

مقایسه‌ی میزان توانایی و اثر بسندگی هدایت نور اینله‌های از پیش ساخته‌ی سرانا (CERANA)، با اینله‌های همانند از جنس بایوگلاس و چینی دندانپزشکی در افزایش سختی کامپازیت های خلفی

سید مصطفی معظمی* - محبت کاویان**

* استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد
** استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی کرمان

چکیده

بیان مساله: روشهایی بسیار برای چیرگی بر مشکلات ناشی از کاربرد کامپازیت های نوری، مانند عمق، سرعت و الگوی انقباضی پلی مریشن وجود دارد. از آن میان، می توان به استفاده از ماتریکس شفاف یا بازتاب کننده نور، وج های پروگزیمالی انتقال دهنده ی نور، قرار دادن لایه لایه ای کامپازیت، کاربرد قطعات گلاس- سرامیک و استفاده از مخروطهای شفاف و بهره گیری از الگوی های متفاوت تابشی اشاره کرد.

هدف: هدف از این پژوهش، بررسی و مقایسه ی میزان توانایی و بسندگی هدایت نور اینله ی از پیش ساخته شده ی سرانا با اینله‌های ساخته شده از جنس چینی و سه فرمول تازه ی بایوگلاس- سرامیک و اثر آنها در افزایش سختی پایانی کامپازیت در ترمیم‌های خلفی است.

مواد و روش: در این پژوهش تجربی آزمایشگاهی، شمار ۹۰ عدد دندان مولر، که به نه گروه ده تایی بخش شدند، استفاده شد و حفره هایی در سطح اکلوزال همه ی دندان ها به شکل و اندازه ی به دست آمده از فرز اندازه ی متوسط در کیت سرانا (CERANA) فراهم شدند. شمار ۴۰ عدد اینله‌های هادی نور از جنس‌های چینی Vita 230 VMK و بایوگلاس- سرامیک با فرمول های متفاوت تازه و با کدهای MOAZ5، MOAZ4، MOAZ6 به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده ی سرانا به اندازه ی متوسط ساخته شد. چهار گروه شاهد، شامل گروه‌های One bulk و لایه‌لایه‌ای با دو وضعیت نور دهی متفاوت با فاصله های صفر میلی متر نسبت به دندان و چهار میلی متر از سطح کامپازیت در نظر گرفته شد. همه ی حفره ها در گروه های شاهد، با کامپازیت Colten® به رنگ A₃ و اعمال ۸۰ ثانیه نور برای گروه های شاهد منفی One bulk و آزمایشی و ۲×۴ ثانیه برای گروه های شاهد مثبت Incremental، به وسیله ی دستگاه Coltolux 2.5® ترمیم شدند و پس از قرار دادن نمونه‌ها در اپوکسی رزین و برش آنها با دیسک الماسی همراه خنک کننده ی آب و پرداخت با کاغذ سمباده سلیکون کارباید با زبری ۱۲۰۰، نمونه‌ها تحت ریزسختی سنجی در اعماق صفر تا چهار میلی متری با فاصله‌های یک میلی متری از هم و ۵۰ میکرون با فاصله و در طول اینله‌ها و نیز، نقاط متناظر در گروه‌های شاهد قرار گرفته و اعداد به دست آمده از سنجش ریزسختی، با آزمون‌های آماری ANOVA و Duncan و آکایو شدند. در کنار این بررسی، برای همه ی گروه ها آزمون نفوذ رنگ برای تایید یافته های آماری، انجام پذیرفت.

یافته ها: آزمون های آماری نشان داد، که گروه های آزمایش دارای اینله های چینی Vita 230 VMK، MOAZ6 و MOAZ4 از نظر تغییرات سختی در عمق چهار میلی متری به ترتیب ۲۰، ۱۹، ۴ درصد افزایش و گروه سرانا، یک درصد کاهش را نسبت به سطح داشته اند. این در حالی بود، که اینله‌های از جنس MOAZ5، دارای بالاترین میزان

* نویسنده مسوول مکاتبات: سید مصطفی معظمی. مشهد- میدان پارک ملت- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد- گروه

Email: s-m-moazzami@mums.ac.ir

آموزشی ترمیمی و زیبایی- تلفن: ۰۵۱۱-۸۸۲۹۵۱۰

هدایت نور در میان گروه‌های آزمایشی بودند، به گونه ای، که افزایش ۴۱ درصد سختی در عمیق ترین نقاط (عمق چهار میلی متری) را از خود نشان دادند. همچنین، برای گروه های شاهد، شامل:

(C⁺) Incremental 0.0mm و (C⁺) One bulk 4.0mm و (C⁺) Incremental 4.0mm و (C⁺) One bulk 0.0mm

به ترتیب، مقادیر ۲، ۲۲، ۵۰ و ۲۱ درصد کاهش سختی در عمق چهار میلی متری نسبت به سطح به دست آمد. در پایان، آزمون نفوذ رنگ در گروه های شاهد و آزمایشی نتایج حاصل از ریز سختی سنجی را تایید کرد.

نتیجه گیری: قرار دادن اینله‌های از جنس MOAZ5 در ترمیم‌های کامپازیت، باعث رسانش بیشتر نور و افزایش سختی در اعماق ترمیم شده و ضمن ایجاد یکنواختی و همزمانی بیشتر کیورینگ در اعماق گوناگون ترمیم و ایجاد سختی و پلی‌مریزیشن بیشتر در کف حفره، امکان حذف یا کاهش مایکرولیکیج را بیشتر فراهم می‌سازد.

واژگان کلیدی: سختی، اینله‌های از پیش ساخته شده، سرانا، بایوگلاس

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۵/۱۴

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۲/۱۰

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، سال ششم؛ شماره ۳ و ۴، ۱۳۸۴ صفحه ی ۱۰۹ تا ۱۲۱

مقدمه

جورج (George) و همکاران در سال ۱۹۹۵، با توجه به مساله ی کاهش حجم کامپازیت مصرفی به دلیل قرار دادن قطعات گلاس-سرامیک در توده ی ماده ی ترمیمی، از آنها در نمونه‌های دندان‌های ومولدهای استوانه ای استفاده کرد و نشان داد، که فاصله ی کناری (Marginal gap) کاهش می‌یابد. گفتنی است، که در بررسی یاد شده از قطعات شیشه و چینی، به عنوان هادی نور استفاده نشده بود.^(۷) باقری و معظمی در سال ۱۳۷۴، روشی نوین در سخت کردن ترمیم‌های کلاس دو کامپازیت معرفی کردند، که بر پایه ی کاربرد قطعات هادی نور شیشه‌ای و چینی اچ و سایلینیت شده در چهار گونه ی مختلف، که در توده ی کامپازیت پیش از پلی‌مریزیشن فرو برده می‌شوند، استوار است. آنها ضمن تاکید بر برتری‌ها و بسندگی کاربرد این چنین قطعاتی نتیجه گرفتند، که قطعات هادی نور استوانه‌ای شیشه‌ای با کفایت ترین قطعه در انتقال نور و افزایش سختی نقاط گوناگون، به ویژه نقاط انتهایی در توده ی کامپازیت شناخته شد.^(۸) به دنبال آن، معظمی و علاقه مند در سال ۱۳۷۶، اثر کاربرد قطعات هادی نوری پیشنهاد شده در بررسی پیشین را در کاهش ریز نشست مینایی و عاجی ترمیم‌های کامپازیتی دندان‌های پشتی بررسی کردند و نتیجه گرفتند، که به کارگیری این قطعات، می‌تواند مشکلات ناشی از قراردادن و پلی‌مریزیشن توده ای

