

## بررسی مقایسه ای سایش سه جسمی کامپازیت های Z250، Opallis و Heliomolar

دکتر همایون علاقه مند<sup>۱\*</sup>، دکتر عبدالحمید آل هوز<sup>۲</sup>، دکتر محمد معصومی<sup>۳</sup>

۱- استادیار گروه ترمیمی و مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل

۲- استادیار گروه پروتز دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل

۳- دندانپزشک عمومی

### خلاصه فارسی

**سابقه و هدف:** مقاومت کم کامپازیت ها در برابر سایش همواره مشکل بزرگی به حساب می آید. کاربرد مواد هم رنگ در نواحی دارای تماسهای اکلوژال سنگین هنوز با چالشهای زیادی روبرو است. در این مطالعه مقاومت سایشی سه نوع کامپازیت مستقیم مقایسه گردید.

**مواد و روشها:** در این تحقیق آزمایشگاهی از هر نوع کامپازیت (Opallis, Heliomolar, Z250)، ۵ نمونه به طور مجزا در داخل مولدهایی از جنس برنج به روش لایه لایه با زمان نور دهی ۴۰ ثانیه و با ضخامت یک میلی متر برای هر لایه تهیه گردید. نمونه ها در دستگاه (پدب) سایش به ترتیب در دوره های سایشی ۵۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰ و ۱۲۰۰۰۰ تحت فشار ۲۰ Mpa و با ساینده ای از جنس کروم کبالت با قطر نوک ۱/۹۸ mm ساینده شدند. قبل و بعد از انجام سایش نمونه ها با ترازوی الکترونیکی با دقت ۰/۰۰۰۱ گرم (۰/۱mg) وزن سنجی شد. اطلاعات بدست آمده با استفاده از آزمونهای Paired Sample t- test, Anova مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

**یافته ها:** در تمامی نمونه های کامپازیتی از وزن اولیه تا ۱۲۰۰۰۰ دور، وزن نمونه ها کاهش یافت و این کاهش وزن در هر سه نوع کامپازیت از لحاظ آماری کاملاً معنی دار بود (p=۰/۰۰). آزمون Anova نشان داد که هیچ رابطه معنی داری بین مقاومت سایشی هیچ کدام از گروه ها وجود نداشت. ولی در مجموع می توان گفت که Z250 کمترین و Heliomolar بیشترین میزان سایش را داشتند.

**نتیجه گیری:** تمامی نمونه های کامپازیتی پس از دوره های سایشی دچار سایش معنی داری می شدند ولی اختلاف بین گروه ها از نظر آماری معنی دار نبود. **واژه های کلیدی:** سایش، کامپازیت، سایش سه جسمی.

### Comparison of the three body wear of Z250, Opallis and Heliomolar

H. Alaghehmand<sup>1</sup>(DDS), A. Alehavaz<sup>2</sup> (DDS), M. Masomi<sup>3</sup> (DDS)

1- Assistant Professor Department of Operative Dentistry Babol Dental School, 2- Assistant Professor Department of prosthodontics, Babol Dental School 3-Dentist.

**Background:** Low resistance of composites against wearing is always a great problem. Tooth colored materials application in sites with heavy occlusal contact, have many challenges. In this study wear resistance of three types of direct composite have been compared.

**Methods:** In this Laboratory research Five samples from each composite (Z250, Heliomolar, Opallis) were prepared separately in brassy molds in incremental technique. Exposure time was 40 seconds and thickness of each layer was 1 mm. (pedeb 1). Load was 20 Mpa and applied via perusable chromium cobalt bar (1.98 mm diameter tip) at 5000, 20000, 40000, 80000 & 120000 cycles. Pre and post wearing samples weight was measured by an electronically weight balance with 0.0001gr accuracy. The data was analyzed with t test and Paired Sample t test.

**Findings:** There was significant decrease in weight of all types of composites from initial weight to 120000 cycles (p=0.000). A significant difference was not observed between groups. Z250 showed lowest wear rate & Heliomolar showed highest wear rate.

