بررسی و مقایسه تاثیر الگوهای تابشی مختلف و الگوی تابشی پیشنهادی جدید بر ریزنشت ترمیم های کامپازیتی

دکتر سید مصطفی معظّمی*°، دکتر فهیمه فرزانگان **

* استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبائی دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** ارتودنتیست

تاریخ ارائه مقاله : ۸۴/۳/۱۸ – تاریخ پذیرش : ۸۴/۶/۲۶

Title: Evaluation and comparison of effect of different irradiation patterns and new suggested light exposure pattern on microleakage of composite resin restorations

Authors:

Moazzami SM. Assistant Professor*, Farzanegan F. Orthodontist**

Address:

* Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

Introduction:

There is a significant relationship between polymerization rate and polymerization shrinkage stress in restoration. The more the polymerization rate is, the shorter viscoplastic phase of the composite would be, leaving no time for the composite to flow and consequently sudden hardening of the composite occurs. This leads into severe shrinkage stresses followed by composite detachment from cavity walls resulting in microleakage within restoration and tooth. The aim of this study was to suggest a new method of light exposure pattern for composite curing and evaluation of its effect on enamel and dentinal microleakage in respect to some other light exposure patterns.

Materials & Methods:

In this exprimental invitro study, flat tooth sections, 40 dentinal and 40 enamel samples were etched and Dentin Bonding Agent (DBA) (Excite®) was applied according to the manufacturer's instruction. While placed on the samples, one bulk Tetric ceram® A3 composite was inserted in to a 2×2 mm polyethylene cylindrical mould.

Samples were divided into dentinal and enamel groups of ten and light cured with Astralis 7 light exposure patterns including HIP (High Intensity Program), LOP (Low Intensity Program), PUL (Pulse Program) and SUP (Suggested Progressive Program) for 80 seconds. After curing, thermocycling, dye penetration and medial sectioning, samples were observed under a scaled reflective microscope for microleakage measurement. The data were analysed statistically using One-Way and Two-Way ANOVA and Duncan test through SPSS software.

Results:

There was a significant defference in microleakage between enamel samples. The microleakage rate was the highest in HIP group while no microleakage was detected in the other groups. The degree of microleakage in dentin samples was significantly less in SUP group than the others but there was no significant difference between the other groups.

Conclusion:

1. The least dentinal microleakage occurred with application of suggested progressive program (SUP) compared to other testing groups.
2. Like LOP and PUL light exposure patterns, no enamel microleakage occurred with SUP application.
3. Enamel microleakage was detected in HIP group which had higher light intensity.

Key words:

Microleakage, light exposure pattern, light intensity.

Journal of Dentistry. Mashhad University of Medical Sciences 2005; 29: 131-140.

چکیده

مقدمه:

بین سرعت پلیمریزیشن و انقباض تولید شده در طی روند آن ارتباط معنی داری وجود دارد، به طوری که هر چه سرعت پلیمریزیشن بیشتر باشد مدت زمان فاز ویسکوپلاستیک در کامپوزیت کوتاه تر بوده، در نتیجه کامپوزیت فرصتی برای جریان یافتن نداشته و بطور ناگهانی

° مولف مسؤول، آدرس : مشهد دانشکده دندانپزشکی، بخش دندانپزشکی ترمیمی و زیبائی، تلفن ۱۷ – ۸۸۲۹۵۰۱ - ۰۵۱۱

www.SID.ir

This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

سخت می گردد و همین مسئله باعث بوجود آمدن استرسهای انقباضی شدید و به تبع آن ایجاد پتانسیل جدایی ترمیم از دیواره های حفره و ریزنشت در حد فاصل ترمیم و دندان می گردد.

هدف از انجام این پژوهش ارائه یک الگوی تابشی جدید جهت کیورینگ کامپوزیت و بررسی تاثیرآن بر ریزنشت عاجی و مینائی در قیاس با چند الگوی تابشی دیگر است.

مواد و روش ها:

در این مطالعه آزمایشگاهی تجربی، مقاطع مسطح دندانی از ۴۰ نمونه عاجی و ۴۰ نمونه مینائی تحت اسید اچینگ و اعمال باندینگ Excite® بر طبق دستور کارخانه سازنده قرار گرفتند. مولدهای پلی اتیلنی سیلندریک ۲×۲mm برروی سطوح مربوطه قرار گرفته و با کامپازیت Tetric ceram® A3 بصورتOne bulk پر شدند. نمونه ها به گروههای ۱۰ تائی عاجی و مینائی تقسیم شده و با سه الگوی تابشی دستگاه Astralis7 شامل HIP (High Intensity Program) ، LOP (Low Intensity Program) و PUL (Pulse Program) و الگوی تابشی پیشرونده پیشنهادی با نام SUP (Suggested Progressive Program) تحت تابش به مدت ۸۰ ثانیه قرار گرفتند.

بعد از آن نمونه ها تحت ترموسایکلینگ، نفوذ رنگ، برش میانی و اندازه گیری مایکرولیکیج توسط میکروسکوپ انعکاسی مدرج قرار گرفتند. سپس اطلاعات با کمک نرم افزار SPSS با آزمونهای واریانس یک عاملی و دو عاملی و دانکن، مورد آنالیز آماری قرار گرفتند.

