تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۲، شماره ۲، تابستان ۱۳۸۹، ۱۲۰-۱۲۶

بررسی منومرهای آزاد شده از دو نوع ماده دنتین باندینگ سخت شده با دستگاههای QTH و LED

دکتر حمید کرمانشاه[۱]- دکتر معصومه حسنی طباطبایی[۲] - دکتر حسن سرشتی[۳] – دکتر مهدی آزادی[۴]

۱- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و استادیار گروه آموزشی ترمیمی و مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی و مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار گروه آموزشی شیمی تجزیه دانشکده علوم دانشگاه تهران

۴- دندانپزشک

چکیده

زمینه و هدف: *پلی‌مریزاسیون مواد ترمیمی با بیس رزینی تحت شرایط کلینیکی کامل نیست و باعث آزاد شدن منومرهای واکنش نکرده، می‌شود، این امر از نظر یکپارچگی ماده و سازگاری حیاتی بسیار مهم می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی اثر نوع دنتین باندینگ، نوع دستگاه کیور کننده و فاصلهٔ نوک دستگاه تا ماده بر میزان آزاد شدن منومر می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی بر روی سطوح صاف و سالم چهل دندان خارج شده، حفراتی با طول و عرض یکسان و عمقهای متفاوت تراش داده شد. از باندینگ‌های Scotch Bond Multi Purpose و Clearfil SE Bond طبق دستور کارخانه در حفرات زده شد و به وسیله دستگاه QTH و LED کیور شدند. دندانها درون لولهٔ آزمایش حاوی دو سی سی متانول به مدت ۲۴ ساعت درون انکوباتور ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. سپس محلولهای حاوی منومرهای آزاد شده به وسیله دستگاه کروماتوگرافی گاز (GC) برای بررسی میزان منومرهای TEG DMA, Bis-GMA، HEMA, UDMA و Bis-EMA مورد مطالعه قرار گرفت. تجزیه و تحلیل آماری نتایج به وسیله 3-way ANOVA , Independent T انجام شد.*

یافته‌ها: *نوع باندینگ در میزان رهاسازی منومر تأثیر معنی‌دار داشت و مادهٔ Scotch Bond منومر بیشتری نسبت به Clearfil SE آزاد کرد (p=۰/۰۰۱). نوع دستگاه لایت کیور در میزان آزادسازی تأثیر قابل ملاحظه‌ای نداشت ولی حفراتی که با عمق چهار میلی‌متر تراش داده شده بودند نسبت به حفرات دو میلی‌متری در مادهٔ اسکاچ باند، منومر بیشتری آزاد کرد (p= ۰/۰۱۸). از بین پنج منومر تزریق شده به دستگاه، تنها منومر HEMA شناسایی و تعیین مقدار شد.*

نتیجه‌گیری: *مطالعه مادهٔ باندینگ Scotch Bond (نسل ۵- توتال اچ) منومر بیشتری نسبت به باندینگ Clearfil SE (سلف اچ نسل ۶) آزاد کرد. فاصلهٔ بیشتر ماده اسکاچ باند با نوک دستگاه پخت کننده باعث آزادسازی بیشتر منومر شد.*

کلید واژه‌ها: *باندینگ – منومر– کروماتوگرافی – پلی مریزاسیون.*

وصول مقاله: ۱۳۸۸/۸/۹ اصلاح نهایی: ۱۳۸۹/۳/۲۵ پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۴/۲۸

نویسنده مسئول: دکتر معصومه حسنی طباطبایی، گروه آموزشی ترمیمی و مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

e.mail: hasanita@sina.tums.ac.ir

مقدمه

درخواست برای پرکردگیهای همرنگ دندان هر روز بیشتر می‌شود. کیفیت پرکردگیهای همرنگ مقدار زیادی بستگی به سیستم باندینگی دارد که در پرکردگیهای کامپوزیت رزین استفاده می‌شود. بر طبق گزارشها ریزنشت و عدم تطابق مارجینالی یکی از مهمترین علل شکست ترمیمهای کامپوزیتی می‌باشد. (۱- ۲)

در سیستم باندینگ چند عامل بسیار مهم وجود دارد که کیفیت چسبندگی ترمیم به مینا و عاج می‌تواند تحت تأثیر این عوامل قرار گیرد. ساختمان شیمیائی ماده باندینگ، فرم و اندازه حفره، قدرت و نوع دستگاه کیور کننده و فاصله منبع تابش نور از سطح آغشته شده به باندینگ همگی عواملی هستند که در کیفیت نهائی ترمیم مؤثرند. (۳-۶)، استفاده از

