

مقایسه تاثیر دستگاههای LED با QHT بر میزان ریزش ترمیم کامپوزیتی

دکتر سعید نعمتی انارکی^۱ دکتر هدی صفایی^{۲*} دکتر فریناز عسگریور^۲ دکتر علی صفار حاج حسینی^۳

۱- استاد یار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دندانپزشکی تهران

۲- دستیار تخصصی گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران

۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی پریو، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دندانپزشکی تهران

خلاصه:

سابقه و هدف:

امروزه دستگاههای LED به دلیل مزایایشان در بین دندانپزشکان محبوبیت زیادی پیدا کرده‌اند، بنابراین ارزیابی ریزش ترمیمهای دندان متعاقب کیور نمودن با این دستگاهها یک اولویت پژوهشی است. در این مطالعه ریزش حفرات کلاس V کامپوزیت پس از کیور نمودن آنها بوسیله LED و QHT با یکدیگر مقایسه شدند.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق تجربی- آزمایشگاهی از کامپوزیت Z100 (3M ESPE, USA) استفاده شد. حفرات کلاس V با اندازه (۲×۲×۳) میلیمتر در سطوح باکال ۳۰ دندان پره مولر سالم انسانی تعبیه شده و با کامپوزیت Z100 ترمیم شدند. نمونه‌ها به دو گروه ۱۵ تایی تقسیم شدند. گروه اول توسط دستگاه هالوژن ۲/۵ coltolux و دومی با دستگاه LED Apoza برای مدت ۴۰ ثانیه کیور شدند و بعد تحت پروسه ترمو سایکلینگ ۵-۵۵ (درجه سانتی گراد) و ۵۰۰ دور قرار گرفتند. سپس نمونه‌ها برای ۲ ساعت در محلول نیترا ت نقره قرار گرفتند و به دنبال آن برای مدت ۶ ساعت در محلول ظهور رادیولوژی قرار داده شدند تا احیای نقره به یونهای فلزی تسهیل گردد. نمونه‌ها سپس برش داده شده و با استریو میکروسکوپ با بزرگنمایی ۴۰ بررسی شدند. آنالیز آماری با آزمون Mann whitney و Fisher انجام گرفت.

یافته‌ها: میزان ریزش در نواحی ژنژیوال ترمیم‌ها در گروه دستگاه LED و هالوژن به ترتیب ۰/۱۳±۰/۳۵ و ۰/۱۶±۰/۰۵ و در نواحی اکلوژال ۰/۲±۰/۴۳ و ۰/۱۳±۰/۳۵ بود و تفاوت ریزش بین دو دستگاه از لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($P<0/2$) و ($P<0/4$). نتیجه گیری: استفاده از دستگاه LED یا QHT برای کیور کردن کامپوزیت Z100 منجر به ریزش مشابهی در لبه‌های مینایی و عاجی می‌شود.

کلید واژه‌ها: ریزش، دندان، عوامل باندینگ عاجی، دستگاه لایت کیور

وصول مقاله: ۹۱/۱۲/۲۷ اصلاح نهایی: ۹۱/۵/۱۸ پذیرش مقاله: ۹۱/۷/۱۹

مقدمه:

فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت و نیز میزان پلیمریزاسیون آن دارد. در این میان واضح است که وضعیت دستگاه نوری می‌تواند اثری انکار ناپذیر بر میزان پلیمریزاسیون و ریزش ترمیم اعمال کند.^(۳،۴) استفاده از دستگاههای لایت کیور جزئی جدایی ناپذیر از دندانپزشکی مدرن می‌باشد و برای کیور کردن کامپوزیت‌های متداول، گلاس آینومرها، فیشور سیلانتها، بیس‌ها و لاینرها و باند کردن براکتهای ارتودنسی از این دستگاهها استفاده می‌شود.^(۵،۶) دستگاههای لایت کیور از سال ۱۹۷۶ به