نتایج:

نتایج بدست آمده از اندازه گیری مایکرولیکیج، توسط آزمونهای Hotelling trace و Duncan مورد تحلیل قرار گرفتند. بین میزان ریزنشت در نمونه های مینایی اختلاف معنی داری وجود دارد، بطوری که ریزنشت در گروه HIP بیشترین و در سایر گروهها صفر است. میزان ریزنشت در نمونه های عاجی اختلاف معنی داری با هم دارند، بطوریکه گروه SUP کمترین میزان ریزنشت را نشان می دهد و سه گروه دیگر با یکدیگر اختلاف معنی داری در ایجاد ریزنشت ندارند.

نتیجه گیری :

زمانی که کامپازیت با الگوی تابش پیشنهادی SUP پلی مریزه می شود: ۱- در قیاس با سایر گروههای آزمایشی کمترین میزان ریزنشت عاجی حاصل می گردد و ۲- همانند الگوهای LOP و PUL ریزنشت مینائی بوجود نمی آید و ۳- علاوه بر این در گروه HIP که شدت نور اعمال شده بیشتر است ریزنشت مینائی ایجاد می شود.

کلید واژه ها:

مایکرولیکیج، الگوی تابش نور، شدت نور.

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد / سال ۱۳۸۴ جلد ۲۹ / شماره ۱و۲

مقدمه:

یکی از مشکلات کلینیکی کاربرد مواد کامپازیتی بوجود آمدن فاصله بین ساختمان دندان و ماده ترمیمی است که راه را برای نفوذ بزاق، باکتریها و توکسین آنها باز کرده و سلامت دندان و پالپ را به مخاطره می اندازد. علت بوجود آمدن این فاصله عمدتاً انقباضی است که در حین پلیمریزیشن در کامپوزیت ها اتفاق می افتد. به ویژه در کامپوزیت های نوری که سرعت پلیمریزیشن بالا بوده و جهت انقباض ماده به سمت منبع نوری است، زمینه برای جدا شدن ماده ترمیمی از دیواره ها مساعد تر می شود. تحقیقات گوناگونی برای غلبه بر این مشکل انجام گردیده و راهکارهای بسیاری نیز در این راستا پیشنهاد شده است. اما این مشکل نه به قوت اولیه ولی همچنان وجود دارد و راه را برای تحقیقات بیشتر تا نائل شدن به ریزنشت در حد صفر باز گذارده است. نقش انقباض ناشی از پلیمریزیشن بر ریز نشت ترمیم های کامپازیتی کاملاً روشن شده است[1]. Fusayama در ۱۹۹۲ در مقاله خود مشکل الگوی انقباضی کامپوزیتهای نوری را شرح داده است. به گفته وی در کامپوزیت های شیمیایی، پلیمریزیشن از دیواره های حفره که گرمتر است شروع شده و باعث می شود توده کامپوزیت به سمت دیواره انقباض یابد، ولی در کامپوزیتهای

Archive of SID

www.SID.ir

This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

نوری، پلیمریزیشن از سطح ماده که نزدیک منبع نور است است، شروع می گردد. لایه سطحی در اثر انقباض ناشی از پلیمریزیشن، بقیه توده کامپوزیت را به طرف خود می کشد که این امر باعث جدایی ماده از دیواره ها می شود، بویژه وقتی لبه لثه ای حفره در عاج یا سمان است و کامپوزیت به مینای اچ شده در دیگر لبه ها چسبیده باشد[۲]. انقباض حین پلیمریزیشن به دو قسمت تقسیم می شود؛ انقباض Pregel که در این مرحله کامپوزیت همچنان قادر به جریان یافتن است و در این مرحله استرسهای درون ساختار کاهش می یابد. مدت زمان این مرحله به سرعت واکنش وابسته است که خود به شدت نور و غلظت مولکولهای آغاز گر مربوط می باشد[۳]. انقباض Postgel که در این مرحله کامپوزیت دیگر قادر نیست جریان یابد و نمی تواند استرسهای حاصله را جبران کند و در حقیقت همین مرحله از انقباض است که می تواند در باند ترمیم- دندان استرس ایجاد نماید[۴]. بنابر این هر چه شدت نور تابیده شده به کامپوزیت بیشتر باشد و یا به عبارت بهتر هر چه کامپوزیت در زمان کوتاهتری سخت شود، مدت زمان فاز ویسکوپلاستیک نیز کوتاهتر بوده و در نتیجه استرس ناشی از پلیمریزیشن بیشتر شده و متعاقباً ریز نشت ترمیم بیشتر خواهد بود. بطور کلی در کامپوزیت های نوری نیروهای ناشی از پلیمریزیشن در عرض چند ثانیه ایجاد می شوند ولی در انواع شیمیایی، این نیروها به آهستگی ایجاد می گردند. کامپوزیت های نوری ۸۰٪ استحکام باند و استرس ناشی از انقباض پلیمریزاسیون خود را در ۲۰ ثانیه اول بدست می آورند، در حالی که کامپوزیت های شیمیایی پس از ۱۰ تا ۱۵ دقیقه به این مرحله می رسند[۵]. هرچه شدت نور تابیده شده به کامپوزیت بیشتر باشد، انقباض ناشی از پلیمریزیشن بیشتر بوده و در نتیجه ریزنشت ترمیم بیشتر خواهد شد[۵]. Fan و همکارانش در ۱۹۸۷ نشان دادند که تغییرات ولتاژ بر شدت تابش مؤثر بوده و کاهش ولتاژ برق ورودی با کاهش شدت تابش دستگاه لایت کیور در ارتباط است[۶]. D.L.Leonard و همکارانش در ۲۰۰۱ ارتباط مستقیمی بین تغییرات شدت برون ده دستگاه لایت کیور و تغییرات ولتاژ برق شهر بدست آوردند که مطابق با نظر Fan و همکارانش می باشد. تغییرات ولتاژ به میزان ۱۰ ولت می تواند موجب کاهش قدرت کیورینگ به میزان ۳۰ درصد شود[۷و۸]. Goracci در ۱۹۹۶ نیز در تحقیق خود به این مسئله که کاهش سرعت پلیمریزیشن می تواند باعث کاهش ریزنشت گردد صحه گذارده است[۹]. Yoshikawa در ۲۰۰۲ نیز در تحقیق خود نشان داد که شدتهای نور بالا می تواند بیشتر باعث ایجاد Gap در ترمیم و افزایش ریزنشت شوند[۱۰]. Koran و همکاران در ۱۹۹۸ در تحقیق خود نشان دادند که پلیمریزیشن سریع می تواند چسبندگی را ضعیف کرده ولی پره پلیمریزیشن با شدت پایین می تواند چسبندگی را بهبود بخشد. و نیز میزان حرارت تولید شده در پالپ می تواند توسط روش دو مرحله ای کاهش یابد[۱۱]. در راستای افزایش زمان حالت ویسکو- پلاستیک کامپوزیت های نوری و کاهش انقباض ناشی از پلیمریزیشن سریع آنها، ما نیز در تحقیق خود الگوی جدید کیورینگ را مورد معرفی و آزمایش قرار داده ایم .چرا که یکی از مهمترین راههای کاهش ریزنشت، کاهش انقباض ناشی از پلیمریزیشن کامپوزیت می باشد و یکی از روشهای کاهش انقباض پلیمریزیشن، تغییر الگوی تابش است.