Archive of SID

www.SID.ir

باندینگ‌های نسبتاً جدید سلف اچ باعث بروز اختلافاتی در نتایج گزارشهای منتشر شده دربارهٔ استحکام باند و دوام چسبندگی شده است. (۷)، همچنین دستگاههای سخت کننده یا لایت کیور متنوعی که در دسترس قرار گرفته از قبیل لامپ هالوژنه با قدرت بالا، دستگاه LED و پلاسما آرک بر خصوصیات مواد رزینی سخت شونده با نور تأثیر مستقیم گذاشته‌اند. (۸)، پس از انجام تحقیقهای بسیار، محققان به این باور رسیدند که چسبندگی به عاج بر اساس نفوذ منومرهای ادهزیو به داخل شبکهٔ فیبرهای کلاژنی و سپس پلی‌مریزه شدن این مونومرها صورت می‌پذیرد. از این نکته می‌توان به اهمیت میزان پلی‌مریزه شدن و پلی‌مریزه نشدن مونومرهای ادهزیو در طی مراحل استفاده از ادهزیو پی برد. (۹-۱۰) یکی از روشهایی که برای اندازه‌گیری میزان پلی‌مریزاسیون مواددندانی با بیس رزینی مورد استفاده قرار می‌گیرد تعیین میزان منومرهای واکنش نکردهٔ موجود در ماده ترمیمی از طریق اندازه‌گیری منومرهای آزاد شده در محیط می‌باشد. (۱۱- ۱۳)، حضور منومرهای واکنش نکرده در لایهٔ مواد چسبنده و توده کامپوزیت و سپس آزاد شدن آنها نه تنها باعث خدشه‌دار شدن باندینگ و یکپارچگی ترمیم می‌شود بلکه موجب بروز خطراتی از نظرسازگاری زیستی می‌گردد. (۹، ۱۴- ۱۵)، هدف از این مطالعه‌بررسی منومرهای آزاد شده از دو نوع ماده دنتین باندینگ سخت شده با دستگاههای QTH و LED می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی دو نوع باندینگ (Clearfil- SEBond Scotch Bond Multi purpose) مورد استفاده قرار گرفتند. تعداد چهل دندان خلفی تهیه شده و بر روی سطوح صاف آنها حفراتی با ابعاد ۳×۳ میلی‌متر تهیه گردید. عمق نیمی از حفرات دو میلی‌متر و نصف دیگر چهار میلی‌متر بود. (برای ایجاد دو فاصله متفاوت از سر دستگاه لایت کیور) بیست عدد از حفره‌ها با استفاده از میکرو براش و طبق دستور کارخانهٔسازنده آغشته به SE (Kurary Japan) گردید. ده عدد از این گروه با دستگاه(Halogen (Optilux 501 Kerr USA و ده عدد با دستگاه (LED(Ultralume 2 Ultradent USA کیور گردیدند، به طوری که نوک دستگاه کیورکننده دقیقاً بر روی سطح دندان قرار داشت. انرژی خروجی هر دو دستگاه در حدود ششصد میلی وات بر سانتی متر مربع بود. بیست عدد دیگر از نمونه ها با استفاده از میکرو براش و طبق دستور کارخانه آغشته به اسکاچ باند (3M.ESPE.USA) گردید.

بعد از آغشته کردن تمام گروهها به باندینگ و کیور کردن آنها طبق دستور کارخانه و ایجاد هشت گروه پنج تایی، نمونه‌ها داخل لولهٔ آزمایش قرار گرفتند و داخل هر لولهٔ آزمایش به میزان دو سی سی اتانول خالص اضافه گردید. در لوله‌های آزمایش برای جلوگیری از بخار شدن الکل کاملاً مهر و موم گردید. سپس نمونه‌ها به داخل انکوباتور منتقل گردیدند. بعد از ۲۴ ساعت لوله‌های آزمایش از انکوباتور خارج گردیدند و سپس نمونه‌ها از لوله‌های آزمایش خارج گردیده و لوله‌های حاوی منومرهای خارج شده در طی ۲۴ ساعت به آزمایشگاه ارسال شدند و به وسیله دستگاه GC (کروماتوگرافی گاز) ساخت شرکت شیمادزو ژاپن مدل 17 A مورد بررسی قرار گرفتند.

