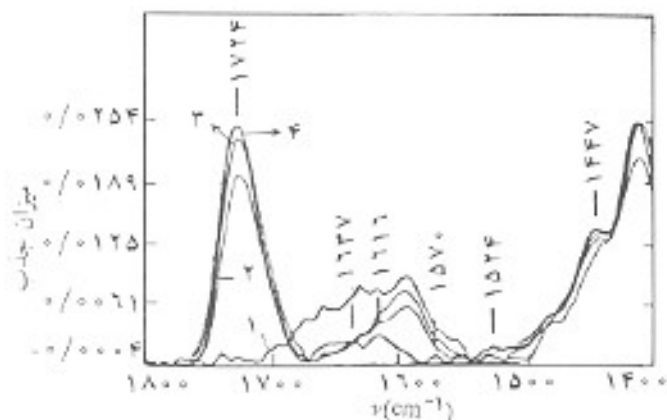
[۱-۲]. کشش مستقیم پلیمر و سیالهای زیست‌شناختی بدن و سازگاری آن با سیستم حیاتی از جمله مسائل بسیار پیچیده‌ای است که مهندسی پزشکی با آن روبروست. برای سازگاری پلیمرها با سیستم حیاتی بدن بسته به کاربرد آنها طراحی ویژه‌ای از نظر خواص فیزیکی، شیمیایی و مکانیکی پلیمر صورت می‌گیرد. نتایج پژوهش‌های انجام شده نشان می‌دهد که وجود نواحی آبدوست و آیزدا در سطح پلیمرها برای ایجاد زیست سازگاری در آنها ضروری است [۴-۶].

از دو دهه گذشته تاکنون سعی شده است که خواص سطحی بسیاری از پلیمرهای آیزدا از راه پیوند زدن مونومرهای آبدوست، مثل آکریل آمید (AAm)، N-وینیل‌پیرولیدون (NVP) و ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) به سطح پلیمر به کمک پرتوهای گاما (γ) و فرابنفش (UV)، پرتوالکترونی (EB) و پرتوهای لیزر یا بکارگیری پلاسما اصلاح شود تا این پلیمرها قابلیت زیست سازگاری پیدا کنند [۷-۱۰].

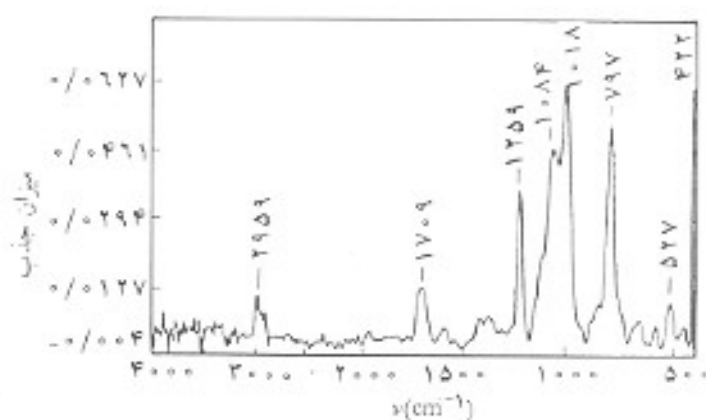
از جمله پلیمرهایی که از خواص مکانیکی خوبی برخوردار بوده و اصلاح آن به منظور بهبود زیست سازگاری مورد توجه قرار گرفته است، الاستومر سیلیکون یا پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان است. ضعف این الاستومر در کم بودن سازگاری آن با آب، سیالهای آبی و مواد آبدوست است و به این دلیل کاربرد آن به عنوان ماده زیست سازگار طی درازمدت در سیستم‌های حیاتی محدود است. این الاستومر خواص بسیار برجسته‌ای مانند مقاومت گرمایی زیاد و مقاومت در برابر اوزون و مواد شیمیایی دارد و بطور گسترده‌ای به عنوان ماده‌ای زیست سازگار در کاربردهای مختلف پزشکی از آن استفاده می‌شود. با وجود این، نارسایی‌هایی در کاربردهای درازمدت آن در سیستم حیاتی گزارش شده است [۱۱-۱۲].

در کنار روش‌های مختلف برای بهبود خواص سطحی پلیمرها، در سال‌های اخیر از روش آلیاژسازی برای اصلاح پلیمرها و تهیه مواد زیست‌سازگار استفاده شده است [۱۳-۱۴]. بدین منظور دو ماده پلیمری با توجه به خواص مطلوب و ویژه‌ای که هر کدام دارند با استفاده از روش‌های معمول و مرسوم آلیاژسازی آماده می‌شوند و به عنوان ماده‌ای زیست سازگار مورد استفاده قرار می‌گیرند. این روش دارای مزایایی شرح زیر است:

- استفاده از دستگاهها و تجهیزات معمول و عدم نیاز به دستگاه‌های پیچیده،
- حذف منبع گرانتیتم انرژی در مقایسه با روش تابش‌دهی،
- سهولت و امکان دسترسی بیشتر از نظر مراحل و نوع فرایند نسبت به روش‌های دیگر،
- کوتاهی مدت زمان فرآوری با این روش.



