مقایسه‌ی اثر دو روش نوردهی بر ریزنشت ترمیم‌های کامپوزیتی کلاس V

علیرضا دانش کاظمی*، عبدالرحیم داوری **، مجید موسوی نسب *، فریبا دستجردی*، اکرم یعقوبی همگینی ****

* استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
** دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
*** مربی گروه دندانپزشکی کودکان، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد
**** دندانپزشک

چکیده

بیان مساله: با توجه به زمانبری ترمیم‌های دندانپزشکی، کارخانه‌های تولید کننده‌ی مواد دندانپزشکی سعی می‌کنند تا مواد و یا روش‌های تازه‌ای را نوآوری کنند، که افزون بر سرعت بخشیدن به کار، سبب بهبود کیفیت و طول زندگی ترمیم شوند و در همین راستا دستگاه‌های پلاسما آرک تولید شده‌اند.

هدف: این بررسی، به منظور مقایسه‌ی نور دهی دستگاه‌های پلاسما آرک و هالوژن بر ریزنشت حفره‌های کلاس V کامپوزیت انجام شد.

مواد و روش: در این بررسی تجربی- آزمایشگاهی بر روی ۸۰ دندان سانترال ماگزیلا، حفره‌های کلاس V همانند با لبه‌ی اینسیزالی در مینا و جینجیوالی در عاج ایجاد و پس از اچینگ و باندینگ، دندان‌ها به کلاس تصادفی به دو زیر گروه ۴۰ تایی بخش و با کامپوزیت آملوژن (Amelogen) ترمیم شدند. در گروه نخست، جهت کیورینگ از دستگاه هالوژن به مدت ۴۰ ثانیه و در گروه دوم از دستگاه پلاسما آرک به مدت چهار ثانیه استفاده گردید. پس از انجام چرخه‌های حرارتی و مهر و موم سازی لبه ها، دندان ها به مدت ۲۴ ساعت در محلول فوشین ۰/۵ درصد قرار گرفته و سپس شسته و برش داده شدند و ریزنشت در دیواره‌های جینجیوال و اینسیزال به وسیله‌ی استریومیکروسکوپ با بزرگ نمایی ۴۰ برابر بررسی و ثبت گردید و از واکاوی‌های مان ویتنی و ویلکاکسون استفاده شد.

یافته‌ها: میانگین و انحراف معیار ریزنشت در دیواره‌ی اینسیزال در گروه پلاسما آرک ۰/۹۸±۱/۴۲ و در گروه هالوژن ۰/۰۲±۰/۶۷ و در دیواره‌ی جینجیوال در پلاسما آرک ۱/۴۸±۱/۷۵ و در هالوژن ۱/۵۴±۱/۶۷ به دست آمد. تفاوت معنادار میان دو گروه در اینسیزال مشاهده گردید ($p=۰/۰۰۰۱$)، ولی در جینجیوال دیده نشد ($p=۰/۷۴۴$). ریزنشت کلی اینسیزال و جینجیوال با پلاسما آرک ۱/۷۹±۳/۱۷ و با هالوژن ۱/۹۲±۲/۷۶ بود و میان دو گروه اختلاف معنادار دیده نشد ($p=۰/۰۳۲$).

نتیجه‌گیری: در ترمیم‌هایی با لبه‌ی مینایی استفاده از دستگاه هالوژن و در کل ترمیم های کامپوزیتی پلاسما آرک به دلیل زمان نور دهی برتری کمتری دارد.

واژگان کلیدی: ریزنشت، پلاسما آرک، هالوژن، کامپوزیت، نور دهی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱۲/۸ ، تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۶/۲۲ *Shiraz Univ Dent J 2011; 11(4):325-334*

مقاله‌ی پژوهشی اصیل

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: علیرضا دانش کاظمی. یزد، ابتدای بلوار دهه‌ی فجر، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد، گروه ترمیمی تلفن: ۰۹۱۲۱۳۵۵۶۰۷ پست الکترونیک: adaneshkazemi@yahoo.com

Archive of SID

www.SID.ir

درآمد

استفاده‌ی روز افزون از کامپوزیت های نوری به دلیل برتری‌هایی همچون زیبایی، صرفه‌ی اقتصادی، چسبندگی به ساختمان دندان، عایق بودن و از میان بردن جریان‌های گالوانیک در حال گسترش است. مهم‌ترین عیب این مواد انقباض حجمی در هنگام پلی مریزاسیون به میزان ۲/۹ تا ۷/۱ درصد است، که می‌تواند نیرویی برابر با ۷ مگاپاسکال به دیواره‌های حفره وارد کند [۱] و به کلاس مستقیم و یا غیر مستقیم مشکلاتی همچون کاهش پیوند ماده‌ی ترمیمی به بافت دندان و حساسیت پس از درمان، پوسیدگی ثانویه، التهاب و نکروز پالپ ایجاد کند [۲]. همچنین، این انقباض به شکل گیری فاصله‌ای میان ترمیم و دیواره‌ی دندان و شکستن منشورهای مینایی [۳] و تغییر شکل کاسپ‌ها می انجامد، که نتیجه‌ی آن ایجاد ترک در دندان خواهد بود. یکی از روش‌های کاهش این فشار کاهش سرعت پلی مریزاسیون است [۴]. ایجاد انقباض در زمان پلی مریزاسیون و فشار ناشی از آن جزو مهم‌ترین معایب کامپوزیت رزین‌هاست، که به عواملی همچون شکل حفره، فاکتور C، خواص مواد و فرمول ویژه‌ی آنها (کلاس و نسبت منومر به فیلر و کلاس کاتالیست)، چگونگی کوپلینگ سیلان میان فیلر و ماتریس، ضخامت لایه‌ی کامپوزیتی، تکنیک مورد استفاده برای ترمیم بستگی دارد. همچنین، زمان اختلاط، شدت و مدت نور دهی هم روی پلیمریزاسیون اثر دارد [۵].

