اثر مونومرهای دو عاملی در مقاومت سایشی دندانهای مصنوعی آکریلی

Effect of Difunctional Monomers on the Wear Resistance of Acrylic Teeth

سروش امانی[1]، محمد عطایی[2]، مصطفی صادقی[3]

۱، ۳ـ دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان؛ ۲ـ تهران، پژوهشگاه پلیمر ایران، صندوق پستی ۱۱۵-۱۴۹۶۵

دریافت: ۷۹/۱/۲۳، پذیرش: ۷۹/۶/۷

چکیده

یکی از مشکلات مهم دندانهای مصنوعی آکریلی متداول، سایش زود هنگام آنها در برابر نیروهای جونده (مضغی) است. برای رفع این مشکل کاربرد پرکننده‌های معدنی و مونومرهای ایجاد کننده پیوند عرضی در ترکیب این دندانهای مصنوعی پیشنهاد شده است. در این طرح نمونه‌های تهیه شده از رزینهای آکریلی متداول در ساخت دندانهای مصنوعی (گروه شاهد) و نمونه‌های اصلاح شده به وسیله مونومرهای دو عاملی اتیلن گلیکول دی متاکریلات (EGDMA) و بیس‌فنول آ- گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) تحت آزمایش سایش قرار گرفتند و با هم مقایسه شدند. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش مونومرهای دو عاملی می‌توان به مقدار زیادی از سایش دندانهای آکریلی کاست.

واژه‌های کلیدی: دندانهای مصنوعی، دندانهای آکریلی، سایش، مونومرهای دو عاملی،

Key Words: artificial teeth, acrylic teeth, wear, difunctional monomers

مقدمه

دندانها از اجزای اصلی یک دست دندان مصنوعی کامل‌اند. مهمترین مواد مصرفی برای ساخت این دندانها رزینهای آکریلی و انواع چینی (پرسلن) است [۱].

دندانهای رزین آکریلی در سال ۱۹۳۰ معرفی شدند و امروزه در ساخت پروتزهای متحرک کاربرد بسیاری دارند[۲]. از جمله مزایای دندانهای آکریلی ظاهر طبیعی، شکست کمتر، کاهش یا حذف صدای تق تق (click) به هنگام تکلم، اتصال بهتر با قاعده رزینی دندان و سادگی تراش و پرداخت آنهاست [۳،۴].

هر چند از دندانهای چینی (پرسلنی) نیز برای ساخت دست دندان استفاده می‌شود، ولی معایبی چون ایجاد صدا به هنگام برخورد دندانها با یکدیگر و عدم استفاده از آنها در مواقعی که فاصله بین برآمدگیهای آرواره‌ای (ridge) کم است، کاربرد آنها را محدود کرده است. همچنین، این دندانها سخت‌ترند و تنشهای حاصل از جویدن را بخوبی دندانهای آکریلی جذب نمی‌کنند [۴] و برای اتصال آنها به قاعده رزینی نیاز به آماده سازی سطح، حکاکی و استفاده از عوامل اتصال است [۵]. بنابراین استفاده از دندانهای مصنوعی آکریلی در ساخت پروتزهای متحرک برتری دارد. از مهمترین معایب دندانهای آکریلی سایش زود هنگام آنهاست که کارایی و عمر مفید دست دندان را کاهش می‌دهد و علاوه بر تحمیل هزینه‌های اضافی برای تعویض دست دندان، می‌تواند منجر به عوارضی چون کاهش ارتفاع عمودی

صورت، اختلال در اعمال مفصل فکی و پایین افتادن گوشه‌های لب شود [۳]. بنابراین، هر تلاش برای افزایش مقاومت سایشی پروتزهای دندانی از نظر اقتصادی و بالینی بسیار ارزشمند است. برای کنترل سایش پلیمرها از روشهای مختلفی چون افزایش پرکننده [۶]، کاربرد الیاف [۷]، اصلاح سطح به وسیله پلاسما[۸] و اصلاح ساختار شیمیایی[۹] استفاده شده است.

برای بهبود مقاومت سایشی دندانهای مصنوعی عوامل ایجاد پیوند عرضی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. همچنین، با تهیه کامپوزیتی از پرکننده‌های معدنی و مونومرهای دو عاملی، دندانهای مصنوعی با مقاومت زیاد در مقابل سایش ساخته شده است [۱۰]. افزایش تعداد پیوندهای عرضی سطح دندانها به وسیله پرتوهایی چون گاما و ایکس نیز مورد نظر قرار گرفته‌اند[۲].