(ب)



(الف)

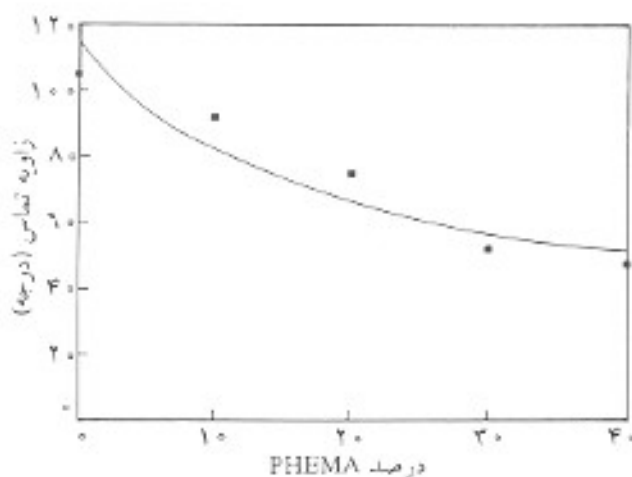
شکل ۱- طیفهای FTIR: (الف) نمونه PHEMA و (ب) نمونه PDMS (۱: شاهد، ۲: ۱۰ درصد PHEMA، ۳: ۲۰ درصد PHEMA و ۴: ۳۰ درصد PHEMA).

۵- درصد جذب آب نمونه‌ها با استفاده از معادله زیر اندازه‌گیری شد:

$$\%H_2O = \frac{W_w - W_d}{W_d} \times 100$$

که در آن W_w وزن نمونه‌هایی است که به مدت ۴۸ ساعت در آب دوبر تظفیر شده نگهداری و سپس سطح آنها با کاغذ صافی خشک و توزین شده است و W_d وزن اولیه نمونه خشک است.

۶- کشش سطحی نمونه‌های تهیه شده و نمونه شاهد به وسیله دستگاه اندازه‌گیری کشش سطحی کراس در حالت دینامیک در آب دو



شکل ۲- نمودار زاویه تماس نمونه‌ها بر حسب درصد PHEMA در آلیاز.

نمونه‌ها، به کمک دستگاه استخراج سوکله و با استفاده از حلالهای تولوئن-متانول (به نسبت حجمی ۱:۱) به مدت ۲۴ h عمل استخراج انجام شد. سپس، خشک کردن نمونه‌ها در آون خلاء تا رسیدن به وزن ثابت انجام گرفت.

دستگاهها و آزمونها

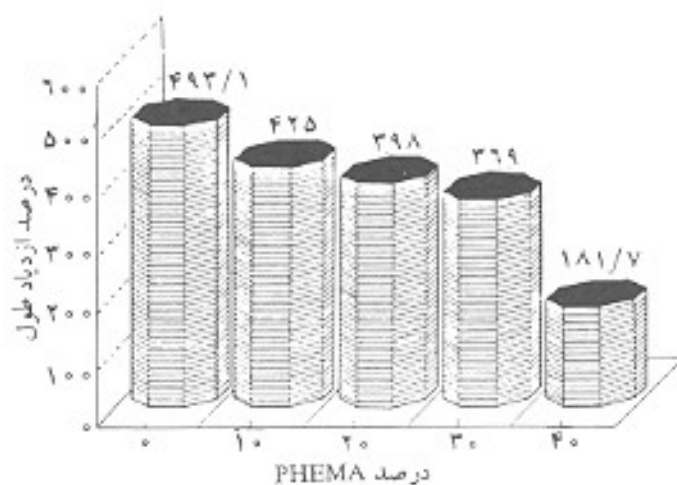
آزمونهای انجام یافته و دستگاههای مربوط عبارتند از:

۱- از روش بازتابندگی کلی تضعیف شده زیر قرمز (ATR-FTIR) با منشور KRS-۵ و زاویه ۴۵ درجه استفاده شد. دستگاه مورد استفاده از نوع پروکر ۴۸ بود.

۲- از میکروسکوپ الکترون پویشی (SEM) برای بررسی شکل شناسی آلیازها استفاده شد. دستگاه مورد استفاده ساخت کمبریج مدل S-۳۶۰ بود. نمونه‌ها در دمای نیتروژن مایع خشک شده و از سطح شکست آنها تصویربرداری شد.

