

## بررسی آزمایشگاهی تاثیر ضخامت های متفاوت چند نوع ماده ترمیمی، نسوج دندانی و هوا در میزان افت شدت نور

دکتر سید مصطفی معظمی\*، دکتر نونا عطاران\*\*

\* استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

\*\* دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۸۲/۱۲/۲۵ - تاریخ پذیرش: ۸۳/۳/۱۰

**Title: The effect of different thicknesses of some restorative materials, tooth structures and air on light intensity reduction: A laboratory evaluation**

**Authors:**

Moazzami S.M. Assistant Professor\*, Attaran N. D.D.S\*\*

**Address:**

\* Dept. of Operative Dentistry, Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran

**Introduction:**

The minimum acceptable light intensity for light cure systems is  $233\text{mW}/\text{Cm}^2$ . This intensity is acceptable just for curing the surface of composite and is not acceptable for the deeper areas. Light intensity decrease after passing through different thicknesses of tooth structures and dental materials can affect the degree and depth of polymerization of light cure materials. The purpose of this study is evaluation of light intensity decrease after passing through different thicknesses of dental structures, light activated hybrid and microfilled composites, light activated glass ionomer, bioglass, dental porcelain and also air.

**Materials and Methods:**

Six groups each containing five samples including hybrid composite, microfilled composite, glass ionomer, dental porcelain, bioglass and dental structures in five thicknesses from 1 up to 5 millimeter were prepared. The intensity of curing light was measured by radiometer after passing through samples and the air.

**Results:**

Rate of light intensity reduction reduces dramatically after passing through different thicknesses of dental porcelain, tooth structures, microfilled composite, hybrid composite, bioglass, glass ionomer and air respectively. The reduction rates for dental porcelain, tooth structures, microfilled composite, hybrid composite, bioglass, glass ionomer and air with 1.0 mm thickness are 88,80,78,68,47,44 and 0.7 percent respectively. As thickness increases, reduction of light intensity increases. Higher light intensity reduction occurs after passing through dental porcelain and the lower occurs within air.

**Conclusions:**

1. Application of light cure material in less than 1.0 mm thickness could have better results due to polymerization.
2. For light cure glass ionomer it is acceptable to cure only for one millimeter thickness.
3. For bioglass as a light conducting insert and material, the acceptable curing depth is up to 3mm. So higher light curing intensity is suggested for different sizes and thickness of these inserts.
4. For other materials and tooth structures even after passing through 1mm thickness, the adequate intensity is not acquired. So units with the ability of producing higher intensity radiation patterns are suggested.
5. The reduction rate of light intensity due to different distances is considerably lower than when light is passed through different thicknesses of dental materials and tooth structures.

**Key words:**

Tooth structure, thickness, dental material, distance, light intensity.

*Journal of Dentistry. Mashhad University of Medical Sciences*

### چکیده

#### مقدمه

حداقل قابل قبول شدت نور برای سیستم های لایت کیور  $233\text{mW}/\text{cm}^2$  است. این شدت برای کیورینگ سطح کامپازیت قابل قبول بوده و برای نواحی عمیق تر مقبولیت ندارد. میزان افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های متفاوت نسوج و مواد دندانی و هوا (فاصله) می تواند بر میزان و عمق پلی مریزیشن مواد لایت کیور تاثیر بگذارد. هدف از این مطالعه بررسی میزان افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های متفاوت کامپازیت های نوری هایبرید و مایکروفیلد، گلاس آینومرنوری، بایوگلاس، چینی دندانپزشکی، نسوج دندانی وهمچنین هوا است.

## مواد و روشها

شش گروه پنج تائی از یک نوع کامپازیت هایبرید، کامپازیت مایکروفیلد، گلاس آینومر، چینی دندان پزشکی، بایوگلاس، و نسوج دندانی در پنج ضخامت یک تا ۵ میلی متری آماده شدند. شدت نور پس از عبور از این نمونه ها و همینطور هوا در همان فواصل، توسط دستگاه رادیومتر اندازه گیری شد.

## یافته‌ها

میزان افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های متفاوت چینی دندانپزشکی، نسوج دندانی، کامپازیت مایکروفیلد، کامپازیت هایبرید، بایوگلاس، گلاس آینومر و هوا به ترتیب و بطور بارزی کاهش می یابد. کاهش شدت نور برای چینی دندانپزشکی، نسوج دندانی، کامپازیت مایکروفیلد، کامپازیت هایبرید، بایوگلاس، گلاس آینومر و هوا در ضخامت یک میلی متری به ترتیب ۸۸، ۸۰، ۷۸، ۶۸، ۴۷، ۴۴ و ۰/۷ درصد بود. میزان کاهش شدت نور با افزایش ضخامت افزایش می یابد. بیشترین افت شدت نور پس از عبور از چینی دندانپزشکی و کمترین آن پس از عبور از هوا اتفاق می افتد.

## نتیجه‌گیری

- ۱- استفاده از مواد لایت کیور در ضخامتهای کمتر از ۱mm می تواند نتایج بهتری از نظر پلی مریزیشن داشته باشد.
- ۲- برای کیورینگ گلاس آینومر نوری ضخامت یک میلی متری قابل قبول است .
- ۳- برای بایوگلاس بعنوان قطعه و ماده هدایت کننده نور به منظور کیورینگ مواد لایت کیور، می توان تنها تا عمق ۳ میلی متری کیورینگ قابل قبولی را انتظار داشت . بنابر این شدت های بالاتر برای اندازه های متفاوت این اینسرت ها و ضخامت های مختلف، توصیه می شوند.
- ۴- برای سایر مواد و نسوج دندانی حتی پس از عبور نور از ضخامت یک میلی متری شدت نور کافی، مهیا نمی شود بنابر این دستگاههایی با توانائی تولید شدت تابش بالاتر توصیه می شوند.
- ۵- میزان کاهش شدت نور در مورد فواصل مختلف به مراتب کمتر از زمانی است که نور از ضخامت های مختلف مواد و نسوج دندانی می گذرد.

## کلید واژه‌ها

نسوج دندانی، ضخامت، مواد دندانی، فاصله، شدت نور

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد / سال ۱۳۸۳ جلد ۲۸ / شماره ۳ و ۴

## مقدمه :

نور<sup>(۱۱و۱۰)</sup>، دمای ماده کامپازیتی<sup>(۱۳)</sup>، ضخامت نمونه<sup>(۱۴)</sup> و فاصله نوک دستگاه لایت کیوراز سطح ماده<sup>(۱۵)</sup> دارد.