با توجه به پیچیدگی نیروهای وارد بر دندانها در چرخه جویدن (mastication cycle) طراحی وسیله‌ای برای ارزیابی سایش که بتواند شرایط دهانی را به خوبی شبیه سازی کند بسیار مشکل است. بنابراین، محققان با ساده سازی شرایط آزمایش روشهای مختلفی را در بررسی سایش مواد دندانی بکار برده‌اند. تاندان و همکاران وسیله‌ای شبیه فک مصنوعی طراحی کردند که فک پایین آن به سمت جلو و پهلو حرکت می‌کرد و تحت نیروهای چرخه‌ای معین می‌توانست سایش دندان مصنوعی را اندازه‌گیری کند [۱۱]. در وسیله طراحی شده هریمن، نمونه‌ها در محیط آب به وسیله نیروهای چرخه‌ای و حرکت رفت و برگشتی نسبت به یکدیگر یا یک صفحه ساینده تحت سایش قرار می‌گرفتند [۱۲]. واسل و همکاران با استفاده از ماشین آزمون عمومی (universal testing machine) وسیله‌ای را برای آزمون سایش کامپوزیت دندانی تحت نیروی معین و حرکت رفت و برگشتی طراحی کردند [۱۳].

در مطالعه شلدون و همکاران، یک ماشین سواک مکانیکی برای ارزیابی سایش کامپوزیتهای دندانی مورد استفاده قرار گرفت [۱۴]. گی و همکاران دستگاهی طراحی کردند که در آن نمونه‌های کامپوزیت دندانی در محیطهای مختلف شامل محلول اسیدی یا محلول استراز (esterase) به وسیله یک صفحه چرخان ارزیابی می‌شد [۱۵]. هو و همکاران نیز اثر بار چرخه‌ای را در وسیله‌ای که به همین منظور طراحی شده بود روی کامپوزیتهای دندانی بررسی کردند [۱۶].

در این طرح، رزین آکریلی (پلی‌متیل‌متاکریلات) مورد استفاده در ساخت دندانهای آکریلی متداول بوسیله ایجاد پیوند عرضی با اتیلن گلیکول دی متاکریلات (EGDMA) و بیس‌فنول آ-گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) اصلاح شد و میزان سایش آنها با نمونه اصلاح نشده (شاهد) مقایسه گردید.

تجربی

مواد

پودر پلی‌متیل‌متاکریلات مورد استفاده در ساخت دندانهای مصنوعی آکریلی از شرکت میدوی انگلستان، مونومر متیل متاکریلات از شرکت مرک و مونومر اتیلن گلیکول دی متاکریلات از شرکت فلوکا تهیه شد. مونومر دو عاملی Bis-GMA در پژوهشگاه پلیمر ایران سنتز شد.

دستگاهها

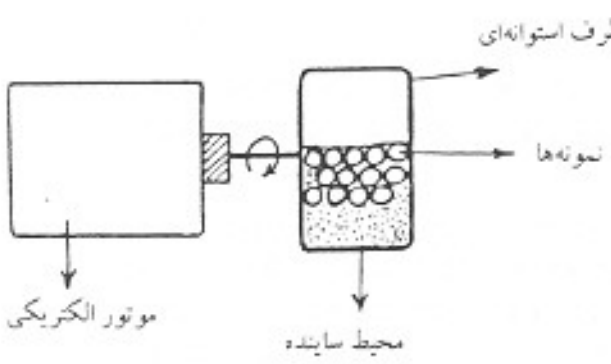
برای بررسی سایش نمونه‌ها وسیله‌ای مطابق شکل ۱ طراحی شد. این وسیله شامل یک ظرف استوانه‌ای بود که به کمک یک موتور با سرعت ۶۰ rpm می‌چرخید. نمونه‌های کروی شکل درون این ظرف در محیطی شامل آب و پودر پامیس (Pumice) با مش ۱۵۰ قرار گرفتند. این پودر نوعی سنگ متخلخل آذرین است که به عنوان ساینده برای پرداخت و صیقل‌کاری در دندانپزشکی مصرف می‌شود.

وزن نمونه‌ها به وسیله ترازوی آزمایشگاهی با دقت پرسیزای سوئیس ۱mg اندازه‌گیری شد.

