

Evaluating and comparing the effect of two liquid polishes on the polish retention of two nanocomposites

Fatemeh Kazemi Bidhendi¹, Mahshid Mohammadi Basir², Mohammad Bagher Rezvani², Ali Khodabakhsh^{3,*}, Hossein Labbaf⁴, Mohammad Amin Fahimi⁵

1- Dentist, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

2- Associate Professor, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

3- Post-Graduate Student, Department of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

4- Assistant Professor, Department of Endodontics, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

5- Post-Graduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch, Isfahan, Iran

Article Info

Article type:
Original Article

Article History:
Received: 26 May 2021
Accepted: 4 Apr 2022
Published: 9 Apr 2022

Corresponding Author:
Ali Khodabakhsh

Department of Restorative Dentistry,
School of Dentistry, Shahed
University, Tehran, Iran

(Email: milad_kh2013@yahoo.com)

Abstract

Background and Aims: Finishing and polishing of composites is a critical step influencing the clinical service of restorations. The aim of this article was to evaluate and compare the effect of two liquid polishes on the polish retention of two nanocomposites.

Materials and Methods: Eighty standardized disk-shaped specimens (4×2 mm) were prepared from two nanocomposites (n=40), including one nano-filled composite (Filtek Z350 XT-3M ESPE, USA) and one nano-hybrid composite (Aelite Aesthetic Enamel-Bisco, Inc. Schaumburg, USA). The specimens were randomly divided into 4 subgroups (n=10) based on the method of finishing (F) and polishing (P) procedures: M: as control, polymerized under Mylar strip; S: finish and polish with a sequence of Sof-Lex discs (3M ESPE, USA); SP: finish and polish with Sof-Lex discs and use of Permaseal liquid polish (Ultradent products, Inc. USA); SB: finish and polish with Sof-Lex discs and use of Biscover liquid polish (Bisco, Inc. Schaumburg, USA). The specimens were undergone pH cycling and brushing machine and then, the average surface roughness (Ra) and average profile changes along the desired area (Rz) of the specimens were determined with profilometer instrument. Two-way and one-way analysis of variance (ANOVA) was used to compare the mean of surface roughness. Then, Tukey test was used to identify the groups responsible for the difference and t-test was used to compare the mean of surface roughness.

Results: The type of composite and the method of polishing procedure had no effect on the mean Ra (P=0.733) but it had significant effect on Rz1 factor (P=0.025).

Conclusion: Using liquid polish after polishing discs had no effect on the polish retention of nanocomposites.

Keywords: Composite finishing, Composite polishing, Composite resins

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2022;35:1

Cite this article as: Kazemi Bidhendi F, Mohammadi Basir M, Rezvani MB, Khodabakhsh A, Labbaf H, Fahimi MA. Evaluating and comparing the effect of two liquid polishes on the polish retention of two nanocomposites. J Dent Med-TUMS. 2022;35:1.



بررسی تأثیر و مقایسه دو نوع پالیش مایع بر خشونت سطحی و دوام پرداخت دو نوع نانو کامپوزیت

فاطمه کاظمی بید هندی^۱، مهشید محمدی بصیر^۲، محمد باقر رضوانی^۳، علی خدابخش^{۴*}، حسین لباف^۴، محمد امین فهیمی^۵

- ۱- دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
- ۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
- ۴- استادیار گروه آموزشی اندودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
- ۵- دستیار تخصصی، گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)، اصفهان، ایران

اطلاعات مقاله	چکیده
<p>نوع مقاله: مقاله پژوهشی</p> <p>دریافت: ۱۴۰۰/۰۳/۰۵ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۱/۱۵ انتشار: ۱۴۰۱/۰۱/۲۰</p> <p>نویسنده مسؤول: علی خدابخش</p> <p>گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران (Email: milad_kh2013@yahoo.com)</p>	<p>زمینه و هدف: اتمام و پرداخت کامپوزیت‌ها یک مرحله مهم و تأثیر گذار در موفقیت کلینیکی ترمیم‌ها می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر و مقایسه دوام دو نوع پالیش مایع بر روی دو نوع کامپوزیت روشن بررسی: ۸۰ نمونه استاندارد دیسکی شکل (۴×۲ mm) از دو نوع نانو کامپوزیت (هر کامپوزیت ۴۰ عدد) شامل یک کامپوزیت نانوفیل (Filtek Z350 XT-3M ESPE) و یک کامپوزیت نانو هیبرید (Aelite Aesthetic Enamel-Bisco, Inc. Schaumburg, USA) تهیه شد. نمونه‌ها بر اساس روش اتمام و پرداخت به صورت تصادفی به ۴ زیرگروه (n=۱۰) تقسیم شدند، M: به عنوان گروه کنترل نمونه‌ها با پلیمریزاسیون زیر نوار سلولوئیدی (Mylar). S: اتمام و پرداخت توسط توالی دیسک‌های (SP, Sof-Lex (3M ESPE, USA) اتمام و پرداخت با دیسک‌های Sof-Lex و استفاده از پالیش مایع (SB, Permaseal (Ultradent products, Inc. USA) اتمام و پرداخت با دیسک‌های Sof-Lex و استفاده از پالیش مایع (Bis cover (Bisco, Inc. Schaumburg, USA) نمونه‌ها تحت pH cycling و Brusihing machine قرار گرفتند و سپس میانگین خشونت سطحی نمونه‌ها (Ra) و میانگین تغییرات پروفایل در طول ناحیه مورد نظر (Rz) توسط دستگاه پروفیلومتر اندازه گیری شد، برای مقایسه میانگین خشونت سطحی در گروه‌های مورد بررسی از آنالیز واریانس دو طرفه و یک طرفه (ANOVA) استفاده شد. سپس از آزمون Tukey برای شناسایی گروه‌های مسئول تفاوت و از آزمون T-test برای مقایسه میانگین خشونت سطحی استفاده شد.</p> <p>یافته‌ها: نوع کامپوزیت و روش پرداخت تأثیری بر روی میانگین Ra نداشت (P=۰/۷۳۳) اما بر روی فاکتور RZ1 دارای تأثیر معنی‌دار بود (P=۰/۰۲۵).</p> <p>نتیجه گیری: استفاده از پالیش مایع پس از کاربرد دیسک‌های پرداخت، تأثیری بر روی دوام پرداخت نانو کامپوزیت‌ها ندارد.</p> <p>کلید واژه‌ها: پرداخت کامپوزیت، پالیش کامپوزیت، رزین کامپوزیت</p> <p>مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران دوره ۳۵ مقاله ۱، ۱۴۰۱</p>

مقدمه

اتمام و پرداخت مناسب و صحیح ترمیم‌های کامپوزیت یک مرحله بحرانی و مهم در بهبود نمای ظاهری، جلا (surface gloss) و صافی سطح (smoothness) در دراز مدت می‌باشد. در طی سال‌های اخیر تحقیقات متعددی بر روی تأثیر روش‌های پر شمار اتمام و پرداخت بر صافی سطحی کامپوزیت‌ها انجام شده است. اما در حال حاضر توافق خاصی بین محققین برای انتخاب یک روش خاص به عنوان استاندارد طلایی وجود ندارد (۸-۱). از طریق روش‌های گوناگونی می‌توان به یک سطح صاف و صیقلی دست یافت ولی در اکثر موارد این روش‌ها بسیار وقت گیر بود و در محیط دهان نیز به مرور زمان از میزان درخشندگی و صافی سطحی ترمیم‌ها کاسته می‌گردد (۹).