برای کیور کامپوزیت‌های نوری بیشتر از دستگاه‌های هالوژن استفاده می‌شود. این دستگاه‌ها دارای شدت نور ۴۰۰ تا ۸۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع هستند و این میزان نور سبب کیور کامپوزیت رزین‌های نوری در مدت ۲۰ تا ۴۰ ثانیه می‌گردد [۲]. گفته می‌شود، که کامپوزیت‌ها با کمک دستگاه‌های هالوژنی، سیلان بیشتری را پیش از تکمیل کیورینگ انجام می‌دهند و هماهنگی مناسبی ایجاد می‌کنند [۶]. ولی زمان کار بالینی دراز مدت و معایبی همچون عمر نسبتا کوتاه لامپ (که تقریبا حدود ۴۰ تا ۱۰۰ ساعت است)، از میان رفتن فیلترهای نوری با گذشت زمان، کاهش بازده‌ی دستگاه و شدت نور [۷]، ایجاد گرمای زیاد توسط لامپ هالوژن و این‌که تنها یک درصد از انرژی الکتریکی به انرژی نورانی تبدیل می‌کنند [۸ و ۹]، از محدودیت‌های دستگاه‌های هالوژن بوده، که در سال‌های اخیر در کاهش محبوبیت آن موثر بوده است.

چند سالی است، که کلاس دیگری از دستگاه های با شدت نور بالا به نام پلاسما آرک تولید شده‌اند، که مدت زمان نور دهی را از میزان ۲۰ تا ۴۰ ثانیه در دستگاه‌های هالوژن به چهار تا شش ثانیه برای هر لایه‌ی دو میلی‌متری کامپوزیت کاهش داده‌اند [۱۰]. لامپ پلاسما آرک دارای یک آند و یک کاتد و تیوپی از جنس کوارتز بوده که با گاز زنون پر شده است. هنگامی که جریان الکتریسیته از طریق گاز جریان می‌یابد، گاز یونیزه گشته و ذرات گاز مورد حمله تبدیل به حجم تقریبا مساوی از ذرات دارای بار مثبت و منفی می‌شود. هنگامی که فشار گاز در تیوپ پایین است نور سفید مایل به آبی تولید می‌شود و در فشار بالا طیفی از نورهایی که همانند روشنایی روز است منتشر می‌شود. برتری دستگاه پلاسما آرک این است که میزان زیادی از انرژی نورانی می‌تواند در مدت زمان کوتاهی به کامپوزیت برسد [۱۱-۱۵] و باعث کاهش زمان کیورینگ کامپوزیت و ایجاد پلی مریزاسیون سریعتر شود، ولی پلی مریزاسیون با شدت بالا می‌تواند سبب کاهش سیلان کامپوزیت در مراحل پیش و پس از ایجاد حالت ژل، افزایش انقباض پلی مریزاسیون و ریزنشت کامپوزیت شود [۲ و ۱۵]. با این رو، در برخی از بررسی‌ها استفاده از دستگاه پلاسما آرک نتوانست میزان ریزنشت را افزایش دهد و حتی پلی مریزاسیون بهتر هم انجام شد [۱۶ و ۱۷]. در مورد مدت زمان لازم جهت کیورینگ با پلاسما آرک هم نظرات گوناگونی وجود دارد. برای نمونه، بررسی‌های گوناگون زمان کیورینگ از دو تا ۱۰ ثانیه گزارش شده است [۱۰، ۱۴، ۱۸-۲۰، ۲۲-۲۴] و حتی برخی از تولید کنندگان ادعا دارند، که با تابش نور دستگاه پلاسما آرک به مدت سه تا ۱۰ ثانیه افزون بر پلی مریزاسیون مناسب، انقباض پلی مریزاسیون هم کمترین اندازه است [۲۵].

کاهش مدت کیورینگ کامپوزیت، برای بیماران و به ویژه کودکان مطلوب بوده و سبب آسانی کار بالینی دندانپزشک هم می‌شود [۲۶]. افزون بر این، زمان نوردهی کوتاه احتمال خطر آلودگی به بزاق و رطوبت را در هنگام عملیات کاهش می‌دهد [۸]. با وجود این، اندازه‌ی دستگاه‌های پلاسما آرک و محدودیت در جا به جا کردن آن و قیمت بالای دستگاه که شش برابر بیشتر از دستگاه معمولی بوده از محدودیت‌های استفاده از آنهاست [۲۷ و ۲۸].

در بررسی براکت (Brackett)، حفره‌های کلاسV در بالای جای پیوند سمان- مینا (CEJ) سمت لینگوال و باکال دندان‌های مولر سوم ایجاد و با کامپوزیت ترمیم شد و با استفاده از دستگاه

Archive of SID

www.SID.ir

پلاسما آرک و دستگاه هالوژن نور دهی گردیدند و دندان‌ها پس از انجام چرخه‌های حرارتی در متیلن بلو قرار داده و برش داده شدند. بیشترین ریزنشت در گروهی دیده شد که با دستگاه پلاسما آرک نور دهی شده بودند و نتیجه نهایی نشان داد که روش کیورینگ عاملی موثر در میزان ریزنشت است، ولی گونه‌ی ماده‌ی ترمیمی تفاوتی معناداری را در میزان ریزنشت ایجاد نمی‌کند [۲۵].

آگوئیر (Aguiar)، به بررسی اثر شدت نور بر روی میزان ریزنشت در دو گونه کامپوزیت میکروفیلد و هیبرید پرداخت. نتایج نشان داد، که در هر دو گونه کامپوزیت تفاوت معناداری در میزان ریزنشت میان گروه نور دهی شده با شدت نور بالا (پلاسما آرک) و گروه هالوژن با شدت ۵۰۰ میلی وات وجود دارد [۲۹].

در بررسی جیمز (James)، کامپوزیت به وسیله‌ی دستگاه هالوژن با شدت نور ۷۷۱/۹ میلی وات بر سانتی‌متر مربع، به مدت ۲۰ ثانیه و دستگاه پلاسما آرک با شدت ۱۴۰۷/۲ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع به مدت ۵ ثانیه کیور شد و ریزنشت بررسی گردید. نتیجه نشان داد، که ریزنشت در نمونه‌های کیور شده با دستگاه پلاسما آرک تفاوت معناداری با دستگاه هالوژن نداشت [۳۰].

در بررسی کوبو (Kubo)، که بر روی ۸۰ دندان اینسیزور گاو انجام شد، اثرات روش‌های گوناگون نور دهی بر روی ریزنشت دیواره‌ی اینسیزالی و جینجیوالی حفره‌های کلاس V دارای فاکتور C کوچک و ترمیم شده با کامپوزیت بررسی شد. نور دهی توسط دستگاه های هالوژن (به مدت ۴۰ ثانیه و بروش معمولی) و پلاسما آرک (به مدت سه ثانیه) انجام شد. نتیجه اختلاف معنادار را در میزان ریزنشت در لبه‌های جینجیوال و اینسیزال میان دو روش نور دهی نشان نداد [۸].