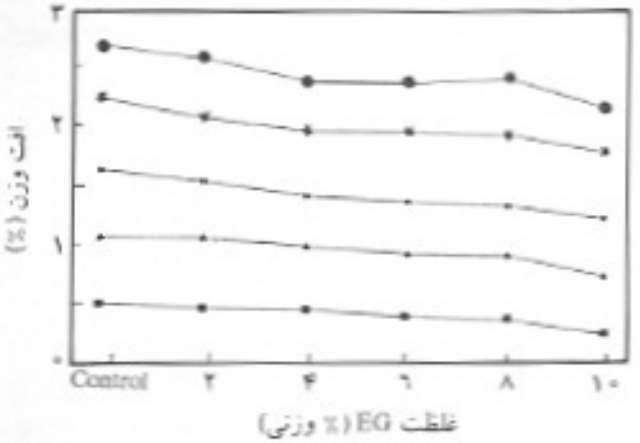
روشها

برای ساخت نمونه، ابتدا قالب منفی به شکل کره هایی به قطر ۱۵mm از جنس گچ مخصوص قالب سازی ساخته شد. برای تهیه نمونه‌ها پودر پلی‌متیل‌متاکریلات با جزء مایع مخلوط شد و پس از رسیدن به قوام خمیری مناسب، در قالبها قرار گرفت. سپس، قالبها در گیره مخصوص زیر فشار قرار گرفتند و نمونه‌ها در آون الکتریکی در دمای ۷۵°C به مدت ۲ ساعت و ۱۲۰°C به مدت ۱ ساعت پخت شدند.

جزء مایع در نمونه‌های شاهد شامل مونومر متیل متاکریلات خالص بود و در سایر نمونه‌ها مونومر دو عاملی با درصدهای وزنی معین



شکل ۱ - نمای وسیله طراحی شده جهت آزمایش سایش.



شکل ۲ ـ تغییرات افت وزنی (سایش) نمونه‌ها نسبت به درصد مونومر دو عاملی EGDMA در زمانهای مختلف: (■) ۵۰، (۵) ۱۰۰، (○) ۱۵۰، (▫) ۲۰۰ و (●) ۲۵۰ ساعت.

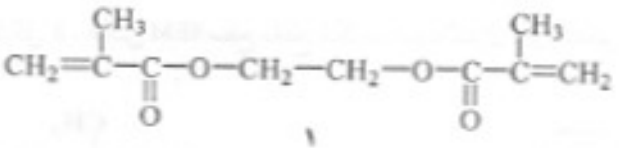
به مونومر متیل متاکریلات اضافه شد. در هر مورد پنج نمونه آزمایش شد. نمونه‌ها پس از پخت به مدت نیم ساعت با آب جوش شسته شدند تا عامل جداکننده قالب از سطح آنها تمیز شود. نمونه‌ها به مدت یک هفته در آب مقطر قرار گرفتند تا جذب آب در آنها به حالت تعادل برسد. سپس، نمونه‌ها در وسیله طراحی شده قرار داده شدند تا در محیط شامل ذرات ساینده با سرعت ۶۰rpm بچرخند. چرخش ظرف استوانه‌ای باعث لغزش نمونه‌ها روی یکدیگر و سایش آنها می‌گردد. نمونه‌ها در فواصل زمانی ۵۰ ساعتی خارج و پس از شستو وزن شدند. درصد افت وزنی به عنوان معیاری برای سایش از معادله زیر بدست آمد:

$$\text{درصد سایش} - \text{درصد افت وزنی} = \frac{W_1 - W_2}{W_1} \times 100$$

که در آن W_1 وزن اولیه و W_2 وزن نمونه پس از سایش است. مقادیر ارائه شده، متوسط درصد سایش بین ۵ نمونه در هر مورد است.