در این پژوهش تجربی، قصد بر آن است تا با تغییر ولتاژ برق ورودی دستگاه لایت کیور و به تبع آن تغییر شدت نور خروجی دستگاه لایت کیور و ایجاد الگوی تابش جدید، روند پلیمریزیشن را آهسته کرده تا استرسهای انقباضی را به حداقل رسانده و تاثیر آن بر مایکرولیکیج عاجی و مینائی ترمیم های کامپازیتی بررسی شود.

مواد و روش ها:

در این مطالعه آزمایشگاهی تجربی، ابتدا ۸۰ دندان پره مولر اول بالا سالم و تمیز شده انسانی آماده شدند. مقاطع مسطح مینایی بر روی سطح فیشیال ۴۰ دندان کشیده شده ابتدا با کمک فرز الماسی به ابعاد حدود۵×۵ mm آماده گردید و سپس با کاغذ سمباده سیلیکون کارباید شماره۲۴۰

Archive of SID
www.SID.ir
This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

که خشونت آن معادل فرز الماسی Medium کارخانه D&Z است، صاف و آماده گردیدند. ۴۰ دندان پره مولر اول بالای دیگر برای تهیه مقاطع عاجی ابتدا به کمک دستگاه تریمراز سطح اکلوزال تریم شده تا مقاطع عاجی به ابعاد حدوداً ۵×۵ mm رویت گردند. سپس مقاطع بدست آمده با کاغذ سمباده سیلیکون کارباید شماره‌ء ۲۴۰ صاف و آماده شدند. مولد پلاستیکی سیلندریک از جنس پلی اتیلن شفاف به ابعاد ۲ ×۲ mm نیز تهیه شدند. ابتدا دندانها بصورت تصادفی به ۴ گروه ۲۰ تایی که هر گروه شامل ۱۰ مقطع عاجی و ۱۰ مقطع مینایی بود تقسیم گردیدند. گروه ها تنها از جنبه نحوه تابش نور جهت پلیمریزیشن، با یکدیگر متفاوت بودند. سطوح مقاطع عاجی و مینایی قبل از قرار دادن کامپوزیت به روش زیر آماده شدند: ۱ – مقاطع مینایی: با استفاده از اسید فسفریک ٪۳۵ Ultra etch به مدت ۲۰ ثانیه سطح مینایی اچ شده، شستشو داده شد و سپس با پوار هوا خشک گردید سپس عامل باندینگ Excite® به مدت ۱۰ ثانیه روی سطح مینایی اعمال گردید و پس از نازک کردن با پوار ملایم هوا، بمدت ۲۰ ثانیه از فاصله یک میلیمتری و با برنامه LOP تحت تابش قرار گرفت . ۲– مقاطع عاجی: همانند مقاطع مینایی اما به مدت ۱۰ ثانیه اچ شده، شستشو داده شد و با پوار ملایم هوا به صورت نسبی خشک گردیدند. آنگاه عامل باندینگ Excite® به مدت ۱۰ ثانیه بکار رفت، سپس با پوار ملایم هوا نازک گردید و بمدت ۲۰ ثانیه از فاصله یک میلیمتری و با برنامه LOP تحت تابش قرار گرفت. پس از قرار دادن قالب پلی اتیلنی بر روی مقاطع و ثابت کردن آن، کامپازیت بصورت توده ای داخل قالب قرار گرفت و روی آن اسلب شیشه ای با ضخامت یک میلی متر به منظور کنترل فاصله منبع نورتا سطح کامپوزیت در نمونه های مختلف، قرار داده شد و در حالی که لایت گاید کاملاً در تماس با اسلب شیشه ای بود، کامپوزیت در گروه های مورد مطالعه طبق برنامه های زیر مورد تابش نور قرار گرفت:

– الگوی تابشی HIP (High Power Program): در این گروه ها (مینائی و عاجی) برای سخت کردن کامپوزیت از شدت نور ۷۵۰mW/cm^2 دستگاه لایت کیور Astralis 7 به مدت ۸۰ ثانیه استفاده گردید.

– الگوی تابشی LOP (Low power program): در این گروه ها(مینائی و عاجی) برای سخت کردن کامپوزیت از شدت نور ۴۰۰mW/cm^2 دستگاه لایت کیور Astralis 7 به مدت ۸۰ ثانیه استفاده گردید.

– الگوی تابشی PUL (Pulse program): در این گروه ها (مینائی و عاجی) برای سخت کردن کامپوزیت از برنامه PUL دستگاه Astralis 7 به صورت دو دوز ۴۰ ثانیه ای استفاده گردید.

– الگوی تابشی (Suggesive Progressive Program) SUP:در این گروه ها (مینائی و عاجی) که در حقیقت با الگوی تابشی پیشنهادی و مورد آموزش ما مورد کیورینگ قرار گرفتند، ابتدا شدتهای ۲۵۰، ۳۰۰ و ۳۵۰ mW/cm^2 هریک به مدت ۱۵ ثانیه به کامپوزیت تابیده شد، که این شدت ها به کمک یک دستگاه تنظیم کننده ولتاژ برق شهر و یک دستگاه دیمر کالیبره شده و یک دستگاه لایت کیور Coltolux تولید گردید. در نهایت به مدت ۳۵ ثانیه تحت تابش نور با شدت ۴۰۰ mW/cm^2 (دستگاه کلتولوکس ۵۰) قرار گرفت (تصاویر ۱و۲). نمونه ها پس از کیورینگ به مدت ۲۴ ساعت در انکوباتور ۳۷^{o}c با رطوبت ۱۰۰٪ نگهداری شدند. سپس تحت ۵۰۰ سیکل حرارتی ۵۵^{o}c–۵ قرار گرفتند. آنگاه برروی تمام نواحی دندانها ، بجز ناحیه ترمیم و یک میلی متر اطراف آن یک لایه لاک زده شد. بعد ریشه ها از آپکس تا ۱/۳ طول ریشه در موم مدفون گردیدند و لایه دوم لاک برروی موم و دیگر نواحی دندان غیر از ناحیه ذکر شده زده شد. بعد از انجام این مرحله، دندانها به مدت ۲۴ ساعت در محلول فوشین بازی ۰/۵درصد غوطه ور گردیدند . بعد از عمل Dye penetration ریشه ها از ناحیه سرویکالی توسط دیسک برش D&Z و یک هندپیس قطع شدند. به منظور آماده