۳- آب سازگاری نمونه‌های اصلاح شده با روش اندازه‌گیری زاویه تماس قطره با سطح نمونه‌ها بررسی شد. به این منظور قطره‌های آب بوسیله میکرو سرنگ در سه نقطه مجزا روی سطح هر نمونه قرار داده شد و به وسیله دستگاه اندازه‌گیری زاویه تماس کراس (KRUS) مدل K1۲ زاویه‌های مذکور اندازه‌گیری شد. هر زاویه میانگین انجام پنج آزمایش است.

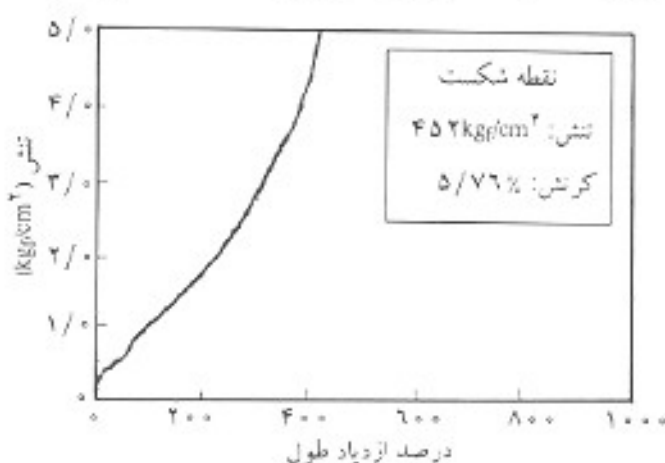
۴- خواص مکانیکی-دینامیکی نمونه‌های تهیه شده و نمونه شاهد به وسیله دستگاه تجزیه گرمایی دینامیکی-مکانیکی (DMTA) پلیمرلاب در دمای ۱۰۰- تا ۲۵۰°C با مدد خشکی مطالعه شد. مدول ذخیره و ضریب اتلاف انرژی ($\tan \delta$) بر حسب دما ثبت گردید.



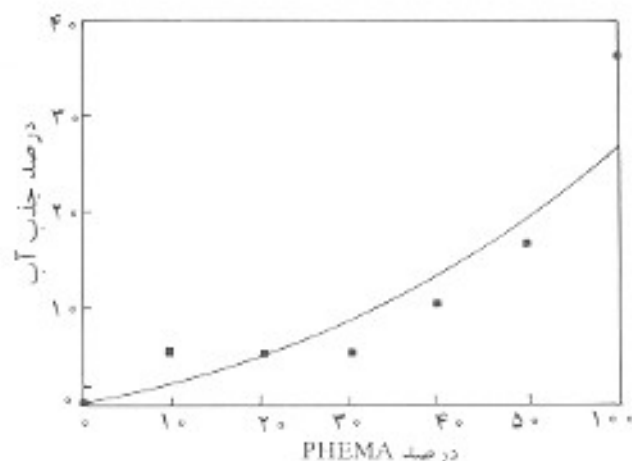
شکل ۵- نمودار درصد ازدیاد طول نهایی نمونه بر حسب درصد PHEMA در آلیاژ.

اندازه‌گیری زاویه تماس قطره آب با سطح آلیاژ و نیز درصد جذب آب نمونه‌ها مطابقت دارد.

تغییرات زاویه تماس قطره آب نسبت به افزایش درصد PHEMA در شکل ۲ نشان داده شده است. همان‌طور که از شکل پیداست، زاویه تماس قطره آب با سطح نمونه‌ها با ازدیاد درصد PHEMA سیر نزولی دارد، یعنی با افزایش مقدار فاز هیدروژل قابلیت آبدوستی افزایش می‌یابد. از این آزمایش می‌توان نتیجه گرفت که افزایش میزان آبدوستی و کاهش θ به معنی افزایش میزان گروه‌های آبدوست متعلق به PHEMA در الاستومر است. همچنین، با توجه به شکل ۳، که مربوط به درصد جذب آب نمونه‌های تهیه شده است، وجود گروه‌های عاملی آبدوست و میزان آبدوستی این گروه‌ها بخوبی مشخص است، یعنی با افزایش درصد PHEMA در نمونه‌ها،



شکل ۶- نمودار تشد-کرنش الاستومر سیلیکون.



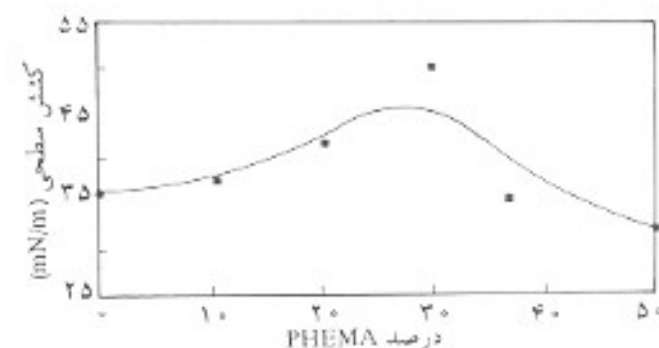
شکل ۳- نمودار میزان جذب آب نمونه‌ها بر حسب درصد PHEMA در آلیاژ.