استفاده از کامپازیت‌ها، به عنوان مواد ترمیمی برای دندان‌های جلویی از دهه ی ۱۹۶۰ رواج داشته است.^(۱) در سال‌های اخیر، کامپازیت، به عنوان ماده‌ی ترمیمی در دندان‌های پشتی نسبت به گذشته کارایی بهتر را فراهم می‌سازد^(۲)، ولی معایب و مشکلاتی بسیار در مورد این ترمیم‌ها وجود دارد، که هنوز از میان نرفته است. این مشکلات، عبارت هستند از: ۱- انقباض ناشی از پلی‌مریزیشن و پی آمدهای ویرانگر ناشی از آن^(۳)، ۲- پلی‌مریزیشن نا کافی در لایه‌های عمقی تر کامپازیت^(۴)، ۳- الگوی بردارهای انقباضی هنگام پلی‌مریزیشن در کامپازیت‌های نوری^(۵)، ۴- نبود پلی‌مریزیشن یکنواخت و همزمان در توده‌ی ترمیم^(۶). روش‌هایی متعدد برای چیرگی بر مشکلات ناشی از پلی‌مریزیشن نوری پیشنهاد شده است. یکی از این روش‌ها، استفاده از نوار ماتریکس شفاف و وج‌های هادی نور یا بازتاب‌کننده‌ی طرفی نورااست^(۷). روش‌های دیگر، شامل استفاده از ماتریکس‌های بازتاب‌کننده‌ی نور، شیوه‌ی قرار دادن و پلی‌مریزیشن لایه‌لایه‌ای (Incremental) کامپازیت، استفاده از قطعات گلاس-سرامیک بتاکوارتز و قطعات کامپازیتی از پیش پلی‌مریزه شده در توده‌ی ماده ترمیمی و استفاده از مخروط‌های ترانس پارانست، که به انتهای Curing wand متصل می‌شوند^(۴).

ترمیم‌های کامپوزیتی مورد آزمایش قرار داده شوند. تلاش بر آن است، که قطعه‌ی اپتیکی یا اینله‌ی از پیش ساخته شده با بیشترین میزان هدایت نور و بیشترین توان در ایجاد سختی عمیق گوناگون تعیین و معرفی گردد.

مواد و روش

شمار ۹۰ عدد دندان مولر انتخاب شدند. سپس، حفره‌هایی در سطح اکلوژال دندان‌ها به وسیله‌ی توربین و فرز فیشر الماسی ایجاد شدند. شکل و اندازه‌ی پایانی حفره، با استفاده از فرز اندازه‌ی متوسط موجود در کیت سرانا فراهم شد. شمار ۴۰ عدد قطعه‌ی هادی نور از جنس چینی Vita 230 VMK, Bioglass** با سه فرمول جداگانه‌ی MOAZ6, MOAZ5, MOAZ4، که در کارخانه‌ی لعاب مشهد فرموله و فراهم شدند و به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده‌ی سرانا و اندازه‌ی متوسط، به شرح زیر ساخته شدند. پودر چینی Vita 230 VMK در استوانه‌هایی با ابعاد ۱۲ میلی متر بلندی و چهار میلی متر قطر از جنس ورقه‌های نازک مس به خوبی متراکم شده و در کوره‌ی ویتا**، بر پایه‌ی برنامه‌ی ۸۲۰ پخته شد (شکل ۱ و ۲).

با استفاده از هندپیس و توربین و فرز الماسی از این استوانه‌های به دست آمده، قطعاتی به شکل اینله‌های سرانا و به ابعاد تعیین شده (چهار میلی متر بلندی قطعه، چهار میلی متر بلندی دسته، چهار میلی متر پهنای قطعه در بخش ابتدایی و ۲/۵ میلی متر پهنای قطعه در بخش انتهایی) ساخته شد (شکل ۳ و ۴). ساختن قطعات هادی نور از جنس شیشه با استفاده از مفتول‌های بیوگلاس به ابعاد ۳۰ سانتی متر بلندی و ۳/۵ میلی متر قطر و در سه جنس گوناگون یاد شده با کدهای MOAZ6, MOAZ5, MOAZ4 به همان شیوه‌ی گفته شده در بالا و در اشکال و ابعاد یاد شده، آماده شدند (شکل ۵ و ۶). کامپوزیت مصرفی در این بررسی، **Brilliant® A₃** از کارخانه‌ی **Coltene®** انتخاب و روش قرار دادن کامپوزیت به صورت توده‌ای بود. برای جلوگیری از خطای نگهداری دستگاه لایت کیور با دست، در همه‌ی نمونه‌ها، آن را بر روی پایه‌ی

کامپوزیت را به پایین‌ترین اندازه برساند. آنها در بررسی خود پیشنهاد کرده بودند، که بهتر است قطعات و فرزهایی در اندازه‌های گوناگون به این منظور ساخته شوند^(۹). به تازگی، سیستمی جدید به نام سرانا (CERANA®) از کارخانه‌ی Nordiska Dental سوئد ساخته شده است، که در بردارنده‌ی اینله‌های از پیش ساخته شده از جنس شیشه-سرامیک مقاوم شده با لوسیت (Lucite) است، که کیت‌های آنها، در بردارنده‌ی فرزهای هم شکل وهم اندازه با اینله‌های از پیش ساخته شده‌ی لوسیت لچ و سایلینیزه شده، است. در این روش، حفره با استفاده از فرز مخروطی هم اندازه با ضایعه و اینله سرامیکی آماده می‌شود و اینله با همان اندازه و شکل، با استفاده از مواد رزینی چسبانده می‌شود. ترمیم پایانی شامل یک اینله‌ی لوسیت باند شده و رزین کامپوزیت ترمیمی است. برایان میلار (Brain millar) و برلت رابینسون (Brelt Robinson) تاکید می‌کنند، که این ترکیب سرامیک و کامپوزیت، ترمیمی با مایکرولیکیج پایین و مقاومت سایشی پیشرفته را فراهم می‌سازد^(۱۰).