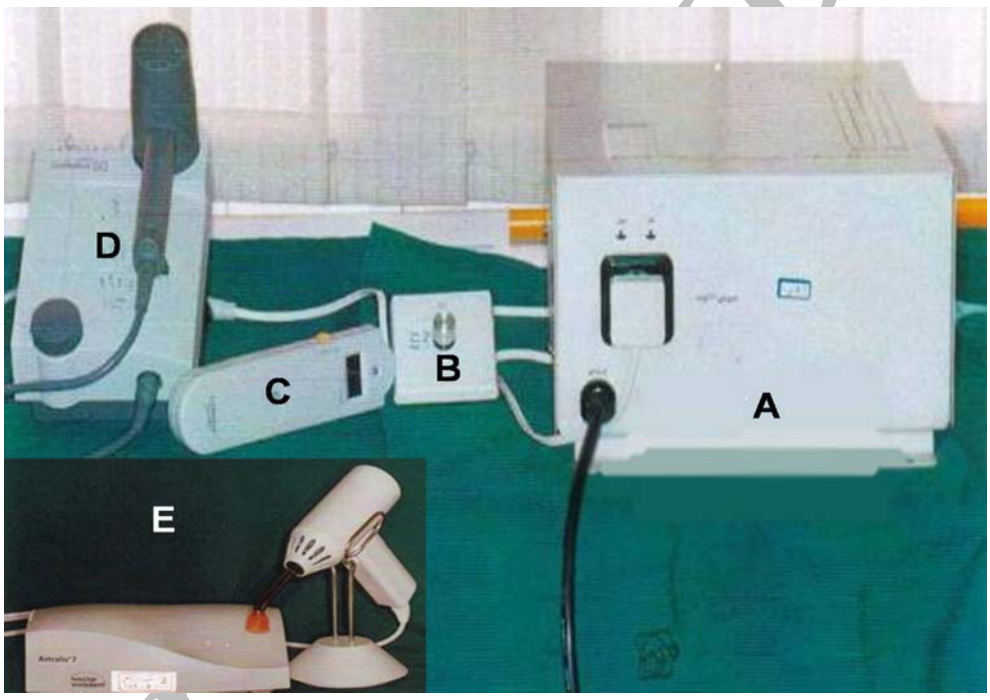
Archive of SID

www.SID.ir

This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

سازی برای برش، دندانها در قالب های آلومینیومی به ابعاد ۲۰۰mm×۱۶×۱۶ و به کمک پلی استرمولد گردیدند. بعد از گذشت ۲۴ ساعت که پلی استر کاملا" سخت گردید، نمونه ها توسط دستگاه برش و به کمک دیسک الماسی به قطر ۰/۳mm بگونه ای تحت برش قرار گرفتند که در یک طرف، قطر کامل ترمیم سیلندریک قابل رویت باشد. سپس برشها توسط کاغذ سمباده سیلیکون کارباید شمارهٔ ۶۰۰، ۸۰۰ و ۱۲۰۰ مورد پرداخت قرار گرفته و در پایان کار نمونه ها جهت بررسی و اندازه گیری میزان ریزنشت و تهیه عکس زیر استرئومیکروسکوپ مدرج مورد مشاهده و بررسی قرار گرفتند (تصویر ۲).

سپس اطلاعات بدست آمده، با کمک نرم افزار SPSS تحت آنالیز واریانس یک عامله و دوعامله و آنالیز دانکن قرارگرفت.



شکل ۱: نمای کلی وسایل مورد نیاز برای ایجاد الگوی تابش پیشرونده، پیشنهادی (SUP):
A: تنظیم کننده برق ورودی ،B: دیمر مدرج ،C: رادیومتر و D: دستگاه لایت کیور کلتولوکس ۵۰ ، E: دستگاه استرالیس ۷.

www.SID.ir
This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

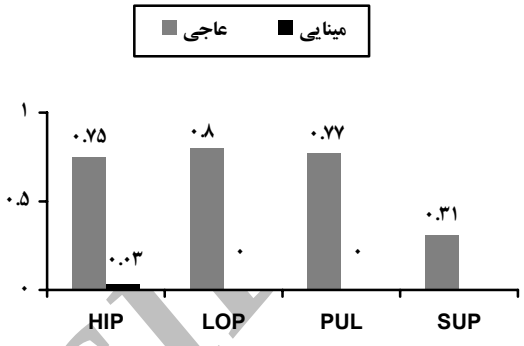
شکل ۲ : شماتیک تابش نور با الگوهای تابشی آزمایشی مختلف (HIP,LOP,PUL,SUP) و اندازه گیری مایکرولیکیج عاجی و مینائی.

نتایج آماری:

اولین سوال این بود که: آیا عامل نوع الگوی تابش (HIP,LOP,PUL,SUP) بر دو متغیر اندازه گیری شده یعنی نفوذ رنگ در عاج و در مینا تاثیر معنی داری داشته است یا خیر؟ برای پاسخگویی به این سوال آنالیز واریانس یک عامل دو متغیری انجام گرفته که نتیجه آن نشان می دهد که در سطح اطمینان ۵ درصد عامل نوع تابش در میزان ریزنشت ترمیم موثر است (P-value=0.002<0.05). توسط آنالیز واریانس دو عاملی، تاثیر عامل تابش به تفکیک دو متغیر اندازه گیری شده یعنی میزان ریزنشت در عاج و مینا مورد محاسبه و بررسی قرار گرفت که نتیجه آن نشان می دهد که نوع الگوی تابش در سطح اطمینان ۵ درصد هم در میزان ریزنشت ترمیم انجام شده برروی عاج موثر است (P-value=0.01<0.05) و هم در میزان ریزنشت ترمیم انجام شده بر سطح مینا تاثیر معنی داری دارد (P-value=0.018<0.05) . آزمون دانکن مر بوط به مقایسه دو به دوی تاثیر ۴ الگوی تابش در متغیر میزان ریزنشت نمونه های عاجی نشان می دهد که در سطح ۵ درصد میزان ریزنشت در نمونه هائی که با الگوی تابش SUP سخت شده اند با سه الگوی دیگر اختلاف معنی داری داشته و میزان نفوذ رنگ در این الگو از همه گروهها کمتر بوده است (0.31mm). سه گروه دیگر با هم اختلاف معنی داری نداشتند. آزمون دانکن مربوط به مقایسه دو به دوی تاثیر ۴ الگوی تابش در متغیر میزان ریزنشت نمونه های مینایی نشان می دهد که میزان ریزنشت نمونه های مینایی گروه HIP با سایر گروهها اختلاف معنی داری داشته، بطوری که در گروه HIP بیشترین میزان ریزنشت را نشان داده و در سه گروه دیگر میزان آن صفر بوده است . بررسی این دو آزمون نشان داد که

Archive of SID
www.SID.ir
This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

الگوی SUP در میان این چهار الگوی تابشی در نمونه های عاجی کمترین میزان ریزنشت را به همراه داشته است و در نمونه های مینائی ریزنشت صفر بوده است (نمودار ۱) .