R.W.Mills در ۱۹۹۹ در مورد عمق کیورینگ کامپازیت های دندانی توسط دیوهای هالوژنه و نور آبی به این نتیجه رسید که منابع نوری با شدت کمتر از  $233 \text{ mW/cm}^2$  نباید استفاده شوند<sup>(۱۶)</sup>. Rueggeberg و همکارانش در ۱۹۹۴ یک حداقل شدت تابش  $400 \text{ mW/cm}^2$  را لازم دانستند. آنها همچنین عنوان کردند که انرژی تابشی کمتر از  $300 \text{ mW/cm}^2$  را می توان با افزایش زمان تابش جبران کرد و منابع انرژی با شدت کمتر از  $233 \text{ mW/cm}^2$  را نباید استفاده نمود<sup>(۱۰)</sup>. ولی Manga و همکاران این مقدار را ناکافی عنوان کردند و حداقل شدت  $600 \text{ mW/cm}^2$  به مدت ۴۰ ثانیه را برای

یکی از اهداف و ضرورتها در ترمیم های لایت کیور، بالا بردن میزان تبدیل منومر به پلی مر (Degree of polymerization) در همه جای توده ترمیم است. از اهم فاکتورهای موثر و لازم برای پلیمریزیشن نوری کافی، می توان به نکات زیر اشاره نمود: شدت کافی تابش، طول موج مناسب نور مرئی و زمان کافی نوردهی<sup>(۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸)</sup>. عمق کیورینگ کامپازیت های نوری هم چنین بستگی به : فاکتورهای ماده منجمله ترکیب شیمیائی رزین<sup>(۹و۱)</sup>، اندازه ذرات<sup>(۱۱و۱۰)</sup>، خصوصیات نوری ماده از جمله رنگ<sup>(۶)</sup>، ترانسلونسیتی<sup>(۱۲)</sup>، ضریب شکست، شدت و مدت تابش

است. R.Pilo و همکاران پیشنهاد کردند که از ضخامتهای بیشتر از ۲mm کامپازیت استفاده نشود<sup>(۲۹)</sup>. Kanca و همکاران در ۱۹۸۶ اشاره کردند که در مواردی که وینرکانتور دندان را می سازد نظیر پوشش دندانهای چرخیده، Peg lateral و بستن دیاستم و همینطور اینله و انله‌ها که بخصوص در قسمتهای پروگزیمال به مراتب ضخیم تر هستند، سخت شدن کامل کامپازیت سمان کننده برای بدست آوردن سیل مارجین از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می گردد<sup>(۱۴)</sup>. Brodbelt و همکاران در تحقیق خود نشان دادند که پرسنل برحسب ضخامت و Shade مقادیر متفاوتی نور از خود عبور می دهد<sup>(۳۰)</sup>.

برخلاف کامپازیت‌های خود سخت شونده که در صورت خوب مخلوط شدن، سخت شدن و پلیمریزیشن در تمام قسمتهای آن بطور همزمان و یکنواخت شروع می شود و به ضخامت و اندازه ماده، وجود یا عدم وجود فیلر یا میزان جذب نور ماده بستگی ندارد، کامپازیت‌های نوری فقط در صورت تماس با نور سخت می شوند. این موضوع همان است که توجهات و مشکلات خاص کلینیکی برای ترمیم‌های لایت کیور را فراهم می کند. در عمق بیشتر قسمتی از نور لازم جهت پلیمریزیشن بیشتر، توسط لایه‌های کامپازیت پلیمریزه شده جذب می شود<sup>(۲۴)</sup>. وجود کامپازیت پلیمریزه شده ناکافی در داخل ترمیم مسأله ساز است، زیرا موجب تغییراتی در خواص مکانیکی و استحکام ترمیم می شود مونومر باقیمانده این مولکولها به عنوان فاکتور کاهش دهنده خصوصیات پلیمر عمل می کند. طبق نظر Cook در ۱۹۸۲ پلیمریزیشن ناکافی موجب تضعیف خصوصیات فیزیکی، حلالیت بیشتر، شکست گیر و تحریکات پالپی می شود<sup>(۳۱)</sup>. بعلاوه پلیمریزیشن ناکافی موجب کاهش خواص مکانیکی می شود که این نیز موجب شکست در ناحیه مارجینال، سایش بیشتر، استحکام کمتر، رنگ ناپایدار، افزایش جذب آب، پوسیدگی ثانویه، تحریک پالپ و طول عمر کمتر ترمیم می شود<sup>(۳۳ و ۳۲)</sup>.

طبق تحقیق Kawaguchi ضریب انتقال نور توسط کامپازیت نیز مانند منبع نور فاکتور مهمی در بدست آوردن

دندانپزشک پیشنهاد نمودند<sup>(۱۸ و ۱۷)</sup>. نور مرئی در طول موج بین ۴۱۰-۵۰۰ nm به علت قرار داشتن در طیف جذبی کامفورکینون پلیمریزیشن را شروع می کند<sup>(۱۹)</sup>. طول موج مناسب و لازم برای سیستم‌های کامپازیتی سخت شونده با نور مرئی امروزی ۴۷۰nm می باشد<sup>(۲۰)</sup>.

Matsumoto زمان لازم نوردهی اعلام شده توسط سازنده‌ها (۲۰-۴۰ ثانیه) را ناکافی اعلام کرد<sup>(۲)</sup>. زمان لازم توسط بعضی از محققین ۴۰ ثانیه<sup>(۲۱ و ۲۲)</sup> و بعضی دیگر ۶۰ ثانیه عنوان شده است<sup>(۱۰، ۱۶، ۱۸ و ۲۳)</sup>. حداکثر سختی در عمق ۱mm با زمان تابش ۸۰ ثانیه بدست می آید و زمان طولانی تر تابش برای پلیمریزیشن سطوح عمیق تر لازم است. در عمق بیشتر قسمتی از نور لازم برای پلیمریزیشن توسط لایه‌های پلیمریزه شده کامپازیت جذب می شود<sup>(۲۴)</sup>. افزایش مدت نوردهی موجب افزایش عمق کیور می شود ولی عمق پلیمریزیشن به مدت نوردهی بصورت خطی ارتباط ندارد<sup>(۲۴ و ۲۵)</sup>.