خراشیدگی‌های ریز سطحی (scratches) ایجاد شده در طی فرایندهای فیزیکی اتمام و پرداخت را خشونت سطحی (Surface roughness) می‌نامند که در هنگام تماس دندان‌ها باید مساوی و یا کمتر از خشونت سطحی مینای دندان ($Ra=0.064 \mu m$) باشد (۹).

سطوح مواد ترمیمی در صورت عدم پرداخت مناسب، مستعد، بد رنگی، تجمع پلاک، پوسیدگی ثانویه و تحریک لثه می‌باشد (۱۰-۱۲). به علاوه خشونت سطحی دارای تأثیر مخربی بر روی مقاومت نسبت به سایش و یکپارچگی مارجینال ترمیم‌ها می‌باشد. بیماران قادرند خشونت سطحی بیش از $1 \mu m$ را توسط حس proprioception تشخیص دهند (۱۳،۱۴). ریز ساختار هتروژن (heterogenous) کامپوزیت‌ها که از فیلرهای سخت غیر آلی و ماتریس نرم رزینی تشکیل شده است موجب می‌شود که خشونت سطحی کامپوزیت‌ها پس از پرداخت به موارد متعددی همچون اندازه، شکل و درصد وزنی فیلرهای کامپوزیت و همچنین به سرعت چرخش ذرات ساینده و نیروی وارده به سطح وابسته می‌باشد (۲۱-۱۴). علاوه بر موارد فوق مدت زمان فاصله بین ترمیم و پرداخت (فوری یا تأخیری) و روش اتمام و پرداخت (خشک و مرطوب) و نرمی و سفتی آستر حاوی ذرات ساینده (backing) حائز اهمیت است (۶-۱).

اکثر تحقیقات نشان دادند که صاف‌ترین سطح کامپوزیت در زیر نوار سلولوئیدی و بدون پرداخت ایجاد می‌شود (۱۳،۱۸،۱۹)، اما معمولاً همه ترمیم‌ها جهت دست یابی به کانتور و آناتومی و فرم مناسب نیاز به

اتمام (Finishing) دارند و در این حالت لایه غنی از رزین که در زیر نوار سلولوئیدی ایجاد شده برداشته می‌شود و سطح زبر نهایی باید پرداخت (Polish) شود (۴).

ترمیم‌های کامپوزیت در محیط دهان علاوه بر لوده‌های فاکشنال و پارافانکشنال تحت تأثیر ابریژن ناشی از مسواک زدن، بیوفیلم دندانی، غذاها و نوشابه‌های اسیدی و قلیایی و دخانیات هم قرار می‌گیرند که موجب کاهش اثرات مطلوب حاصله از پرداخت، در دراز مدت می‌شود (۳۰-۲۰).

اگر اتمام و پرداخت به درستی انجام نشود ممکن است ذرات فیلر از سطح کامپوزیت کنده و جدا شود (plucked off) و یا اینکه ماتریکس رزینی به دلیل نرم‌تر بودن، بیشتر برداشته شود و فیلرها از سطح کامپوزیت بیرون زده شوند (۷،۱۶). و نهایتاً در معرض محیط دندان قرار می‌گیرد که موجب افزایش و تسریع روند تخریب سطحی و نهایتاً افزایش رنگ پذیری ترمیم کامپوزیت می‌گردد به عبارت دیگر در محیط دندان علاوه بر پرداخت اولیه، نیاز به پالیش دوره‌ای (periodic) ترمیم‌ها می‌باشد (۱۰). بنابراین کارایی یک سیستم پرداخت وابسته به سختی سطحی سوبسترا و ضریب الاستیک (Elastic Modulus) ذرات ساینده است (۷،۶)، در صورتی که مراحل اولیه پرداخت کامپوزیت به صورت کامل و صحیح صورت گیرد دوام پرداخت (polish retention) نیز افزایش می‌یابد (۴۰-۲۹،۲۷،۲۶،۲۴). یکی از روش‌های بهبود پرداخت نهایی کامپوزیت‌ها استفاده از پالیش مایع در مرحله نهایی پرداخت می‌باشد (۴۲،۴۱).

یک پالیش مایع معمولاً یک محلول رزینی با ویسکوزیتی پایین است که دارای توانایی ایجاد سیل مارجینال و پر کردن میکروگپ‌های ایجاد شده حین پرداخت می‌باشد پالیش مایع با پر کردن نقایص ریز سطحی، منجر به بهبود انعکاس نور و جلای ترمیم نیز می‌گردد (۳۳،۳۱).

Atabek و همکاران (۹) (۲۰۱۰) تأثیر یک نوع پالیش مایع را بر روی خشونت سطحی دو نوع نانو کامپوزیت مورد بررسی قرار دادند. آنان چنین نتیجه‌گیری نمودند که اگر پس از تکنیک‌های پرداخت مر سوم از پالیش مایع حاوی ذرات نانو فیلر استفاده شود، ممکن است سطح براق‌تری ایجاد شود، اما این به معنی کاهش خشونت نیست. برخی از محققین معتقدند که انواع پالیش مایع دارای مقاومت

قبل از پلیمریزه نمودن هر ۵ نمونه، شدت نور توسط دستگاه نورسنج (Light meter) (CM300-1000/Apoza) کنترل شد. شدت نور بین $650-700 \text{ mW/cm}^2$ و طول موج آن بین $450-470 \text{ nm}$ بود (۴۳).

پس از برداشت نوار سلولوفیدی نهایتاً هر دو طرف نمونه‌ها به مدت ۲۰ ثانیه اضافی پلیمریزه شدند و سپس نمونه‌ها به مدت ۷ روز در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در آب معمولی غوطه‌ور شدند. نهایتاً تعداد ۴۰ نمونه ساخته شده از هر کامپوزیت به صورت تصادفی به ۴ گروه ($n=10$) بر اساس روش اتمام و پرداخت تقسیم شدند. حجم نمونه در این تحقیق از روی مطالعات قبلی برگزیده شد (۹).

از یک انگل با دور پایین تحت شرایط خشک برای اتمام و پرداخت تمام نمونه‌ها استفاده شد. بین مراحل مختلف کاربرد دیسک‌های پرداخت، نمونه‌ها در هر مرحله (زبر به نرم) توسط اسپری آب/هوا به مدت ۱۰ ثانیه شست و شو شدند. اتمام و پرداخت نمونه‌ها به جز گروه کنترل در ۴ مرحله متوالی توسط دیسک‌های پرداخت Sof-Lex XI (3M-ESPE, USA) (زبر، متوسط، فاین و سوپر فاین) به مدت ۱۵ ثانیه برای هر مرحله و در مجموع ۶۰ ثانیه انجام شد (جدول ۱).

۴ گروه آزمایشی به شرح زیر بود:

۱- M: گروه کنترل، نمونه‌ها زیر نوار Mylar پلیمریزه شدند.

۲- S-L: پس از پلیمریزاسیون زیر نوار سلولوفیدی، نمونه‌ها توسط دیسک‌های Sof-Lex (S-L) در ۴ مرحله متوالی پرداخت شدند.

۳- S-L B: پس از پرداخت متوالی با دیسک‌های S-L از یک لایه پالیش مایع (Bisco, Inc. Schaumburg, USA) Biscoveer استفاده شد.