نمودار ۱ : متوسط ریزنشت عاجی و مینایی به تفکیک چهار الگوی تابشی آزمایشی مختلف

بحث:

Garocci و همکارانش در ۱۹۹۶ اعلام کرد که با کاهش سرعت پلیمریزیشن انقباض ناشی از این فرایند می تواند کمتر شده و در نتیجه ریزنشت نیز کمتر گردد[۹]. Yoshikawa نیز در ۲۰۰۱ به این نتیجه رسید که با کاهش سرعت پلیمریزیشن، حداکثر تطابق لبه ای و حداقل انقباض ناشی از پلیمریزیشن حاصل می شود[۱۰]. در این مطالعه با تغییر ولتاژ ورودی دستگاه لایت کیور الگوی تابشی جدیدی را ایجاد نموده تا بتوان روند پلیمریزیشن را بطریقی هدایت کرد که نهایتاً استرسهای انقباضی کمتری نسبت به حالت عادی ایجاد شود و ریزنشت مینائی و بخصوص عاجی ترمیم حاصله کمتر گردد. جهت انجام ترمیم از کامپوزیت Tetric ceram A3 استفاده شد، رنگی که تقریبا" در میانه رنگ ها واقع است، در مورد سایر رنگ ها نیز می توان پیش بینی کرد که نتایج مشابهی حاصل شود. علت انتخاب لوله های پلی اتیلنی حذف عامل اصطکاک دیواره های حفره بود تا اثر منحصر به فرد الگوی تابشی نمایان گردد. به منظور حذف تاثیر روش قرار دادن لایه ای کامپازیت بر کاهش ریزنشت و با توجه به ابعاد قالب در تمامی گروهها از روش قرار دادن توده ای (Bulky) استفاده گردید. کیورینگ از ورای یک اسلاید شیشه ای به ضخامت ۱ mm انجام شد تا هم شرایط برای تمامی دندانها یکسان باشد و هم فاصله مطلوب نوک Light guide تا کامپوزیت که در حد ۱ mm است، رعایت شود. در الگوی تابشی در این تحقیق (SUP) ابتدا نور با شدت های پائین به کامپوزیت تابیده شده و بتدریج شدت نور افزایش یافته تا به حد اپتیمم برای کیورینگ برسد. از آنجائی که در مقالات و کتب عنوان گردیده حداقل شدت نوری که می تواند کامپوزیت را کیور کند ۲۳۳ mW/cm^2 می باشد، ما نوردهی را از شدت ۲۵۰ mW/cm^2 به مدت ۱۵ ثانیه شروع کرده و سپس شدت های ۳۰۰ mW/cm^2 و ۳۵۰ هر یک به مدت ۱۵ ثانیه اعمال گردیده و در نهایت از شدت ٤۰۰ mW/cm^2 به مدت ۳۵ ثانیه استفاده کردیم. ایجاد این الگو به کمک ترانس برق –دیمر کالیبره شده – رادیومتر و دستگاه کلتولوکس ۵۰ انجام پذیرفت.

ترموسایکل به تعداد ۵۰۰ بار بین دمای 5^oc و 55^oc انجام گردید، تا شوک های حرارتی که در دهان به ترمیم و دندان وارد می شود مشابه سازی شود. بعد از برش نمونه ها، میزان نفوذ رنگ زیر استرئومیکروسکوپ با میکرومتر به صورت احتساب شعاع نفوذ رنگ بر روی ترمیم اندازه گیری شد و سپس میانگین دو عدد بدست آمده از هر نمونه محاسبه وثبت گردید. در نمونه های مینایی، تنها در گروه مورد تابش با الگوی HIP در سه نمونه ریزنشت اتفاق افتاده بود و سه گروه SUP,PUL,LOP فاقد ریزنشت بودند. این مسئله را می توان به استرس انقباضی شدیدی که در گروه HIP در اثر شدت بالای نور و سرعت بالای پلیمریزیشن ایجاد می شود نسبت داد.

در نمونه های عاجی، بهترین گروه از نظر پایین بودن میزان ریزنشت گروه SUP بود و این مسئله نشان می داد که طبق نتیجه Goracci و Yoshikawa[۹و۱۰]، کاهش سرعت پلیمریزیشن و یا به عبارت بهتر هدایت روند پلیمریزیشن می تواند منجر به کاهش انقباض پلیمریزیشن و کاهش

Archive of SID
www.SID.ir
This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

ریزنشت عاجی شود و برخلاف نظر Hasegawa[۱۲] که معتقد است تفاوتی بین الگوهای Soft start و High power start در زمینه کاهش ریزنشت وجود ندارد، روش SUP که در آن به نوعی از متد Soft start استفاده شده، می تواند باعث کاهش ریزنشت گردد.

تکنیک SUP در حقیقت یک تکنیک سخت کردن Depth by depth کامپوزیت می باشد. چرا که هر شدتی از نور، عمق نفوذ معینی در کامپوزیت دارد. در نتیجه با این الگوی تابش ابتدا لایه های سطحی که نور با شدت پائین قادر به نفوذ در آن است سخت می گردد، در حالی که لایه های عمقی تر هر چند که مقداری نور به آنجا نفوذ می کند، در حالت ویسکو- پلاستیک یا ژله ای بوده و فرصت جریان یافتن به داخل اندرکاتها و زوایای حفره را دارا هستند. بتدریج که شدت نور بالا می رود عمق نفوذ نیز بیشتر شده و لایه های عمیق تر نیز سخت می گردد تا اینکه در شدت نور نهایی (۴۰۰ mW/cm^2) عمیق تر ین لایه ای که نور می تواند به آنجا نفوذ کند سخت می گردد. به این طریق انتظار می رود استرس های انقباضی ناشی از سخت شدن توده ای کامپوزیت که در شدت های بالای نوردهی بصورت ناگهانی اتفاق می افتد، با این روش کاهش یابد که نتایج حاصله نیز تاکیدی بر این مدعا است.