Mc . Cabe و Carrick در ۱۹۸۹ گزارش کردند که قدرت کاهندگی نور توسط ماده، عمق کیور را تحت تأثیر قرار می دهد. جذب و پخش نور توسط ذرات فیلر تعیین کننده میزان تقلیل یافتن نور در ماده است<sup>(۲۶)</sup>. چنانچه اندازه ذرات فیلر نصف طول موج نور فعال باشد پخش نور به حداکثر میزان خود می رسد. بر همین اساس برای پلیمریزیشن کافی، کامپازیت‌های مایکرو فیلد احتیاج به تابش بیشتری از نوع هایبرید دارند<sup>(۲۵ و ۲۷)</sup>. مسأله دیگر رنگ ترمیم است. هر چند برخی مطالعات نشان داده اند که پلیمریزیشن رنگهای تیره تر سخت تر از رنگهای روشن است<sup>(۵)</sup> ولی مطالعات دیگر نشان داده اند که عمق کیور به رنگ کمتر از ترانسلسنسی بستگی دارد<sup>(۲۸)</sup>.

فاصله می تواند حاصل ضخامت نمونه و یا حاصل دوری یا نزدیکی نوک لایت گاید از سطح ماده باشد<sup>(۲۴)</sup>. فاصله نوک لایت گاید بیشتر از ۴mm یک کاهش مشخص در پلیمریزیشن ۲mm زیر سطح را نشان می دهد<sup>(۱۶)</sup>. در ضخامت بیش از ۲mm کیورینگ به طور ضعیفی صورت می گیرد و پلیمریزیشن نسبت به تغییرات شدت نور و مدت زمان نوردهی بسیار حساس

هدف از این مطالعه بررسی میزان افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های متفاوت بعضی مواد ترمیمی منجمله کامپازیت های نوری هایبرید و مایکروفیلد، گلاس آینومر نوری، بایوگلاس، چینی دندانپزشکی، نسوج دندانی، و همچنین هوا است.

### مواد و روشها :

در این مطالعه توصیفی ۳ نمونه از ضخامتهایی بین ۱ تا ۵ میلیمتر از مواد لایت کیور از یک نوع کامپازیت هایبرید (Tetric® Ceram A3.5, Ivoclar Vivadent AG, Heliomolar® A3.5, کامپازیت مایکروفیلد، Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) گلاس آینومر (GC Fuji II LC®, GC Fuji 3737 W. 127<sup>th</sup> Street Alsip, (Vita VMK IL 60803) و همینطور چینی دندانپزشکی (Vita VMK 68® A3.5, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) بایوگلاس<sup>(۳۵، ۳۶ و ۳۷)</sup> و نسوج دندانی تهیه شدند. جهت تهیه ضخامتهای مختلف کامپازیت از لامهای آزمایشگاهی متداول استفاده گردید. با قراردادن هر لام بعنوان پایه در بین دو لام اصلی دیگر می توان فاصله ۱mm را بین دو لام اصلی ایجاد کرد. با قرار دادن دو لام فاصله ۲ میلیمتری و سه لام فاصله ۳ میلیمتری را می توان ایجاد کرد و همین طور برای ضخامتهای ۴ و ۵ میلیمتری (تصویر ۱). ابتدا با قرار دادن مقداری از کامپازیت روی لام اصلی اول و قرار دادن لامهای پایه و قراردادن لام اصلی دیگر بر روی لامهای پایه کامپازیت را در ضخامت مورد نظر فشرده می کنیم. سپس با استفاده از دستگاه لایت کیور کتلولوکس ۵۰ ساخت کارخانه کلتن سوئیس از دو جانب و هر بار به مدت ۴۰ ثانیه کامپازیت بین دو لام اصلی کیور می شود، بدین صورت نمونه هایی با ضخامتهای مختلف بدست می آید، سپس نمونه ها دایره وار و با قطر مفروض ۸mm فرم داده می شوند. برای بدست آوردن ضخامتهای مختلف گلاس آینومر نیز مانند کامپازیت عمل می شود. پخت پودر پرسن A3.5 در کوره Vita و با برنامه ۸/۰ در محیط خلاء انجام گرفت. پس از اتمام پخت و سرد شدن استوانه های چینی،

عمق کیور بیشتر است<sup>(۳۲)</sup>. ضریب همبستگی بین ضریب انتقال و عمق کیور ۰/۸۱۸ است. این میزان خیلی رضایتبخش نیست ولی قابل مطرح کردن است. ضریب انتقال (tc) توسط تساوی Beer-Lambert محاسبه می گردد ( $\log I/I_0 = tc.L$ ) که در آن  $I_0$  شدت نور ابتدایی و  $I$  شدت نور بعد از عبور است و  $L$  ضخامت نمونه است. کاهندگی نور بعنوان درصد افت شدت نور عبوری تقسیم بر شدت نور اولیه استفاده می شود که این کاهندگی نور به طرز مستقیمی در ارتباط با ضریب انتقال کامپازیت رزین است<sup>(۳۲)</sup>.

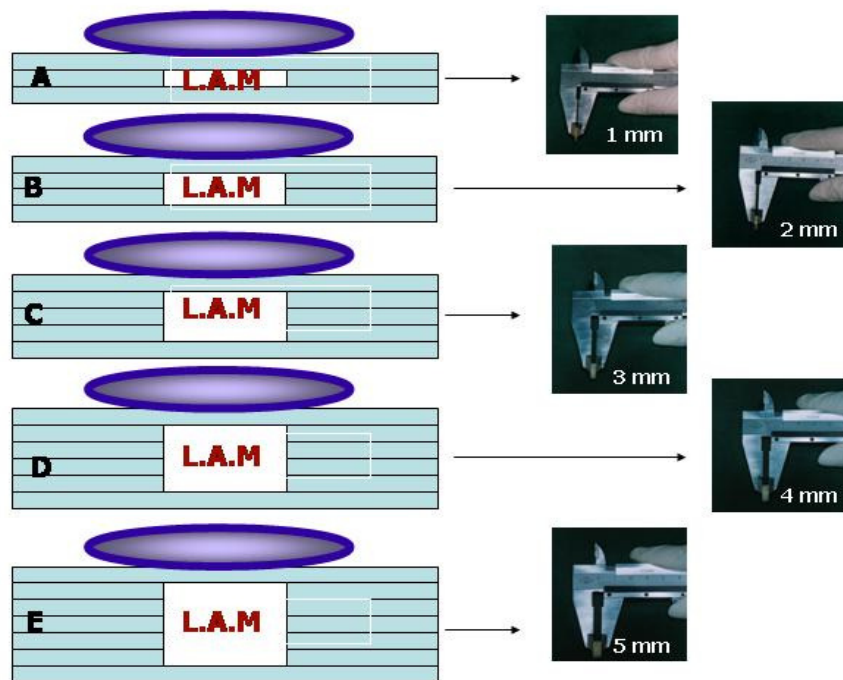
در کاربرد سیستم های لایت کیور باید به نکات زیر توجه کرد اولاً: " برای یک کیورینگ مطلوب در هر جای ماده ترمیمی شدت لازم ۵۲۰-۴۰۰ mW/cm<sup>2</sup> با peak ۴۷۰ nm است در ثانی: شدت نور پس از عبور از مواد دندانی و نسوج دندانی افت پیدا می کند. سوماً: حداقل قابل قبول شدت نور برای کیورینگ مواد دندانی لایت کیور ۲۳۳ mW/cm<sup>2</sup> است که این میزان باید به اقصی نقاط ماده ترمیمی رسانیده شود. و چهارم اینکه رعایت کلینیکی این اصل که نوک دستگاه لایت کیور در نزدیکترین فاصله به سطح ماده لایت کیور قرار گیرد اما نه در تماس با آن، بر حسب محدودیتهای کلینیکی متنوع، همیشه میسر نیست