**Conclusion:** A significant difference was observed in all type of composites in wearing cycles.

**Key words:** Wear, Composite, Three-body wear.



**مقدمه**

امروزه بیماران از ترمیم هایی که در دندان های قدامی و خلفی انجام می شود انتظار زیبایی و استحکام زیادی دارند. در سالهای اخیر استفاده از کامپازیتها در ترمیم دندانهای خلفی به طور چشمگیری افزایش یافته است. با وجود مزایای فراوان در مورد کاربرد رزینهای کامپوزیتی، این مواد در ترمیم دندان های خلفی دارای مشکلاتی از قبیل مقاومت سایشی کم و غیره می باشند (۱). امروزه با اینکه موارد شکست ترمیم های کامپوزیتی کاهش یافته، با این وجود یک سری از موارد از جمله ضریب انبساط حرارتی بالا، استرس انقباضی ناشی از پلیمرایزاسیون، ریزش، سایش، ناکامل بودن درجه تبدیل مونومر به پلی مریکیور ناکامل، عود پوسیدگی، حساسیت بعد از کار، تغییر رنگ و غیره همچنان به عنوان علل شکست ترمیم های کامپوزیتی قلمداد می شوند. برای هر یک از موارد فوق راه حل هایی پیش بینی و بکار گرفته شده است، با وجود اینکه برای مشکل سایش نیز تمهیدات فراوانی در نظر گرفته شده است، اما این مشکل را نتوانسته اند به طور مطلوبی حل نمایند (۳-۱). یک نکته مهم و قابل توجه در مورد سایش آن است که اهمیت سایش از دیدگاه بالینی بیشتر به دلیل از دست رفتن زیبایی و کاهش عملکرد ترمیم در نتیجه آن می باشد و در مورد اثرات سیستمیک ذرات بلعیده شده یا استنشام شده ناشی از سایش ترمیم های کامپوزیتی اطلاعات بسیار محدودی وجود دارد (۴).

در گذشته به دلیل رفتار سایشی بالای کامپازیتها این مواد در ترمیم دندان های خلفی که تحت بار اکلوژی بیشتری می باشند، منع استفاده داشتند. امروزه کارخانجات مختلف با انجام اصلاحات لازم از قبیل افزایش میزان فیلر، مقاومت کامپازیتها را در برابر سایش بهبود بخشیده اند (۵). از طرف دیگر حضور کامپازیت های لابرآتوری با مقاومت سایشی بالا پیشرفت بسیار مفیدی در استفاده از ترمیم های رنگ دندان است (۶). میزان سایش در کامپازیتها مستقیم به طور قابل توجهی با اندازه فیلرها، کیفیت پلی مریزاسیون و در نتیجه کارایی منبع نوری مرتبط است. امروزه ثابت شده است که معمولاً ارتباطی بین سختی، ضریب الاستیسیته و مقاومت در برابر سایش وجود ندارد و به طور کلی فرآیند سایش به عنوان پی آمد شکست اجزای کلیدی کامپازیت ارزیابی گردیده است (۳و۲). بنابراین سایش، استحکام فیزیکی و سختی مقوله ای جدا هستند و به عبارتی دیگر فرآیند سایش یک کیفیت بالینی است. در مطالعه صورت گرفته توسط Kiremitci و

همکاران کاربرد Insert سرامیکی - شیشه ای بتا - کوارتز در ترمیم های کامپازیت رزین عملکرد بالینی عالی را بعد از سرویس دو ساله نشان داد (۷). Xu و همکاران در مطالعه لابرآتوری، با بررسی سایش سه جسمی مشاهده نمودند که کامپازیت رزین های تقویت شده با سیلیکا ویسکر مقاوت سایشی بیشتری از کامپازیت های تقویت شده با ذرات شیشه در برابر تنش های بالا دارند (۸).

در یک مطالعه توسط Nagarajan و همکاران گزارش نمودند که تفاوت در اندازه ذرات فیلر و تفاوت های اندک در ترکیب شیمیایی فیلرهای شیشه ای تأثیری در میزان سایش کامپازیت های با میزان فیلر متوسط ندارند. با این وجود میزان سایش کامپازیت های تحت مطالعه (با میزان فیلر ۷۶-۷۵ درصد وزنی) به طور معنی داری کمتر از کامپازیت های با میزان فیلر بالا می باشد (۹).