حلال به کار رفته اتانول خالص بود. منومر که احتمال می‌رفت از طرف کارخانجات سازنده در مواد باندینگ وجود داشته باشند برای شناسایی و تعیین مقدار به دستگاه تزریق شد که عبارت بود از:

۱- (Aldrich USA) Bisphenol A Glycidyl Dimethacrylate (Bis-GMA)

۲- (Tegdma) (FLUKAGermany) Trietyleneglycol dimethacrylate

۳- (Aldrich USA) Bisphenol A Ethoxylate dimethacrylate) Bis-
(Aldrich USA) Urethan dimethacrylate UDMA-EMA

۴- (MERCK Germany) 2- Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA)

با استفاده از آزمون 3 way ANOVA اثر متغیر نوع باندینگ، نوع دستگاه لایت کیور و عمق حفره در میزان آزاد سازی منومر بررسی گردید. عملیات آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ویرایش ۱۱/۵ و با در نظر گرفتن خطای نوع اول آماری برابر ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

با توجه به معنی‌دار نشدن اثر بر هم کنش دو تایی متغیرهای مستقل و اثر بر هم کنش سه تایی آنها بر هم، می‌توان نتایج را به صورت کلی و به شرح زیر ارائه داد. مقادیر منومر آزاد شده در گروههای مختلف در جدول ۱ نشان داده شده است.

Archive of SID
www.SID.ir

۱- نوع باندینگ در میزان آزادسازی منومر اثر معنی‌داری داشت و مادهٔ CSEB مقدار HEMA کمتری نسبت به اسکاچ باند آزاد کرد. (P=۰/۰۰۱)

۲-اثر نوع دستگاه: میزان منومر آزاد شده در دستگاههای مورد استفاده یعنی هالوژنه و LED تفاوت معنی‌داری نداشت. (P=۰/۴۶)

۳- عمق حفرات تهیه شده در میزان رها شدن منومر تأثیری معنی‌دار داشت و در حفرات با عمق چهار میلی‌متر که اسکاچ باند به کار رفته بود منومر بیشتری نسبت به عمق دو میلی‌متر آزاد شد. (P=۰/۰۱۸)، قابل ذکر است که برای حذف اثر مخدوش کنندگی بزرگ بودن حفرات چهار میلی‌متری نسبت به دو میلی‌متری میزان منومر نسبت به واحد سطح در این حفرات اندازه‌گیری شد نه مقدار کلی منومر آزاد شده. از بین پنج منومری که برای شناسایی و تعیین مقدار به دستگاه GC تزریق گردید. در نهایت فقط منومر HEMA شناسایی شد و از بقیهٔ منومرها اثری به دست نیامد.

جدول ۱: مقادیر منومر HEMA آزاد شده در شرایط مختلف مطالعه

عمق (میلی‌متر)	ماده باندینگ	دستگاه لایت	تعداد	حداقل	حداکثر	میانگین انحراف معیار
۲	SE Bond	LED	۵	۲/۰۷	۴/۸۸	۳/۱۲(۱/۱۲)
		هالوژن	۵	۰/۵	۴/۳۹	۱/۹۹ (۱/۴۹)
	Scotch Bond	LED	۵	۲/۷۷	۷/۷۴	۵/۳۹(۱/۸۷)
		هالوژن	۵	۵/۶	۷/۲۶	۶/۶۸(۰/۶۶)
۴	SE Bond	LED	۵	۲/۰۶	۴/۳۴	۳/۲۰(۰/۸۱)
		هالوژن	۵	۱/۶۹	۴/۵۱	۲/۹۵ (۱/۱۵)
	Scotch Bond	LED	۵	۵/۷۴	۳۰/۶۵	۱۵/۶۸ (۱۲/۹۹)
		هالوژن	۵	۱۴/۶۱	۵/۱۹	۱۱/۰۹ (۴/۴۸)

بحث

در مطالعهٔ حاضر برای بررسی میزان پلی‌مریزاسیون دو نوع باندینگ دندانی نسل چهار و نسل شش که هم به صورت کلینیکی و هم در مطالعات لابراتواری مورد استفاده فراوان دارند از روش شناسایی و تعیین مقدار منومرهای آزاد شده در حلال استفاده شد.