۴- S-L P: پس از پرداخت متوالی با دیسک‌های S-L از یک لایه پالیش مایع (Ultradent products, Inc. USA) Permaseal استفاده شد.

برای کاربرد پالیش مایع Permaseal مطابق دستورالعمل کارخانه سازنده ابتدا سطح نمونه‌ها به مدت ۲۰ ثانیه با اسید فسفریک ۳۵٪ اچ شد و پس از شست و شو (۱۰ ثانیه) و خشک کردن (۱۰ ثانیه) کامل، سطح نمونه‌ها با استفاده از میکروبراش توسط یک لایه نازک از پالیش

ضعیف در مقابل سایش میباید و رنگ پذیری (staining) را می‌افزایند. همچنین برخی از انواع پالیش مایع ممکن است به دلیل چسبندگی (Adhesion) پایین با سوبسترا، از سطح کامپوزیت جدا (debond) و کنده شوند (۹، ۱۰).

دندانپزشکان همیشه باید مدت زمانی را جهت ایجاد یک سطح صاف و صیقلی صرف نمایند، با توجه به این که پالیش مایع در مدت زمان کوتاهی می‌تواند باعث ایجاد یک سطح صاف و صیقلی بر روی سطح کامپوزیت گردد و باعث کاهش مدت زمان درمان شود، مورد توجه بسیاری زیادی قرار گرفته در حالی که اطلاعات دقیقی در مورد پایداری و دوام دراز مدت این لایه رزینی بر روی سطح ترمیم در دست نمی‌باشد و با توجه به آنکه تحقیقات اندکی بر روی کارایی انواع پالیش مایع در ایجاد سطوح صاف و صیقلی در ترمیم‌های کامپوزیت انجام شده است و مقاله‌ای در مورد دوام دراز مدت آن‌ها (Polish retention) در محیط دهان نیافتیم این تحقیق به بررسی موارد فوق می‌پردازد.

هدف از این تحقیق بررسی و مقایسه تأثیر دو نوع پالیش مایع بر روی خشونت سطحی و پایداری پرداخت دو نوع نانو کامپوزیت پس از انجام pH-cycling و مسواک می‌باشد. فرض صفر اول آن است که پالیش مایع پس از کاربرد دیسک‌های پرداخت موجب بهبود خشونت سطحی نمی‌گردد. فرض صفر دوم آن است که پالیش مایع تأثیری بر روی دوام و پرداخت ترمیم‌های کامپوزیت پس از pH-C و TB ندارد.

روش بررسی

تعداد ۸۰ عدد دیسک کامپوزیتی از دو نوع نانو کامپوزیت (از هر نوع کامپوزیت ۴۰ عدد) (Filtek Z350 (3M ESPE, USA) و Aelite Aesthetic enamel (Bisco, USA) ساخته شد (جدول ۱).

ابتدا کامپوزیت به داخل مولد استوانه‌ای پلی‌تترافلوروواتیلین (قطر ۴ و ارتفاع ۲ میلی‌متر) توسط پلاستیک اینسترومنت فشرده و سپس توسط نوار سلولوفیدی به وسیله یک بلوک شیشه‌ای که بر روی آن یک وزنه ۵۰۰ گرمی قرار داده شده بود به مدت ۳۰ ثانیه تحت فشار قرار گرفت تا مواد اضافه حذف شده و سطح نمونه‌ها صاف گردد. سپس نمونه‌ها به مدت ۴۰ ثانیه از دو طرف توسط نور LED پلیمریزه شدند (Demetron Kerr, INC Orange, CA, USA).

سیلندرهای حاوی نمونه‌ها و مسواک منتقل شد. مسواک زدن نمونه‌ها توسط دستگاه مسواک زدن اتوماتیک (V8 Brushing machine, Dorsa, Iran) به تعداد ۱۰۰۰۰ سیکل انجام شد (۲۴). حین مسواک زدن سر برس‌ها موازی نمونه‌ها و نیروی اعمال شده ۳۰۰ گرم بود. (دامنه حرکت افقی مسواک برابر ۲۰ میلی متر و سرعت حرکت برابر ۴/۵ ضربه در ثانیه بود (۲۴). سپس خشونت سطحی نمونه‌ها توسط دستگاه پروفیلومتر محاسبه شد (Ra2 و Rz2). برای بررسی چگونگی توزیع داده‌ها از آزمون آماری Kolmogorov Smirnov استفاده شد این آزمون نشان داد که داده‌ها دارای توزیع نرمال می‌باشند، برای مقایسه میانگین خشونت سطحی در گروه‌های مورد بررسی از آنالیز واریانس دوطرفه و یک طرفه (ANOVA) استفاده شد. با توجه به وجود تفاوت معنی‌دار ($P < 0.05$) از آزمون Tukey برای شناسایی گروه‌های مسئول این تفاوت و از آزمون T-test برای مقایسه میانگین خشونت سطحی قبل و پس از pH-C و TB استفاده شد.

مایع آغشته و مجدداً با پوار هوا (۵ ثانیه) نازک شده و با نور پلیمریزان سخت شد. برای پالیش مایع Biscover پس از اسپینگ به مدت ۱۵ ثانیه و شست و شو (۱۰ ثانیه) و خشک کردن (۱۰ ثانیه، یک لایه نازک از پالیش مایع روی سطح نمونه‌ها زده شد و به مدت ۱۵ ثانیه مهلت داده شد تا حلال تبخیر شود و سپس پلیمریزاسیون به همان روش قبل انجام شد (جدول ۱).
سپس خشونت سطحی اولیه نمونه توسط دستگاه پروفیلومتر (Hommel werke T8000;Germany) محاسبه شد (Ra1 و Rz1). سپس پروسه pH-cycling با قرار دادن نمونه‌ها در محلول‌های دیمینریلیزان و ریمینریلیزان به تعداد ۱۵ سیکل و نگهداری به مدت ۱۸ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد انجام شد (۲۴) (جدول ۱). این محلول‌ها به منظور بازسازی محیط دهان استفاده شد. سپس خمیر دندان (Crest 7 complete Gross Gerau, Germany) و آب با استفاده از ترازوی دیجیتال به نسبت ۱ به ۳ ترکیب شده و سوسپانسیونی همگن حاصل شد. سپس سوسپانسیون به داخل

جدول ۱- مشخصات مواد مورد استفاده در این مطالعه

Material	Manufacturer	Definition	Composition
Filtek Z350 XT	3M ESPE;USA	Nanofilled composite with 78.5% wt fillers,	Resin: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, Bis-EMA Filler: Non- agglomerated 20nm silica filler 4 to 11 nm zirconia particles
Aelite Aesthetic Enamel	BISCO Schuamburg; USA	Reinforced nanofill composite	Resin: Bis-GMA, Bis-EDMA 0.04-5 µm Glass and silica particles
Sof-Lex	3M ESPE; USA	Four grit finishing and polishing disks: coarse(50-100nm), Medium(29nm), Fine(14nm), Extrafine(5nm)	Abrasive particle:Aluminum oxide
Permaseal	Ultradent products, Inc. USA	Liquid polish	Methacrylate-based unfilled resin
Biscover	Bisco; USA	Liquid polish	Ethoxylated Bisphenol A diacrylate, Urethane acrylate ester and Polyethylene glycol Diacrylate
Demineralization	-	pH-cycling solution pH=4.3	Calcium phosphate (2mM) , Acetate (74mM) (37)
Remineralization	-	pH-cycling solution pH=7	Calcium phosphate(1.5mM) , potassium chloride (150mM) (37)

یافته‌ها

(Ra, Rz) و پی ویلیو برای تمام گروه‌های مورد بررسی و نتایج

حداقل و حداکثر میانگین و انحراف معیار خشونت سطحی مدل سازی آنالیز واریانس دو طرفه در جداول ۷-۲ آمده است.