بار تقطیر شده اندازه‌گیری شد. این نتایج با استفاده از معادله ویلهلمی (Wilhelmi), $\theta = \theta / \cos \theta$ بدست آمده است.

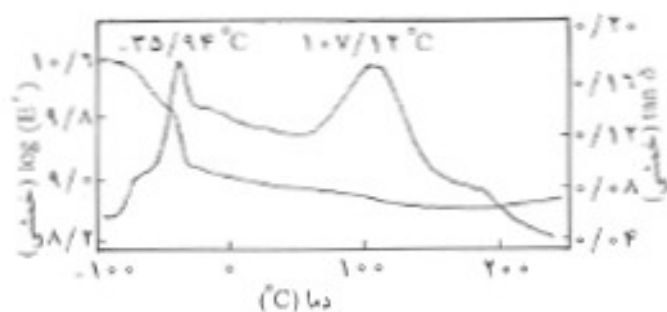
۷- خواص کششی نمونه‌های تهیه شده و نمونه شاهد مطابق با استاندارد ASTM D 412 اندازه‌گیری شد. طبق این روش استحکام کششی نهایی در نقطه پارگی، میزان ازدیاد طول نهایی تا پارگی و مدول اندازه‌گیری شد. نمونه‌ها با سرعت ۵۰ mm/min تحت کشش قرار گرفت.

نتایج و بحث

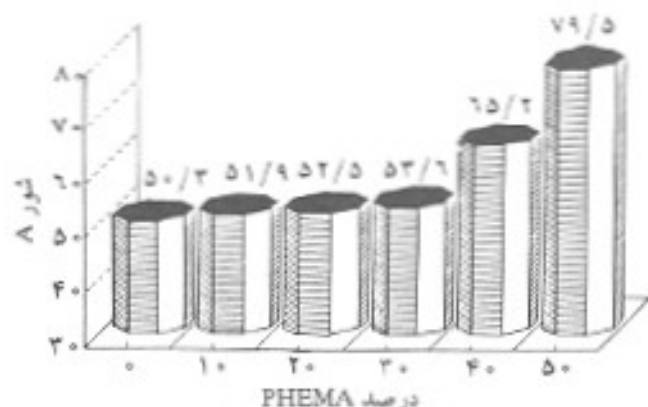
مقایسه طیف‌های ATR-FTIR نمونه‌های تهیه شده و نمونه شاهد در شکل ۱ (الف و ب) نشان داده شده است. جذب در ناحیه ۱۷۰۰ تا ۱۷۲۸ cm⁻¹ مربوط به گروه استری PHEMA در تمام نمونه‌ها وجود دارد. وجود این گروه‌ها در سطح PDMS سبب شده که میزان آبدوستی برابری بهبود یابد و بیشتر شود. این امر با نتایج حاصل از



شکل ۴- نمودار کشش سطحی نمونه‌های آلیاژ بر حسب درصد PHEMA.



شکل ۹- نمودار DMTA نمونه آلیاز با ۲۰ درصد PHEMA



شکل ۷- نمودار میزان سختی نمونه‌ها بر حسب درصد PHEMA در آلیاز.

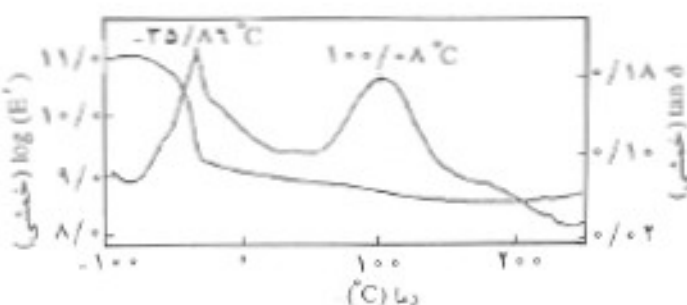
با توجه به شکل‌های ۵، ۶ و ۷ به ترتیب و بررسی نتایج معلوم می‌شود که در ترکیب درصد‌های کمتر از ۴۰ درصد PHEMA تغییرات محسوسی در سختی نمونه‌ها وجود نیامده و همچنین استحکام کششی نهایی و میزان ازدیاد طول تا پارگی این نمونه‌ها با در نظر گرفتن بهبود خاصیت آب‌سازگاری آنها تغییرات زیادی به همراه نداشته است و نمونه‌ها رفتار لاستیکی مطلوب و قابل قبولی نشان داده‌اند. اما، رفتار نمونه‌های با ترکیب درصد‌های ۴۰ و بیشتر PHEMA، از نوع رفتار لاستیک‌ها خارج شده و خواص تنش-کرنش آنها تفاوت زیادی با نمونه شاهد پیدا کرده‌است. با توجه به تصویرهای میکروسکوپی، علت این افت را می‌توان این‌گونه بیان کرد که در ترکیب درصد‌های زیاد تجمع ذرات PHEMA سبب بهم چسبیدن ذرات شده و این نوده‌های بهم چسبیده موجب ایجاد نقاط ضعف و در نتیجه افت شدید خواص تنش-کرنش شده است.