ادهزیوهای نسل‌چهارم سه‌مرحله‌ای توتال‌اچ وEtch and rinse هستند و باندینگ بالایی با مینا و عاج ایجاد می‌کنند. در هنگام اجرای لابراتواری این ادهزیوها به منزلهٔ محک و استاندارد برای دیگر ادهزیوها هستند (۱۶- ۱۹)

۱- SE Bond Clearfil (kuraray) یک ادهزیو سلف اچ دو مرحله‌ای بر اساس حضورمنومر methacry Loy Loxy decyl 10- loyloxy dihydrogen phosphate (10-MDP) از نظر استحکام باند به عنوان یک مرجع برای دیگر ادهزیوهای سلف اچ به شمار می‌رود. (۲۰)، بنابراین به دلایل فوق در این مطالعه از Scotch Bond Multipurpose به عنوان ادهزیو مرجع نسل چهارمEtch and rinse و ادهزیو مرجع نسل شش از Clearfil SE Bond استفاده شد.

در این مطالعه اثر نوع باندینگ در میزان آزادسازی منومرهای واکنش نکرده قابل ملاحظه بود به این ترتیب که مادهٔ ادهزیو اسکاچ- باند، به طور معنی‌داری میزان منومر بیشتری نسبت به باندینگ -Clearfil SE آزاد کرد. طبق

Archive of SID
www.SID.ir

اطلاعات موجود در بروشور کارخانه و همچنین مقالات متعدد، مواد مختلفی در ترکیب هر دو مادهٔ ادهزیو وجود دارد. به نظر می‌رسد HEMA جزء اصلی موجود در هر دو باندینگ است که در هر دو جزء پرایمر و ادهزیو وجود دارد. علاوه بر آن منومر Bis-GMA نیز در جزء ادهزیو باندینگ‌های مورد بحث وجود دارد. تفاوتی که بین دو نوع باندینگ وجود دارد، وجود منومر 10-MDP در ترکیب Clearfil SE Bond می‌باشد. (۲۱)، طبق این اطلاعات اسکاچ باند حاوی ۴۷٪ HEMA در پرایمر و ۳۴٪ در ادهزیو می‌باشد در حالی‌که باندینگ Clearfil - SE در هر دو جزء خود علاوه بر HEMA حاوی 10-MDP می‌باشد. 10-MDP منومری است که اساساً به وسیله کمپانی Kuraray (اوزاکا، ژاپن) سنتز شد و به وسیله آنها به ثبت رسید، و به عنوان یک منومر اچینگ مورد استفاده قرار گرفت و این به خاطر گروه Dihydrogen phosphate موجود در آن بود که می‌تواند در آب حل شده و دو پروتون تشکیل دهد. (۲۱)، به نظر می‌رسد این مونومر قابلیت تشکیل باندهای یونی قوی با کلسیم را دارد و در نتیجه 10-MDP به عنوان منومری که ایجاد باند شیمیایی با هیدروکسی آپاتیت موجود در مینا یا عاج را تحریک می کند معرفی شد. نتایج خوب آزمایشگاهی و کلینیکی باندینگ Clearfil - SE شاید به مقدار زیادی به خاطر وجود منومر 10-MDP باشد (۲۱). در مطالعهٔ حاضر میزان HEMA آزاد شده از باندینگ Clearfil–SE به میزان قابل ملاحظه ای کمتر از اسکاچ باند بود. این نتیجه احتمالاً می‌تواند به دو علت باشد. اول وجود و حضور منومر 10-MDP در باندینگ Clearfil-SE باعث کاهش مقدار کلی HEMA در این ادهزیو شده است. ثانیاً احتمال حضور این منومر در ترکیب شیمیایی ادهزیو و باند مستحکم آن با مینا و عاج، باعث پیدایش استحکام ثبات در ساختمان شیمیایی مادهٔ باندینگ و در نتیجه کاهش رهاسازی منومر شده است.