به دنبال بررسی باقری و معظمی در سال ۱۳۷۴^(۸) بر روی کاربرد قطعات هادی نور درون ترمیمی در سخت کردن کامپوزیت ترمیم‌های کلاس دو و در پی آن، بررسی اثر این قطعات بر روی کاهش میکرولیکیج سرویکالی کامپوزیت‌های پستی به وسیله‌ی معظمی و علاقه‌مند در سال ۱۳۷۶^(۹) و در پی پژوهشی با عنوان پایداری شیمیایی و فیزیکی بیوگلاس و مقایسه‌ی آن با کامپوزیت نوری و چینی دندانپزشکی در محیط بازسازی شده‌ی دهان، که به وسیله‌ی معظمی و سدیدزاده در سال ۱۳۷۷ انجام شد^(۱۱) و نیز، به دنبال بررسی‌های نوین که در این زمینه درباره‌ی کاربرد اینله‌های از پیش آماده‌ی سرانا در حفرات کلاس دو در سوئد انجام گرفته است^(۱۰)، بنا بر این شد، که در این پژوهش، قطعاتی به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده‌ی سرانا و از جنس‌های گوناگون Vita 230 VMK و سه گونه بیوگلاس با عناوین MOAZ6, MOAZ5, MOAZ 4 تراشیده و آماده کرده و به عنوان هادی نور برای افزایش سختی انتهای

استفاده از دستگاه ریزسختی سنجی ویکرز (MATSUZAWA MHT2****)، در نقاط معین شده از نمونه‌ها، ریزسختی سنجی انجام گرفت (شکل ۱، ۱۱ و ۱۲).

نقاط مشخص شده، شامل پنج نقطه‌ی کد گذاری شده در عمق صفر، یعنی ۲۵ میکرون از سطح کامپازیت و اعماق ۱، ۲، ۳ و ۴ میلی متری حفره با فاصله‌ی ۲۵ میکرونی از وج قرار داشتند (شکل ۱۱ و ۱۲). برای گروه‌های شاهد نیز، در اعماق متناظر با اعماق مورد آزمایش در گروه‌های آزمایشی، آزمون ریزسختی سنجی انجام گرفت. اعداد به دست آمده از سختی سنجی، مورد بررسی آماری با نرم افزار SPSS و آزمون‌های ANOVA و Duncan قرار گرفتند.

در آغاز، برای گروه‌های آزمایشی، یعنی گروه‌هایی، که از قطعات ایتیکی در آنها استفاده شده بود، آنالیز واریانس یک متغیره دو عامله (عمق و جنس قطعه) انجام شد. سپس، برای مقایسه ی گروه‌های آزمایش و شاهد، آنالیز واریانس دو عامله (عمق و گروه) یک متغیره انجام پذیرفت و پس از آن، آزمون دانکن برای مقایسه‌ی دو به دو میان گروه‌های نه‌گانه، از نظر دو عامل گروه و عمق، انجام پذیرفت.

آزمایشگاهی سوار کرده و به گونه ای، که تیوب فایبراپتیک آن عمود بر سطح نمونه‌ها و با فاصله ی صفر میلی متر از سطح دندان (در گروه های ۱ و ۲) و چهار میلی‌متر از سطح کامپازیت (در گروه‌های ۳ تا ۹) قرار گیرد (شکل ۷، ۸، ۹). زمان تابش برای همه ی نمونه‌ها، ۸۰ ثانیه انتخاب شد. مواد مصرفی و گروه‌های آزمایشی و شاهد به ترتیب، در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده اند.

پس از قرار دادن کامپازیت در حفره ی فراهم شده و صاف کردن سطح آن با قلم تفلنی مناسب، با استفاده از پلایر مخصوص کیت سرانا وج‌های هادی نور با فشار در درون حفره قرار داده شده و افزوده های کامپازیت برداشته شده و سپس، دندان‌ها در زیر ۸۰ ثانیه تابش نور به وسیله‌ی دستگاه Colt lux 2.5**** قرار گرفتند. پس از آماده شدن هر گروه ده تایی، آنها را در قالب‌های آلومینیومی با اپوکسی رزین مولد کرده و بی درنگ در انکوباتور ۳۷ درجه ی سانتی گراد و به مدت ۲۴ ساعت قرار داده شدند. پس از این مدت، نمونه‌ها، با استفاده از دستگاه برش، از میان برش خورده و سطح نمونه‌ها با کاغذ کارباید سیلیکون (Silicon carbide paper) شماره ی ۸۰۰ و ۱۲۰۰ همراه با آب پرداخت شده و سپس، با

جدول ۱: مواد و لوازم مصرفی

<p>* 230 VMK 68N VITA VMK 68N Vita Metall-Keramik Made in Germany</p>	<p>**Bioglass کارخانه‌ی لعاب مشهد، موسسه‌ی تحقیقاتی پرکاوس نشانی: مشهد- کیلومتر ۱۸ جاده مشهد- قوچان تلفن: ۳-۶۶۲۰۲۹۱-۶۶۲۰۳۹۵ پست الکترونیک: paretavous@hotmail.com صندوق پستی: ۹۱۳۷۵/۵۳۹۵۱</p>	<p>***VITA VACUMAT 200 220V 50/60 Hz Vita Zahnfabrik/H Rauter Gmb & Co. KG Postfach 1338 D- 7880 Bad Sachingen Tel: 07761-562-0 Made in Germany</p>
<p>****Coltene® BRILIANT DENTIN DENTIN A_{3,5} Dark Yellow (DY) Art. NO. 7328 Lot. NO. DD641 Coltene AG CH-9450 Altstätten/Switzerland</p>	<p>***** Colt lux 2.5 Light curing unit Ivoclar Vivadent AG Bendererstrasse 2 FL-9494 Schaan, Liechtenstein Tel. +423 / 235 33 60 Fax +423 / 235 33 60 www.ivocarvivadent.com</p>	<p>***** MATSUZAWA SEIKI Co. LTD. HEAD OFFICE & FACTORY 7-16, 2-CHOME, KEIHINJIMA, OTA-KU, TOKYO, 143 JAPAN TEL (03) 790-3001 FAX (03) 790-3007 Standard Microhardness Tester Model: MHT2</p>

جدول ۲: گروه های کنترل چهارگانه و آزمایشی پنج گانه، نام اختصاری و روش های قرار دادن کامپازیت و فواصل نور دهی.