جدول ۲- حداقل و حداکثر و میانگین \pm انحراف معیار مقادیر (Ra2 و Ra1) بر حسب μm برای کامپوزیت نانوفیلد Z350 قبل و

پس از مسواک زدن و pH-cycling

گروه	تعداد	حداقل (μm)	حداکثر (μm)	میانگین \pm انحراف معیار (μm)
M	۱۰	۰/۰۳	۰/۰۶	$\pm ۰/۰۰۵^a, ۰,۰۴$
		۰/۰۵	۰/۲۰	$۰/۰۹^A \pm ۰/۰۲$
S	۱۰	۰/۱۲	۰/۷۰	$\pm ۰/۱^{ab}, ۰,۳۷$
		۰/۱۸	۰/۳۰	$۰/۲۵^A \pm ۰/۰۲$
SB	۱۰	۰/۲۲	۰/۶۴	$۰/۴۹^b \pm ۰/۰۷$
		۰/۳۲	۰/۸۲	$۰/۵۲^{AB} \pm ۰/۰۸$
SP	۱۰	۰/۲۵	۱/۰۶	$۰/۷۱^b \pm ۰/۱۵$
		۰/۲۹	۱/۳۹	$۰/۷۴^B \pm ۰/۲۱$

حروف انگلیسی یکسان در هر ستون عمودی نشان دهنده عدم وجود اختلاف معنی‌دار بین میانگین‌ها هستند.
M=Mylar, S=SoF-lex, SB :SoF-lex + Biscover liquid polish, SP : SoF-lex + Permaseal liquid polish

جدول ۳- حداقل و حداکثر و میانگین \pm انحراف معیار مقادیر خشونت سطحی (Rz2 و Rz1) بر حسب μm برای کامپوزیت نانوفیلد Z350

گروه	تعداد	حداقل (μm)	حداکثر (μm)	میانگین \pm انحراف معیار (μm)
M	۱۰	۰/۱۷	۰/۳۱	$۰/۲۵^A \pm ۰/۰۳$
		۰/۲۸	۱/۰۷	$۰/۵۳^a \pm ۰/۱۴$
S	۱۰	۰/۶۳	۱/۸۶	$۱/۰۸^{AB} \pm ۰/۲۳$
		۰/۵۳	۱/۲۵	$۰/۹۰^{ab} \pm ۰/۱۱$
SB	۱۰	۰/۷۳	۱/۹۸	$۱/۴۵^{BC} \pm ۰/۲۱$
		۰/۹۳	۲/۴۹	$۱/۳۸^{ab} \pm ۰/۲۹$
SP	۱۰	۱/۱۳	۲/۶۹	$۲/۱۴^C \pm ۰/۲۹$
		۰/۷۹	۲/۴۹	$۱/۷۹^b \pm ۰/۳۳$

جدول ۴- حداقل و حداکثر و میانگین \pm انحراف معیار مقادیر (Ra2 و Ra1) بر حسب μm برای کامپوزیت Aelite قبل و

پس از مسواک زدن و pH-cycling

گروه	تعداد	حداقل (μm)	حداکثر (μm)	میانگین \pm انحراف معیار (μm)
M	۱۰	۰/۰۶	۰/۲۸	$\pm ۰/۰۳^a, ۰,۱۸$
		۰/۱۴	۰/۳۳	$۰/۱۹^A \pm ۰/۰۳$
S	۱۰	۰/۲۱	۰/۷۸	$\pm ۰/۱^a, ۰,۴۱$
		۰/۱۳	۰/۵۱	$۰/۳۸^A \pm ۰/۰۷$
SB	۱۰	۰/۲۹	۰/۹۱	$۰/۶^a \pm ۰/۱۰$
		۰/۱۴	۱/۳۵	$۰/۵۶^A \pm ۰/۲$
SP	۱۰	۰/۱۴	۱/۱۵	$۰/۶۳^a \pm ۰/۱۸$
		۰/۲۸	۱/۱۵	$۰/۶۴^A \pm ۰/۱۴$

جدول ۵- حداقل و حداکثر و میانگین \pm انحراف معیار مقادیر (Rz2 و Rz1) بر حسب μm برای کامپوزیت Aelite قبل و پس از مسواک زدن و pH-cycling

گروه	تعداد	حداقل (μm)	حداکثر (μm)	میانگین \pm انحراف معیار (μm)
M	۱۰	۰/۳۳	۱/۵۴	۰/۹۸ ^a \pm ۰/۲۲
		۰/۵۴	۱/۲۵	۰/۸۳ ^A \pm ۰/۱۳
S	۱۰	۰/۸۳	۳/۱۲	۱/۹۹ ^a \pm ۰/۴۲
		۰/۶۹	۲/۵۰	۱/۵۶ ^A \pm ۰/۳۸
SB	۱۰	۱/۰۴	۲/۷۴	۱/۸۶ ^a \pm ۰/۳۰
		۰/۸۷	۱/۹۰	۱/۳۷ ^A \pm ۰/۱۷۶
SP	۱۰	۰/۵۷	۲/۱۹	۱/۴۳ ^a \pm ۰/۲۹
		۱	۱/۸۷	۱/۴۱ ^A \pm ۰/۱۸

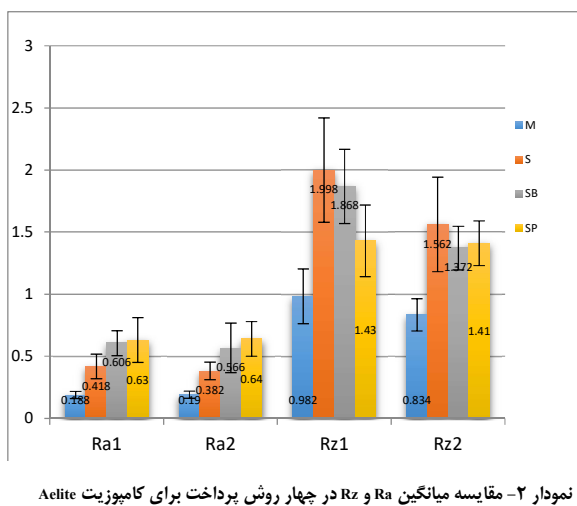
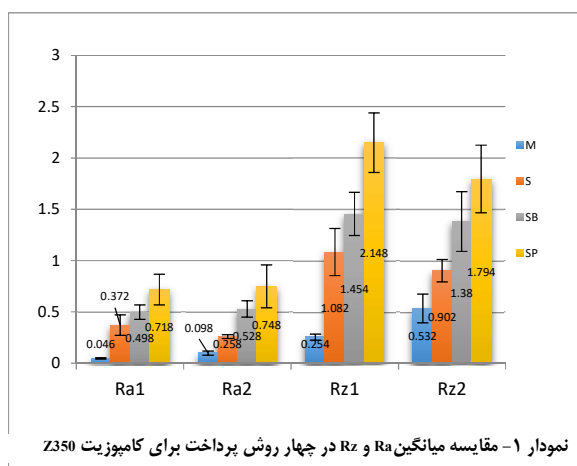
جدول ۶- نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس برای مقایسه میانگین‌ها درون گروه‌ها و بین گروه‌های آزمایشی