در بررسی نیلگون (Nilgun)، اثر سه روش کیور متفاوت بر ریزنشت کامپوزیت رزین در حفره‌های کلاس V بررسی شد. از روش نور دهی توسط دستگاه هالوژن بروش معمولی و با شدت ۴۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع و یا به روش معمولی با شدت نور ۸۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع و همچنین پلاسما آرک استفاده شد. نتایج تفاوت معناداری میان گروه‌ها نشان نداد ولی ریزنشت در لبه‌ی عاجی بزرگتر از لبه‌ی مینایی بود [۷].

در بررسی شاه (Shah)، که بر روی ۷۰ دندان پره مولر انجام شد، ریزنشت فیشور سیلانت نور دهی به وسیله‌ی تابش نور دستگاه هالوژن با شدت نور ۵۰۰ میلی وات و مدت ۴۰ ثانیه و پلاسما آرک با شدت ۱۶۰۰ میلی وات و مدت ۵ ثانیه بررسی گردید. نتیجه نشان داد، که میان ریزنشت دو روش نور دهی پلاسما آرک و هالوژن تفاوت معناداری وجود ندارد [۲۶].

در بررسی مگنو (Magno)، اثر استفاده از نور دستگاه پلاسما آرک به مدت ۶ ثانیه و هالوژن به مدت ۴۰ ثانیه بر روی اتصال کامپوزیت بررسی شد. نتیجه نشان داد، با این‌که گروه پلاسما آرک به گونه‌ی معناداری نمایه‌ی ARI کمتری داشت ولی اتصال با نور هالوژن با پلاسما آرک تفاوت معناداری نداشت [۱۰].

با توجه به بررسی‌های بالا و نظر به این‌که نتایج قطعی در مورد اثر استفاده از روش‌های نور دهی توسط دستگاه هالوژن و پلاسما آرک در ریزنشت ترمیم‌ها وجود ندارد بنابراین، این پژوهش طراحی و اجرا شد و هدف از آن، بررسی و مقایسه‌ی میزان ریزنشت کامپوزیت آملوژن با استفاده از نور دهی به وسیله‌ی دستگاه لایت کیور هالوژن و دستگاه پلاسما آرک در ترمیم‌های کلاس V و در ناحیه‌ی دیواره‌های اینسیزالی و جینجیوالی بود، تا اثر شدت نور دستگاه پلاسما آرک و هالوژن بر ریزنشت لبه‌های ترمیم آشکار شود.

مواد و روش

در این بررسی، که به روش تجربی و آزمایشگاهی و در سال ۱۳۸۷ در دانشکده‌ی دندانپزشکی شهید صدوقی یزد انجام شد، ۸۰ دندان سالم سانترال ماگزیلای انسانی که بی هر گونه پوسیدگی، ترک خوردگی مینایی و مشکلات تکاملی بود، طی سه ماه گردآوری گردید.

برای گندزدایی دندان‌ها از محلول تیمول ۰/۱ درصد به مدت ۴۸ ساعت استفاده شد. بقایای بافت‌های پیرامون دندان‌ها و هر گونه جرم روی آنها با قلم کورت استاندارد برداشته شد و تا پیش از آزمایش در سرم فیزیولوژی نگهداری گردیدند. سپس، با استفاده از توربین به همراه افشانه‌ی آب و هوا به عنوان خنک کننده و با استفاده از فرز فیشور الماسی کوتاه با کد محصول ۸۲۰۶۹۳۰ و قطر نوک فرز ۰/۱۲ میلی‌متر (تیزکاوان/ ایران) بر روی همه‌ی دندان‌ها در سمت باکال حفره‌های کلاس V با ابعاد یکسان و با عمق یک و نیم میلی‌متر، پهنای مزیودیستال سه میلی‌متر، ارتفاع اکلوز و سرویکال سه میلی‌متر تراشیده شد، به گونه‌ای که نیمی از پهنای اینسیزو سرویکالی حفره‌ی بالای جای پیوند سمان- مینا و نیمی دیگر زیر

Archive of SID

www.SID.ir

آن قرار گرفت و پس از تراش هر ۵ دندان فرزها تعویض گردیدند. در ضمن، دیواره‌های مقابل هم با یکدیگر موازی تراش داده شدند و همه‌ی دندان‌ها پس از تراش در شیشه‌های جداگانه و در درون سرم فیزیولوژی قرار گرفتند. سپس، دندان‌ها به گونه‌ی تصادفی به دو گروه ۴۰ تایی بخش شدند. لازم به یادآوری است، که در بخش بندی دندان‌ها در میان گروه‌ها به مدت کشیده شدن دندان‌ها هم توجه شد، به گونه‌ای که دندان‌هایی که از نظر زمان کشیده شدن همانند یا نزدیک هم بودند در میان دو گروه به گونه‌ی تصادفی بخش شدند.

برای ترمیم در آغاز، دندان‌ها با افشانه‌ی آب و هوا شسته و خشک گردیدند و به وسیله‌ی ژل اسید فسفریک ۳۵ درصد الترا اچ (Ultra-etch) (اولترادنت/ آمریکا) به مدت ۱۵ ثانیه اچ شده و به دنبال آن ۱۵ ثانیه با افشانه‌ی آب و هوای دستگاه شست و شو انجام گردید تا اسید کاملا شسته شود. پس از آن، به مدت حدود ۳ ثانیه و با افشانه‌ی هوا خشک گردیدند و دقت شد که دندان‌ها بیشتر از اندازه خشک نشوند و باندینگ PQ1 (اولترادنت/ آمریکا) بر پایه‌ی دستور کارخانه‌ی سازنده به وسیله‌ی میکرو براش روی سطوح عاج به گونه‌ی مالشی و بر روی مینا به روش گذاشتن و برداشتن قرار داده شد و از فاصله‌ی یک سانتی‌متر به مدت ۱۰ ثانیه و به آرامی با افشانه‌ی هوا حلال آن تبخیر گردید، به گونه‌ای که نمای ناحیه‌ی باند شده به صورت سطح براق گردید و سپس کیورینگ انجام شد. پس از آن، همه‌ی دندان‌ها به وسیله‌ی کامپوزیت آملوژن (اولترادنت/ آمریکا) به رنگ A3 ترمیم شدند. لازم به یادآوری است، که کامپوزیت به روش حجمی (Bulk) در درون حفره قرار داده شد و پس از فرم دهی، نور دهی در گروه نخست به مدت چهار ثانیه با دستگاه لایت کیور هالوژن (آریالوکس/ایران) با شدت ۵۰۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع انجام گردید و در گروه دوم، از پلاسما آرک (آمریکا/ Litex 685Dentamerica) و با شدت نور ۱۶۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع و به مدت چهار ثانیه استفاده شد. برای سنجش و ثبت میزان نور دستگاه‌ها سه بار شدت نور در هر دو گونه دستگاه پیش از آغاز کار با لایت متر سنجیده شد و متوسط شدت نور ثبت شده ملاک قرار گرفت. سپس، دندان‌ها به مدت یک هفته در آب مقطر قرار گرفتند [۳۲] و به دنبال آن عملیات چرخه‌ی حرارتی به شمار ۱۰۰۰ مرتبه در دمای ۵ تا ۵۵ درجه‌ی سانتی‌گراد با دستگاه چرخه‌ی حرارتی (ترموسیکل) (وفایی/ ایران) انجام شد.