برای مطالعه امتزاج‌پذیری و خواص دینامیکی، نمونه‌های تهیه شده با دستگاه تجزیه گرمایی مکانیکی-دینامیکی (DMTA) آزمایش شدند. تغییرات مدول ذخیره E' و ضریب اتلاف انرژی ($\tan \delta$) نسبت به دما برای نمونه‌های تهیه شده و شاهد در شکل‌های ۸ تا ۱۰ نشان داده شده است.

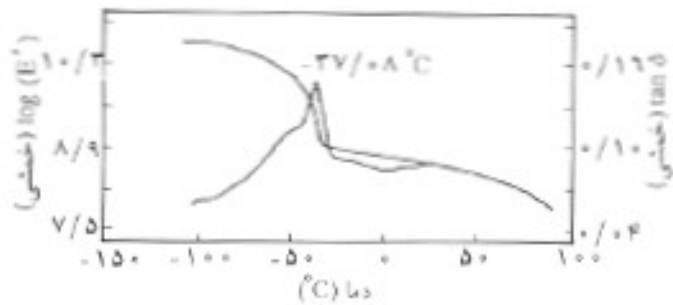
همان‌طور که در مرجع ۲۰ آمده است، شکل ۱۱ نشان دهنده تغییرات E' و E'' یا $\tan \delta$ بر حسب دماست که به ترتیب رفتار آمیزه‌های

درصد آب‌تعدالی افزایش پیدا می‌کند. افزایش ناگهانی نفوذپذیری در درصد‌های بیشتر هیدروژل مربوط به این است که در بالای حدود ۳۰ درصد PHEMA بین ذرات هیدروژل تماس‌های دو جانبه ایجاد می‌شود و ارتباط بین ذرات فاز هیدروژل سبب نفوذپذیری بیشتر می‌گردد [۱۶]. تغییرات کشش سطحی نمونه‌ها در شکل ۴ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش درصد PHEMA در نمونه‌ها میزان آبدوستی بیشتر شده و در نتیجه کشش سطحی نیز بیشتر می‌شود. اما، برای نمونه‌های دارای بیش از ۴۰ درصد PHEMA میزان کشش سطحی کاهش می‌یابد. بنظر می‌رسد که با افزایش PHEMA، به علت تجمع ذرات و توزیع نامناسب آنها در ماتریس، سطح نمونه‌ها از حالت صاف و هموار خارج شده و ناهموار می‌گردد. ناهمواری سطح از طرفی سبب افزایش سطح رطوبت‌پذیر و از طرف دیگر موجب فرار گرفتن حباب هوا در سطح می‌گردد که هر دو عامل باعث کاهش کشش سطحی نمونه‌های با ترکیب درصد‌های بالای ۴۰ درصد PHEMA می‌شود.

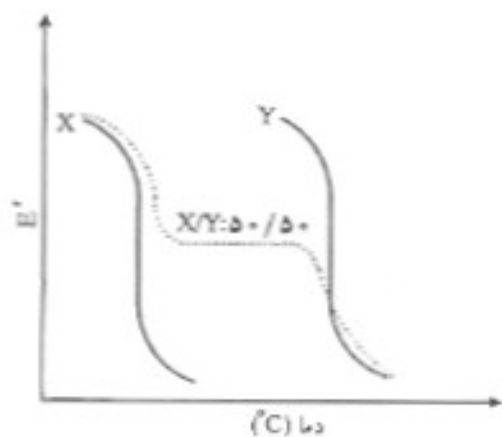
برای مطالعه خواص فیزیکی و مکانیکی، نمونه‌های تهیه شده و شاهد با دستگاه کشش و سختی‌سنج آزمایش شدند.