ریزش اطراف ترمیم‌های رزینی مشکل مهمی در کاربرد این ترمیم‌ها بخصوص در ناحیه سرویکالی دندانها ایجاد نموده است. این ریزش می‌تواند منجر به ایجاد عوارضی نظیر حساسیت دندانها، تغییر رنگ لبه‌ای رستوریشن و پوسیدگی ثانویه شود.^(۱) ریزش عبارت است از مسیر غیر قابل تشخیص عبور باکتری‌ها، مایعات و یون‌ها و مولکولها بین یک دیواره حفره و ماده ترمیمی.^(۲) میزان ریزش رابطه مستقیمی با خصوصیات

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر هدی صفایی، دستیار تخصصی گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران آدرس: تهران- خیابان کارگر شمالی- دانشکده

دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، طبقه چهارم. تلفن: ۰۹۱۲۳۵۱۹۹۳۱ ایمیل: hoda.safaie@gmail.com

بازار آمدند و اولین کامپوزیتها با چراغهای UV کیور می شدند.^(۷) با گذشت زمان این سیستمها، با مواد سخت شونده با نور مرئی جایگزین شدند.^(۷-۹) اغلب دستگاههای لایت کیور مورد استفاده دارای لامپ کوارتز تنگستن - هالوژن (QTH) می باشند. در لامپهای هالوژن، انرژی الکتریکی یک فیلامان تنگستنی را گرم می کند که بیشتر انرژی به حرارت تبدیل می شود و قسمت کوچکی از آن به انرژی نورانی تبدیل می شود. و به همین دلیل دارای طول عمر کمی هستند و باید خنک شوند.^(۱۰) در سالهای اخیر دستگاههای LED یا Light Emitting Diode به بازار عرضه شده اند. در دیودهای ساطع کننده LED از نیمه هادی های گالیوم نیترا برای نور آبی استفاده می کنند. LED نیاز به فیلتر ندارد، طول عمر طولانی دارد، حرارت زیادی تولید نمی کند و عمر آن در حدود ۱۰۰۰۰ ساعت می باشد.^(۱۱) به این جهت بررسی توانایی دستگاههای LED در کیور کردن کامل و در نتیجه اثر بر میزان ریز نشت و مقایسه آن با دستگاههای معمولی هالوژن با اهمیت بنظر می رسد، زیرا در صورتیکه این دستگاهها توانایی پلیمریزاسیون کامل کامپوزیتها را نداشته باشند، پیامد آن ضعف ترمیم، ایجاد ریز نشت، عود پوسیدگی و در نهایت شکست درمان خواهد بود.^(۱) با توجه به اهمیت موضوع، در این تحقیق به مقایسه تاثیر ۲ نوع دستگاه لایت کیور هالوژن و LED بر میزان ریز نشت کامپوزیت z100 در حفرات class v در دندانهای کشیده شده انسانی پرداختیم.

مواد و روش ها:

این تحقیق بصورت تجربی - آزمایشگاهی و بر روی تعداد ۳۰ نمونه انجام شد.

برای انجام این تحقیق از کامپوزیت z100 میکروفیل با بیس Bis GMA (3M ESPE, USA) استفاده شد. تعداد ۳۰ دندان پرمولر عاری از پوسیدگی که توسط کورت و پودر پامیس و رابرکپ با استفاده از یک هندپیس با دور پایین تمیز شده بودند، انتخاب و در آب مقطر و در دمای اتاق (۲۷-۲۲ درجه سانتی گراد) نگهداری شدند. حفرات Class