برای مهر و موم سازی ترمیم و جلوگیری از نفوذ رنگ، آپکس دندان‌ها با موم چسب و همه‌ی سطوح به جز حاشیه یک میلی‌متر ترمیم با دو لایه لاک ناخن پوشیده و نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در فوشین ۰/۵ درصد قرار داده شد [۳۱]. سپس، دندان‌ها شسته شده و با دستگاه برش (ساخت کارخانه‌ی شهید وفایی/ایران) همراه آب از وسط حفره در مسیر اینسیزو سرویکالی برش داده شدند و میزان ریزنشت توسط استریومیکروسکوپ زایس (Stenc-sv 11- Germany) (Zeiss) با بزرگ‌نمایی ۴۰ برابر بررسی گردیدند. معیارهای استفاده شده جهت رتبه بندی ریزنشت در این بررسی به این شرح بود:

درجه‌ی ریزنشت	میزان نفوذ رنگ
صفر	هیچ ریزنشتی وجود نداشت.
۱	ریزنشت کمتر از یک سوم عمق حفره بود.
۲	ریزنشت یک سوم تا دو سوم عمق حفره بود، ولی به دیواره‌ی اگزیال گسترش پیدا نکرده بود.
۳	ریزنشت حداکثر به دیواره‌ی اگزیال گسترش پیدا کرده بود.
۴	ریزنشت از دیواره اگزیال عبور کرده بود.

از آزمون نامعیاری مان ویتنی و ویلکاکسون برای تعیین توزیع فراوانی وضعیت ریزنشت در دو دستگاه پلاسما آرک و هالوژن استفاده شد.

یافته‌ها

یافته‌های این پژوهش که برای مقایسه‌ی میزان ریزنشت در دیواره‌های اینسیزالی و جینجیوالی حفره‌های کلاس V ترمیم شده با کامپوزیت آملوژن که با دستگاه‌های هالوژن و پلاسما آرک نور دهی شده بودند نشان داد:

الف) میانگین و انحراف معیار ریزنشت در دیواره‌ی اینسیزالی (مینا) در گروه پلاسما آرک ۱/۴۲±۰/۹۸ و در گروه هالوژن ۰/۶۷±۰/۰۲ بود و آزمون آماری مان- ویتنی تفاوت معناداری را میان این دو گروه نشان داد (p =۰/۰۰۰۱) (جدول ۱). میانگین و انحراف معیار ریزنشت در دیواره‌ی جینجیوالی (عاج) در گروه پلاسما آرک ۱/۷۵±۱/۴۸ و در هالوژن ۱/۶۷±۱/۵۴ بود و آزمون آماری مان- ویتنی تفاوت معنادار را میان دو گروه نشان نداد (p =۰/۷۴۴) (جدول ۱).

ب) رتبه‌ی نفوذ ریزنشت در دیواره‌های اینسیزالی و جینجیوالی (مینا و عاج) در گروه‌های پلاسما آرک و هالوژن از صفر تا چهار متغیر بود، که بیشترین شمار دندان‌ها در هر رتبه‌ی

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۱ *مقایسه‌ی میانگین و انحراف معیار ریزنشت در دیواره‌های گروه‌های مورد بررسی*

گروه مورد بررسی / دیواره	گروه	میانگین	انحراف معیار	میانه	شمار	p
اینسیزال	پلاسما آرک	۱/۴۲	۰/۹۸	۱	۴۰	$p=۰/۰۰۰۱$
	هالوژن	۰/۶۷	۰/۰۲	۰/۰۰۰	۴۰	
جینجیوال	پلاسما آرک	۱/۷۵	۱/۴۸	۱	۴۰	$p=۰/۷۴۴$
	هالوژن	۱/۶۷	۱/۵۴	۱	۴۰	

ریزنشت و در هر دو دیواره‌ی جینجیوال و اینسیزال در گروه پلاسما آرک مربوط به رتبه‌ی یک و در هالوژن، مربوط به رتبه‌ی صفر بود (جدول ۲) و آزمون آماری ویلکاکسون تفاوت معناداری را رتبه‌ی نفوذ ریزنشت در گروه هالوژن میان ریزنشت دیواره‌ی اینسیزالی (مینا) و دیواره‌ی جینجیوالی (عاج) نشان داد ($p=۰/۰۰۱$) (جدول ۲). ولی آزمون آماری ویلکاکسون تفاوت معناداری را در رتبه‌ی نفوذ ریزنشت در گروه پلاسما آرک میان دیواره‌ی اینسیزالی و دیواره‌ی جینجیوالی نشان نداد ($p=۰/۲۱$) (جدول ۲).