Kaga و همکاران در سال ۲۰۰۱ سیتوتوکسی سیتی مواد آزاد شده از ادهزیوهای مختلف را مطالعه کردند. دو عدد از چهار باندینگ‌های مورد مطالعهٔ آنان اسکاچ باند و Clearfil SE بود که مادهٔ اخیر نیز در ترکیب خود حاوی MDP می‌باشد. در مطالعه آنان نیز اسکاچ باند HEMA بیشتری نسبت به دو باندینگ سلف اچ آزاد کرد. (۹)

Geurtsen و همکاران در سال ۱۹۹۹ مطالعه‌ای دربارهٔ آزاد شدن مونومر از پنج باندینگ از نسلهای مختلف را که یکی از آنها اسکاچ باند مولتی پرپوز بود انجام دادند. در مطالعهٔ آنان نیز میزان HEMA آزاد شده از اسکاچ باند، از باندینگ‌های سلف اچ بسیار بیشتر بود، البته آنان در مطالعه خود منومرهای مشتق از TEG DMA را نیز در محلول آبکی استخراج کردند. (۲۲)، در حالی‌که در این مطالعهٔ بجز منومر HEMA مادهٔ دیگری شناسایی نشد. ذکر این نکته لازم است که حلالهای مورد استفاده در مطالعهٔ حاضر متانول بود در حالی‌که Geurtsen نمونه‌هایش را در آب غوطه‌ور کرده بود. برای اینکه اثر تفاوت نوع حلال حذف شود نمونه‌هایی در آب قرار گرفتند و توسط دستگاه بررسی گردید. در آن نمونه نیز تنها منومر HEMA مورد شناسایی قرار گرفت.

در این مطالعه نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت درون مایع حلال قرار گرفتند. طبق مطالعات سرعت آزادسازی منومرهای واکنش نیافته در ۲۴ ساعت اول بیشتر است و در طی ساعتهای بعدی کندتر می‌شود. در واقع ۷۵٪ از مواد خارج شدنی در همان ساعتهای اولیه آزاد می‌شوند. البته آزاد سازی منومرها به صورت کندتر در طول روزهای آینده نیز ادامه خواهد داشت. (۲۳– ۲۴)

متغیر دیگری که در مطالعه حاضر مورد بررسی قرار گرفت نوع دستگاه سخت کننده بود. در این مطالعه یک دستگاه هالوژن با انرژی خروجی حدود و یک دستگاه LED با انرژی خروجی ۶۰۰– ۶۵۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع استفاده شدند. بر اساس نتایج به دست آمده نوع دستگاه سخت کننده بر میزان آزادسازی منومر از عوامل چسبنده به عاج، تأثیر معنی‌دار نداشت. در این مطالعه فرضیه این بود که چنانچه انرژی خروجی دستگاههای لایت کیور، مساوی یا نزدیک به هم باشد نوع منبع نوری تأثیری در میزان پلی‌مریزاسیون و در نتیجه مونومرهای آزاد شده نخواهد داشت. نتایج به دست آمده، این فرضیه را اثبات کرد.

برخلاف مطالعات فراوانی که در مورد کامپوزیت‌های دندانی وجود دارد، تحقیقهای محدودی دربارهٔ اثر دستگاههای مختلف تابش نور، در خواص فیزیکی و مکانیکی رزین‌های ادهزیو منتشر شده است. دستگاههای کیورینگ جدیدتر توانهای خروجی خیلی بالا دارند و در نتیجه زمان کیورینگ

Archive of SID

www.SID.ir

کوتاهتر لازم دارند. یک طیف وسیع از مقادیر تابش نور از صد تا بالای دو هزار میلی وات بر سانتی‌متر مربع امروزه در دسترس دندانپزشکان قرار دارد. حداقل قدرت تابش نور که به وسیلهٔ استاندارد Iso 4049 درخواست شده سیصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع می‌باشد. (۲۵)، در این مطالعه دستگاههایی با توان ۶۰۰- ۶۵۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع انتخاب گردید.