گروه	مجموع مربعات	درجه آزادی	Mean Square	F	Sig.
Z350(Ra1)	بین گروه‌ها	۳	۰/۳۹۴	۸/۱۷۴	۰/۰۰۲
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۰۴۸		
	مجموع	۱۹	۱/۹۵۳		
Z350(Ra2)	بین گروه‌ها	۳	۰/۴۱۴	۶/۰۷۳	۰/۰۰۶
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۰۶۸		
	مجموع	۱۹	۲/۳۳۵		
Z350(Rz1)	بین گروه‌ها	۳	۳/۱۱۲	۱۳/۲۷۵	۰/۰۰۰
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۲۳۴		
	مجموع	۱۹	۱۳/۰۸۷		
Z350(Rz2)	بین گروه‌ها	۳	۱/۵۱۸	۵/۱۹۲	۰/۰۱۱
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۲۹۲		
	مجموع	۱۹	۹/۲۳۴		
Aesthetic Aelite(Ra1)	بین گروه‌ها	۳	۰/۲۱۰	۲/۹۳۱	۰/۰۶۵
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۰۷۲		
	مجموع	۱۹	۱/۷۷۶		
Aesthetic Aelite(Ra2)	بین گروه‌ها	۳	۰/۲۰۳	۲/۳۲۲	۰/۱۱۴
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۰۸۷		
	مجموع	۱۹	۲/۰۰۶		
Aesthetic Aelite(Rz1)	بین گروه‌ها	۳	۰/۰۶۲	۲/۰۴۳	۰/۱۴۸
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۵۲۰		
	مجموع	۱۹	۱۱/۵۰۷		
Aesthetic Aelite(Rz2)	بین گروه‌ها	۳	۰/۵۰۵	۱/۷۴۶	۰/۱۹۸
	درون گروه‌ها	۱۶	۰/۲۸۹		
	مجموع	۱۹	۶/۱۴۳		

جدول ۷- نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس دوطرفه برای بررسی تأثیر نوع کامپوزیت و روش پرداخت بر خشونت سطحی با محاسبه اثرات متقابل (Two way ANOVA)

Rz2	Rz1	Ra2	Ra1	
۰/۴۱	۰/۰۹۴	۰/۶۸۲	۰/۵۱۱	کامپوزیت
۰/۰۰۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	روش‌های پرداخت
۰/۱۸۷	۰/۰۲۵	۰/۷۹۷	۰/۷۳۳	اثر متقابل کامپوزیت و روش پرداخت

کمتر بود. اگرچه صاف‌ترین سطح زیر نوار مایلر ایجاد شده بود اما کاربرد دیسک‌های پرداخت نیز موجب افزایش معنی‌داری در خشونت سطحی نگردیده بود ($P=۰/۱۲۵$). کاربرد هر دو نوع پالیش مایع موجب کاهش خشونت سطحی نگردید ($Ra1: P=۰/۸$ و $Rz1: P=۰/۰۱$) و خشونت سطحی حتی از گروه M بیشتر بود ($P=۰/۰۰۱$ و $P=۰/۰۲$) (نمودارهای ۱ و ۲).



شاخص Ra عبارت است از میانگین همه قله‌ها و دره‌های ایجاد شده بر روی سطح ترمیم نسبت به خط مرکزی در نمودار خشونت سطحی بر حسب میکرو متر می‌باشد، شاخص Rz به معنای میانگین بلندترین قله به پست‌ترین دره ی ایجاد شده بر روی سطح ترمیم در نمودار خشونت سطحی بر حسب میکرومتر می‌باشد (۲۴).

قبل از pH-C و TB: کمترین میزان خشونت سطحی ($Ra1$) در کامپوزیت Z350 زیر نوار مایلر ($Ra1=۰/۰۴ \mu m$) مشاهده شد. کمترین میزان خشونت سطحی ($Rz1$) در کامپوزیت Aesthetic Aelite نیز زیر نوار مایلر ($Rz1=۰/۹۸ \mu m$) مشاهده شد. بیشترین مقدار $Ra1$ و $Rz1$ پس از کاربرد پالیش مایع Permaseal بر روی کامپوزیت Z350 دیده شده است ($Rz1=۲/۱۴ \mu m$ و $Ra1=۰/۷۱ \mu m$).
پس از pH-C و TB: کمترین میزان $Rz2$ و $Ra2$ در کامپوزیت Z350 زیر نوار مایلر ($Rz2=۰/۵۳ \mu m$ و $Ra2=۰/۰۹ \mu m$) دیده شد. بیشترین مقدار $Rz2$ و $Ra2$ پس از کاربرد پالیش مایع Permaseal بر روی کامپوزیت Z350 دیده شده است ($Ra2=۰/۷۴ \mu m$ و $Rz2=۱/۷۹ \mu m$) (جدول ۵-۲).

آزمون آنالیز واریانس دو طرفه نشان داد که نوع کامپوزیت و روش پرداخت دارای تأثیر معنی‌داری بر روی شاخص‌های $Ra1$ ($P=۰/۷۳$) و $Ra2$ ($P=۰/۷۹$) و $Rz2$ ($P=۰/۱۸$) نمی‌باشد و فقط در شاخص $Rz1$ ، بر هم کنش این دو عامل معنی‌دار بود ($P<۰/۰۲۵$). به عبارت دیگر فاکتور نوع کامپوزیت بر حداکثر فاصله بین بلندترین و عمیق‌ترین نقاط تضاریرس قبل و پس از pH-cycling و TB مؤثر بود ($P<۰/۰۲۵$).

در کامپوزیت Z350 آزمون آنالیز واریانس یک طرفه تفاوت معنی‌داری را در بین ۴ روش پرداخت نشان داد ($Ra1: P=۰/۰۰۲$ و $Rz1: P=۰/۰۰$ و $Ra2: P=۰/۰۰۶$ و $Rz2: P=۰/۰۱$) آزمون Tukey نشان داد که حداقل میانگین خشونت سطحی ($۰/۰۴۶ \pm ۰/۰۰۱ \mu m$) در زیر نوار Mylar حاصل شد که با تفاوت معنی‌داری از سایر گروه‌ها

نانوفیل قابل مقایسه یا حتی بهتر از کامپوزیت‌های میکروفیل و مینی فیل است (۳۴). لذا انتظار می‌رود که به همین ترتیب پایداری پرداخت (Polish retention) این کامپوزیت‌ها نیز بهتر از سایر کامپوزیت‌ها باشد.

در این تحقیق جهت بازسازی شرایط حفره دهان از pH-C و TB استفاده شد. تداخلات شیمیایی مکانیکی در محیط دهان منجر به تخریب ماتریکس رزینی و از بین رفتن اتصال بین فیلر و رزین می‌گردد که نهایتاً منجر به افزایش خشونت سطحی و کاهش جلای سطحی می‌گردد (۱۴). روش pH-cycling ابتدا در تحقیقات مربوط به پوسیدگی شناسی برای ایجاد مشابهت با محیط دهان مورد استفاده قرار می‌گرفت. در این محیط pH اسیدی مشابه با شرایط *in vivo* انتخاب می‌شود که مشابه انحلال شیمیایی (Chemical dissolution) می‌باشد (۲۴).