Knobloch و همکارانش به بررسی میزان سایش دو جسمی ۴ کامپازیت لابرآتوری (Targis, Concept, belleGlass, Artglass) و دو کامپازیت مستقیم (Heliomolar, Herculite) پرداختند و مینای انسانی به عنوان استاندارد در نظر گرفته شد. نتیجه آنکه کمترین سایش مربوط به کامپازیت Concept بود (در حد مینا) و کامپازیت های دیگر چه مستقیم و چه غیر مستقیم به طور معنی داری سایش بیشتری داشتند (۱۰). استفاده روز افزون از کامپازیت های مستقیم جدید، که سازندگان آنها ادعا می کنند سایشی بسیار کم دارند، ما را بر آن داشت مطالعه ای طرح ریزی کنیم که مقاومت سایشی سه نوع کامپازیت مستقیم را مقایسه نماید.

**مواد و روشها**

در این مطالعه آزمایشگاهی، سه نوع کامپازیت مستقیم (Opallis, Heliomolar, Z250) با رنگ A3 انتخاب شدند. از هر گروه ۵ نمونه تهیه شد. جهت آماده سازی نمونه ها به شکل مکعب (۲ میلی متر عمق × ۱۰ میلی متر عرض × ۱۰ میلی متر طول) از یک مولد برنجی استفاده شد. مولد دارای دو قطعه قرینه مجزا از هم است که مکمل یکدیگر بوده و دارای سه جایگاه آماده سازی نمونه می باشد که توسط دو پیچ به هم متصل می گردند. طول و عرض هر سه جایگاه مساوی (۱ سانتی متر × ۱ سانتی متر) ولی عمقشان از ۱ تا ۳ میلی متر متغیر می باشد و به فاصله ۱ سانتی متر از همدیگر قرار گرفته اند. در این مطالعه از جایگاهی که ۲ میلی متر عمق دارد استفاده شد.

(پاوه، شرکت پاکسان، ساخت ایران) به نسبت ۱ به ۲ با سرم فیزیولوژیک، قرار گرفت تا سایش سه جسمی را شبیه سازی کند. نمونه ها پس از قرار گیری در دستگاه سایش به ترتیب در دوره های سایشی ۵۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰، ۱۲۰۰۰۰ تحت بار ۲۰ Mpa سائیده شدند و پس از پایان هر دوره سایشی نمونه ها به دقت آب گیری شدند و توسط ترازوی الکترونیکی وزن سنجی بعمل آمده و در نهایت نتایج در جدولی ثبت گردید. پس از جمع آوری اطلاعات داده ها را در جداولی (جدول شماره ۱) مرتب و برای مشخص شدن معنی دار بودن اختلاف وزن نمونه های کامپازیتی سایش یافته تحت دوره های سایشی متفاوت با یکدیگر و با قبل از سایش از آزمون های Paired Samples statistics t-test, ANOVA استفاده نمودیم.

### یافته ها

در تمامی نمونه های کامپازیتی، قبل از سایش تا ۱۲۰۰۰۰ دور، وزن نمونه ها کاهش می یابد و این کاهش وزن در هر سه نوع کامپازیت از لحاظ آماری معنی دار است. در گروه Z250، قبل از سایش با دوره های سایشی ۵۰۰۰ و ۲۰۰۰۰ و همچنین دوره سایشی ۵۰۰۰ با ۲۰۰۰۰ اختلاف معنی دار می باشد. در گروههای Heliomolar و Opallis به جز دور سایشی ۵۰۰۰ با قبل از سایش تمامی انواع دوره های سایشی با یکدیگر اختلاف معنی داری دارند. گروه Z250 کمترین و گروه Heliomolar بیشترین میزان سایش را نشان دادند.

کامپازیتها به روش لایه لایه با زمان نور دهی ۴۰ ثانیه و با ضخامت یک میلی متری برای هر لایه تهیه شدند. از دستگاه لایت کیور Astralis7 (Vivadent, Liechtenstein) با شدت Low power (۴۰۰ mW/cm<sup>2</sup>) جهت حصول سطح صاف و ممانعت از تماس با هوا هنگام کیور کردن مواد از لام شیشه ای استفاده گردید. نمونه ها شماره گذاری شدند، شماره های مربوطه توسط فرز روند ۱/۴ در زیر هر نمونه تعبیه شد و نمونه ها به مدت ۱۴ روز در سرم فیزیولوژیک در دمای C(37<sup>0</sup>) در انکوباتور نگهداری شدند.