نتایج و بحث

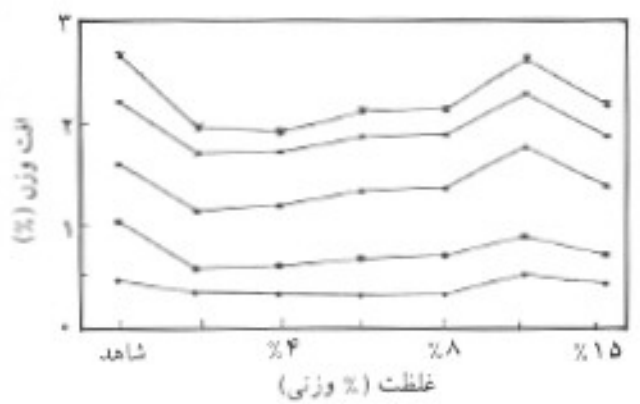
در شکل ۲ تغییرات افت وزنی (سایش) نمونه‌ها نسبت به زمان و درصد مونومر دو عاملی اتیلن گلیکول دی‌متاکریلات آمده است. همان طور که در این شکل مشاهده می‌شود، با افزایش درصد EGDMA مقدار افت وزنی (سایش) کاهش می‌یابد. EGDMA یک مونومر دو عاملی است (ساختار ۱) و اضافه کردن آن به مونومر تک عاملی متیل



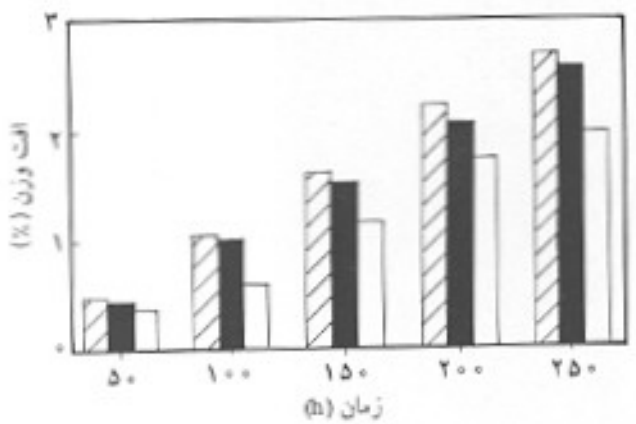
۱

متاکریلات باعث می‌شود که در فرایند پلیمر شدن یک پلیمر دارای پیوندهای عرضی بوجود آید. بنابراین، پس از پخت یک ماتریس شبکه‌ای همراه با زنجیرهای خطی پلی متیل متاکریلات بوجود خواهد آمد. تشکیل این شبکه پلیمری درهم نفوذ کننده (semi-IPN) باعث افزایش مقاومت سایشی نمونه‌ها می‌شود.

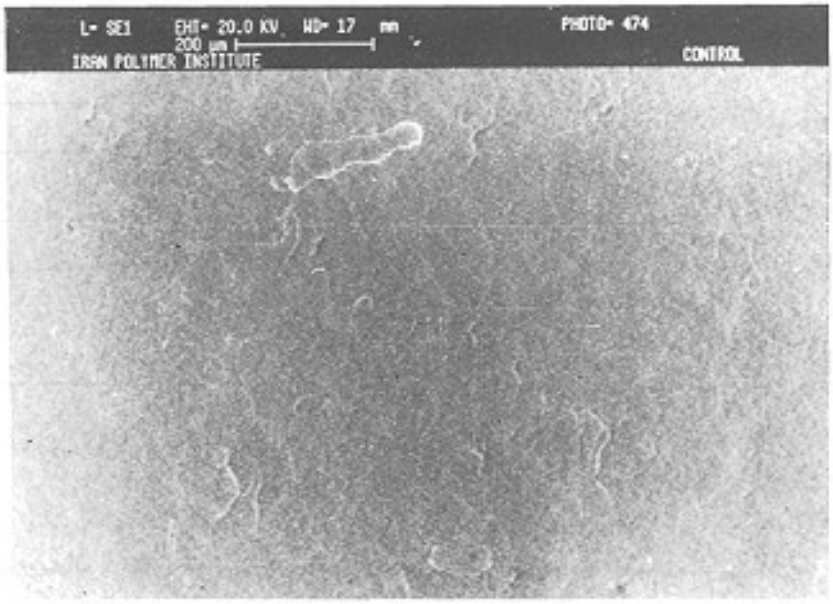
شکل ۳ تغییرات افت وزنی (سایش) نمونه‌های شامل Bis-GMA را نسبت به زمان و درصد این مونومر دو عاملی نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش غلظت Bis-GMA تا ۲