Qiang و همکاران در سال ۲۰۰۷ خصوصیات پلی مریزاسیون دنتین ادهزیوها را بر اساس نوع منبع نور و قدرت تابشی آن بررسی کردند و درجهٔ تبدیل آنها را اندازه گرفتند. آنها یک دستگاه هالوژن با توانهای سیصد، پانصد و پنجاه و هشتصد میلی‌وات بر سانتی‌مترمربع و یک دستگاه LED با توان خروجی هزار و دویست میلی‌وات بر سانتی‌مترمربع را مورد استفاده قرار دادند و نتیجه گرفتند که در مورد باندینگ Adper prompt که از محصولات نسل شش می‌باشد دستگاه LED با توان بالاتر درجهٔ پلی‌مریزاسیون بیشتری ایجاد کرد. در حالی‌که در مورد باندینگ‌های نسل پنج (One-up Bond F , Single Bond) در مورد هر دو دستگاه، زمان تابش، تأثیر و نقش مهمتری داشت. نکتهٔ مهم در مطالعهٔ آنان مساوی نبودن توانهای خروجی دو دستگاه می‌باشد. بنابراین نمی‌توان به این نتیجه رسید که آیا نوع منبع نوری باعث تفاوت در میزان پلی‌مریزاسیون شده یا میزان قدرت تابش آن. مطالعه‌ای دربارهٔ Performance کلینیکی باند بندهای ارتودنسی که به وسیله دستگاه LED و هالوژن انجام شده بود تفاوت مهمی را بین این دو دستگاه نشان نداد. (۲۶)، مطالعهٔ دیگری تأثیر دستگاههای پلاسما آرک، LED و هالوژن را با شدت نورهای متفاوت در میزان درجه تبدیل ادهزیوهای ارتودنتیک بررسی کرده و نتیجه‌گیری کرده است که نوع دستگاه و میزان توان خروجی در میزان پلی‌مریزاسیون این باندینگ‌ها تأثیر دارد. (۲۷)

عامل دیگری که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت فاصله منبع نوری تا مادهٔ سخت شونده با نور بود. میزان درجهٔ تبدیل و عمق کیور مواد سخت شونده با نور با افزایش فاصله منبع نور شدیداً کاهش پیدا می‌کند به نحوی‌که درجه تبدیل در فاصله ۱- ۵ میلی‌متر حدود ۶۵٪ و در فاصله ۴- ۵ میلی‌متری به ۱۵٪ تقلیل پیدا می‌کند. (۸)، بسیار محتمل است بعضی از دیواره‌هایی که در حفره‌های پیچیده و عمیق حاوی دنتین باندینگ هستند مثل حفره‌های Cl II به طور ایده آل مورد تابش صحیح و کافی نور قرار نگیرند و ادهزیوها کیور نشده باقی بمانند. (۶و ۸)، اندازه‌گیری منومرهای واکنش نکرده و آزاد شده در محیط می‌تواند نشان دهنده‌ای از درجه تبدیل منومر به پلی‌مر در مواد بابیس رزینی باشد. در این مطالعه خود حفره‌هایی با طول و عرض یکسان و عمقهای دو و چهار میلی‌متری تراش داده و سپس مورد عمل با باندینگ‌های مختلف قرار گرفت. در واقع افزایش عمق به منزلهٔ افزایش فاصلهٔ منبع نوری با دیواره‌ها و عمق عمل کرد. نتایج نشان داد که باندینگ اسکاچ باند با افزایش فاصله مقدار منومر بیشتری آزاد کرد ولی در باندینگ Clearfil SE تأثیر قابل ملاحظه‌ای نداشت نتایج این مطالعه لزوم مطالعات بیشتری در این مورد را مشخص می‌کند.

نتیجه‌گیری

۱-اثر نوع باندینگ در میزان آزادسازی منومر معنی‌دار بود. باندینگ اسکاچ باند منومر بیشتری در محیط آزاد کرد.

۲-اثر فاصلهٔ کف و دیواره‌های حفره با منبع نوری در میزان آزادسازی منومر در باندینگ اسکاچ باند معنی‌دار بود و در حفره‌های چهار میلی‌متری منومر بیشتری آزاد شد در حالی‌که در باندینگ Clearfil این عامل تأثیر مهمی نداشت.

۳-نوع دستگاه مورد استفاده با لامپ‌های هالوژن وLED تأثیر معنی‌داری در میزان‌آزادسازی منومر نداشت.

۴-از بین منومرهای مورد مطالعه (HEMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, Bis-GMA) تنها منومر HEMA شناسایی و مورد اندازه‌گیری کمی قرار گرفت.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران که پشتیبانی مالی این مطالعه را طی قرارداد شماره ۱۳۲/۳۰۶۹مورخ ۸۵/۳/۳۰ به عهده داشت کمال تشکر را داریم. همچنین از جناب آقای دکتر خرازی فرد مشاور آماری طرح کمال تشکر را داریم. در ضمن مایلیم از همکاریهای صمیمانه خانمها طاهره خطائی و آسیه همتی سپاسگزاری کنیم.