جدول ۲ *مقایسه‌ی رتبه‌ی نفوذ ریزنشت اینسیزال و جینجیوال در گروه هالوژن و پلاسما آرک*

گروه	گروه رتبه‌ی نفوذ		دیواره‌ها: اینسیزال	دیواره‌ها: جینجیوال	جمع	p
هالوژن	صفر	شمار	۲۳	۱۲	۳۵	$p=۰/۰۰۱$
		درصد	۵۷/۵	۳۰	۴۳/۷۵	
	۱	شمار	۱۱	۱۰	۲۱	
		درصد	۲۷/۵	۲۵	۲۶/۳	
	۲	شمار	۴	۶	۱۰	
		درصد	۱۰	۱۵	۱۲	
	۳	شمار	۰	۳	۳	
		درصد	۰	۷/۵	۳/۷۵	
	۴	شمار	۲	۹	۱۱	
		درصد	۰/۵	۲۲/۵	۱۳/۷۵	
	جمع	شمار	۴۰	۴۰	۸۰	
		درصد	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	
پلاسما آرک	صفر	شمار	۷	۹	۱۶	$p=۰/۲۱$
		درصد	۱۷/۵	۲۲/۵	۲۰	
	۱	شمار	۱۵	۱۳	۲۸	
		درصد	۳۷/۵	۳۲/۵	۳۵	
	۲	شمار	۱۳	۶	۱۹	
		درصد	۳۲/۵	۱۵	۲۳/۷۵	
	۳	شمار	۴	۳	۷	
		درصد	۱۰	۷/۵	۸/۵	
	۴	شمار	۱	۹	۱۰	
		درصد	۲/۵	۲۲/۵	۱۲/۵	
	جمع	شمار	۴۰	۴۰	۸۰	
		درصد	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	

جدول ۳ *مقایسه‌ی کلی میانگین و انحراف معیار ریزنشت میان ترمیم‌های گروه پلاسما آرک و گروه هالوژن*

گروه	میانگین	انحراف معیار	میانه	شمار	p
پلاسما آرک	۳/۱۷	۱/۷۹	۳	۴۰	
هالوژن	۲/۳۵	۱/۹۲	۲	۴۰	$p=۰/۰۳۲$
جمع	۲/۷۶	۱/۸۹	۳	۸۰	

ج) مقایسه‌ی کلی میانگین و انحراف معیار ریزنشت در گروه پلاسما آرک ۱/۷۹±۳/۱۷ و در گروه هالوژن ۱/۹۲±۲/۷۶ بود. در ضمن، آزمون آماری ویلکاکسون تفاوت معناداری را در ریزنشت کل لبه‌های اینسیزالی (مینا) و جینجیوالی (عاج) ترمیم‌های گروه پلاسما آرک نسبت به گروه هالوژن نشان داد ($p=۰/۰۳۲$) (جدول ۳).

بحث

بازسازی و ترمیم بافت‌های از دست رفته‌ی دندانی مساله‌ای است، که دندانپزشکی ترمیمی همواره با آن رو به رو بوده و دندانپزشکان همواره با کمک مواد و روش‌های گوناگون سعی در بازگرداندن دوباره‌ی زیبایی و کارکرد دندان‌ها دارند. هدف از پژوهش کنونی، بررسی میزان ریزنشت در حفره‌های کلاس V ترمیم شده با کامپوزیت در دیواره های اینسیزالی و جینجیوالی و کیور شده به وسیله‌ی دو دستگاه پلاسما آرک و هالوژن بود که نتایج این بررسی نشان داد، که در ناحیه‌ی اینسیزال و جینجیوال هر دو گروه ریزنشت وجود داشت و در ناحیه‌ی اینسیزالی گروه پلاسما آرک ریزنشت به میزان معنادار بیشتر از هالوژن بود. در بررسی للایی (Llie) [۳۲]، باروس (Barross) [۱۱] و جین (Jain) [۳۳] و اکتاسلی (Uctasli) [۱۴] هم، استفاده از پلاسما آرک باعث ایجاد ریزنشت بیشتری شد. با این رو، در بررسی براکت [۲۵] هیچ گونه ریزنشتی در ناحیه‌ی اینسیزال و در دو گروه پلاسما آرک و هالوژن وجود نداشت ولی در بررسی‌های نیلگون [۷]، آگوئیر [۲۹]، فرانکا (Franca) [۳۴]، آمارال (Amaral) [۳۵]، کوبو [۸] و شاه [۲۶] با

Archive of SID

www.SID.ir

وجود اینکه ریزنشت وجود داشت ولی تفاوت آماری معناداری در میزان ریزنشت در ناحیه‌ی اینسیزالی با استفاده از دستگاه هالوژن و پلاسما آرک وجود نداشت ولی در بررسی‌های جیمز [۳۰] و استریکوس (Stritikus) [۳۶]، میزان ریزنشت در لبه‌ی اکلوزالی در پلاسما آرک کمتر بود که بررسی‌های تازه با پژوهش کنونی همسویی ندارد. در مورد زیادتر بودن ریزنشت در لبه‌ی اینسیزالی دستگاه پلاسما آرک ممکن است به عللی همچون سرعت زیادتر پلیمریزاسیون نسبت به زمان استفاده از دستگاه هالوژن و کاهش امکان سیلان کامپوزیت پیش از کیور در مرحله‌ی پیش و پس از حالت ژل اشاره کرد [۱۵].

در پژوهش کنونی در دیواره‌ی جینجیوال اختلاف معنادار میان ریزنشت دو گروه پلاسما آرک و هالوژن وجود نداشت که با بررسی باروس [۱۱] و کاوالکانته (Cavalcante) [۳۷] همسوست و با بررسی‌های براکت [۲۵]، باروس [۱۱]، جین [۳۳] و اکتاسلی [۱۴] همسویی ندارد، که در این بررسی‌ها ترمیم‌های کلاس V و II کیور شده با پلاسما آرک ریزنشت بیشتر و هماهنگی لبه‌ای کمتری در ناحیه‌ی جینجیوال نسبت به هالوژن داشتند، زیرا با توجه به نظر آنها با کاهش سرعت پلی مریزاسیون در دستگاه هالوژن وقت بیشتری برای سیلان و خنثی کردن فشار انقباضی کامپوزیت و تشکیل و تغییرات مولکولی وجود دارد، که سبب کاهش فشار انقباض پلی مریزاسیون می‌شود.