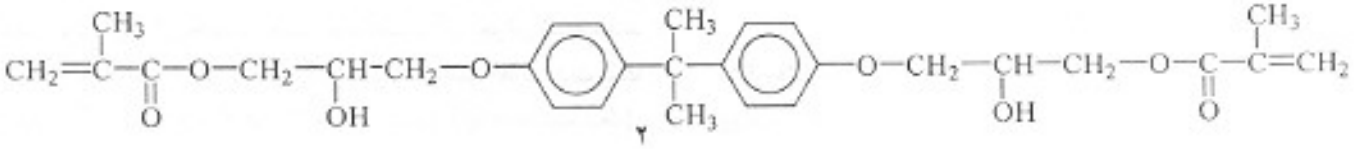
شکل ۳ـ تغییرات افت وزنی (سایش) نمونه‌ها نسبت به درصد مونومر دو عاملی Bis-GMA در زمانهای مختلف: (◆) ۵۰، (■) ۱۰۰، (▫) ۱۵۰، (○) ۲۰۰ و (▫) ۲۵۰ ساعت.



شکل ۴ـ مقایسه اثر ۲ درصد از مونومرهای دوعاملی EGDMA و Bis-GMA در افت وزنی (سایش) نمونه‌ها در زمانهای مختلف: (☒) نمونه شاهد، (■) ۲ درصد EGDMA و (□) ۲ درصد Bis-GMA.



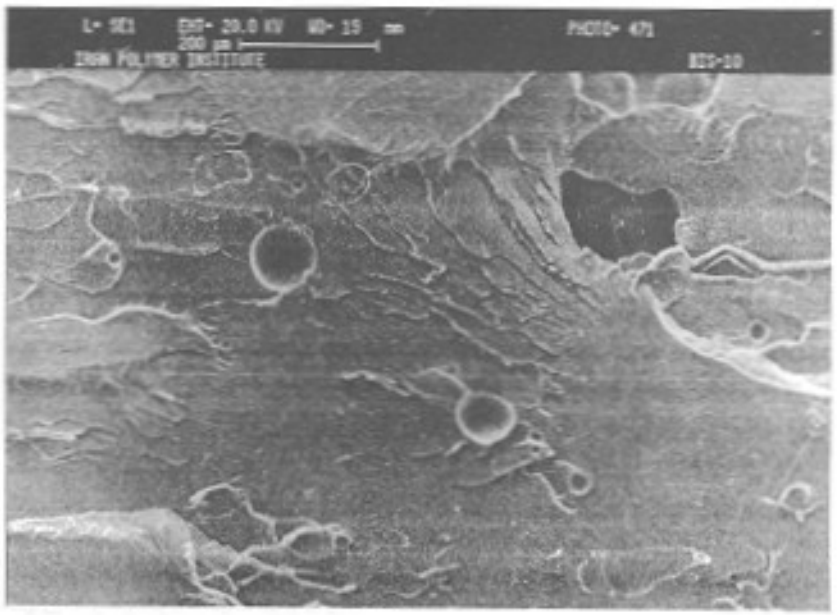
شکل ۵ـ عکس SEM سطح مقطع شکست نمونه کنترل با بزرگنمایی ۱۰۰.



۲

درصد میزان سایش کاهش می‌یابد، سپس در مقادیر ۶، ۸ و ۱۰ درصد روند افزایشی دارد و دوباره در ۱۵ درصد کاهش می‌یابد. علت مشاهده چنین پدیده‌ای این است که Bis-GMA یک مونومر دو عاملی است که در ساختار شیمیایی آن گروههای حلقوی حجیم وجود دارد (ساختار ۲) و نیز گرانروی آن زیاد است. با افزایش ۲ درصد Bis-GMA، این مونومر دو عاملی نقش خود را به عنوان یک عامل شبکه‌ای کننده ایفا