گروه ها	نام اختصاری	روش های قرار دادن کامپازیت و فاصله های نوردهی
شاهد	۱	One Bulk، نوک دستگاه لایت کیور، بی فاصله از دندان، (One Bulk 0.0mm)
	۲	Incremental، نوک دستگاه لایت کیور، بی فاصله از دندان (Incremental 0.0mm)
	۳	One- Bulk، نوک دستگاه لایت کیور، بافاصله ی چهار میلی متر از سطح کامپازیت (One Bulk 4.0mm)
	۴	Incremental، نوک دستگاه لایت کیور، بافاصله ی چهار میلی متر از سطح کامپازیت (Incremental 4.0mm)
آزمایشی	۵	با به کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس MOAZ4 و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته ی قطعه
	۶	با به کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس MOAZ5 و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته ی قطعه
	۷	با به کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس MOAZ6 و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته ی قطعه
	۸	با به کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس CERANA و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته ی قطعه
	۹	با به کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس چینی Vita 230 VMK و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته ی قطعه



شکل ۴: پایان تراش قطعه (چینی) به شکل اینله ی سرانا و ابعاد تعیین شده.



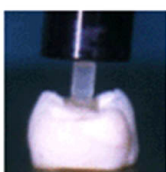
شکل ۳: آغاز تراش قطعه (چینی) به شکل اینله ی سرانا با استفاده از توربین و فرز الماسی شماره ی ۲۰ و هندپیس لابراتواری.



شکل ۲: جدا کردن استوانه ی چینی پخته شده از قالب حلقه ی مس.



شکل ۱: استوانه های مسی پر شده به وسیله ی پودر چینی متراکم شده و آماده برای پخت در کوره ی وینا.



شکل ۸: فاصله ی چهار میلی متری سر تیوب دستگاه لایت کیور از سطح ترمیم کامپازیت نشان داده می شود.



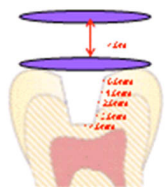
شکل ۷: تنظیم وضعیت سر دستگاه لایت کیور در فاصله ی صفر میلی متری از سطح دندان و چهار میلی متری از سطح ترمیم کامپوزیت (بر روی دسته وج) با استفاده از پایه ی آزمایشگاهی



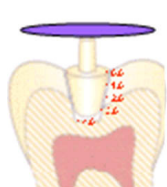
شکل ۶: ادامه ی تراش قطعه (Bioglass) و چگونگی مراحل تراش به شکل اینله های از پیش آمده ی سرانا



شکل ۵: آغاز تراش قطعه (Bioglass) به شکل اینله ی از پیش آمده ی سرانا با استفاده از توربین و فرز الماسی شماره ی ۲۰ و هندپیس لابراتواری



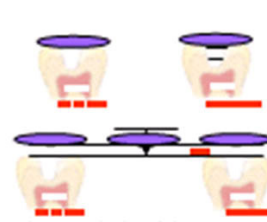
شکل ۱۲: نقاط سختی سنجی شده متناظر با گروه های آزمایش. در گروه های شاهد مثبت و منفی



شکل ۱۱: نقاط سختی سنجی شده در اعماق صفر تا چهار میلی متری در گروه های آزمایش



شکل ۱۰: نمای کلی دستگاه ریزسختی سنجی ویکروز (Matsuzawa MHT2).



شکل ۹: شماتیک فاصله ی صفر میلی متری از سطح دندان و چهار میلی متری از سطح ترمیم کامپازیت

یافته‌ها

کدامیک از قطعات اپتیکی توانایی بیشتر در هدایت نور و افزایش در عمق و میزان پلی مریزیشن دارند؟ این پرسشی است، که برای پاسخ به آن، در آغاز، آنالیز واریانس یک متغیره [میزان پلی مریزیشن یا سختی (VHN)] دو عامله (عمق و جنس) انجام شد. نتایج نشان داد، که اختلاف به شدت معنادار در میانگین سختی اعماق گوناگون و به همین گونه، در گروه های آزمایش پنج گانه (۵ تا ۹) وجود دارد ($p=0/000$)، و همچنین، تداخل اثر در میان عوامل عمق و جنس قطعه ی اپتیکی در گروه های آزمایش وجود ندارد. نبود تداخل اثر، بیانگر این است، که رفتار ایجاد سختی در نقاط گوناگون برای گروه های آزمایش پنج گانه با هم، یکسان است. آزمون دانکن در گروه های آزمایش نشان داد، که گروه نه (Vita 230 VMK) با گروه پنج (MOAZ4) اختلافی معنادار ندارند ($p \leq 0/05$) و در یک کلاس (ضعیف ترین کلاس از نظر ایجاد سختی) قرار می گیرند. در عین حال، گروه پنج نیز (MOAZ4)، با گروه هشت (CERANA)، اختلافی معنادار از نظر ایجاد سختی نداشته ($p \leq 0/05$) و در یک کلاس (متوسط از نظر ایجاد سختی) قرار می گیرند. این در حالی است، که میانگین ایجاد سختی برای گروه هشت (CERANA)، $74/7$ و برای گروه پنج (MOAZ4)، $69/1$ است، که باعث شده تا گروه پنج (MOAZ4)، هم در کلاس ضعیف و هم متوسط قرار گیرد. از سوی دیگر، گروه هشت (CERANA) با میانگین ایجاد سختی، $74/7$ با گروه نه (Vita 230 VMK)، با میانگین ایجاد سختی، $64/7$ اختلافی معنادار داشته و از آن برتر است.

ولی گروه هفت (MOAZ 6)، تنها با گروه شش (MOAZ5) اختلاف معنادار نداشته ($p \leq 0/05$) و با هم، در یک کلاس (قوی ترین از نظر ایجاد سختی) و با برتری گروه شش (MOAZ 5) بر گروه هفت (MOAZ 6)، قرار دارند. MOAZ6، یعنی گروه هفت با گروه نه (Vita 230 VMK) و گروه پنج (MOAZ4) و گروه هشت (CERANA) اختلاف معنادار داشته و

MOAZ5، یعنی گروه شش نیز، با همان گروه های یاد شده، یعنی گروه های نه، پنج و هشت اختلافی معنادار دارند. با توجه به این دانسته ها، می توان توانایی این قطعات اپتیکی را در هدایت نور و افزایش سختی کامیازیت، به طور کلی، از بالاترین توانایی به کم ترین، این گونه مرتب کرد، MOAZ6، MOAZ5، CERANA، VITA 230 VMK و سرانجام MOAZ4.

آزمون دانکن برای تشخیص زیر مجموعه های همگن از نظر سختی برای اعماق گوناگون صفر تا چهار میلی متری نشان داد، که عمق صفر و چهار میلی متری در گروه های آزمایش پنج گانه، از نظر سختی اختلافی معنادار با هم ندارند و در یک کلاس قرار می گیرند. به این معنا، که قرار دادن قطعات پنج گانه ی اپتیکی، سختی تقریباً یکسانی را در اعماق صفر و چهار میلی متری ایجاد می کند. ولی میان این نقاط (صفر و چهار میلی متری) با اعماق یک، دو و سه میلی متری، از نظر ایجاد سختی اختلافی معنادار، وجود دارد، در حالی که، میان اعماق یک، دو و سه میلی متری، اختلافی معنادار، از نظر ایجاد سختی وجود ندارد و هر سه ی این اعماق، از نظر میانگین سختی در یک کلاس قرار داشته و بیشترین میانگین سختی، مربوط به عمق دو میلی متری است (نمودار ۱).