در فرایند پلیمریزیشن ایده آل این است که تمام پیوندهای دو گانه در واکنش شرکت کنند. اما معمولاً چنین چیزی به طور کامل به دست نمی آید. میزان پلیمریزیشن باید در سطح و عمق یکسان باشد و نسبت سختی در سطح و عمق یک به یا نزدیک آن باشد ولی به علت عبور نور از داخل توده کامپازیت و جذب و واکنش، شدت نور به میزان زیادی کم شده لذا کفایت پلیمریزیشن در عمق کم می شود<sup>(۳۴)</sup>.

در بسیاری از تکنیک های ترمیمی امکان حفظ فاصله مطلوب برای رسیدن به حداکثر پلیمریزیشن وجود ندارد. از طرفی ضخامت موجود در بعضی ترمیمهای مستقیم یا غیر مستقیم مسئله مهم کلینیکی است که باید مورد توجه دقیق دندانپزشک قرار گیرد.

با یوگلاس، بلوک های آن را در رزین مولد نموده و بعد از سخت شدن رزین در ضخامتها و قطر لازم و مناسب برش زده و آماده شدند. برای تنظیم فاصله لایت گاید و فتوسل از پایه میکروسکپ مدرج و Labjak قابل تنظیم، دستگاه رادیومتر و دستگاه لایت کیور مطابق تصویر ۲ استفاده شد. سپس میزان نور رسیده به فتوسل پس از عبور از نمونه های آماده شده مختلف اندازه گیری گردید. در مورد هوا، فواصل یک تا پنج میلی متری نوک دستگاه لایت کیور از فتوسل رادیومتر ایجاد و برای هر فاصله ۳ بار شدت سنجی نوری انجام پذیرفت.

در رزین مولد شد. و بعد از گذشت ۲۴ ساعت از مولد کردن و بدست آمدن سختی نسبی و مناسب رزین، جهت عمل تراش نمونه ها، توسط دستگاه تراش و با استفاده از دیسکهای الماسه، استوانه های چینی در ضخامتهای دلخواه برش داده شدند. بدین صورت استوانه هایی از پرسنل با ضخامتهای دلخواه بدست می آید. برشهای دندانی در ضخامتهای مختلف نمی تواند فقط محدود به مینا یا عاج دندان باشد بلکه ترکیبی از مینا و عاج، برش های نسوج دندانی را تشکیل می دهند. این نمونه ها از دندان مولر اول پائین تهیه شدند. جهت انجام برش، دندان ها را در رزین مولد کرده و سپس برشهایی در جهت ورتیکالی با ضخامتهای دلخواه ایجاد میشود. جهت تهیه دیسکهایی از



تصویر ۱: شماتیک آماده سازی ضخامت های مختلف مواد لایت کیور [L.A.M, (Light Activated Material) (کامپازیت هایپرید و مایکروفیلد و گلاس آینومر نوری)]. A: ضخامت ۱ mm، B: ضخامت ۲ mm، C: ضخامت ۳ mm، D: ضخامت ۴ mm و E: ضخامت ۵ mm.