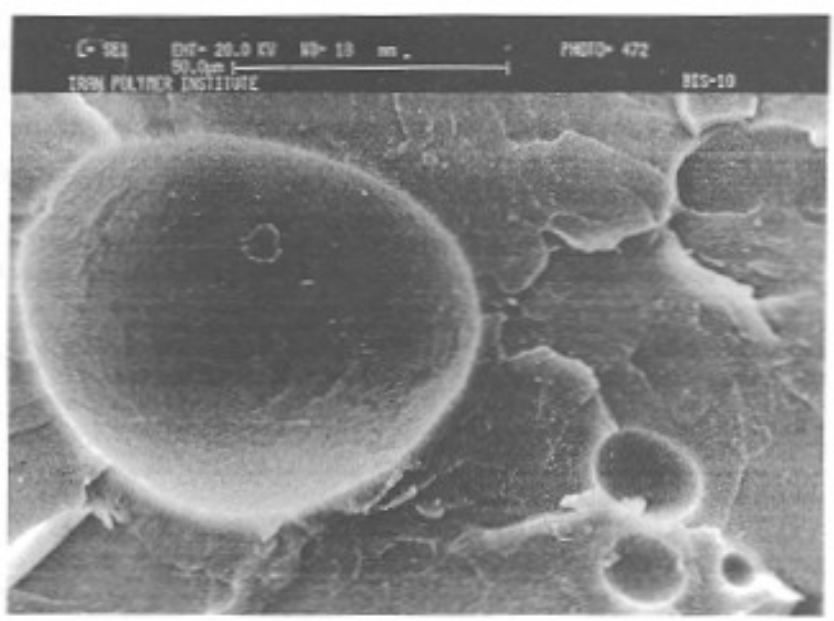
شکل ۶ـ عکس SEM سطح مقطع شکست نمونه شامل ۲ درصد Bis-GMA با بزرگنمایی ۱۰۰.



شکل ۷- عکس SEM سطح مقطع شکست نمونه شامل ۱۰ درصد Bis-GMA با بزرگنمایی ۱۰۰.

می‌کند و با شبکه‌ای کردن متیل متاکریلات مقاومت نمونه را در مقابل سایش افزایش می‌دهد که با توجه به ساختار شیمیایی آن ماتریس شبکه‌ای حاصل نسبت به شبکه تشکیل شده توسط EGDMA دارای مقاومت بیشتری در مقابل سایش است.

درشکل ۴ آثار افزایش ۲ درصد از EGDMA و Bis-GMA به ترکیب مواد دندانهای مصنوعی آکریلی با هم مقایسه شده‌اند. در مرحله‌اختلاط پودر پلی متاکریلات و جزء مایع (شامل متیل متاکریلات و مونومر دو عاملی)، مونومرها به درون ذرات پودر نفوذ کرده و آن را در خود حل می‌کنند تا مجموعه به خمیری با قوام مناسب برای قالبگیری تبدیل شود. از آنجاکه مونومر Bis-GMA دارای گرانروی بسیار زیادی است می‌تواند مرحله نفوذ را تحت تأثیر قرار دهد، بنابراین با افزایش غلظت این مونومر (در مقادیر ۶ تا ۱۰ درصد) میزان نفوذ جزء مایع در پودر کاهش می‌یابد. با کاهش نفوذ جزء مونومری به درون فاز پلیمری و به بیان دیگر کاهش انحلال‌پذیری پلیمر در جزء مونومری، پیوستگی



شکل ۸- عکس SEM سطح مقطع شکست نمونه شامل ۱۰ درصد Bis-GMA با بزرگنمایی ۶۰۰.

IPN حاصل کاهش می‌یابد. بنابراین، افزایشی در میزان سایش نسبت به نمونه شامل ۲ درصد از Bis-GMA مشاهده می‌شود. اما، در غلظت ۱۵ درصد گرچه میزان نفوذ مونومر کاهش می‌یابد، ولی چون Bis-GMA جزء عمده‌ای از ماتریس شبکه‌ای شده را شامل می‌شود، ساختار بسیار مقاوم و سخت این ماده نقش غالب و تعیین کننده دارد و میزان افت وزنی (سایش) کاهش می‌یابد. برای تأیید این نظر سطح مقطع شکست نمونه‌ها به‌وسیله میکروسکوپ الکترون پویشی مورد بررسی قرار گرفت.

شکل ۵ تصویر میکروسکوپی سطح مقطع شکست نمونه شاهد را نشان می‌دهد. همگن بودن نمونه در این شکل کاملاً مشهود است که نشان دهنده نفوذ کامل مونومر و انحلال ذرات پلیمری در مونومر مثیل متاکریلات است. در تصویر سطح شکست نمونه شامل ۲ درصد Bis-GMA نیز (شکل ۶) این پیوستگی و همگنی مشاهده می‌شود، اما همان طور که در تصاویر سطح شکست نمونه شامل ۱۰ درصد Bis-GMA مشاهده می‌شود (شکلهای ۷ و ۸) نفوذ مخلوط مونومری به ذرات پلیمری و انحلال آنها کامل نیست و عدم پیوستگی IPN بخوبی مشهود است و برخی از ذرات کروی پلی‌متیل متاکریلات در سطح مقطع دیده می‌شوند. این ذرات در شبکه درهم نفوذکننده IPN حاصل وارد شده‌اند و بنابراین می‌توانند در فرایند سایش نقطه‌ضعفی برای نمونه‌ها باشند.