Archive of SID
www.SID.ir

REFERENCES

1. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micro morphological evaluation of posterior composite restorations- a 10 year report. J Oral Rehabil. 2004 Oct;(10):991-1000.
2. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five- year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. J Dent. 2004 July;(5):379-83.
3. Tarle Z, Meniga A, Kezevic A, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue unit. Oral Rehabil. 2002 Feb;(7):662-669.
4. Van Meerbeek B, Perdegao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent. 1998 Jan;(1): 26 1-20.
5. Santini A, Miletic V. Quantitative micro-Raman assessment of dentin demineralization, adhesive penetration, and degree of conversion of three dentin bonding systems. Eur J Oral Sci. 2008 Apr; (2):177-83.
6. Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry. 3td ed. [S.L]: Quintessence Publishing Co; 2006; Chp9.
7. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, DiLenarda R,De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. Dent Mater. 2008 Jan;(1):90-101.
8. Roberson TM, Heymann HO, Swift AG. Sturdevant art and science of oper dent. 5th ed. St Louis: Mosby; 2006, Chap 4, 5.
9. Kage M, Noda M, Ferracane gL, Na Kamura W, oguchi H, Sano H. In vitro cytotoxicity of elutes from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L29 cells. Dent Mater. 2001 July;(17): 333- 339.
10. Kanehira M, Finger WJ, Hoffmann M, Endo T, Komatsu M. Relationship between degree of polymerization and enamel bonding strength with self-etching adhesives. J Adhes Dent. 2006 Aug; 8(4):211-6.
11. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis- GMA, TEGDMA, UDMA and Bis- EMA from light-cure dental resins and resin composite using HPLC. J Biomed Mmater Res. (part B Appl Biomater) 2005 May;(1):617 626.
12. Theodore Eliades, George Eliades, William A Brantley, and William M Johnston. Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995 Sep; (108): 316-321.
13. Lee SY, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. Dent Mater. 1995 Nov;(6):348-51.
14. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabill. 1994 July;(21): 441-452.
15. Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. J Dent Res. 1995 Sep;(74):1602-6.
16. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F. Micro tensile bond strength of Self- etching adhesives to enamel and dentin. J Adhes Dent. 2004 Winter;(6): 313-312.
17. Perdigao J. New developments in Dental Adhesion. Dent Clin N Am 2007 Apr; 51(2): 33-357.
18. Rosales Leal JI, Osovio R, Holgado Terriza JA, Cabrerizo- Vilchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. Dent Mater. 2001 Nov; (6): 526-532.

Archive of SID

www.SID.ir

19. Brandt PD, Dewet FA, du Preez. Self etching bonding systems: in- vitro micro- leakage evaluation. SAD J. 2006 Feb;(6): 248, 251.
20. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Micro tensile bond strength of a total- etch 3-step, total-etch 2-step, self- etch 2- step, and a self- etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. J Adhes Dent. 2003 Spring;(5): 47-56.
21. Kirsten L. Van Landuyt, Johan Snauwaert, Jan De Munck, Marleen Peumans, Yasuhiro Yoshida, Andre Poitevin, Eduardo, Kazuomi Suzuki, Paul Lambrechts, Bart Van Meerbeek. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Dent Mater. 2001 July;(17): 333-339.
22. Gerstein W, Spahl W, Muller K, Leyhavsen G. Aqueous extracts from dentin adhe sives contain cytotoxic chemicals. J Biomed Mater Res. (APPl Bio Mater) 1999 Nov;(48): 772-777.
23. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite resins. Dent Mat. 1990 Oct; (6): 282-285.
24. Nordbo H, Leirskar J, Von der Fohr FR. Saucer- shaped cavity preparations for posterior Proximal resin composite restorations: Observations up to lo years. Quint Int. 1998 Jan;(1): 5-11.
25. Qiang ye, yong wang, Karen Williams, Paulette Spencer. Characterization of photopolymerization of Dentin Adhesives as a function of light Source and frradiance. J Biomed Mat Res. (Part B: Appl Biomater) 2007 July; (80) B: 440-446.
26. Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode Vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-momth clinical study of bond failures.Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Oct;132(4):518-23.
27. Epraschk M, Rahiotis C, Bradley TG, Eliades T, Eliades G. Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthod. 2007 Sep; (3): 384.

Archive of SID

www.SID.ir