V با استفاده از فرز الماسی استوانه ای شماره ۰۰۸ (تیزکاوان، ایران) ایجاد شدند. ابعاد این حفره ها شامل ۳ میلی متر طول ۲ میلی متر عرض و ۲ میلی متر عمق بود. مارژین ژنژیوال ۱ میلی متر زیر CEJ در ناحیه عاج / سمنتوم و مارژین اکلوزال در مینا قرار داشته و مارژینهای مینا با فرز شعله شمعی با زاویه ۴۵ درجه به اندازه ۵ میلی متر بول شدند. سپس نمونه ها بطور تصادفی به ۲ گروه ۱۵ تایی تقسیم شدند: یک گروه با دستگاه هالوژن، (Coltolux 5/2, USA) با شدت ۴۰۰ مگاوات بر سانتی متر مربع و گروه دیگر توسط دستگاه (Apoza, LED Japan) با شدت ۹۸۰ مگاوات بر سانتی متر مربع کیور شدند. هر حفره قبل از ترمیم با استفاده از پامیس و رابرکپ تمیز شد. پس از تهیه حفره، مراحل اچ و باند به شرح زیر انجام شد. هم مینا و هم عاج با اسید فسفریک ۳۷٪ (کیمیا، ایران) به مدت ۱۵ ثانیه اچ شدند. سپس کاملاً شسته شده، با گلوله پنبه خشک شدند. در حدی که سطح، اندکی مرطوب باقی ماند. ۲ لایه ادهزیو Adper Single Bond (3M ESPE, USA) بکار رفت و به آرامی توسط هوا به مدت ۲ ثانیه از فاصله ۳۰ سانتی متری خشک شد و برای مدت ۲۰ ثانیه Cure شد. هر حفره با کامپوزیت z100، رنگ A۲ در ۲ لایه افقی ترمیم شد. هر لایه برای مدت ۴۰ ثانیه در گروه اول بوسیله هالوژن و در گروه دوم بوسیله LED کیور شدند. نمونه ها سپس با استفاده از فرز الماسی Fine و دیسک Soflex (3M ESPE, USA)، اتمام و پرداخت شدند و بعد بمدت ۲۴ ساعت در آب مقطر ۳۷° نگهداری شدند. سپس سیکل حرارتی در نمونه ها به تعداد ۵۰۰ دور صورت گرفت که عبارت بود از قرار گرفتن در حمام آب ۵ و ۵۵°C که زمان نگهداری در هر کدام ۳۰ ثانیه بود. پس از سیکل حرارتی، نمونه ها در تمام سطوح به جز ناحیه ترمیم و ۱ میلی متر دور ترمیم توسط لاک ناخن پوشیده شدند. سپس در محلول نیترا نقره (۵۰٪ وزنی و pH = ۶/۷) قرار داده شده و برای مدت ۲ ساعت در تاریکی مطلق قرار گرفتند. آنگاه توسط آب کاملاً شستشو داده شده و برای مدت ۶ ساعت در محلول ظهور رادیولوژی زیر نور فلورسانت جهت تسهیل احیای نقره به

یونهای فلزی قرار گرفتند.^(۱۲)

جدول ۱ - کیفیت و کمیت ریزش بر حسب دستگاهها در ناحیه ژنژیوال

گروهها	ریز نش	کیفی					Pvalue
		کم	۰	۱	۲	۳	
دستگاه هالوژن	۱۵ = تعداد	۱/۶±۱/۰۵	۱	۸	۳	۲	۱
دستگاه LED	۱۵ = تعداد	۱/۱۳±۰/۳۵	۰	۱۳	۲	۰	۰
							P<۰/۲

نمونه‌ها توسط آب روان شسته شده توسط دستگاه برش (Presi , Mecatome , T201 A, France) و با کمک دیسک الماسی در مرکز ترمیم بصورت طولی برش داده شدند. با بررسی هر دو نیمه برش خورده دندان، بیشترین درجه نفوذ رنگ برای هر قطعه برش خورده ثبت شد. نفوذ دای در مارژینهای مینایی و عاجی، مطابق با معیارهای زیر درجه‌بندی شدند:^(۱۲)