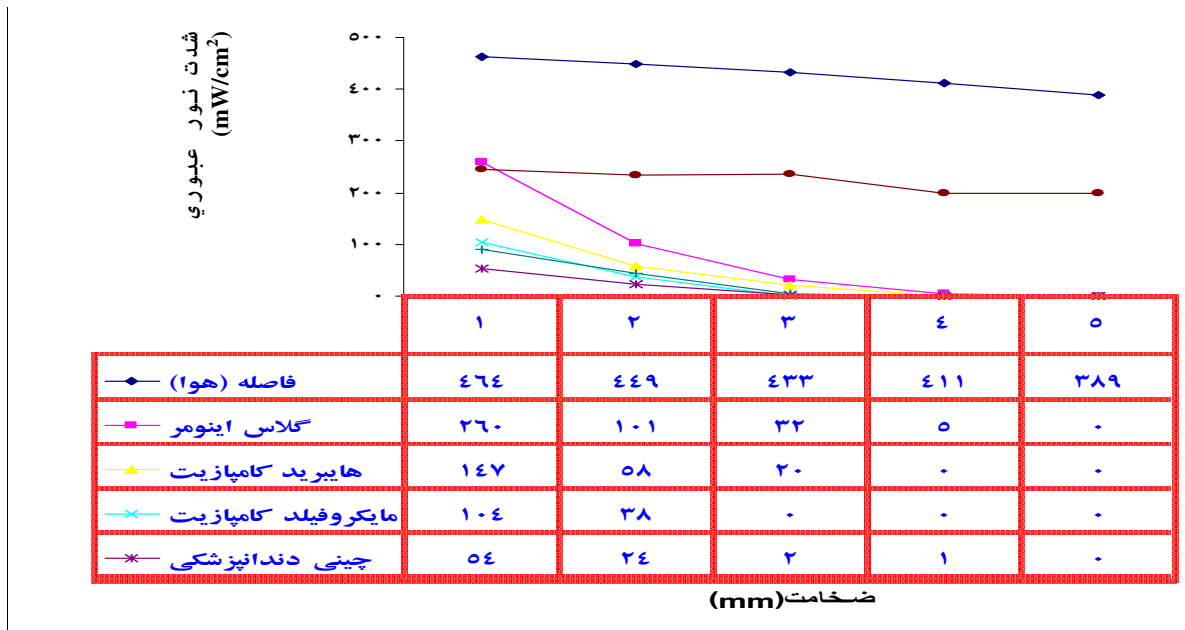


تصویر ۲: نمای کلی آزمایشگاهی شدت سنجی نوری پس از عبور از ضخامت های متفاوت مواد و نسوج دندان‌نی :  
 ۱- بدنه دستگاه لایت کیور، ۲- گیره آزمایشگاهی قابل تنظیم، ۳- هند پیس دستگاه لایت کیور، ۴- میزک آزمایشگاهی قابل تنظیم،  
 ۵- رادیومتر، ۶- نمونه آزمایشگاهی در محفظه حلقه مسی با قطر داخلی منطبق با قطر نمونه ها، که مقابل فتوسل رادیومتر قرار گرفته است.

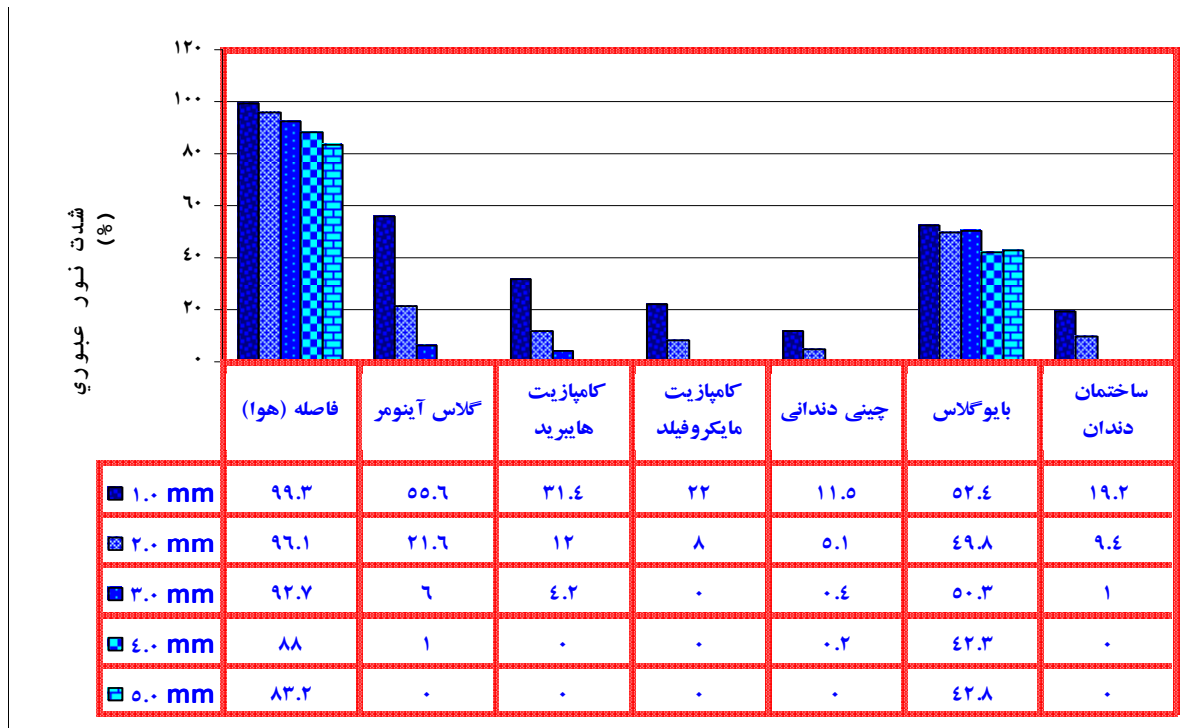
#### یافته ها :

آزمایشی افزایش ضخامت در ماده منجر به کاهش چشم گیری در شدت نور رسیده به فتوسل رادیومتر گردیده است. درصد شدت نور رسیده به فتوسل در گروههای آزمایشی مختلف نسبت به شدت نور خروجی منبع نور به تفکیک ضخامت‌های مختلف مواد و نسوج دندان‌نی نیز در نمودار ۲ نمایش داده شده است. و نیز درصد افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های ۱ تا ۵ میلی متری مواد و نسوج دندان‌نی در نمودار ۳ آمده است.

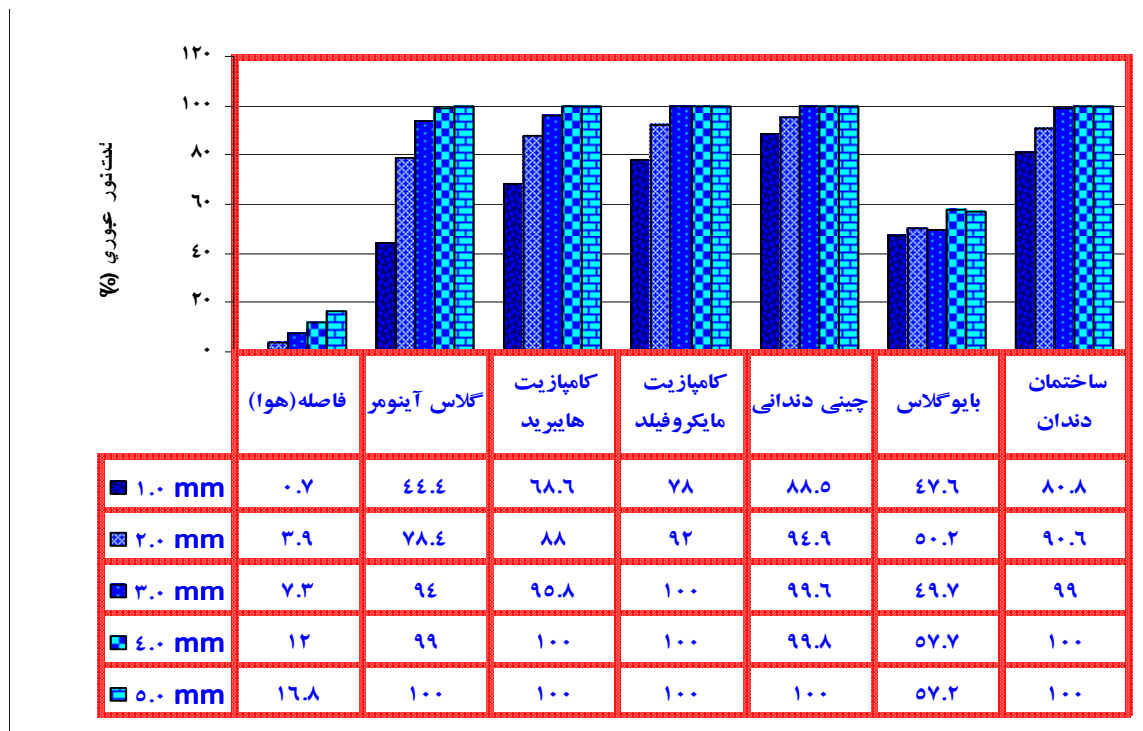
نتایج بدست آمده از سه بار آزمایش بر روی هر یک از سه نمونه از پنج ضخامت ۱ تا ۵ میلیمتری مواد و نسوج دندان‌نی و هوا بصورت میانگین شدت نور خروجی در گروههای مختلف آزمایشی به تفکیک ضخامت نمونه در نمودار ۱ آمده است. این نمودار مقایسه سیر تغییرات افت شدت نور در گروههای آزمایشی مختلف به تفکیک ضخامت‌های مختلف را امکان‌پذیر می‌سازد. به عبارت دیگر در تمام گروههای