در مقایسه‌ی کلی ریزنشت دو گروه در نواحی اینسیزال و جینجیوال آشکار شد، که تفاوت معناداری در استفاده از دستگاه هالوژن و پلاسما آرک وجود ندارد، که با بررسی‌های کوبو [۸]، شاه [۲۶]، باروس [۱۱]، نیلگون [۷] و مگنو [۱۰] همسوست، ولی در بررسی للایی [۳۲] با استفاده از دستگاه پلاسما آرک انقباض پلی مریزاسیون بیشتری ایجاد شد که با پژوهش کنونی همسویی ندارد. در مورد مقایسه‌ی لبه‌های عاجی و مینایی می‌توان به این نکته اشاره کرد، که در لبه‌های عاجی ساز و کار باندینگ به سادگی لبه‌های مینایی نیست و علت آن طبیعت هیدروفیل عاج و همچنین مقدار مواد معدنی کمتر در عاج است که این بخش را به عنوان یک سوبسترای پیچیده جهت باندینگ مطرح می‌کند، در صورتی که در لبه‌های مینایی نفوذ رزین بر پایه‌ی ایجاد تگ‌های رزینی در اثر اچ کردن مینا با اسید فسفریک به وجود می‌آید و نفوذ رزین به بخش دکلسیفیه شده‌ی مینا استوار است، که اگر به درستی انجام شود ریزنشت در مینا به کمترین می‌رسد [۹].

با این رو، این مساله در مورد هر دو دستگاه پلاسما آرک و هالوژن به گونه‌ای یکسان وجود دارد و توجیه آشکاری در مورد تفاوت نداشتن کلی پلاسما آرک و هالوژن وجود ندارد و می‌توان تنها به این نکته اشاره کرد که ممکن است با افزایش شمار دندان‌های هر گروه نتیجه‌ی کلی بررسی متفاوت شود.

در بررسی کنونی، با این‌که به گونه‌ی آزمایشگاهی انجام شد و نتایج به دست آمده از بررسی‌های ریزنشت در محیط بیرون دهانی نمی‌تواند همانند بررسی‌های درون دهانی ارزیابی شود ولی می‌تواند مقایسه‌ی گروه‌ها را شدنی نماید [۳۸]. در این بررسی از روش نفوذ رنگ استفاده شد، که از ساده و رایج و کارآمدترین روش‌هاست که بررسی نمونه‌ها در زیر میکروسکوپ نوری انجام می‌شود [۷]. برتری روش نفوذ رنگ، در دسترس بودن و تکرارپذیری آن است [۳۸]. در بررسی کنونی، میزان ریزنشت توسط شناور سازی در فوشین ۰/۵ درصد به مدت ۲۴ ساعت اندازه‌گیری گردید. لازم به یادآوری است، که روش‌های شناوری درون رنگ از نظر گونه و غلظت و ماندگاری نمونه‌ها در رنگ متفاوت هستند. برای نمونه در بررسی‌های یازیسی (Yazici) [۳۱]، عطار (Attar) [۳۹]، ملک‌نژاد (Maleknejad) [۴۰] و کاراوگلانوگلو (Karaoglanoglu) [۴۱] هم، به مانند پژوهش کنونی از فوشین ۰/۵ درصد به مدت ۲۴ ساعت استفاده گردید. ولی در بررسی کاوالکانته [۳۷]، از غلظت و مدت ماندگاری متفاوتی استفاده شد و در برخی بررسی‌ها از متیلن بلو استفاده گردیده است. بنابراین، با توجه به این‌که در بررسی‌های گوناگون از مواد با غلظت و مدت زمان شناوری متفاوتی استفاده شده، گونه و غلظت مواد مورد استفاده تنها می‌تواند در مدت ماندگاری برای رنگ گرفتن نمونه‌ها اثر بگذارد و اثر دیگری ندارد.

همچنین در بررسی کنونی، از عملیات چرخه‌ی حرارتی استفاده گردید، زیرا در بررسی مهل (Mehl) [۴۲] نشان داده شد، که انجام چرخه‌ی حرارتی باعث کاهش توان باند و افزایش ریزنشت به میزان ۲۰ تا ۷۰ درصد می‌شود. در این پژوهش، شمار عملیات چرخه‌ی حرارتی جهت همانند سازی به محیط دهان ۱۰۰۰ بار با دمای ۵ و ۵۵ درجه‌ی سانتی‌گراد بود، که برای این کار در بررسی‌های گوناگون شمار دفعات و دمای استفاده شده طیف گسترده‌ای داشت. برای نمونه در پژوهش شفیعی [۳۸]، ۵۰۰ بار و کوبو ۵۰۰۰ بار عملیات چرخه‌ی حرارتی انجام شد [۸] و یا در بررسی عباس (Abbas) دمای ۴ و ۶۵ درجه‌ی سانتی گراد به کار

Archive of SID

www.SID.ir

رفت [۴۳] و از آنجا که هماهنگی با همه‌ی بررسی‌ها شدنی نبود این تفاوت عمل در شمار چرخه‌ی حرارتی هم ممکن است بر روی نتایج پژوهش موثر باشد، که اجتناب ناپذیر به نظر می‌رسد.

از دلایلی که به نظر می‌رسد سبب تفاوت نتایج بررسی کنونی با پژوهش‌های غیر همسو چه از نظر تکنیک ترمیم و چه از نظر نور دهی باشد می‌توان به گونه‌ی دندان مورد بررسی (دندان‌های پیشین، پره مولرها و یا مولرها)، شمار دندان‌ها و یا گروه‌ها و همچنین گونه و زمان شناور سازی در ماده‌ی رنگی، گونه‌ی دستگاه‌های لایت کیور و روش قرار دادن ترمیم اشاره کرد. در ضمن، در برخی از بررسی‌ها دندان مورد استفاده دندان گاو بود، ولی در پژوهش کنونی طی سه ماه ۸۰ دندان سالم سانترال فک بالا گردآوری و در زمان گردآوری دندان‌ها تاریخ کشیده شدن ثبت شد. برای یکسان سازی گروه‌ها از نظر زمان کشیده شدن دندان‌ها، در هنگام تقسیم آنها در میان گروه‌ها، در هر یک از گروه‌ها از دندان‌هایی استفاده شد که از نظر زمان کشیده شدن و نگه داری با گروه دیگر همانند باشد. در ضمن، گونه‌ی حفره‌های ایجاد شده در بررسی کنونی، کلاس V با لبه‌ی اینسیزالی در مینا و لبه‌ی جینجیوالی در روی ریشه بود، ولی در پژوهش اکتاسلی [۱۴]، ارنست (Ernst) [۴۴] و ایشی کاوا (Ishikawa) [۲۱] تراش حفره‌ها به کلاس I یا II بود.