۰ = عدم نفوذ نیترات نقره در محل تلاقی دندان و ترمیم یا نفوذ کمتر از $\frac{1}{3}$ دیواره

۱ = نفوذ دای در طول دیواره حفره به اندازه $\frac{1}{3}$ عمق حفره

۲ = نفوذ بیش از $\frac{1}{3}$ ولی کمتر از $\frac{2}{3}$ عمق حفره

۳ = نفوذ بیش از $\frac{2}{3}$ عمق حفره ولی با فاصله کمی از دیواره

آگزیا

۴ = نفوذ دای در تمام عمق حفره با درگیر کردن دیواره آگزیا هر نمونه با استفاده از جدول بندی فوق با استریو میکروسکوپ (Nikon 800, Tokyo, Japan) با بزرگنمایی ۴۰x مورد بررسی قرار گرفتند.

جهت مقایسه مقادیر ریزش در مارژین‌های مینایی و عاجی از آزمون آماری Mann-U- whitney و آزمون Fisher استفاده شده و $P > ۰/۰۲$ به عنوان سطح معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها:

این مطالعه بر روی ۳۰ نمونه که در دو گروه ۱۵ تایی قرار گرفته بودند انجام شد. میزان ریزش در ناحیه ژنژیوال و به تفکیک دستگاه در جدول ۱ ارائه شده است و نشان می دهد که میزان ریزش بین دو دستگاه از لحاظ آماری معنی دار نبود. ($P < ۰/۲$)

بحث:

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که ریزش کامپوزیت Z ۱۰۰ به هنگام پلیمریزاسیون با دستگاه LED و هالوژن تفاوت معناداری ندارد. نتیجه مورد نظر با مطالعه Rahiotis, Harada, Jiménez-Planas, Jain و همکارانشان مشابه بود.^(۱۳-۱۶)

از طرفی Ritter و همکاران ریزش بیشتر ترمیم‌ها به

دنبال استفاده از دستگاه هالوژن و Oberholzer ریزنشت کمتر را در گروه LED گزارش کرده بوند.^(۱۷،۱۸)

تحقیقاتی توسط Estephan و همکاران در زمینه مقایسه بین ریز نشت کامپوزیت پس از کیور کردن با دستگاههای LED و هالوژن معمولی انجام شد که نتیجه این تحقیقات ریزنشت کمتر توسط دستگاههای هالوژن را نشان می داد.^(۳)

در تحقیق دیگری که توسط Rahiotis و همکاران انجام گرفت هیچ تفاوت معنی داری در میزان ریز نشت بین دستگاههای لایت کیور مختلف مشاهده نشد. البته پلاسما آرک بیشترین میزان درز لبه ای را نشان داد.^(۴)

نتیجه پروسه پلیمریزاسیون نوری، انقباض بعلت تشکیل پیوندهای کووالان بین واحدهای مونومر می باشد.^(۱۹) این انقباض هر چقدر مقدار پلیمریزاسیون کامپوزیت به حد مطلوب آن نزدیک تر شود، افزایش می یابد و نتیجه آن ایجاد درز بین لبه های حفره است. این انقباض به عوامل مختلفی از جمله ترکیب حفره، فاکتور C، نوع و رنگ کامپوزیت، ویژگیهای ویسکوالاستیک سیستم باندینگ، تکنیک ترمیم و روش نور دهی بستگی دارد. مقاومت و دوام باند بینابینی تا حد زیادی به استرس ایجاد شده در اثر انقباض رزین کامپوزیت بستگی دارد.^(۲۰-۲۵)

انسداد لبه های ترمیم، یکی از عوامل بسیار مهم در موفقیت کلینیکی ترمیم می باشد. هر گونه شکست در حد فاصل بین دندان و کامپوزیت منجر به ریزنشت لبه ای و ازدیاد حساسیت بعدی، عود پوسیدگی و به مخاطره افتادن سلامت پالپ می شود.^(۱۲)

از طرفی پلیمریزاسیون کافی برای بدست آوردن ویژگیهای فیزیکی مطلوب و کاربرد کلینیکی رزین کامپوزیت ضروری است که عدم انجام آن باعث خواص فیزیکی پایین کامپوزیت، حلالیت در محیط و ریزنشت می گردد.