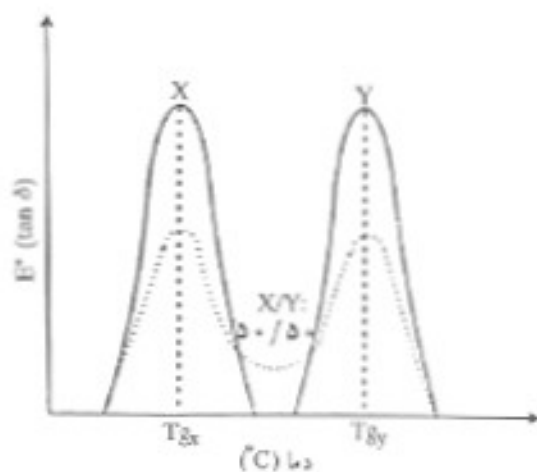
شکل ۱۰- نمودار DMTA نمونه آلیاز با ۳۰ درصد PHEMA



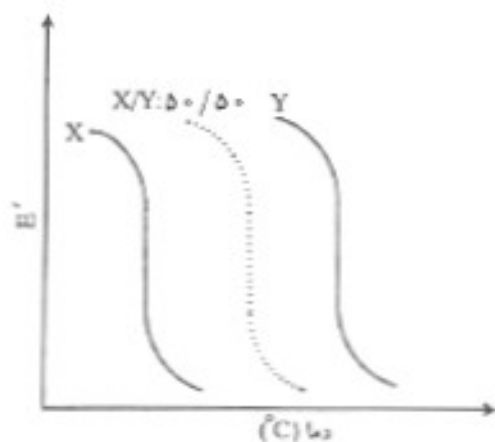
شکل ۸- نمودار DMTA نمونه PDMS



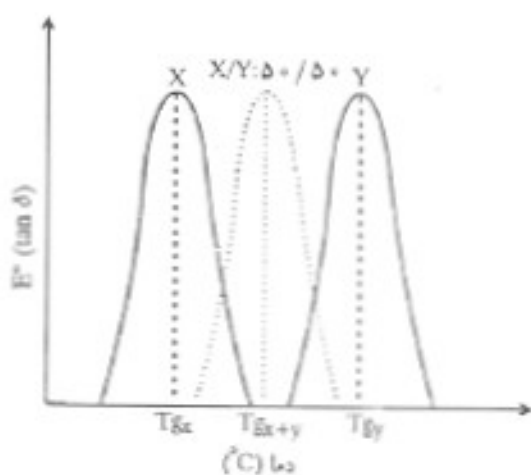
(الف)



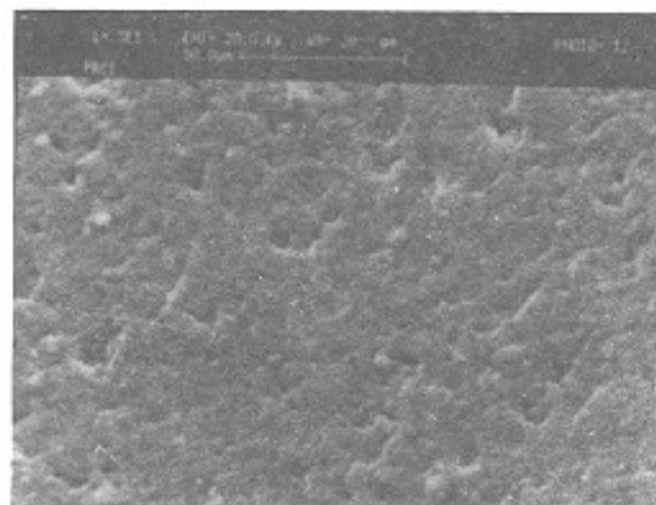
(ب)



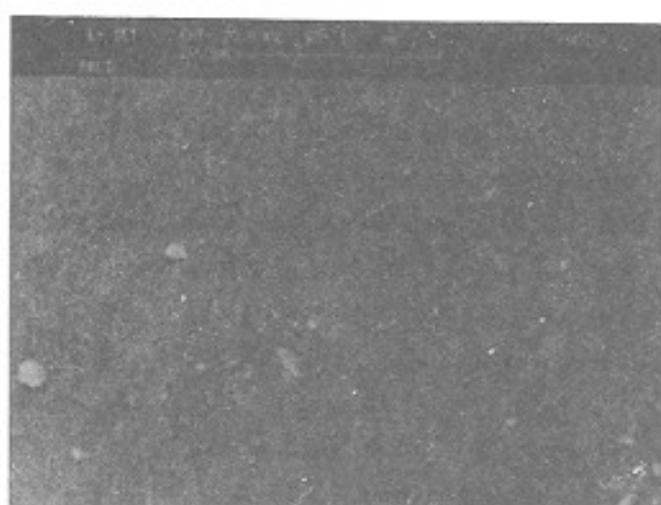
(ج)