قبل از عمل سایش هر نمونه با پوار هوا خشک و با کاغذ خشک کن آگیری و نهایتاً توسط ترازوی الکترونیکی (Sartorius, Germany) با دقت ۰/۰۰۰۱ گرم وزن شده و در جدول مربوطه ثبت گردید. سپس هر نمونه در دستگاه ساینده (پدب ۱ ساخته شده توسط علاقه مند و همکاران) قرار گرفت. دستگاه ساینده پدب ۱ از دو قسمت اصلی تشکیل شده است شامل روتاتور که نمونه ها بر روی آن قرار می گیرند و سیستم پنوماتیک که ساینده کروم کبالت به آن متصل است تا بتواند نیروی ۴ کیلوگرمی را به صورت مداوم به نوک ساینده و بر روی نمونه ها وارد آورد. این دو قسمت توسط پایه در داخل کابینت قرار دارد و تعداد چرخشها توسط شمارنده نصب شده روی روتاتور محاسبه می شود. ساینده کروم کبالت با سطح مقطع ۱/۹۸ میلی متر مربع روی سنظام متصل به سیستم پنوماتیک نصب است. داخل محفظه قرار گیری نمونه محلول ساینده شامل خمیر دندان رقیق شده

جدول شماره ۱. میانگین اختلاف هر یک از دوره های سایشی با قبل از شروع سایش با استفاده از Anova

P-Value	±SE	Mean±SD	تعداد نمونه	گروه	دوره های سایشی متفاوت
۰/۶۲۲	۰/۰۰۰۱۵	۰/۰۰۰۲±۰/۰۰۰۳۵	۵	Z250	5000
	۰/۰۰۰۰۴	۰/۰۰۰۰۶±۰/۰۰۰۰۸۹	۵	Heliomolar	
	۰/۰۰۰۰۵	۰/۰۰۰۱۲±۰/۰۰۰۱۳	۵	Opallis	
۰/۷۹۶	۰/۰۰۰۲۵	۰/۰۰۰۴±۰/۰۰۰۵۸	۵	Z250	20000
	۰/۰۰۰۱۲	۰/۰۰۰۴±۰/۰۰۰۲۸	۵	Heliomolar	
	۰/۰۰۰۰۷	۰/۰۰۰۳±۰/۰۰۰۱۶	۵	Opallis	
۰/۵۰۰	۰/۰۰۰۲۵	۰/۰۰۰۷±۰/۰۰۰۵۶	۵	Z250	40000
	۰/۰۰۰۱۷	۰/۰۰۰۸±۰/۰۰۰۳۸	۵	Heliomolar	
	۰/۰۰۰۰۱	۰/۰۰۰۵±۰/۰۰۰۲۳	۵	Opallis	
۰/۳۶۳	۰/۰۰۰۲۷	۰/۰۰۰۸±۰/۰۰۰۶۱	۵	Z250	80000
	۰/۰۰۰۱۹	۰/۰۰۰۱۲±۰/۰۰۰۴۲	۵	Heliomolar	
	۰/۰۰۰۱۱	۰/۰۰۰۹±۰/۰۰۰۲۵	۵	Opallis	
۰/۲۰۷	۰/۰۰۰۳۲	۰/۰۰۱۱±۰/۰۰۰۷۱	۵	Z250	120000
	۰/۰۰۰۲۷	۰/۰۰۱۷±۰/۰۰۰۶۱	۵	Heliomolar	
	۰/۰۰۰۱۲	۰/۰۰۱۳±۰/۰۰۰۲۸	۵	Opallis	