نمودار ۱: میانگین شدت نور اندازه گیری شده پس از عبور از مواد مختلف به تفکیک ضخامت نمونه



نمودار ۲: میانگین درصد شدت نور اندازه گیری شده پس از عبور از ضخامت های ۱ تا ۵ میلی متری نسبت به شدت نور خروجی از منبع نور به تفکیک گروه های آزمایشی مواد مختلف دندانپزشکی و نسوج دندانانی و هوا



نمودار ۳: درصد افت شدت نور پس از عبور از ضخامت های ۱ تا ۵ میلی متری مواد مختلف دندانپزشکی و نسوج دندانی

### بحث:

نوردهی، طول موج نور و دمای کامپوزیت ثابت بود. در واقع با تغییر ضخامت نمونه موجب تغییرات شدت نور مؤثر دستگاه لایت کیور در ضخامت های مختلف ماده ترمیمی لایت کیور شده که یکی از فاکتورهای مؤثر بر پلیمریزیشن مناسب است و با استفاده از رادیومتر مقدار تغییرات شدت نور پس از عبور از ضخامت های نمونه ها سنجیده شد. هر چند برخی تحقیقات نشان داده اند که رنگ های تیره تر نسبت به رنگ های روشن تر سخت تر پلیمریزه می شوند<sup>(۲۲)</sup>، هم چنان که گفته شد تحقیقات دیگر نشان داده اند که عمق کیور به رنگ کمتر از ترانسلسونسی بستگی دارد<sup>(۲۸)</sup>. پیشنهاد شده که رنگ های تیره تر و اپک تر رزین کامپوزیت، ضریب انتقال پایین تری دارند زیرا ضریب انتقال بستگی به طول موج نور، شاخصهای شکست

هدف از انجام این تحقیق بررسی میزان افت شدت نور و اندازه گیری شدت لازم دستگاه لایت کیور برای حصول شدت مناسب پس از عبور از ضخامت های متفاوت نسوج دندانی (مینا - عاج)، کامپوزیت های هایبرید و مایکروفیلد، گلاس آینومر نوری، بایوگلاس، چینی و هوا بود. F.E.Martin در سال ۱۹۹۸ اعلام کرد که فاکتورهای مؤثر و لازم برای پلیمریزیشن کافی عبارتند از: شدت تابش کافی، طول موج مناسب و زمان کافی نوردهی و فاکتورهای دیگر عبارتند از نوع رزین کامپوزیت، رنگ، ترانسلسونسی، دمای ماده کامپوزیتی، ضخامت نمونه، فاصله نوک لایت گاید از سطح ماده و زمان Post Curing<sup>(۳۳)</sup>. در این تحقیق تنها فاکتور ضخامت تغییر داده شد ولی زمان



مایکروفیلد به این علت است که فیلرهای ریز آن موجب پخش نور بیشتری می شوند که تأثیر نور را کاهش می دهد (۴۰ و ۴۱).

Oberholzer TG و همکاران در ۲۰۰۳ اظهار داشتند که شدت  $300\text{mW/cm}^2$  برای پلیمریزیشن مطلوب در کامپوزیت های هیبرید کافی می باشد اما کامپوزیت های مایکروفیلد برای پلیمریزیشن مطلوب به شدتی دو برابر نیاز دارند (۴۱). نتایج حاصل از این مطالعه نیز میزان افت بیشتر نور را در کامپازیت های مایکروفیلد نسبت به کامپازیت های هیبرید نشان داده که منطبق با نظر Leonard DL, Atmadja G است. H. Baharav و همکارانش طی تحقیقی در ۱۹۸۸ به سه نتیجه رسیدند اولاً فاصله نوک لایت گاید بیشتر از  $4\text{mm}$  یک کاهش مشخص در پلیمریزیشن  $2\text{mm}$  زیر سطح نشان می دهد، ثانیاً هدایت کننده دستگاه لایت کیور باید تا حد امکان به کامپازیت نزدیک باشد و فواصل بیشتر از  $2\text{mm}$  منع شده اند و در صورتیکه در فاصله دورتری قرار می گیرد مدت نوردهی را باید افزایش داد که این موضوع بخصوص در مورد محدودیتهای کلینیکی صادق است. ثالثاً در عمق بیشتر نور لازم جهت پلیمریزیشن توسط لایه های کامپازیت پلیمریزه شده جذب می شود (۴۲). میزان فاصله تا نوک دستگاه بر پلیمریزیشن خصوصاً در عمق آن تأثیر زیادی دارد. کم شدن شدت نور در فاصله  $2$  میلی متری به میزان  $7\%$  و در  $4$  میلی متری  $25/6\%$  و در  $6$  میلی متری  $40\%$  گزارش شده است (۳۵، ۴۲ و ۴۳).