مهمترین عوامل موثر بر پلیمریزاسیون عبارتند از شدت اشعه، زمان و فاصله نوک دستگاه تا سطح کامپوزیت.^(۲) در این مطالعه عامل زمان تابش یکسان سازی شد و برای هر دو نوع دستگاه، زمان کیور ۴۰ ثانیه (توصیه شده توسط کارخانه

سازنده) در نظر گرفته شد و عامل فاصله نیز با ثابت نگهداشتن نوک دستگاه در کمتر از ۱ میلی متر سطح در هر ۲ گروه یکسان سازی شد. شدت اشعه نیز در هر ۲ دستگاه توسط رادیومتر بلافاصله قبل از کیور کردن هر نمونه اندازه گیری شد.

در این مطالعه نوع تراش حفره کلاس V غیر گیردار انتخاب شد. زیرا کمترین پتانسیل را برای سیلان کامپوزیت در حین پلیمریزاسیون دارد و بعلت دارا بودن فاکتور C بیشترین احتمال را در ایجاد باز شدگی لبه ای ایجاد می کند.^(۲۶) از طرفی نیمی از حفره ها دارای لبه های مینایی و نیم دیگر دارای لبه های عاجی بودند که می توان از مقایسه آنها بهره برد. این مدل براساس مطالعات می تواند استرس کافی برای ایجاد درز لبه ای را در محل تلاقی دندان و باندینگ نشان دهد.^(۲۳،۱۶)

همان طور که اشاره شد نوع دستگاه لایت کیور و روش استفاده از آن تأثیر زیادی در پلیمریزاسیون کامپوزیت و وقوع یا عدم وقوع ریزنشت بعدی دارد. علیرغم محبوبیت های دستگاه هالوژن، مشکلاتی در استفاده از آن وجود دارد. از جمله اینکه عمر لامپهای هالوژن کوتاه می باشد و لامپ و رفلکتور و فیلتر آن می تواند در طول زمان دچار فرسودگی شود. تولید گرمای زیاد از دیگر اشکالات این دستگاه می باشد.^(۲۵) در حالیکه این مسایل برای دستگاههای LED وجود ندارد، به همین دلیل استفاده از آنها به سرعت رو به گسترش است.

اکثریت قریب به اتفاق کامپوزیتها، آغازگر نوری کامفورکینون دارند که قله جذب آن ۴۶۷ نانومتر است که با قله خروجی LED ۴۵۶ نانومتر تطابق دارد.^(۲۶، ۲۷) اما اگر آغازگرهای نوری دیگری هم بکار رفته باشد که طیف جذبی آنها کمی متفاوت باشد، در آن صورت با دستگاههای هالوژن کیور خواهند شد. ولی با LED، کیورینگ کامل نخواهد داشت. در مقایسه با LED، طیف خروجی هالوژن وسیع تر و تابش وسیعتری در تمام قسمتها ایجاد می کند. هر چند که محدوده طول موج آن توسط فیلترها تنظیم شده است. از

100Z علاوه بر Bis GMA حاوی مونومر UDMA نیز می باشد که قسمت Urethane آن مولکولهای بزرگتری داشته و حجم بیشتری را اشغال کرده است در نتیجه در واحد حجم تعداد کمتری از آنها حضور داشته اند.^(۲۸)

همچنین روش کار در این مطالعه یعنی قرار دادن لایه های کامپوزیت می تواند اثر کششی انقباضی حین پلیمریزاسیون را که دیواره های مینایی می توانند بر دیواره های عاجی وارد نمایند (به علت باند قویتر و مستحکم تر) خنثی کرده که خود منجر به نتایج مطلوب تری در دیواره های عاجی گردیده است.^(۲۸)

اگرچه با دقت در جداول و مقایسه دو گروه برتری اندک LED به هالوژن مشهود است، با این حال محاسبات آماری نشان داد تفاوت معنی داری بین این دو گروه وجود ندارد و هر دو تقریباً به یک میزان در مقابل ریزش مقاومت می کنند.