همچنین کامپوزیت مورد مصرف در این بررسی هیبرید و از گونه‌ی آملوژن با رنگ A3 بود، که همه‌ی دندان‌ها با این گونه کامپوزیت ترمیم شدند، که نشان تجاری و گونه‌ی این کامپوزیت تنها با کامپوزیت مصرفی در بررسی براکت [۲۵] یکسان و با دیگر کامپوزیت‌های مصرفی در بررسی‌های دیگر متفاوت بود. لازم به شرح است، که این کامپوزیت به دلیل نسبت بالای فیلر به ماتریس می‌تواند عبور پرتو را از کامپوزیت رزین دشوارتر نماید و شاید بر نتیجه‌ی بررسی موثر باشد [۱۱ و ۱۴]. ولی از آنجا که تنها از یک گونه کامپوزیت برای ترمیم همه‌ی نمونه‌ها استفاده شد این اثر برای همه‌ی نمونه‌ها یکسان بود و در روی نتایج اثری نداشت. رنگ کامپوزیت هم ممکن است در عمق کیور اثر بگذارد و علت آن بازتاب یا جذب نور در رنگ‌های گوناگون است، که هر چه رنگ تیره‌تر باشد کمتر کیور می‌شود و مدت زمان نور دهی باید افزایش یابد [۱۹]. بنابراین، در همه‌ی نمونه‌ها از کامپوزیت با رنگ A3 استفاده شد. همچنین، چند متغیر دیگر مربوط به دستگاه‌های کیور کننده هم بر عمق کیور ترمیم ترکیبات رزینی و در نتیجه چسبندگی مناسب یا نامناسب آن اثر گذار است که این متغیرها می‌تواند ناشی از عواملی همچون آلودگی نوک وسیله یا عوامل مرتبط با گونه‌ی کارکرد با دستگاه کیور کننده مانند جهت تابش پرتو، فاصله و اندازه‌ی نوک وسیله یا عوامل در پیوند با حفره همچون شکل حفره و ضخامت ماده‌ی ترمیمی مورد مصرف باشد [۷، ۱۰، ۱۴ و ۲۹]. در پژوهش کنونی، از یک گونه دستگاه هالوژن و یک گونه دستگاه پلاسما آرک استفاده شد و فاصله‌ی میان نوک دستگاه تا ترمیم در کم‌ترین اندازه‌ی ممکن بود زیرا حداکثر خواص فیزیکی مکانیکی کامپوزیت با نور دهی از این فاصله به دست می‌آید.

در پژوهش کنونی پیش از آغاز ترمیم سه بار شدت نور در دستگاه‌ها اندازه‌گیری شد، که متوسط شدت نور در دستگاه هالوژن ۵۰۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع بود، زیرا در مورد شدت نور بر پایه‌ی نظر مهل [۴۲]، شدت نور کمتر از ۲۸۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع نمی‌تواند به اندازه‌ی کافی باعث آغاز واکنش در کامپوزیت برای ایجاد واکنش مناسب شود در غیر این صورت کامپوزیت به خوبی پلی مریزه نمی‌شود و درجه‌ی تبدیل (Degree of conversion) از منومر به پلیمر کاهش می‌یابد. از سویی دیگر، تابش نور بیشتر از اندازه‌ی معمول از لحاظ شدت یا زمان نور دهی هم می‌تواند باعث افزایش زمان کار و یا آسیب به مینا در اثر افزایش میزان انقباض پلی مریزاسیون شود [۴۲].

در پژوهش کنونی، روش نور دهی با دستگاه هالوژن به گونه‌ی معمولی (Conventional) بود. در ضمن مدت زمان نور دهی ۴۰ ثانیه بود که بر پایه‌ی نظر آی پی (IP) [۴۵] برابر با ۴ ثانیه در دستگاه پلاسما آرک است، که کمتر از آن باعث شکست در باند به دندان می‌شود بنابراین، نور دهی با همین مدت انجام شد. ولی در بررسی استرل (Oestrle) [۱۹]، پته مرید (Pettemerides) [۴۶]، ایشی کاوا [۲۱] و فرانکا (Franca) [۳۴]، زمان ۲ تا ۳ ثانیه و در بررسی مگنو [۱۰] ۶ ثانیه بود. با این رو، استفاده از دستگاه‌های با شدت نور دهی بالا سبب به دست آوردن پلی مریزاسیون کامل‌تری در کامپوزیت‌ها می‌شود و زمان درمان را هم کاهش می‌دهد ولی به نظر می‌رسد که نمی‌تواند حداکثر خواص مکانیکی را ایجاد نماید [۴۴].

شدت نور برای کیور کامپوزیت‌ها بر روی خواص مکانیکی و انقباض پلی‌مریزاسیون کامپوزیت‌ها موثر است. گر چه شدت نور بیشتر باعث افزایش میزان درجه‌ی پلی مریزاسیون و افزایش

Archive of SID

www.SID.ir

خواص مکانیکی کامپوزیت و افزایش عمق کیور می‌شود ولی اگر میزان فشار ناشی از پلی مریزاسیون کاهش نیابد، باند مناسب از دست می‌رود و به دندان آسیب وارد می‌شود [۴۷]، زیرا انقباض زیاد پلی مریزاسیون کامپوزیت‌ها سبب ایجاد شکستگی در مینا و ترک در درون کاسپ‌ها و جا به جا شدن آنها، افزایش ریزنشت و ایجاد درد پس از ترمیم می‌شود. در ضمن، با توجه به نظر نیلگون [۷] طول موج پرتو خروجی از دستگاه‌های کیور کننده هم می‌تواند در نتیجه‌ی بررسی موثر باشد و به نظر می‌رسد طول موج پلاسما آرک کمی با هالوژن متفاوت باشد، که در این بررسی طول موج دو دستگاه مقایسه نشد ولی، از آنجا که کامفور کینون موجود در کامپوزیت در طول موج ۴۷۰ تا ۴۸۰ نانومتر پلی مریزه می‌شود، که این میزان هم توسط دستگاه پلاسما آرک و هم توسط دستگاه هالوژن می‌تواند ایجاد شود، بر روی نتیجه‌ی بررسی اثری ندارد.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌های این پژوهش آزمایشگاهی و C عامل بالای حفره‌های ایجاد شده، هیچ یک از روش‌های نوردهی توسط دستگاه های هالوژن و پلاسما آرک نتوانست ریزنشت در کامپوزیت را به گونه‌ی کامل از میان ببرد بنابراین در نتایج یاد شده پیشنهاد می‌شود، که در ترمیم‌هایی با لبه‌ی مینایی استفاده از دستگاه هالوژن و در کل ترمیم‌های کامپوزیتی پلاسما آرک به دلیل زمان کوتاه‌تر درمان به کار رود.