انرژی گرمایی حاصله ازدستگاه لایت کیور و واکنش گرما زای پلیمریزیشن کامپوزیت ها می تواند برای پالپ دندانی زیان آور باشد. Zach و همکارانش در ۱۹۶۵ دریافتند که افزایش حرارت تا $5/5^{o}c$ در پالپ دندان باعث از دست رفتن حیات پالپ ۱۵٪ از دندانهای میمون شد[۱۴]. با توجه به تحقیقی کهKoran در سال ۱۹۹۸ به انجام رسانید که در آن میزان حرارت تولید شده را مرتبط با Total Dose (زمان×شدت) اعمال شده از طرف الگوی تابشی در نظر گرفت، با محاسبه Total Dose چهار الگوی SUP , PUL , HIP , LOP که به ترتیب ۶۰۰۰۰، ۳۲۰۰ ، ۳۶۰۰۰ و ۲۷۵۰۰ است، می توان انتظار داشت که میزان حرارت تولید شده در تکنیک SUP نسبت به HIP و PUL به مراتب کمتر است[۱۱و۱۳].

از طرفی طبق تحقیق Benjamin T Kays و همکارانش در ۱۹۹۱مبنی بر ارتباط مستقیم تطابق مارجین لثه ای (Gingival marginal adaptation) ترمیم های کامپوزیت خلفی با میزان پلیمریزیشن[۱۳و۱۵]، می توان انتظار داشت که روش SUP با میزان پلیمریزیشن مطلوب و پلیمریزیشن بصورتی که استرسهای انقباضی کمتری تولید کند می تواند باعث کاهش شکت لبه ای یا Marginal breakage شود[۱۳و۱۶و۱۷]. در تحقیقی، معظمی- عباسی، در مورد ارزیابی میزان سختی در کامپازیت در چهار گروه تابشی فوق به این نتیجه رسیدند که با استفاده از الگوی SUP که سخت شدن کامپوزیت در این گروه همتراز با سایر گروه های آزمایشی است، می توان نتیجه گرفت که مشکل جذب آب کامپوزیت Underpolymerized نیز در گروه SUP می تواند از بین برود چرا که از نظر میزان پلی مریزیشن فرق آماری بین گروه های متفاوت تابشی دیده نشد[۱۶]. معظمی- عطار (۱۳۸۲) در مورد ارزیابی استحکام پیوند ایجاد شده بین کامپازیت و عاج و مینای دندان با همین چهار الگوی تابشی به این نتیجه رسیدند که هیچ اختلاف معنی داری بین این گروهها وجود ندارد و الگوی SUP نیز همانند سایر الگوهای تابشی استحکام پیوند قابل قبولی با نسوج دندانی ایجاد می کند[۱۷]. با توجه به نتایج Bowen و همکارانش در ۱۹۸۳بیشترین میزان خمش کاسپی (cuspal deflection) در کامپوزیتهای نوری زمانی حاصل می شود که از تکنیکOne bulk استفاده شود، در این حالت به علت پلیمریزیشن یک توده بزرگ کامپوزیتی میزان انقباض افزایش و همین امر موجب خمش کاسپی یا Cuspal deflection بیشتر می شود. برای کاهش این مشکل قرار دادن لایه لایه کامپوزیت (Bowen و همکارانش در ۱۹۸۳) و استفاده از اینسرتهای شیشه ای به منظور پلیمریزه کردن قطعه جینجیوالی، (Donly و همکارانش در ۱۹۸۹) و روشهای دیگری که بتواند سرعت پلیمریزیشن را کم کرده و

Archive of SID

www.SID.ir

This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

یا فرایند پلیمریزیشن را تقسیم کرده پیشنهاد شده است[۱۸و۱۹] از آنجائی که تکنیک SUP واجد این دو مزیت اخیر می باشد انتظار داریم که این تکنیک باعث کاهش خمش کاسپی گردد.

سرانجام با توجه به نظرات Hellwing E و همکارانش در ۱۹۹۱ پیرامون اثر لایه لایه قرار دادن کامپوزیت بر پلیمریزیشن مواد کامپوزیتی که بیان می کنند استفاده از روش لایه لایه قرار دادن در ترمیم های کلاس II منجر به نواحی پلیمریزه مختلفی می شود که باید توجه کرد که این نواحی در برابر شرایط مختلف دهان قرار گرفته و عکس العمل های متفاوتی از خود نشان می دهند که از جمله آنها می توان به نواحی کمتر پلیمریزه شده که جذب آب بیشتری دارند و باعث ایجاد Overhang در ترمیمهای کلاس II می شوند[۲۰و۲۱]، اشاره کرد. لذا استفاده از الگوی تابش SUP علاوه بر مزایای مذکور و کاهش زمان کلینیکی شاید بتواند تفکر قرار دادن لایه لایه ای کامپوزیت را کنار بگذارد.