رفتار ایجاد سختی در همه گروه های آزمایش و شاهد در اعماق گوناگون چگونه است؟ برای پاسخ به این پرسش، ANOVA دو عامله (عمق و گروه) یک متغیره (VHN) انجام شد، که نشان دهنده ی اختلافی به شدت معنادار در میان گروه های گوناگون و نیز، اعماق گوناگون، از نظر سختی است ($p=0/000$). همچنین، نشان داده شد، که اثر متقابل دو سویه ی میان دو عامل گروه و عمق وجود دارد، به این معنا، که گروه های گوناگون آزمایشی و شاهد، در اعماق گوناگون، رفتاری یکسان (سختی) از خودشان نمی دهند.

نتایج نشان می دهد، که سختی در عمق چهار میلی متری، مسوول ایجاد اثر دوسویه در میان گروه های آزمایش و شاهد و اعماق گوناگون است. بنابراین، عمق چهار از واکاوی های بعدی حذف و تنها، اعماق صفر،

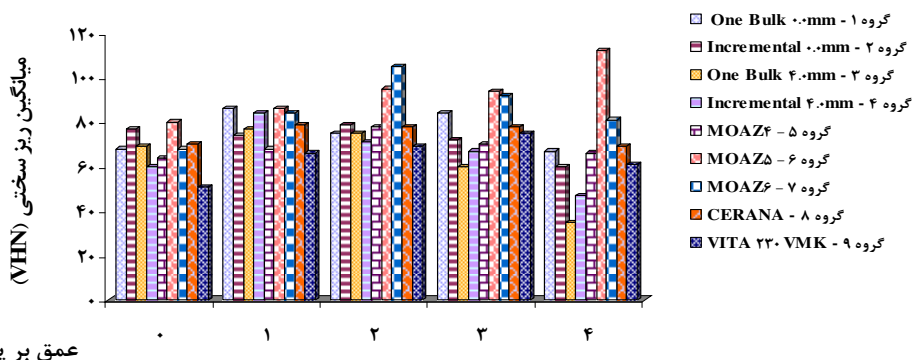
هشت، نه و دو اختلافی معنادار در ایجاد سختی برای عمق چهار میلی متری ندارند. در میان گروه های هفت، هشت، یک و پنج، گرچه برتری با گروه هفت است، ولی اختلافی در توانایی سختی در عمق چهار میلی متری دیده نمی شود. ولی گروه هفت با گروه های چهار، سه و نه اختلاف معنادار داشته، ولی با گروه ۱، اختلاف معنادار ندارد. و سرانجام، بهترین گروه از نظر انتقال و هدایت نور و ایجاد سختی تا نقطه ی چهار میلی متری، مربوط به گروه شش (MOAZ5) با میانگین ایجاد سختی، ۱۱۲/۲ در عمق چهار میلی متری است. این گروه، از این نظر با همه ی گروه ها، دارای اختلاف معنادار است. ترتیب توانایی ایجاد سختی در عمق چهار میلی متری را می توان در نمودار ۱ ملاحظه کرد.

سختی عمق چهار میلی متری در هر چهار گروه شاهد، که در آنها، از قطعات اپتیکی استفاده نشده است، کمتر از سطح بوده است (نمودار ۳). نتایج نشان می دهد، که اختلاف میانگین نسبی سختی در اعماق چهار میلی متری برای گروه های شاهد، C^0 ، C^{+0} ، C^4 و C^{+4} ، به ترتیب با دو درصد کاهش، ۲۲ درصد، ۵۰ درصد و ۲۱ درصد کاهش همراه بوده است. با قرار دادن قطعات اپتیکی در گروه های آزمایشی، بجز گروه سرانا، افزایش سختی نسبت به سطح کامپازیت دیده می شود. به گونه ای، که برای گروه MOAZ4 ۴ درصد، MOAZ5 ۴۱ درصد، MOAZ6 ۱۹ درصد و Vita 230 VMK ۲۰ درصد افزایش دیده می شود. این در حالی است، که سختی عمق چهار میلی متری در گروه هشت (CERANA) نسبت به سطح کامپازیت، یک درصد کاهش از خود نشان داده است.

یک، دو و سه میلی متری برای انجام ANOVA، دونکن مورد بررسی قرار گرفتند. ANOVA نشان داد، که میان گروه های نه گانه ی گوناگون از نظر دو عامل اصلی گروه و عمق (صفر تا سه میلی متری) اختلاف به شدت معنادار است ($p=0/000$) و در میان دو عامل عمق و گروه، اثر دو سویه وجود ندارد. یعنی، گروه ها در اعماق گوناگون صفر تا سه میلی متری، رفتاری یکسان، از نظر روند ایجاد سختی، دارند.

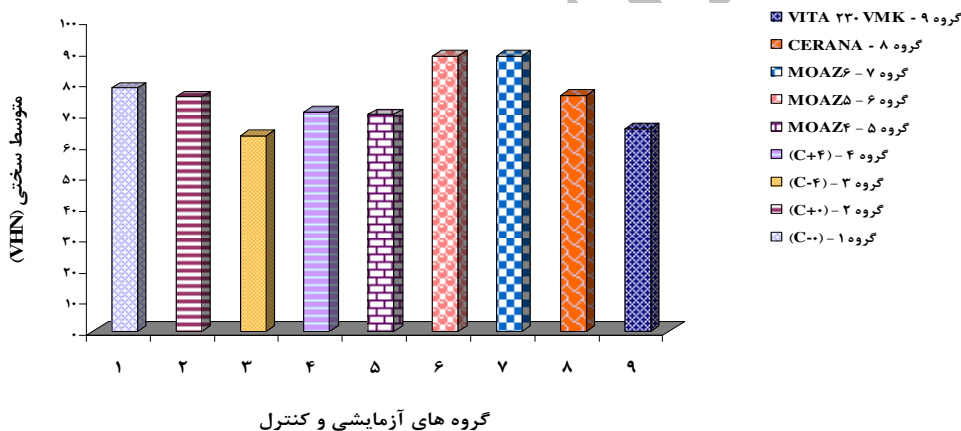
نمودار ۲، میانگین ایجاد سختی در گروه های آزمایش و شاهد را تا عمق سه میلی متری نشان می دهد. آزمون دانکن مربوطه نشان داد، که گروه های سه، نه، پنج و چهار اختلافی معنادار در میانگین ایجاد سختی تا عمق سه میلی متری، هم ندارد و گروه های نه، هشت، یک، پنج و چهار نیز، در یک گروه از نظر میانگین ایجاد سختی تا عمق سه میلی متری قرار می گیرند و بهترین گروه ها، از نظر ایجاد سختی تا عمق سه میلی متری، گروه های شش و هفت هستند و نیز، گروه های یک و نه با گروه های شش، هفت، سه، هشت و نه اختلاف معنادار داشته و گروه های شش و هفت نیز، با دیگر گروه ها، اختلاف معنادار دارند.