در مطالعه انجام شده فاصله  $2\text{mm}$  لایت گاید تا فتوسل موجب افت شدت نور از  $467\text{mW/cm}^2$  به  $411\text{mW/cm}^2$  خواهد شد که این افت شدت موجب کاهش عمق کیور ماده ترمیمی می شود. البته این افزایش فاصله به اندازه افزایش ضخامت روی کاهش شدت موثر نیست بطوریکه شدت نور تا فاصله  $5$  میلی متری به زیر حداقل شدت  $233\text{mW/cm}^2$  سقوط نکرده است.

با توجه به نتایج بدست آمده از آزمایشات اخیر در صورتی که شدت نور حاصل از دستگاه لایت کیور  $467\text{mW/cm}^2$  باشد شدت نور در ضخامت  $2\text{mm}$  کامپازیت هیبرید  $58\text{mW/cm}^2$

رزین و فیلرها و نوع و مقدار ذرات فیلر دارد (۲۶). بین ضریب انتقال و عمق پلیمریزیشن رابطه نزدیکی وجود دارد و این ضریب انتقال بین  $0/42$  و  $0/263$  بستگی به رنگ رزین دارد (۳۲). این آزمایش در مورد مواد ترمیمی مختلف با یک رنگ ثابت A3/5 انجام گرفته و می تواند در رنگ های مختلف نتایج دیگری داشته باشد. با تغییر ضخامت نمونه علاوه بر تغییر فاصله نوک لایت گاید تا نقاط مختلف ماده ترمیمی خصوصیات نوری اشعه رسیده به ماده ترمیمی از جمله نسبت عبور، انعکاس و جذب نور تغییر خواهد کرد که همگی این خصوصیات بر شدت نور مفید رسیده به قسمتهای مختلف ماده ترمیمی موثر است، که این تغییر یکی از فاکتورهای مؤثر در تغییر میزان پلیمریزیشن خواهد بود. یک کاهش شدت ده درصدی در شدت نور می تواند موجب کاهش مشخص در کیورینگ کامپازیت در  $2\text{mm}$  زیر سطح رزین شود (۲۹). شدت قابل قبول در مطالعه Manga و همکاران، برای سخت شدن نمونه با ضخامت  $2$  میلی متر  $600\text{mW/cm}^2$  اعلام شده است و شدت قابل قبول در تحقیق Ruggeberg و همکاران،  $400\text{mW/cm}^2$  است و طی نظریه هر دو شدت زیر  $233\text{mW/cm}^2$  نباید استفاده شود (۳۸ و ۳۹). اگر حداقل شدت  $233\text{mW/cm}^2$  را برای پلیمریزیشن لازم بدانیم، طبق پژوهش انجام شده تنها موادی که در ضخامت  $1$  میلی متری توانسته اند این حداقل شدت را از خود عبور دهند گلاس آنیومر و بایوگلاس هستند که شدت بیشتر از  $233\text{mW/cm}^2$  را از ضخامت  $1$  میلی متری عبور داده اند. بقیه مواد نیز حتی در ضخامت  $1\text{mm}$  نیز نتوانسته اند حداقل شدت مورد نیاز کیورینگ را از خود عبور دهند. بنابراین استفاده از مواد دندان پزشکی ترمیمی باید در ضخامتی کمتر از  $1\text{mm}$  صورت پذیرد. یکی دیگر از عوامل دخیل در عمق کیورینگ اندازه ذرات فیلر است، زیرا می تواند بر پخش نور تأثیر بگذارد (۳۹). Leonard DL, Atmadja G و همکاران بر این باورند که علت افت بیشتر شدت نور در کامپازیت های

۴- برخلاف گلاس آیونومر، کامپازیت، پرسن و نسج دندان، بایوگلاس تغییرات منظمی در شدت نور اندازه‌گیری شده پس از عبور از ضخامت‌های ۱ تا ۵ میلی‌متری نشان نمی‌دهد.

۵- در مورد برخی مواد مثل کامپازیت‌های هایبرید و میکروفیل، پرسن دندان و نسج دندان ضخامت ۱mm نیز موجب افت شدت نور تا زیر حد حداقل شدت  $233 \text{ mW/cm}^2$  می‌شود.

۶- در محدودیت‌های کلینیکی که نور برای رسیدن به ماده ترمیمی لازم است از داخل نسج دندان نیز عبور کند افزایش شدت نور باید مدنظر باشد.

۷- با توجه به اینکه تنها گلاس آیونومر نوری و بایوگلاس در ضخامت ۱mm شدت تابشی بیشتر از  $233 \text{ mW/cm}^2$  از خود عبور می‌دهند و با توجه به محدودیت‌های کلینیکی ایجاد شده در محیط *in vivo* بهتر است در تمام موارد ضخامت ماده ترمیمی کمتر از ۱mm باشد.

۸- استفاده از سمان‌های کیورشونده نوری در چسباندن *inlay* و *onlay* های هم‌رنگ دندانپزشکی با توجه به ضخامت *inlay* و *onlay* ها، کاری غیر محتاطانه به نظر می‌رسد، مگر کلینیسین افزایش شدت مناسب را در نظر داشته که البته تحقیقات بیشتر در این زمینه پیشنهاد می‌شود.

خواهد بود یعنی افت شدت نوری در حد ۸۷٪ در عمق ضخامت ۲mm ایجاد خواهد شد. برای هر ماده افت شدت با افزایش ضخامت افزایش می‌یابد. بر همین اساس تصمیم گرفته شد که شدت نور را پس از عبور از ضخامت‌های مختلف مواد ترمیمی بسنجیم تا ضمن بررسی میزان افت شدت نور پس از عبور از مواد مذکور میزان لازم شدت دستگاه نوری برای کیور کردن ضخامت‌های متفاوت مواد لایت کیور و همینطور شدت مناسب دستگاه لایت کیور برای کیورینگ مواد لایت کیور پس از عبور از ضخامت‌های متفاوت نسوج دندان را بدست آورده تا با ایجاد سختی مناسب و مطلوب در مواد لایت کیور به کیفیت ترمیم از جنبه‌های خصوصیات فیزیکومکانیکال، بیولوژیک، *Bond Strength* و *Microleakage* کمک شود. نتایج حاصل از این تحقیق نشان می‌دهد که افزایش ضخامت ماده موجب کاهش شدید شدت نور پس از عبور و در ضخامت‌های متفاوت مواد و نسوج دندان می‌شود که بر طبق نتایج به دست آمده از سایر محققین می‌توان این مسأله را بدین صورت تعمیم داد که تغییر در شدت نور می‌تواند موجب تغییر بر عمق کیور مؤثر و منجر به بروز تبعات ناشی از پلیمریزیشن ناکافی شود. با افزایش فاصله (هوا) منبع تا ماده ترمیمی طبق نمودار ۱ مقدار شدت نور رسیده به سطح ماده ترمیمی کاهش پیدا می‌کند که در نتیجه بر عمق کیور نیز مؤثر خواهد بود<sup>(۸)</sup>.