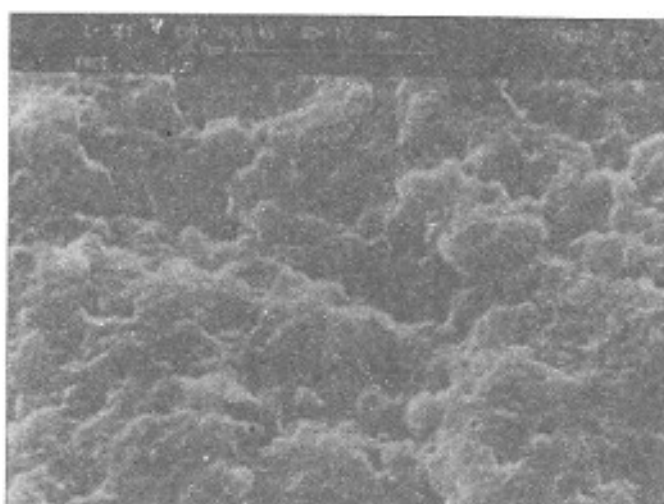
شکل ۱۱ - تغییرات E' و E'' بر حسب دما: (الف) امتزاج ناپذیر، (ب) کاملاً امتزاج پذیر و (ج) جزئاً امتزاج پذیر.



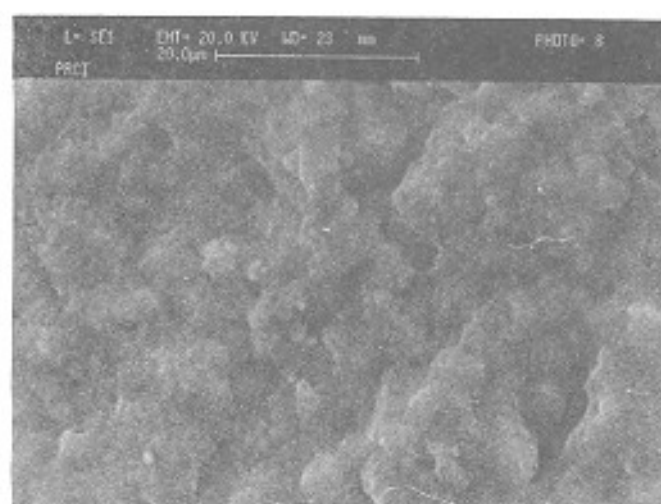
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل ۱۲ - تصویر SEM نمونه‌ها: (الف) الاستومر سیلیکون، (ب) آلیاژ الاستومر سیلیکون با ۳۰ درصد PHEMA، (ج) آلیاژ الاستومر سیلیکون با ۴۰ درصد PHEMA و (د) آلیاژ سیلیکون با PHEMA به نسبت ۵۰/۵۰.

تصویرهای میکروسکوپ الکترون پوششی (SEM) نمونه‌های تهیه شده و نمونه شاهد در شکل ۱۲ (الف تا د) نشان داده شده است. با توجه به این تصویرها معلوم می‌شود که سیستم‌های تهیه شده از PDMS/PHEMA دو فازي اند که اندازه، شکل و پیوستگی فاز پراکنده در آنها به میزان الاستومر، PHEMA، شرایط و نحوه تهیه آنها بستگی دارد. در نمونه ۳۰ درصد از PHEMA (شکل ۱۲ ب) ذرات ریزتر و توزیع آنها بهتر است. در نمونه ۴۰ درصد از PHEMA (شکل ۱۲ ج) به علت زیاد شدن PHEMA بهم چسبیدن ذرات آن اتفاق افتاده و ذرات

امتزاج ناپذیر (الف)، کاملاً امتزاج پذیر (ب) و جزئاً امتزاج پذیر (ج) را نشان می‌دهد. شکل‌های ۹ و ۱۰ با شکل ۱۱ ج نطابق دارد که نشان‌دهنده امتزاج پذیری جزئی PHEMA با PDMS است. با توجه به این شکلها معلوم می‌شود که پاتهای بدست آمده برای الاستومر و PHEMA در آلیاژ به یکدیگر نزدیک شده‌اند که این دلیل بر دو فازي بودن و امتزاج پذیری جزئی دو فاز است. همچنین، با افزایش مقدار PHEMA در نمونه‌ها، مدول در ناحیه لاستیکی افزایش می‌یابد که این دلیل بر تقویت فاز الاستومر به کمک PHEMA است.

Series; 343, ACS, Washington DC, 1987.