برای پاسخ به این پرسش نیز، که از جنبه توانایی در ایجاد سختی تا عمیق ترین نقطه، یعنی چهار میلی متری، کدامیک از گروه ها بهتر عمل کرده، آزمون Duncan's Multiple range انجام شد. آزمون دانکن مربوطه نشان می دهد، که از نظر ایجاد سختی در گروه های گوناگون نه گانه برای عمق چهار میلی متری در میان گروه های سه و چهار اختلافی وجود ندارد، ولی با دیگر گروه ها، اختلاف معنادار است و گروه چهار با گروه یک، دو و نه اختلافی معنادار ندارند و در یک کلاس قرار می گیرند. از سویی، گروه های پنج، یک،

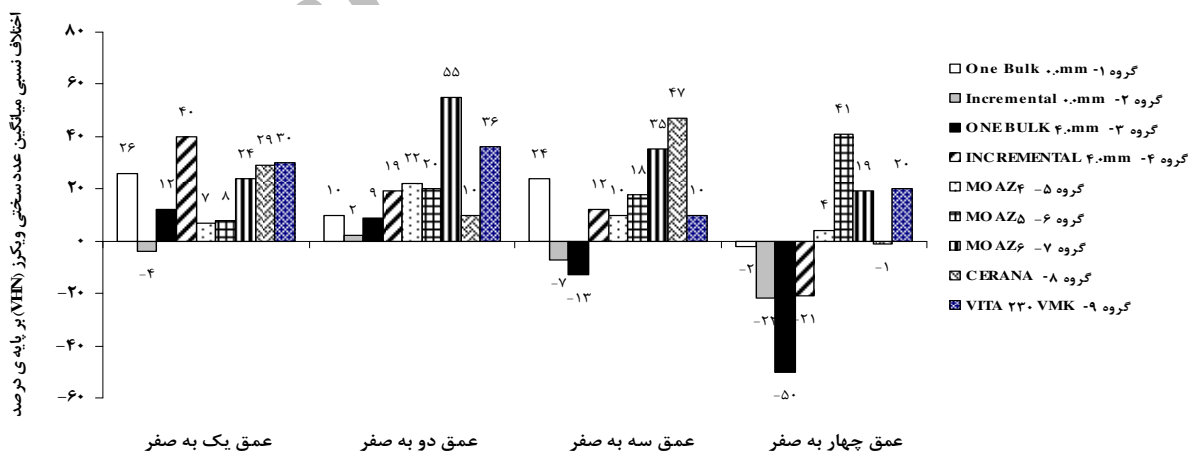


عمق بر پایه ی میلی متر

نمودار ۱: میانگین ریز سختی بر حسب عدد سختی ویکرز (VHN) در اعماق صفر تا چهار میلی متری در تمامی گروه های کنترل و آزمایش



نمودار ۲: میانگین ایجاد سختی در گروه های آزمایش و شاهد تا عمق سه میلی متری



اختلاف (VHN) اعماق یک تا چهار میلی متر نسبت به سطح (عمق صفر میلی متری)

نمودار ۳: اختلاف نسبی میانگین عدد سختی ویکرز اعماق یک تا چهار میلی متر نسبت به سطح (عمق صفر میلی متری) بر حسب درصد

بحث

همگام با استفاده ی روزانه و بیشتر از رزین های کامپازیت، بررسی ها متوجه شیوه هایی شده اند، که به بدست آوردن حداکثر خواص فیزیکومکانیک کامپازیت ها منجر شوند و در نتیجه، دوام ترمیم های کامپازیت را افزایش دهند^(۱۲).

در کامپازیت های دندانپزشکی، ارتباطی خوب میان سختی و میزان تبدیل منومر به پلی مر وجود دارد. بنابراین، افزایش میکروهاردنس در اعماق نمونه ها، که در این بررسی، با استفاده از قطعات هادی نور و به شکل اینله های از پیش ساخته شده ی سرانا و درجنس های گوناگون نشان داده شده است، ناشی از میزان بیشتر تبدیل منومر به پلی مرو کروس لینک (Cross link) بیشتر در رزین است^(۱۳). قرار دادن اینله های از پیش ساخته شده ی هادی نور با رسانش بهتر نور و به دنبال آن، تبدیل هر چه بیشتر منومر به پلی مر، به ویژه در بخش های انتهایی ترمیم های کامپازیت کلاس دو، بر سازگاری بیولوژیک ماده می افزاید، که این امر، با نتایج برادن (Braden) و کلارک (Clarke) در سال ۱۹۸۴، همخوانی دارد^(۱۴).

روش استفاده از Glass-insert ها نیز، در دهه ی اخیر از سوی شماری از دانشمندان پیشنهاد شده است، که افزون بر کاهش حجم کامپازیت مصرفی، باعث کاهش انقباض پلی مریزیشن کامپازیت و کاهش میکرولیکیج می شود^(۱۵).

در این پژوهش یکی از گروه های آزمایشی، شامل ۱۰ نمونه دارای اینله های از پیش ساخته ی سراناست، که با دیگر اینله های تراشیده شده به همین شکل و اندازه مقایسه می شود و از مقایسه ی آنان، با توجه به نتایج آماری، چنین برداشت می شود، که اینله های به شکل سرانا و از جنس MOAZ5، توانایی رسانش نور بیشتر داشته و سختی بیشتر در کامپازیت زیرین و پیرامون خود ایجاد می کنند، که می توان پیش بینی کرد، که با افزایش میزان و عمق پلی مریزیشن با به کارگیری قطعات اپتیکی رسانای نور، به ویژه از جنس MOAZ5، می توان انتظار داشت، که بر مشکلاتی، چون Cuspal deflection،

کانتور، ضریب کشسانی و سختی کامپازیت، جذب آب و تغییر کامپازیت، Marginal discoloration و Hygroscopic expansion چیره گشت^(۸).