### نتیجه گیری :

- ۱- افت شدت نور در فاصله‌های مختلف کمتر از هنگام عبور از مواد ترمیمی یا نسوج دندان است.
- ۲- ضخامت نسج دندان نیز همانند مواد ترمیمی در ضخامت‌های متفاوت موجب کاهش شدت نور می‌شود.
- ۳- کامپازیت میکروفیلد نسبت به هایبرید افت شدت نور بیشتری در ضخامت‌های متفاوت از نمونه را نشان می‌دهد.

### تشکر و قدردانی :

انجام این پروژه تحقیقاتی با حمایت‌های همه جانبه شورای پژوهشی دانشکده و معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد میسر گردیده است که بدینوسیله مراتب قدردانی و سپاس خود را ابراز می‌داریم. هم‌چنین از مسئولان و دست‌اندرکاران محترم مجله کمال تشکر را داریم.

## منابع :

1. Cook WD, Standish PM. Cure of resin based restorative materials with light photopolymerized resins. *Aust Dent J* 1983; 28: 307-11.
2. Matsumura H, Varga J, Masuhara E. Composite type adhesive opaque resin. *Dent Mater J* 1986; 5: 83-85
3. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light activated resin composites. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 31-35.
4. Rueggeberg FA. Precision of hand-held dental radiometers. *Quintessence Int* 1993; 24: 391-96.
5. Swartz ML, Phillips RW. Visible light-activated resins-depth of cure. *JADA* 1983; 106: 636-37.
6. Takamizu M, Moore BK, Setcos TC, Phillips RW. Efficacy of visible light generators with changes in voltage. *Oper Dent* 1988; 13: 173-80.
7. Watts DC, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984; 156: 209-15.
8. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 1985; 35: 215-25.
9. Ruyter IE, Svendsen SA. Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odont Scand* 1978; 36: 75-78
10. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994a; 19: 26-32.
11. Chan KC, Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 1988; 476-480.
12. Ferracane JL, and Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1987: 121-131.
13. Asmussen E. Restorative resins: Hardness and strength vs quantity of remaining double bonds. *Scandinavian J Dent Res* 1989; 90: 484-89.
14. Kanca J. The effect of thickness and shade on the polymerization of light- activated posterior composite resins. *Quintessence Int* 1986; 17: 809-11.
15. Murchison DF, Moore BK. Influence of curing time and distance on micro hardness of eight light-cured liners. *Oper Dent* 1992; 17: 135-41.
16. Mills RW, Jandt KD. Dental a composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*.1999; 186: 8,341-388.
17. Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995; 126: 1280-86.
18. Lee SY, Greener EH. Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties. *J Dent* 1994; 22: 175-81.
19. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 1982; 61: 1184-86
20. Harrington L, Wilson HJ. Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil*. 1995 May; 22: 377-85
21. Atmadja. G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J* 1990; 35: 21300-18.
22. Swartz ML, Philips RW, Rhodes BR. (1982): Visible light activated resins depth of cure. *J Dent Res* 1982; 61, 270-74
23. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent* 1994; 19: 47-52.
24. Baharav H, Abraham D, Cardish HS. Effect of exposure time on the depth of polymerization of a

visible light-cured composite resin. J oral Rehabil 1998; 15: 167-72.

25. Leung R, Fan PL, Johnston WP. Exposure time and thickness on polymerization of visible light composite. J Dental Res 1982; 61: 148-51

26. McCabe JF, Carrick TE. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. J Dent Res 1989; 68: 1534.

27. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JWTR, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo activated resin composites. International J prosthodont 1994b; 7: 159-166.

28. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H. Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. Dent Mater 1986; 2: 80-81.

29. Pilo R, Oelgiesser D, Cardish HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. J Dent 1999; 27: 235-41.

30. Brodbelt RHW, O'Brien WJ. Translucency of dental porcelains. J Dent Res. 1980; 59: 70-75.

31. Cook WD. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. J Dent Res. 1982; 61: 1436-38.

32. Kawaguch M, Fukushima T, Miyazaki K. The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. J Dent Res 1994; 73: 516-21.

33. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. J Dent 1998; 26: 239-43.

34. YAP, Auj. Effectiveness of polymerization in composite restoratives during bulk placement. Impact of cavity depth and exposure time. Oper Dent 2000; 25: 113-120.

۳۵. معظمی، سیدمصطفی. استاد راهنما: جمشید باقری. تاثیر وجهای هادی نور داخل ترمیم در افزایش سختی ترمیم های کامپوزیتی خلفی. مقطع دکترا تخصصی، پایان نامه شماره ۵۵، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۷۴-۱۳۷۳.

۳۶. علاقه بند، همایون. استاد راهنما: مصطفی معظمی. بررسی تاثیر وجهای هادی نور داخل ترمیم در کاهش مایکرولیکیج ترمیمهای کامپوزیتی خلفی - مقطع دکترا، پایان نامه شماره ۱۲۵۸، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۷۶-۱۳۷۵.

۳۷. سدید زاده، رامتین. استاد راهنما: مصطفی معظمی. مقایسه پایداری شیمیایی و فیزیکی (سایشی) بایو کلاس با کامپوزیت نوری و چینی دندانپزشکی در محیط بازسازی شده دهان - مقطع دکترا، پایان نامه شماره ۱۳۶۶، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۷۷-۱۳۷۶.

38. Manga EK, Charlton DG, Wakefield XW. In vitro evaluation of curing radiometer as a predictor of polymerization depth. Gen Dent 1995; 43: 241-43

39. Dugan WT, Hartleb TH. Influence of a glutaraldehyde disinfecting solution on curing light effectiveness. Gen Dent 1989; 37: 40-43.

40. Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ. Effect of curing tip diameter on the accuracy of dental radiometers. Oper Dent 1999; 24: 31-37.

41. Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Hudson AP. The effect of light intensity and method of exposure on the hardness of four light-cured dental restorative materials. Int Dent J. 2003 Aug; 53: 211-5

42. Pires JAF, et al. Effect of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quintessence Int 1993; 24: 517-521.

43. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peterm C. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. J Dent 1992; 20: 183-188.