پدیده تخریب بیولوژیکی مواد (Material Biodegradation) بایستی در پیشگویی رفتار کلینیکی ماده در نظر قرار بگیرد. تغییرات pH و رطوبت می‌تواند موجب تسریع پدیده فوق گردد. مکانیسم پیچیده Biodegradation منجر به به کلاپس ماتریک پلیمری و آزاد شدن فیلر و منومرهای رزینی می‌گردد و نهایتاً با سایش و اروژن ناشی از جویدن غذا، فعالیت باکتریایی تسریع می‌شود (۴۱).

در بین انواع مکانیسم‌های سایش موجود دهان استرس‌های ناشی از مسواک زدن بسیار مهم است. زیرا بسیاری از ضایعات پوسیده اکلوژالی و غیر پوسیده سرویکالی با کامپوزیت ترمیم می‌شود. بنابر این عواملی چون نیرو، سرعت و دما و روش مسواک زدن حداکثر امکان مطابق شرایط محیط دهان در نظر گرفته شد. در تحقیقات قبلی نیروی به کار برده شده برای مسواک زدن بین ۵۷۶ - ۱۰۰ گرم متفاوت بود. در این تحقیق از نیروی ۳۰۰ گرم که متوسط طیف فوق می‌باشد استفاده شد (۲۴). مطالعات گوناگون تعداد دفعات مسواک زدن از ۱۶۰۰۰ - ۴۳۲۰ متفاوت بود. در این مطالعه تعداد ۱۰۰۰۰ ضربه انتخاب شد که مشابه یک سال مسواک زدن است (۲۴).

پروفیلومتر سال‌هاست که برای اندازه‌گیری خشونت سطحی استفاده می‌شود، اگرچه اطلاعات آن دو بعدی و دارای یکنواختی جهت خشونت سنجی در سطوح مختلف است (۱۸) اما میانگین خشونت محاسبه شده می‌تواند جهت مقایسه روش‌های پرداخت به کار رود.

در کامپوزیت Aesthetic Aelite آزمون آنالیز واریانس یک طرفه بین ۴ روش پرداخت تفاوت معنی‌داری نشان نداد به عبارت دیگر ۴ روش مقایسه میانگین خشونت سطحی یکسانی را ایجاد کردند (Ra1: P=۰/۰۶, Rz1: P=۰/۱۴, Ra2: P=۰/۱۱, Rz2: P=۰/۱۹) آزمون T-test نشان داد که TB و pH-C موجب تغییر معنی‌داری در خشونت سطحی ۲ نوع کامپوزیت، علی‌رغم تفاوت در روش‌های پرداخت، نمی‌گردد (P=۰/۵۳ و P=۰/۲۷).

در پاسخ به این سوال که آیا نوع کامپوزیت مورد استفاده (نانوهایبرید و نانوفیلد) می‌تواند بر روی خشونت سطحی مؤثر باشد، از آزمون T-test استفاده شد. این آزمون نشان داد که بین شاخص‌های Ra1, Ra2, Rz1, Rz2 در دو نوع کامپوزیت مورد بررسی تفاوتی وجود ندارد (P=۰/۰۶, P=۰/۷۳, P=۰/۱۹, P=۰/۴۸).

بحث و نتیجه گیری

ساختار هتروژن (Heterogenous) کامپوزیت‌های کانونشنال موجب شده است که اتمام و پرداخت کامپوزیت هنوز هم جز مراحل دشوار و زمان‌بر در انجام این ترمیم‌ها باشد. ماتریکس رزینی و ذرات فیلر دارای سختی (Hardness) و ضریب الاستیک (Elastic Modulus) و مقاومت در مقابل سایش (Wear Resistance) متفاوت می‌باشند (۶-۱).

از آنجایی که ترکیبات و درصد فیلرها در انواع کامپوزیت متفاوت است روش‌ها و پروتکل‌های زمانی گوناگونی برای دستیابی به جلای سطحی لازم است (۳۲). به طور معمول فرآیند اتمام و پرداخت موجب ایجاد پالیش اکتسابی (Acquired) بروی ماده ترمیمی می‌گردد. پالیش اکتسابی در محیط دهان به روش‌های مختلف تحت تأثیر نیروهای ماضغه و pH مواد غذایی و نوشابه‌ها و مسواک و خمیر دندان قرار می‌گیرد و با گذشت زمان خشونت سطحی ناشی از پالیش اکتسابی به پالیش ذاتی (inherent) افت می‌کند. به همین دلیل امروزه از نانو کامپوزیت‌ها به دلیل پالیش‌پذیری ذاتی بالا بیشتر مورد توجه قرار دارند (۲۴، ۲۶، ۲۹، ۳۳). در کامپوزیت‌های نانو فیلد تعداد ذرات فیلر بیشتری در سطح کامپوزیت وجود دارد و یک ناحیه تماس سطحی وسیع‌تر بین فیلر و ذرات مجاور (Counterpart) وجود دارد که می‌تواند موجب بهبود در مقابل سایش شود (۳۴، ۳۵). مقاومت در مقابل سایش کامپوزیت‌های

سطحی بکاها ($P > 0.05$). میانگین Rz1 نیز در کامپوزیت Aelite نیز نتایج مشابهی را نشان داد ($P = 0.148$).

نتایج تحقیق حاضر با نتایج Atabek و همکاران (۹) (۲۰۱۰) مطابقت دارد. آنان تأثیر یک سیستم پالیش مایع (Nanotechnology Liquid) را بر خشونت سطحی دو نوع نانو کامپوزیت مورد بررسی قرار دادند. در تحقیق آنان نیز صرف نظر از نوع کامپوزیت، تمام سیستم‌های پرداخت، سطحی زیر تر از گروه کنترل (Mylar matrix) ایجاد نمودند و اگر چه پالیش مایع پس از کاربرد سیستم‌های پرداخت دو مرحله‌ای (Enhance [Dentsply Sirona, USA]) و یک مرحله‌ای (POGO [Dentsply Sirona, USA]) موجب تغییر معنی‌داری در خشونت سطحی نگردید ($P > 0.05$). آنان چنین نتیجه‌گیری نمودند که اگر پس از تکنیک‌های مختلف اتمام و پرداخت از پالیش مایع استفاده شود ممکن است سطح براق تری ایجاد شود ولی این به معنی کاهش خشونت سطحی نیست. Atabek و همکاران (۹) برای اتمام از فرزهای کارباید و برای پرداخت از رابرهای دو و تک مرحله‌ای استفاده نموده بود. در مطالعه حاضر از دیسک‌های Sof-Lex استفاده شد که به نظر می‌رسد این دیسک‌ها به خوبی توانسته‌اند سطح را پرداخت کنند و کاهش خشونت سطحی به حدی بوده که پالیش مایع نتوانسته بهبود بیشتر و معنی‌داری در خشونت سطحی ایجاد کند (Ra1 و Ra2). به عبارت دیگر کاربرد پالیش مایع پس از سیستم پرداخت Sof-Lex ضروری نیست. امروزه نظرات متناقضی درباره استفاده از پالیش مایع وجود دارد. بیشتر محققین معتقدند که انواع پالیش مایع دارای مقاومت ضعیفی در مقابل سایش بوده و دارای قابلیت رنگ‌پذیری (Staining) بالا با گذشت زمان می‌باشند. برخی از انواع آن‌ها با فاصله زمانی کوتاهی به دلیل ادھیژن پایین از سطح سوبسترا (کامپوزیت) کنده و جدا (debond) می‌شوند و برخی نیز با LED به خوبی پلیمریزه (cure) نمی‌شوند. تغییرات در تکنولوژی ساخت پالیش مایع با افزودن نانوذرات به منظور بهبود خواص ماده و ایجاد یک سطح صاف و صیقلی انجام شده است. پس از pH-C و TB در کامپوزیت Z350 میانگین Ra2 در گروه S-L P افزایش یافت که به نظر می‌رسد ناشی از سایش و جدا شدن لایه پالیش مایع Permaseal باشد ($P = 0.006$). موارد فوق می‌تواند توضیحی برای افزایش Rz1 در کامپوزیت Z350 پس از کاربرد پالیش‌های مایع باشد.