قرار دادن قطعات پنج گانه ی اپتیکی، سختی تقریباً یکسانی را در اعماق صفر و چهار میلی متری ایجاد می کنند، ولی در میان این نقاط با اعماق یک، دو و سه میلی متری اختلافی معنادار از نظر میانگین سختی وجود دارد. این در حالی است، که سختی ایجاد شده در اعماق یک، دو و سه میلی متری نیز، اختلافی معنادار با یکدیگر ندارند و هر سه این اعماق، از نظر میانگین سختی در یک کلاس قرار داشته و بیشترین میانگین سختی، به عمق دو میلی متری مربوط است. توجه به آزمون های آماری و نمودارهای ۱ و ۳، شاید بیانگر و توجیه کننده ی این ادعا باشد، که قرار دادن این قطعات، می تواند الگوی Shrinkage کامپازیت های لایت کیور را به سمت کامپازیت های سلف کیور هدایت کند، که به این موضوع، در بررسی باقری و معظمی اشاره شده است و از سویی، یکنواختی سختی اعماق صفر و چهار میلی متری، ادعای دیگر باقری و معظمی در سال ۱۳۷۳ را درباره ی یکنواختی و همزمانی Curing توجیه می کند^(۸).

در همه ی گروه های آزمایشی، سختی عمق صفر، یعنی سطح کامپازیت کمتر از اعماق یک، دو، سه و چهار میلی متری است، که این با نظر بهاروا (Baharave) در ۱۹۹۳ معایر است، که اظهار می دارد، که سطح رزین کامپوزیت، که به منبع نور نزدیک تر است، پلی مریزاسیونی کامل تر از خود نشان می دهد^(۱۶). ولی در گروه شاهد، Incremental 0.0mm، سختی اعماق یک و سه کمتر از سطح است، ولی اختلافی چندانی با سطح نداشته و در گروه شاهد One-bulk 4.0mm، سختی اعماق یک و دو بیشتر از سطح و عمق سه میلی متر، کمتر از سطح است (نمودار ۱ تا ۳).

فاصله های نور دهی صفر میلی متری از سطح دندان و چهار میلی متری از سطح ترمیم، که در این پژوهش در گروه های شاهد مورد استفاده قرار گرفته است، به دلیل محدودیت کالبدی سطح دندان و ارتفاع

مایکرولیگیج پیشنهاد کردند^(۱۸ و ۱۹). به کارگیری این قطعات همراه الگوی تابشی پیشرونده و به دنبال آن، اعمال شدت‌های بالای تابشی، شاید بتواند نوید بخش افزایش پلی‌مریزیشن و در پی آن، کاهش هر چه بیشتر مایکرولیگیج در ترمیم های کلاس دو پستی باشد، که در این باره به انجام بررسی های دیگر نیاز است.

نتیجه گیری

۱. با افزایش عمق در گروه های شاهد، از میزان پلی‌مریزیشن کامپازیت کاسته می شد.
 ۲. به کارگیری قطعات اپتیکی هادی نور در گروه‌های آزمایش، به یکنواختی بیشتر سختی سطح و عمق کامپازیت منجر گردید.
 ۳. قرار دادن اینله‌های از پیش ساخته شده از جنس MOAZ5 در ترمیم‌های کامپازیت، باعث رسانش نور و افزایش سختی بیشتر در اعماق گوناگون ترمیم شده و ضمن دارا بودن میانگین نسبی سختی بالاتر، یکنواختی و همزمانی کیورینگ در سر تا سر ترمیم را به وجود می‌آورد.
- در پایان، پیشنهاد می‌شود الف: که دسته‌ی وج کوتاه‌تر از چهار میلی‌متر ساخته شود تا فاصله‌ی نوردهی به حداقل ممکن رسیده و از افت ناخواسته‌ی شدت نور پس از گذر از هوا و ماده‌ی سازنده‌ی قطعه رسانای نور جلوگیری کرده تا بتوان عمق کیورینگ بیشتر را انتظار داشت. همچنین، ب: درباره‌ی کاربرد دستگاه‌های نور با توان تولید شدت‌های بالاتری از نور به همراه قطعات اپتیکی باید اندیشید و بررسی کرد و آخر این که پ: الگوهای تابشی نوین را برای کار با کامپازیت‌های نوری، به‌ویژه در حفره‌های عمیق و به همراه قطعات اپتیکی، طراحی و در نظر داشت.

سپاسگزاری

انجام این طرح پژوهشی با پشتیبانی همه‌جانبه‌ی شورای پژوهشی و معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد میسر گردیده است، که به این وسیله مراتب قدردانی و سپاس پژوهشگران ابراز می‌گردد.

دسته ی قطعات هادی نور است. بررسی شوارتز (Shwartz) در سال ۱۹۸۳، نشان داد، که با افزایش فاصله از سطح رزین، عمق سخت شدن کاهش می‌یابد^(۱۷). در این بررسی، سختی عمق چهار میلی متری در چهار گروه شاهد، که از قطعات اپتیکی استفاده نشده است، کمتر از سطح بوده، به‌گونه‌ای، که در گروه های C^۰ با ۲ درصد، C^{۰+} با ۲۲ درصد، C^۴ با ۵۰ درصد و C^{۴+} با ۲۱ درصد کاهش، بیانگر اختلاف سختی نسبت به سطح کامپازیت است. ولی روند اختلاف سختی در نقاط صفر تا سه در گروه های آزمایش دارای قطعات اپتیکی رسانای نور، کاملاً با گروه های شاهد متفاوت بوده و بار دیگر، یکنواختی و همزمانی Curing را برابر آنچه، که معظمی و باقری در مقاله ی خود ارائه داده اند، در نظر می‌آورد.

فاصله‌ی صفر میلی‌متری هدایت نور از دندان، که در گروه‌های یک و سه به آن اشاره شده و نیز، فاصله‌ی چهار میلی‌متری، که دیگر گروه‌ها اعمال شده است و نیز، گذر نور از ضخامت قطعات اپتیکی و توجه به افت شدت نور در مورد گذر از هوا و ضخامت مواد، به کارگیری دستگاه های لایت کیور با توان تولید شدتی بالاتر از نور را در کاربرد این قطعات مشخص می‌کند. معظمی و عطاران در سال ۱۳۸۳ نشان دادند، که برای بایوگلاس، به‌عنوان قطعه و ماده‌ی هدایت کننده‌ی نور، برای کیورینگ مواد لایت کیور، می‌توان تنها تا عمق سه میلی‌متری کیورینگ پذیرفتنی را انتظار داشت^(۲۰). بنابراین، شدت‌های بالاتر برای اندازه‌های متفاوت و اشکال گوناگون این قطعات را پیشنهاد کردند. قطعات اپتیکی، که در این بررسی نیز، با عنوان MOAZ4، MOAZ5 و MOAZ6 از آنها یاد شده است، از جنس بایوگلاس بودند. چینی دندانپزشکی مورد استفاده در آن بررسی، افت شدید نور دستگاه لایت کیور را پس از گذشتن از حتی ضخامت یک میلی‌متری نشان داد، که می‌تواند بیانگر بسندگی کمتر قطعات چینی دندانپزشکی و سرانا در رسانش نور در این بررسی باشد.