سپاسگزاری

نویسندگان از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد که مسوولیت تامین مالی این پژوهش را عهده دار بودند، سپاسگزاری می‌نمایند.

******

References

1. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent 1997; 22: 173-185.
2. Roberson TM. Heymann HO, Edward J, Swift EJ. Sturdevant's Art and science of operative Dentistry 5th ed., St. Louis Missouri: Mosby Elsevier; 2006. p. 500-571.
3. Soma H, Miyagawa Y, Ogura H. Setting and flexural properties of metal-resin composite using Ag-Cu particles as filler and chemical accelerator. Dent Mater J 2003; 22: 543-555.
4. Condon JR, Feiracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. J Biomater 2002; 23: 3807-3815.
5. Koupis NS, Martens LC, Verbeeck RM. Relative curing degree of polyacid-modified and conventional resin composites determined by surface knoop hardness. Dent Mater 2006; 22: 1045-1050.
6. Strydom C. Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. SADJ 2005; 60: 252-253.
7. Nilgun Ozturk A, Usumez A, Ozturk B, Usumez S. Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restorations. J Oral Rehabil 2004; 31: 500-504.
8. Kubo S, Yokota H, Yokota H, Hayashi Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. J Dent 2004; 32: 247-254.
9. Nalçaci A, Salbaş M, Ulusoy N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. J Adhes Dent 2005; 7: 309-314.
10. Magno AF, Martins RP, Vaz LG, Martins LP. In vitro lingual bracket evaluation of indirect bonding with plasma arc, LED and halogen light. Orthod Craniofac Res 2010; 13: 48-55.
11. Barros GK, Aguiar FH, Santos AJ, Lovadino JR. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. Oper Dent 2003; 28: 642-646.

Archive of SID

www.SID.ir

12. Amaral CM, Peris AR, Ambrosano GM, Pimenta LA. Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques. Am J Dent 2004; 17: 156-160.
13. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 126: 194-199.
14. Uctasli S, Shortall AC, Burke FJ. Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. Am J Dent 2002; 15: 153-158.
15. Summitt JB, Robbins WJ, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 3rd ed., Chicago: Quintessence; 2006; 8: 179-211.
16. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and hight-intensity light–curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119: 30-35.
17. Eliades T, Johnston WM, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995; 107: 11-19.
18. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Sfondrini G. A xenon arc light-curing unit for bonding and bleaching. J Clin Orthod 2003; 34: 94-96.
19. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 119: 610-616.
20. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. Clin Oral Investig 2000; 4: 140-147.
21. Ishikawa H, Komori A, Kojima I, Ando F. Orthodontic bracket bonding with a plasma-arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001; 120: 58-63.
22. Yu HS, Lee KJ, Jin GC, Baik HS. Comparison of the shear Bond strength of brackets using the LED curing light and plasma arc curing light: polymerization time. World J Orthod 2007; 8: 129-135.
23. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. J Prosthet Dent 1998; 79: 372-377.
24. Manzo B, Liistro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125: 30-35.
25. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. Am J Dent 2000; 13: 121-122.
26. Shah S, Roebuck EM, Nugent Z, Deery C. In vitro microleakage of a fissure sealant polymerized by either a quartz tungsten halogen curing light or a plasma arc curing light. Int J Paediatr Dent 2007; 17: 371-377.
27. Hardan LS, Amm EW, Ghayad A. Effect of different modes of light curing and resin composites on microleakage of Class II restorations. Odontostomat Trop 2008; 31: 27-34.
28. James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effect of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 555-561.
29. Aguiar FH, Ajudarte KF, Lovadino JR. Effect of light curing modes and filling techniques on microleakage of posterior resin composite restorations. Oper Dent 2002; 27: 557-562.

Archive of SID

www.SID.ir

30. James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123: 555-561.
31. Yazici AR, Baseren M, Dayangaç B. The effect of flowable resin composite on Microleakage in class V cavities. Oper Dent 2003; 28: 42-46.
32. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann KH. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. Dent Mater 2005; 21: 483-489.
33. Jain P, Pershing A. Depth of cure and microleakage with hight-intensity and ramped resin-based composite curing lights. J Am Dent Assoc 2003; 134: 1215-1223.
34. França FM, Hori FS, dos Santos AJ, Lovadino JR. The effect of insertion and photopolymerization techniques on microleakage of class V cavities--a quantitative evaluation. Braz Oral Res 2005; 19: 30-35.
35. Amaral CM, Peris AR, Ambrosano GM, Pimenta LA. Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques. Am J Dent 2004; 17: 156-160.
36. Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. J Clin Pediatr Dent 2000; 24: 221-227.
37. Cavalcante LM, Peris AR, Ambrosano GM, Ritter AV, Pimenta LA. Effect of photoadtivation systems and resin composites on microleakage of esthetic restorations. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 70-79.
38. Shafiei F, Memarpour M. Effect of light intensity and flowable liner on microleakage of class V composite resin restorations. Shiraz Univ Med Scien J Dent 2008; 9: 66-76.
39. Attar N, Korkmaz Y. Effect of two light- emitting diode and one halogen curing light on the Microleakage of class V flowable composite restorations. J Contemp Dent Pract 2007; 8: 80-88.
40. Maleknejad F, Moosavi H, Shahriari R, Sarabi N, Shayankhah T. The effect of different adhesive types and curing methods on Microleakage and the marginal adaptation of composite veneers. J Contemp Dent Pract 2009; 10: 18-26.
41. Karaoğlanoğlu S, Akgül N, Ozdabak HN, Akgül HM. Effectiveness of surface protection for glass-ionomer,resin modified glass ionomer, and polyacid modified composite resins. Dent Mater J 2009; 28: 96-101.
42. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent 1997; 25: 321-330.
43. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. J Dent 2003; 31: 437-444.
44. Ernst CP, Kürschner R, Rippin G, Willershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. Am J Dent 2000; 13: 69-72.
45. Ip TB, Rock WP. A comparison of three light curing units for bonding adhesive pre-coated brackets. J Orthod 2004; 31: 243-247.
46. Pettemerides AP, Ireland AJ, Sherriff M. An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light- cured composite ant a resin-modified glass poly (alkeonate) cement in orthodontic bonding. J Orthod 2001; 28: 237-244.
47. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dent Mater 2000; 16: 292-296.

Archive of SID

www.SID.ir