**بحث و نتیجه گیری**

سایش کلینیکی ترمیم های کامپازیتی بویژه در نواحی خلفی دهان اصلی ترین مورد نگرانی این نوع ترمیم ها در هنگام تصمیم گیری جهت جایگزینی آمالگام با مواد همرنگ بوده است. لذا کارخانجات مختلف با اصلاح ترکیبات شیمیایی کامپازیتها رفتار سایشی و خواص فیزیکی - مکانیکی آنها را بهبود بخشیده اند. اما هنوز هم کامپازیت ها در برابر استرس های شدید اکلوزالی بسیار حساس و شکست پذیر می باشند (۱۱ و ۱۲). این بدین دلیل است که اولاً جزء لاینفک کامپازیتها ماتریکس رزینی است که به شدت به سایش حساس می باشد، ثانیاً پلیمریزاسیون کامل اجزای مواد همرنگ بالاخص انواع لایت کیور مقاومت سایشی این مواد در محیط دهان را به طور معنی داری افزایش می دهد لذا از کامپازیت ها انتظار می رود که به علت پلیمریزاسیون بهتر و انجام اعمال Post curing، پلیمریزاسیون و در نتیجه خصوصیات بهتری از خود نشان دهند. اما در حال حاضر با دستگاهها و روشهای موجود عملاً تبدیل همه منومرهای رزین های نوری به پلیمر امکان پذیر نیست (۱۳ و ۱۷ و ۲۰). برای آنکه کامپازیتها بتوانند به اندازه لازم در برابر تماس های اکلوزالی سنگین، مقاومت سایشی کافی داشته باشند، بایستی فاصله بین ذرات فیلر حداقل و تماس خیلی نزدیک با یکدیگر داشته باشند. به علاوه سایلن در این زمینه می تواند نقش بسیار موثری را ایفا کند. مطالعات نشان داده اند، انقباض شدید پلیمریزاسیون، احتباس هوا در توده ماده و اندازه بزرگ ترمیم از دیگر مواردی هستند که باعث افزایش سایش و در نتیجه شکست می شوند (۷). بطور معمول روش های شبیه سازی در لابراتوار بدلیل درگیری زمانی و هزینه های مرتبط با مطالعات بالینی، گسترش زیادی پیدا کرده است، با این وجود ایجاد وضعیت مشابه در دهان در یک مطالعه آزمایشگاهی بسیار سخت است. اما در موارد محدودی، شرایط و مکانیسمهای سایش معین را تاحدممکن می توان فراهم نمود. در این مطالعه از ماشین سایش با قابلیت اعمال فشار (پدب ۱) جهت ایجاد سایش سه جسمی بر سطح نمونه های مورد آزمایش استفاده شد. Yap و همکاران از یک ساینده استنلس استیل با انتهای سخت، سطح مقطع ۱ میلیمتر و نیروی ۱/۶ کیلوگرم در مطالعه رفتار سایشی ترمیمهای کامپازیتی استفاده نمودند. معتقدند که آنتاگونیستهای مشابه مینا، سرانجام سبب پالیش کامپازیت شده و سایش کمی را ایجاد می نمایند ولی ساینده استنلس استیل اغلب میتواند تنش تماسی

استاندارد را روی نمونه های آزمایش ایجاد نماید (۱۱ و ۱۶).

در این مطالعه از مولد آماده سازی جهت نمونه های مکعبی شکل استفاده شد و نیز نمونه ها قبل از ایجاد سایش به مدت ۱۴ روز در محیط مرطوب انکوباتور  $37^{\circ}\text{C}$  نگهداری شدند. به این دلیل که کاربرد این روش در شرایط آزمایشگاهی نسبتاً متداول است (۱۶ و ۱۴). بررسی ها نشان داده اند که دستگاه های لایت کیور درجه پلیمریزاسیون متفاوتی را در عمق های مختلف نشان می دهند. بر این اساس اکثر محققین در بررسی رفتار سایشی مواد از سیکلهای سایشی متفاوت استفاده می نمایند. در مطالعه حاضر از دوره های سایشی ۵۰۰۰، ۲۰۰۰۰، ۴۰۰۰۰، ۸۰۰۰۰، ۱۲۰۰۰۰ استفاده شد (۱۸). از آنجائی که کار با هر روش و دستگاه سایشی مشخصات خاص خود را دارد، تحقیقات انجام شده در گذشته در زمینه سایش با دستگاه مورد نظر وجود نداشته و لذا قابل مقایسه نمی باشد. تنها علاقه مند و همکاران در مطالعه ای با استفاده از دستگاه سایش پدب ۱ میزان سایش کامپازیت دندانهای پلیمریزه شده با دستگاههای لایت کیور LED و هالوژن را مورد بررسی قرار دادند و نشان دادند که دستگاه های LED و هالوژن مقاومت به سایش یکسان در ترمیم کامپازیتی ایجاد می کنند (۲۱). تمامی نمونه ها از وزن اولیه تا ۱۲۰۰۰۰ دور سایشی، کاهش وزن نشان داده اند و این کاملاً مشخص است که هر چه تعداد دوره های سایشی بیشتر شود وزن نمونه ها بیشتر کاهش می یابد و این روند از لحاظ آماری معنی دار است. چنین نتیجه ای که رابطه مستقیم سایش و وزن نمونه ها را نشان می دهد تقریباً در تمامی مطالعات گذشته بدست آمده و نشان دهنده آن است که وزن معیار خوبی برای بررسی و مقایسه سایش نمونه ها است (۱۸ و ۱۶ و ۱۴). همچنین تست آماری ANOVA نشان داد که رابطه معنی داری بین این سه کامپوزیت از لحاظ میزان سایش برقرار نیست اما می توان گفت که Z250 کمترین و Heliomolar بیشترین میزان سایش را داشتند. این گونه می توان نتیجه گرفت که Z250 به دلیل محتوای حجمی بالای فیلر (۶۰٪)، اندازه کوچک فیلرها (در حد میکرو متر) و استفاده از مونومر BCMA (وزن مولکولی بالا) کمترین میزان سایش را داشته است.