Ra (Arithmetical Mean of absolute value) یا متوسط مقادیر محاسبه شده از تغییرات پروفایل در طول ناحیه مورد اندازه‌گیری، بیشتر پارامتری است که برای خشونت سطحی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۴). Rz متوسط فاصله عمودی از بالاترین قله به پایین‌ترین دره را با ۵ بار اندازه‌گیری نشان می‌دهد و به عنوان پارامتر کمی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۴).

در این تحقیق خشونت سطحی نمونه‌های زیر نوار Mylar به عنوان گروه کنترل اندازه‌گیری شد. به سطح زیر نوار سلولوئیدی Strip Finished Surface هم اطلاق می‌گردد. تجمع لایه غنی از رزین بروی این سطح صاف‌ترین سطح را پدید می‌آورد (۹). برخی از محققین نشان داده‌اند که برداشتن لایه غنی از پلیمر برای دستیابی به سطح مقاوم در مقابل تغییر رنگ لازم است (۱۵، ۱۶، ۱۸). دیسک‌های Sof-lex XT دارای آستر پلیمری نازک بوده و با ذرات آلومینیوم اکساید پوشانده شده‌اند. محدوده سایز ذرات خشن $50-100 \mu m$ و در انواع نرم $7-8 \mu m$ است. مطالعات متعددی کارایی این دیسک‌ها را در پرداخت کامپوزیت‌ها تأیید نموده است و معمولاً به عنوان Gold standard در تحقیقات به کار گرفته می‌شوند (۴۰-۱۷، ۱۹، ۲۷، ۳۱، ۳۶). در کامپوزیت Z350 قبل از pH-C و TB صاف‌ترین سطح (Ra1) زیر نوار Mylar ایجاد شد. با کاربرد دیسک‌های Sof-lex خشونت سطحی افزایش یافت که دارای تفاوت معنی‌داری با نوار Mylar نبود ($P = 0.125$) (Ra1) و نهایتاً سه گروه S-L و SB و SP میانگین خشونت سطحی (Ra1) یکسانی ایجاد نمودند ($P = 0.809$ و $P = 0.102$ و $P = 0.414$ به ترتیب). به عبارت دیگر کاربرد پالیش مایع موجب کاهش خشونت سطحی پس از دیسک زدن نشد ($P > 0.05$). اما میانگین Rz1 پس از کاربرد دیسک‌ها پرداخت مشابه نوار mylar بود ($P = 0.067$) و کاربرد پالیش مایع (B و P) موجب افزایش معنی‌دار میانگین خشونت سطحی (Rz1) گردید ($P = 0.006$ و $P = 0.000$).

در نانو کامپوزیت Aelite بین میانگین Ra1، در ۴ گروه مورد بررسی تفاوت معنی‌دار دیده نشد ($P = 0.065$). به نظر می‌رسد کاربرد متوالی دیسک‌های S-L علی‌رغم افزایش غیر معنی‌دار خشونت سطحی توانسته سطح صاف و مناسبی همچون نوار Mylar ایجاد کند ($P > 0.05$) و کاربرد ۲ نوع پالیش مایع نتوانسته است از خشونت

در مقایسه بین میانگین Ra1 و Ra2 در چهار روش مورد بررسی تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($P=0/989$) بین میانگین RZ1 و RZ2 نیز تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P=0/538$). در کامپوزیت Aelite نیز مقایسه میانگین Ra1 و Ra2 و RZ1 و RZ2 تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($P=0/273$ و $P=0/877$).

Albers (7) معتقد است که در تعیین پرداخت پذیری کامپوزیت‌ها، معمولاً متوسط سایز ذرات ارزش چندانی ندارد و کیفیت سطح کامپوزیت پس از پرداخت، وابسته به سایز درشت‌ترین فیلر غیر آلی است که این موضوع می‌تواند توصیفی برای نتایج مشابه حاصله در شاخص‌های Ra1 و Ra2 و RZ1 و RZ2 در دو نوع کامپوزیت نانو فیلد مورد بررسی باشد ($P>0/05$). در این مطالعه خشونت سطحی به وسیله پروفیلومتر مورد بررسی قرار گرفت عد امکان استفاده از AFM و SEM از جمله محدودیت‌های این مطالعه می‌باشد.

با توجه به محدودیت‌ها و شرایط این مطالعه نتایج زیر حاصل شد:

- ۱- در هر دو نوع نانو کامپوزیت قبل و پس از TB و pH-cycling، حداقل خشونت سطحی (Ra, Rz) در زیر نوار مایلر مشاهده شد.
- ۲- پرداخت با دیسک‌های Sof-Lex در هر دو نوع کامپوزیت موجب افزایش غیر معنی‌دار خشونت سطحی نسبت به نوار مایلر گردید ($P>0/05$).
- ۳- کاربرد دو نوع پالیش مایع پس از دیسک‌های پرداخت موجب کاهش خشونت سطحی نگردید.
- ۲- pH-cycling و TB موجب افزایش خشونت سطحی در کامپوزیت‌ها نگردید ($P=0/273$ و $P=0/877$ (Alite).
- ۳- کاربرد دو نوع پالیش مایع تأثیری بر روی پایداری پرداخت / نانو کامپوزیت‌ها نداشت ($P>0/05$).

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان نامه دانشجویی خانم دکتر فاطمه کاظمی بید هندی به شماره ۷۶۹ ثبت شده در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد اقتباس شده است.

معمولاً کامپوزیت‌های نانو فیل و نانو هیبرید حاوی درصد بالاتری از فیلر نسبت به کامپوزیت‌های میکرو هیبرید و میکرو فیلد می‌باشند زیرا ترکیب ذرات با سایز نانومتری و نانو کلاسترها منجر به کاهش فضای بین ذرات فیلر و افزایش بارگذاری (loading) فیلر می‌شود (۳۴).

به همین دلیل انتظار می‌رود که در نانو کامپوزیت‌ها تعداد بیشتری از ذرات در سطح موجود باشد که موجب ایجاد یک ناحیه تماس و سیع با ذرات ساییده (خمیر دندان) می‌گردد. افزون بر آن، نانو ذرات به هم پیوستگی (Integration) بهتری با رزین دارند (۳۴). در مطالعه حاضر pH-C و TB تأثیر مخربی بر روی سطح کامپوزیت نداشت. در مطالعه دیگری نویسندگان بیان نمودند که بهم پیوستگی شیمیایی نانو ذرات با ماتریکس موجب می‌شود که سایز نانو کامپوزیت‌های به وسیله شکستن و جدا شدن اولیه ذرات رخ دهد، به عبارتی دیگر به جای جدا شدن ذرات درشت تر همچون کامپوزیت‌های میکرو هیبرید، ذرات کوچک‌تری از سطح جدا شوند (۳۴).