- 4 Coleman D.L., Geryonis D.E., and Andrade J.D.; *J. Biomed. Mater. Res.*; **16**, 381-9, 1982.
- 5 Ratner B.D. and Hoffman A.S. et al.; *J. Polym. Sci., Polymer Symp.*; **66**, 363-75, 1979.
- 6 Royce F.H., Ratner B.D. and Horbett T.A.; *Biomaterials*; Cooper S.L., and Peppas N.A. (Eds.), ACS Symposium Series, 199, 453-462, 1982.
- ۷ - حمید میرزاده، علی‌اصغر کتباب، رابرت برفور، مجله علوم و تکنولوژی پلیمر، جلد ششم، صفحه ۱۶-۴، سال ۱۳۷۲.
- 8 Mirzadeh H., Katbab A.A., Burford R.P. and Khorasani M.T.; *Radiat. Phys. Chem.*; **46**, 859-862, 1995.
- ۹ - محمدتقی خراسانی، حمید میرزاده، پیتر سام، مجله علوم و تکنولوژی پلیمر، جلد ۸، صفحه ۸۶-۷۷، سال ۱۳۷۴.
- 10 Mirzadeh H., Katbab A.A. and Burford R.P.; *Biomaterials*; **16**, 8, 641-48, 1995.
- 11 Morton M.; *Rubber Technol.*; 3rd ed., 375, Reinhold, New York, 1987.
- 12 Brydson J.A.; *Rubber Chemistry*; 3rd ed., Applied Science, London, 396-406, 1978.
- 13 Park J.B. and Lakes R.S.; *Biomaterials: An Introduction*; 2nd ed., 2-3, 158-159, Plenum, New York, 1992.
- 14 Neu T.R., Vandermel H.C., Busscher H.J., Dijk F. and Verkerke G.J.; *Biomaterials*; **14**, 459, 1993.
- 15 Cifkova I., Lopour P., Vandracek P. and Jelinek F.; *Biomaterials*; **11**, 393, 1990.
- 16 Lopour P., Vandracek P., Janatova V., Sule J. and Vacik J.; *Biomaterials*; **11**, 397, 1990.
- 17 Lednický F., Janatova V. and Lopour P.; *Biomaterials*; **12**, 348, 1991.
- 18 Lopour P., Plichta Z., Votřova Z., Hron P. and Vandracek P.; *Biomaterials*; **14**, 1051, 1993.
- 19 Lopour P. and Janatova V.; *Biomaterials*; **16**, 633, 1995.
- 20 Mehrabzadeh M.; Ph.D. Thesis; University of New South Wales, NSW, Australia, May 1994.

درشت‌تر شده‌اند و در نمونه شکل ۱۲، که مقدار هر دو فاز یکسان است، تقریباً هر دو فاز پیوسته‌اند. چون در این درصدها نمونه‌ها خواص لازم یک الاستومر را ندارند، بنابراین مقادیر بیش از ۴۰ درصد PHEMA مناسب بنظر نمی‌رسند.

نتیجه‌گیری

- ۱ - نتایج طیف‌سنجی نشان می‌دهد که طول موج جذب در ناحیه ۱۷۰۰ تا 1728 cm^{-1} مربوط به گروه استری PHEMA در تمام نمونه‌های اصلاح شده وجود دارد و همین امر سبب افزایش میزان آبدوستی شده است.
- ۲ - افزایش مقدار PHEMA در نمونه‌ها باعث افزایش آبدوستی آنها می‌شود که نتایج آزمونهای زاویه تماس قطره بر سطح و میزان جذب آب این پدیده را اثبات می‌کند.
- ۳ - نتایج بدست آمده از آزمون کشش نشان می‌دهد که با ازدیاد ترکیب درصد PHEMA مدول نمونه‌ها افزایش و میزان استحکام کششی و ازدیاد طول نهایی کاهش می‌یابد و شدت افزایش و کاهش این خواص از ترکیب درصدهای ۴۰ به بالا بیشتر است.
- ۴ - بررسی نتایج آزمون DMTA نشان می‌دهد که نمونه‌ها دوفازی‌اند و اینکه چ‌آهای الاستومر و PHEMA به یکدیگر نزدیک شده‌اند می‌تواند دلیل بر امتزاج پذیری جزئی دو فاز باشد. با زیاد شدن فاز PHEMA، مدول افزایش و ارتقاع و سطح زیر منحنی $\delta \tan$ کاهش می‌یابد.
- ۵ - نتایج بدست آمده از بررسی شکل‌شناسی به کمک SEM نشان می‌دهد که توزیع و پراکندگی PHEMA در ماتریس الاستومر سیلیکون بکخواخت و در نمونه ۳۰ درصد PHEMA ذرات ریزتر و توزیع بهتر است که مناسبترین ترکیب درصد بنظر می‌رسد.

مراجع

- 1 Haffman A.S., Nato Asiser. Ser. E.; *Polym. Biomat.*; **106**, 1-14, 1986.
- 2 Andrade J.D., Hlady V.; *Advances in Polymer Science*; 7a Springer Verlag, 1-63, 1986.
- 3 Brash J.L. and Horbett T.A., (Eds.); *ACS Symposium*