**تقدیر و تشکر**

از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بابل جهت حمایت مالی طرح قدردانی می شود.

## References

1. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry 2<sup>nd</sup> ed, Chicago Quintessence 2006; Chapter 1,9,10 ,P: 4 ,23 ,237 ,252 ,254 ,260-268.
2. Roberson TH, Heymann Ho, Swift EJ. Art and science of operative dentistry. 4 th ed, London, Mosby, 2006; Chapter 4,6, P:190-207 .
3. Graig RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11<sup>th</sup> ed, St Louis, Mosby, 2002; Chapter 1,4,9, P: 2-12,68,69,109,110,191,243-251.
4. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods, Dental Materials 2006; 22(8): 712-734.
5. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials. 7<sup>th</sup> ed, St Louis, Mosby, 2002; chapter 4, P: 57-74.
6. Burgoyne AR, Nicholls JI, Budvik JS. In vitro two-body wear of inlay composite resin restorative. J Prosthet Dent. 1991 Aug; 72(2): 194-203.
7. Kiremitci ABS, Gurgan S. Two year performance of glass- ceramic insert- resin composite restorations: Clinical and Scanning eleciron microscopic evaluation. Quintessence Int 2002; 29: 417-421.
8. XU Hockin H.K, Quinn Janet B, Giuseppetti Anthony A, Frederick C. Three- body wear of dental resin composites reinforced with silica- fused whiskers. Dent mater 2004; 20(3): 220-227.
9. Nagarajan Venkatas, Jahanmir said Thompson Van P. In vitro contact wear of dental composites. Dent mater 2004; 20(1): 63-71.
10. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory processed composite materials. Inter J Prosthodont. 1999; 12(5): 432-438.
11. Yap AUJ, Teoh SH, Chew CL, Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restorations. Dent mater 2002; 18: 149-158.
12. Soderholm Karl- Johan, Richards Nicola D. Wear resistance of composites: A solved Problem. Dent mater 1998; 59: 256-263.
13. Yap AUJ, Teoh SH, Tan KB. Three body abrasive wear of composite restoratives. Oper dent 2001; 26: 145-151 .
14. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM . Wear behavior of new composite restorations. Oper Dent 2004; 29(3): 269-274 .
15. Ferracane JL, Condon JR. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal Loading, Den Material 1999; 15: 262-267.
16. Hu X, Marquise P. M, Shortall AC. Influence of filler loading on the two- body wear of a dental composite. J Oral Rehabil 2003; 30(7): 729-737.
17. Satou N, Khan AM, Satou K, Satou J, Shintani H, wakasa K, Yamaki M. In Vitro and in vivo wear profile of composite resins. J Oral Rehabil 1992; 19(1): 31-37.
18. Lindberg A, Peutz Feldt A, Van Dijken JW. Curing depths of a universal with hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and Light- emitting diode units. Acta Odontol Scand 2004; 62(2): 94-101.

19. Keski- Nikkola MS, Alander PM, Lassila LV, Vallittu PK. Bond strength of Gradia veneering composite to fibre-reinforced composite. J Oral Rehabil. 2004; 31(12): 1178-1183.
20. Khezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diods. J Oral Rehab 2001; 28: 588-59.
21. Alaghehmand H, Safarcherati H, Ghasemzadeh Azar F. Evaluation of wear rate of dental composites polymerized by halogen or LED light curing units. J dentistry medicine Tehran university 2006; 19(3):59-65.