نتیجه گیری:

زمانی که کامپازیت با الگوی تابش پیشنهادی SUP پلی مریزه می شود: ۱- کمترین میزان ریزنشت عاجی حاصل می گردد و ۲- همانند الگوهای LOP و PUL، ریزنشت مینائی بوجود نمی آید. علاوه بر این در گروه HIP که شدت نور اعمال شده بیشتر است ریزنشت مینائی ایجاد می شود.

از طرفی انتظار می رود که با بهره گیری از این الگوی تابش حرارت تهدید کننده حیات پالپ تولید نگردد، Cuspal deflection کاهش یابد و Marginal breakage کمتر اتفاق افتد، که باید در این موارد تحقیقات تکمیلی صورت پذیرد.

تشکر و قدردانی:

انجام این پروژه تحقیقاتی با حمایت های همه جانبه شورای پژوهشی و معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد میسر گردیده است که بدینوسیله مراتب قدردانی و سپاس مولفین ابراز می گردد.

منابع:

1. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and Polymerization shrinkage stress in Polymer-based restoratives J Dent 1997; 25: 435-40.
2. Fusayama T. Indications for self-cured and light–cured adhesive composite resins. J Prosthet Dent 1992; 67: 46-51.
3. Stanford CM. Polymerization of composites by sequential and continuous irradiation with visible light. Oper Dent 1986; 11: 51-54.
4. 4.Yap AUJ, Wang IB, Siow KS, Gan IM. Polymerization shrinkage of visible light cured composites. Oper Dent 2001; 25: 98-103.
5. Zidan O. A comparative study of the effect of dentinal bonding agents and application techniques on marginal gaps in class V cavities. J Dent Res 1987; 66: 716-21.
6. Fan PL, Wozniak ET, Reyes WD, Stanford TW. Irradiance of visible light curing units and voltage variation effect. J Am Dent Assoc 1987; 156: 209-15.
7. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H. Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. Dental Materials.1986; 2: 80-81.

Archive of SID
www.SID.ir
This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com

۸. معظّمی، سید مصطفی. عطّاران، نونا. بررسی آزمایشگاهی تاثیر ضخامت های متفاوت چند نوع مادهء ترمیمی و نسوج دندانی و هوا در میزان افت شدت نور. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد، ۲۸، ۳و٤ (پائیز و زمستان ۱۳۸۳) :۲٦۲-۲۵۱.

9. Gorocci G, Mori G, Mortinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. Quintessence Int 1996; 27: 355-62.

10. Yoshikawa T, Burrow, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. Dent Mat 2001; 17: 359-60.

11. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage. Viscosity, adhesion and degree of polymerization. Am J Dent 1998; 10: 17-22.

12. Hasegawa T, Itoh K. Effect of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. Oper Dent 2001; 26: 389-95.

۱۳. فرزانگان، فهیمه. استاد راهنما: سیدمصطفی معظّمی. تاثیر الگوی تابشی وابسته به تغییر ولتاژ و پلی مریزیشن هدایت شده بر ریزنشت ترمیم های کامپازیتی مقطع دکترا، پایان نامه شماره ۱٦٤۱، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۱-۱۳۸۰.

14. Zach L, Cohen G,Pulp Response to Externally Applied Heat.Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19: 515-30.

15. Kays BT, Sneed WD, Nuckles DB. Microhardness of class II composite resin restorations with different matrices and light positions. J Prosthet Dent 1991; 65: 487-90

۱٦. عباسی، ندا. استاد راهنما: سیدمصطفی معظّمی. تاثیر الگوی تابشی وابسته به ولتاژ و پلی مریزیشن هدایت شده بر سختی کامپازیت های نوری. مقطع دکترا، پایان نامه شماره ۱٦۵۰، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۱-۱۳۸۰.

۱۷. عطار، حمید. اساتید راهنما: سید مصطفی معظّمی، مرجانه قوام نصیری. تاثیر الگوی پیشنهادی تابش نور پیشرونده بر استحکام پیوند برشی بین کامپازیت رزین های لایت کیور با مینا و عاج. مقطع دکترا، پایان نامه شماره ۱۷۵۹، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۲-۱۳۸۱.

18. Bowen RW, Hood DC. Improvements in visual performance following a pulsed field of light: a test of the equivalent-background principle. J Opt Soc Am. 1983; 73(11): 1551-56.

19. Donly KJ, Wild TW, Bowen RL, Jensen ME. An in vitro investigation of the effects of glass inserts on the effective composite resin polymerization shrinkage. J Dent Res 1989; 68: 1234-37.

۲۰. باقری، جمشید. معظّمی، سید مصطفی. تاثر وج های هادی نور داخل ترمیمی نو ظهور در افزایش سختی انتهای ترمیم های کامپازیتی خلفی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد،۲۰، ۱و۲ (بهار و تابستان ۱۳۷۵) : ۳۷-۲۷.

21. Hellwig E, Klimek J, Achenback K. Effecs of an incremental application technique on the polymerization of two light-activated composite filling materials Dtsch-Zohnorztl-Z 1991; 46(4): 270-73.

Archive of SID

www.SID.ir

This PDF was created using the Sonic PDF Creator.
To remove this watermark, please license this product at www.investintech.com