از آنجا که مهم‌ترین فاکتور در خشونت ذاتی کامپوزیت‌ها، شکل، سایز و مقدار ذرات فیلر می‌باشد. کامپوزیت‌های نانو فیلر ذاتاً از خشونت سطحی پایین‌تری برخوردارند. کامپوزیت Z350 هم دارای نانوفیلرهایی از جنس زیرکونیا، سیلیکا (۲۰-۵ nm) و هم دارای نانو کلاستر، با سایز $4\text{ }\mu\text{m}$ - $1/6\text{ }\mu\text{m}$ می‌باشد. نانو کلاسترها حاوی تجمعاتی از ذرات فیلرهای نانو با پیوندهای ضعیف (Loosely Bound) می‌باشند که حین تماس با مواد ساییده از سطح جدا نمی‌شوند و همین ویژگی موجب می‌شود کامپوزیت‌های نانو فیلد دارای تماس سطحی کمتری نسبت به سایر کامپوزیت‌ها باشد (۲۴). کامپوزیت Aesthetic Aelite نیز دارای فیلرهای نانو هیبرید از جنس شیشه و سیلیکا ($4\text{ }\mu\text{m}$ - $0/5$) که در بیس رزینی Bis-GMA و Bis-EDMA قرار گرفته‌اند و حاوی نانو کلاسترهای ذکر شده می‌باشند. وارد فوق توجهی برای مشاهده حداقل Ra1 در زیر نوار مایلر در کامپوزیت Aesthetic Aelite و Z350 است ($0/188\text{ }\mu\text{m}$ و $0/046$).

روش‌های تخریب شیمیایی و مکانیکی (pH-C و TB) تأثیر مخربی بر روی خشونت سطحی نمونه‌ها نداشت. در کامپوزیت Z350،

References

- 1- Anusavice KJ, Shen C, Rawls R. Phillips' science of dental materials. 12th ed. St. Louis (MO): CV Mosby; 2013. pp:232-46, 279-85.
- 2- Stoddard JW, Johnson GH. An evaluation of polishing agents for composite resins. *Prosthet Dent*. 1991;65(4):491-5.
- 3- Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: A Profilometric and scanning electron microscopy study. *Prosthet Dent*. 1996;76(1):34-8.
- 4- Endo T, Finger WJ, Kanehira M. Surface texture and roughness of polished nano fill and nanohybrid resin composites. *Dent Mater J*. 2010;29(2):213-23.
- 5- Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):625-31.
- 6- Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007;51(2):379-97.
- 7- Albers HF. Placement and finishing in tooth-colored restoratives: Principles and Techniques. 9th ed. London: BC Decker Inc. Hamilton; 2002;162-81.
- 8- Mopper KW. Contouring, finishing, and polishing anterior composites. *Inside Dentistry*. 2011;7(3):62-70.
- 9- Atabek D, Sillelioglu H, Olmez A. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent*. 2010;35(3):362-9.
- 10- Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*. 2005;32(2):213-9.
- 11- Dunkin RT, Chambers DW. Gingival response to Class V composite resin restorations. *J Am Dent Assoc*. 1983;106(4):482-4.
- 12- McLundie AC, Murray FD. Comparison of methods used in finishing composite resin: A scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent*. 1974;31(2):163-71.
- 13- Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(2):102-9.
- 14- Gordan VV, Patel SB, Barrett AA, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper Dent*. 2003;28(5):560-7.
- 15- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
- 16- Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Oper Dent*. 2008;33(4):413-20.
- 17- Jefferies SR, Smith RL, Barkmeier WW. Comparison of surface smoothness of restorative resin materials. *J Esthet Dent*. 1989;1(5):169-75.
- 18- Turkun LS, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*. 2004;29(2):203-11.
- 19- Hondrum SO, Fernandez R Jr. Contouring, finishing, and polishing Class V restorative materials. *Oper Dent*. 1997;22(1):30-6.
- 20- Lee YK, Lu H, Oguri M, Powers JM. Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):370-6.
- 21- Ren YF, Feng L, Serban D, Malmstrom HS. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *J Dent*. 2012;40(1):48-56.
- 22- Luiz BKM, Amboni RA, Prates MLH, Pires ATN. Influence of drinks on resin composite: Evaluation of degree of cure and color change parameters. *Polymer Testing*. 2007;26(4):438-44.
- 23- Valinoti AC, Neves BG, da Silva EM, Maia LC. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(4):257-65.
- 24- Turssi CP, de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Júnior AI. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent*. 2001;26(6):576-84.
- 25- Carvalho FG, Sampis CS, Fucio SB, et al. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness of three glass ionomers and a nanofilled resin composite. *Oper Dent*. 2008;33(5):509-17.
- 26- Barbosa GF, Cardoso MB. Effects of carbonated beverages on resin composite stability. *Am J Dent*. 2018;31(6):313-6.
- 27- Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent*. 2000;25(3):170-6.
- 28- Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S. Changes in surface characteristics of two different resin composites after 1-year water storage: An SEM and AFM study. 2016;38(6):694-700.
- 29- Dantas DCB, Mathias IF, Borges AB. Effects of artificial accelerated aging on the optical properties of resin composites. *Biosci J*. 2018;34(2):505-13.
- 30- Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Braz Dent J*. 2007;18(2):119-23.
- 31- Watanabe T, Miyazaki M, Moore BK. Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Quintessence International*. 2006;37(1):61-7.
- 32- Tosco V, Monterubbianesi R, Orilisi G. Effect of four different finishing and polishing systems on resin composites: roughness surface and gloss retention evaluations. *Minerva Stomatol*. 2019;15.
- 33- Farzaneh F, Mohammadi-bassir M, Rezvani MB, Dehestani-ardakani F. Effect of chemical and mechanical degradation on surface roughness topography gloss and polish retention of three composites polished with five polishing systems. *Front Dent*. 2021;18.
- 34- Jung M, Sher K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*. 2007;32(1):45-52.

- 35- Turssi CP, Ferracane JL, Serra M. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedure. *Dental Material*. 2005;21:641-8.
- 36- Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composite. *J Oral Sci*. 2005;47(1):21-5.
- 37- Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 1998;23(1):36-42.
- 38- Marigo L, Rizzi M, LaTorre G. 3-D surface profile analysis: different finishing methods for resin composites. *Oper Dent*. 2001;26:562-8.
- 39- Çtaşlı Ü, Bala O, Güllü A. Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. *J Oral Rehabil*. 2004;31(12):1197-202.
- 40- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF. Effect of polishing technique and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*. 2006;31(1):11-7.
- 41- Voltarelli FR, Santos-daroz CB, Alves MC, Cavalcanti AN, Marchi GM. Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composite. *J Oral Sci*. 2010;18(6):585-90.
- 42- Güler AU, Güler E, Yücel AC, Ertaş E. Effects of polishing procedures on color stability of composite resins. *J Appl Oral Sci*. 2009;17(2):108-12.
- 43- Ergüçü Z, Türkün LS. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent*. 2007;32(2):185-92.