معظمی و فلاح در ۱۳۸۳ و معظمی و فرزندگان در ۱۳۸۴، به کارگیری الگوی تابشی پیشنهادی پیشرونده و افزایش یابنده را برای کاهش

References

1. Bowen RLC, Eichmiller A. Marjenhoff. Glass-Ceramic inserts Anticipated for "megafilled" composite restoration. J Am Dent Assoc 1991; 122: 71-75.
2. Aysecul O, Nurhan O, Senem B. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quint Int 1998; 22: 725-729.
3. Donly KJ, Wild TW, Bowen RH, Jensen ME. An in vitro investigation of the effects of glass inserts on the effective composite resin polymerization shrinkage. J Dent Res 1989; 68(8): 1234-1237.
4. If Neiva MAC, De Andrada LN, Baratieri S, Monteiro J, Ritter AU. An in vitro study of the restorative technique on marginal leakage in posterior composite. Operative Dent 1998, 23(6); 282-289.
5. Buasch JR. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J Pedodon Dent 1982; 48(1): 68-72.
6. Hellwing E, Klimek J, Achenback K. Effect of an incremental application technique on the polymerization of two light-activated composite filling materials. DTSch. Zohnorztt-z 1991; 46(4): 270-273.
7. George LA. Reduction of marginal gaps in composite restorations by use of glass-ceramic inserts. Oper Dent 1995; 20: 151-156.
۸. باقری ج، معظمی م. تاثیر وج های هادی نور داخل ترمیمی نوظهور در افزایش سختی انتهای ترمیم های کامپازیتی خلفی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۷۵؛ ۲۰: ۲۷-۳۷.
۹. معظمی م، علاقه مند ه. بررسی تاثیر وج های هادی نور داخل ترمیم در کاهش ریزشست مینائی لبه لته ای ترمیم های کامپازیتی خلفی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۲؛ ۲۷: ۱۷۳-۱۷۹.
10. Millar B, Brellt R. Cerana. A direct ceramic inlay technique. Prim Dent Care 1999; 6(2): 59-62.
۱۱. معظمی م، یوسفی ع، سدیدزاده ر. مقایسه پایداری شیمیائی و فیزیکی بایوگلاس با کامپازیت نوری و چینی دندانپزشکی در محیط بازسازی شده دهان. مقطع دکترا. پایان نامه شماره ۱۳۶۶. دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد ۱۳۷۶-۷۷.
12. Kanca J. The effect of heat on the surface hardness of light-activated composite resin. Quint Int 1989; 20(12): 899-901.
13. Ferrance JL. Colleration between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dental Materials 1985; 1: 11-14.
14. Braden M, Clarke RL. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. Biomaterials 1984; 5: 369-370.
15. Bowen RL, George LA, Eichmiller FC. An esthetic glass-ceramic for use in composite restoration inserts. Dent Matter 1993; 9: 290-294.
16. Baharave H. Evaluation of depth of cure and knoop hardness in a dental composite. Am J Dent 1993; 9: 290-294.
17. Swartz MH. Effect of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. Quint Int 1993; 24: 517-527.
۱۸. معظمی م، فلاح م. بررسی و مقایسه تاثیر دماهای متفاوت کامپازیت رزین و الگوی های تابشی مختلف بر ریزشست ترمیم های کامپازیت رزین. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۳؛ ۲۸: ۱۱۰-۱۰۵.
۱۹. معظمی م، فرزندگان ف. بررسی و مقایسه اثیر الگوهای تابشی پیشنهادی جدید بر ریزشست ترم های کامپازیتی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۴؛ ۲۹: ۱۴۰-۱۳۱.
۲۰. معظمی م، عطاران ن. بررسی آزمایشگاهی تاثیر ضخامت های متفاوت چند نوع ماده ترمیمی و نسوج دندانی و هوا در میزان افت شدت نور. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۳؛ ۲۸: ۲۶۲-۲۵۱.

Abstract

Evaluation and Comparison of Light Conducting Efficacy of CERANA Prefabricated Inlay with Inlays Made by Bioglass-Ceramic and Dental Porcelain in Increasing the Hardness of Posterior Composites

Moazami M.* - Kavian M.**

* Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

** Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Kerman University of Medical Sciences

Statement of Problem: There are many techniques to overcome the light cured composite related problems including the depth, speed or rate and shrinkage patterns of polymerization. Among them, light transmitting and reflecting matrix, light conducting proximal wedges, incremental placement, use of glass-ceramic inserts and transparent cone, and application of different light exposure patterns could be referred.

Purpose: The goal of this study is evaluation and comparison of the light conducting ability and efficacy of prefabricated CERANA inlay with those made by dental porcelain and three new formulas of bioglass-ceramic and their effects in increasing the bottom hardness of posterior composite resin restorations.

Materials and Method: In this in vitro study, 90 molars were divided into nine groups of ten samples. Cavities similar to the medium size bur of CERANA kit were prepared in all samples. Forty inlays in the medium size and shape of CERANA with Vita 230 VMK dental porcelain and bioglass-ceramic with three new formulas with MOAZ4, MOAZ5, MOAZ6 codes were made. Four control groups including one bulk and incremental with two different light exposure distances (0.0 mm to the tooth and 4.0 mm to the composite surface) were considered. All cavities in the control group were restored with A₃ Colten[®] composite and 80 seconds light exposure time for one-bulk negative control and testing groups and 2x40 seconds for incremental positive control groups with Coltolux 2.5[®]. After epoxy resin embedding and diamond disk cutting, cooled with water and polishing with 1200 grit Sic paper, samples were tested with micro hardness tester from the top to the depth of four, one millimeter far from each other and 50 microns far from and along the inlays and also counterpart points in control groups. The data were tested with ANOVA and Duncan statistical tests. Along this study, dye penetration was done for all groups for statistical results confirmation.

Results: Statistical tests showed that tested groups with Vita 230 VMK, MOAZ6 and MOAZ4 inlays had 20%, 19% and 4% increase in a 4.0 mm depth. The group with CERANA inlays had 1% decrease in respect to the surface. The inlays made by MOAZ5 had the highest light conduction rate because they could cause a 41% increase at the deepest points (4.0mm

depth). In relation to control groups including (C-0) one bulk 0.0 mm, (C+0) incremental 0.0 mm, (C-4) one-bulk 4.0 mm, (C+4) incremental 4.0 mm, a 2%, 22%, 50% and 21% reduction in hardness at 4.0 mm depth in respect to the surface were noticed respectively. Finally, the dye penetration in control and testing groups could support the microhardness testing.

Conclusion: Placement of inlays made by MOAZ5 in composite restorations causes a better light conduction and a higher hardness in deeper points of restoration and with monotone and simultaneous curing in different depths of restoration and a higher polymerization and hardness at the flour of restoration causing higher possibility for elimination or reduction of microleakage.

Key words: Hardness, Prefabricated inlays, CERANA, Bioglass

Shiraz Univ. Dent. J. 2006; 6(3,4): 109-121