نتیجه‌گیری

نتایج بررسی سایش دندانهای آکریلی انجام شده در این طرح نشان می‌دهد که:

- با استفاده از مونومرهای دو عاملی شبکه‌ای کننده می‌توان مقاومت سایشی دندانهای مصنوعی آکریلی را افزایش داد.
- با افزایش مقدار مونومر دو عاملی EGDMA در ترکیب دندانهای آکریلی مقاومت سایشی نیز افزایش می‌یابد.
- با افزایش مقدار مونومر دو عاملی Bis-GMA تا غلظت ۲ درصد مقاومت سایشی افزایش می‌یابد و سپس تا غلظت ۱۰ درصد روندی کاهشی دارد و در غلظت ۱۵ درصد دوباره مقاومت سایشی افزایش می‌یابد.

نتایج نشان می‌دهد که می‌توان عمر دندانهای مصنوعی آکریلی را با افزایش ۲ درصد از مونومر Bis-GMA حدود ۲۵ تا ۳۰ درصد افزایش داد.

قدردانی

بدین وسیله از آقای بخشی، مدیر امور پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان که زحمت تحلیل آماری داده‌ها را به عهده داشت قدردانی می‌شود.

مراجع

1. McCabe J. F.; *Anderson's Applied Dental Materials*; 6th ed., Blackwell Scientific; **15**, 99, 1985.
2. Gerhard M.B., Dental Applications of Polymers. A Review; *JADA*; **72**, 1151-8, 1966.
۳ - اجلالی م؛ درمان بیماران بدون دندان جلد اول: پروتز کامل ۱، چاپ دوم، نشر جهاد، ۹۱ - ۳۹۰، ۱۳۷۴.
۴ - کریگ، ابرین و پاورز؛ مواد دندانی، خواص و کاربرد، ترجمه اکبر فاضل و همکاران، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ۴۱ - ۳۴۰ و ۳۵۱، ۱۳۷۶.
5. Marchuck B.W., Yu Z., Zhao X.Y. and White S.N., Adhesion of Denture Teeth Porcelain to Heat-Polymerized Denture Resin; *J. Prosthet Dent.*; **74**, 242-9, 1995.
6. Bahadur S. and Tabor D.; *Polymer Wear and It's Control*; Ch. 17, Lee L.H. (Ed.), American Chemical Society, 1985.
7. Friedrich K. and Jacobs O., On Wear Synergism in Hybrid Composites; *Compos. Sci. Tech.*; **43**, 71-84, 1992.
8. Yasuda H.K.; *Polymer Wear and It's Control*; Ch. 7, Lee L.H. (Ed.), American Chemical Society, 1985.
9. Ibid, Jones J.W. and Eiss Jr. N.S., Ch. 10.
10. Nagel et. al.; US Pat. 5,548,000; 1996.
11. Verma A.K., Tandan B.K. and Agrawal, N.K.: An Aparatus for Testing Wear Resistance of Acrylic Teeth; *J. Dent.*; **57**, 147-8, 1985.
12. Harrison A., The Development of an Abrasion Testing Machine for Dental Materials; *J. Biomed. Mater. Res.*; **9**, 341-53, 1975.
13. Wassell R.W.,McCabe J.F. and Walls A.W.G., Wear Rates of Regular and Tempered Composites; *J. Dent.*; **25**, 1, 49-52, 1997.
14. Sheldon W., Geage E., Monasky, Jasonkwok: Laboratory Wear Investigation of Resin Posterior Denture Teeth; *J. Prosthet Dent.*; 67, 812-4, 1992.
15. De Gee A.J., Wendt S.L., Werner A. and Davidson C.L., Influence of Enzymes and Plaque Acids on In- Vitro Wear of Dental Composites; *Biomaterials*; **17**, 1327-32, 1996.
16. Hu X., Harrington E., Marquis P.M. and Shortall A.C., The Influence of Cyclic Loading on the Wear of a Dental Composite; *Biomaterials*; **20**, 907-912, 1999.