نتیجه گیری:

استفاده از دستگاه LED یا هالوژن جهت کیور کامپوزیت دندان، تغییری در میزان ریزش در لبه های مینایی /عاجی ایجاد نمی کند. هیچ کدام از روشهای فوق قادر به جلوگیری از ریزش در لبه های عاجی نمی باشند و کیور کردن برای کامپوزیت Z100 وادهزیو Single Bond با دستگاه هالوژن یا LED ریزش مشابهی را در هر دو لبه مینایی و عاجی در بردارد.

طرفی خلوص طیف (Spectral purity) در دستگاه های LED باعث می شود که مراحل پلیمریزاسیون کامپوزیت بهتر انجام شود. علاوه بر اینکه حرارت زیادی هم ساطع نمی کنند.^(۲۸)

Faria-e- silva و همکارانش اثر دستگاه های لایت کیور LED و QTH را بر درجه تبدیل دو سیستم باندینگ خود اچ شونده و اچ کامل مقایسه کردند و نشان دادند که اثر دستگاه لایت کیور روی درجه تبدیل به نوع ماده بستگی دارد و در همه سیستم ها یکسان نیست. عواملی از جمله ساختار منومرهای فانکشنال، غلظت، درجه حرارت و حضور حلال در این زمینه موثر هستند.^(۲۹)

در مطالعه ی حاضر همانند اکثر مطالعات، ریزش در لبه های مینایی و عاجی بصورت جدا سنجیده شد و بررسی آماری وجود اختلاف معنی دار بین ریزش لبه های مینایی و عاجی را بیان کردند. ولی بین دو گروه در میزان ریزش بین لبه های مینایی با یکدیگر یا لبه های عاجی با یکدیگر تفاوت معنی داری حاصل نشد. یعنی ریزش بین LED و هالوژن در مینا تفاوت معنی داری نداشت. این مسئله از یک سو بیانگر اهمیت نسج باند شونده می باشد. به عبارتی تفاوت در ساختار مینا و عاج باعث شده که باند شدن به عاج به علت وجود توبولهای عاجی و مواد معدنی کمتر و مواد آلی و آب بیشتر به نسبت مینا دشوارتر باشد و از سوی دیگر بیان می دارد که هیچ کدام از روشهای فوق قادر به حذف ریزش در لبه های عاجی حفره نمی باشند.

از طرفی باندینگ بکار رفته در این مطالعه یعنی Adper Single Bond یک باندینگ توتال اچ می باشد و همانگونه که در بسیاری از مطالعات نشان داده شده جزء عوامل باندینگ با قدرت بالا بوده و از طرفی وجود مقادیر زیاد آغازگر نوری در کامپوزیت می تواند از عوامل احتمالی دیگر در پایین بودن میزان ریزش در لبه های عاجی و عدم تفاوت معنی دار بین گروهها باشد.^(۳۰)

عامل دیگری که به کاهش انقباض پلیمریزاسیون کمک می کند، تعداد کمتر مونومر در واحد حجم است. کامپوزیت

References:

- 1-Bezons O. microleakage at the Cervical margin of Composite class II Cavities with different restoration techniques. Oper Dent. 2001 Jan-Feb;26(1):60-9.
- 2-Craig RG, Powers JM. "Restorative Dental material "11th ed., USA, Mosby, 2006, chapter 7,P:152-154
- 3-Estephan AM, Estefen D. microleakage study of a flowable composite resin system. Compend Contin Educ Dent. 2000 Sep;21(9):705-8
- 4-Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light curing units. Eur J Oral Sci 2004 Feb;112(1):89-94
- 5- Bedran de Castro AK, Pimenta LA, Amaral CM, Ambrosano GM.Evaluation of microleakage in cervical margins of various posterior restorations system .J Esthet Restor Dent. 2002;14(2):107-14.
- 6- Crim GA, Chapman KW. Reducing microleakage in class II restoration, an invito study. Quintessence Int 1994 Nov;25(11):781-5.
- 7-Aboushala A, Gugel G, Hurley E. Class II composite restoration Using GI liner, microleakage study J clin Ped Dent 1996; 21(1): 67-71.
- 8-Schwartz JL, Anderson MH, Pellew GB JR. reducing microleakage with the GI resin Sandwich Technique. Oper Dent 1990 Sep-Oct;15(5):186-92.
- 9- Hembree JH Jr. microleakage at the gingival margin of class II Composite restoration with GI liner. J Prosthet Dent 1989 Jan;61(1):28-30.
- 10-Tung FF, Hsieh ww, Estephan D .invitro microleakage study of a condensable and flowable composite resin. Gen Dent 2000 Nov-Dec;48(6):711-5.
- 11- Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. marginal quality and micro leakage of adhesive class V restorations. J Dent 2001 Feb;29(2):123-30.
- 12- De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P,etal. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. Dent Mater 2005 Nov;21(11):999-1007
- 13-Rahiotis C,Kakaboura A,Loukidis M. curing efficiency of various types of light Curing units. Eur J Oral Sci 2004 Feb;112(1):89-94.
- 14-Jain p, Sander D .Depth of cure and microleakage with blue LEDS.IADR;2004;Honolulu.
- 15-Harada KM, Caputo AA, MITO R. Effect of light Emitting diode curing on Composite resin microleakage. 2002march;UCLA.USA.[Dissertation]
- 16- Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. development in polymerization lamps. Quintessence Int. 2008 Feb;39(2):e74-84.
- 17-Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ Jr, Thompson JY, Pimenta LA.Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage and microhardness of Composite restorations. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006 Aug;78(2):302-11
- 18- Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restorations. Biomaterials. 2005 Jun;26(18):3981-6.
- 19- Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. polymerization Contraction and conversion of light curing Bis GMA Based methacrylate resins. Biomaterials. 1993 Sep;14(11):871-5.
- 20-Feilzer AJ, De gee AJ. Davidson CL. Setting stress in Composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res. 1987 Nov;66(11):1636-9.
- 21-Bouschlicher MR, vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. Am J Dent. 1997Apr; 10(2):88-96.
- 22-Kemp- scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations affected by increased flexibility. J Dent Rest 1990Jun; 69(6): 1240-1243.

- 23-Losch GM. marginal adaptation of class II composite fillings, Guided polymerization vs reduced light intensity. J Adhes Dent 1999 Spring;1(1):31-9.
- 24- Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. Dent Mater 1991 Apr;7(2):107-13.
- 25-Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. J Am Dent Assoc. 1994 Jul;125(7):992-6.
- 26- Applequist EA, Meiers JC. effect of bulk insertion, prepolymerized resin Composites balls, and beta-quartz inserts on microleakage of class V composite restorations. Quintessence Int 1996 Apr;27(4):253-8
- 27- Chen YC, Ferracane JL, Pahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. Dent Mater. 2007 Jun;23(6):655-64
- 28-Althof O, Hartung M. Advances in light curing. J Am Dent 2000 Nov;13:77-81.
- 29- Faria-e-Silva AL, Lima AF, Moraes RR, Piva E, Martins LR . Degree of conversion of etch and rinse and self etch adhesives light cured using QTH or LED. Oper Dent 2010 Nov-Dec;35(6):649-54.
- 30- Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. Oper Dent 2003 Sep-Oct;28(5):622-7.

