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

سیّد مصطفی معظّمی*- محبّت 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 مریزیشن 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 MOAZ4، MOAZ5 و MOAZ6 به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده‌ی سرانا به اندازه‌ی 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 A_3 و اِعمال ۸۰ ثانیه نور برای گروه های شاهد منفی One bulk و آزمایشی و ۲×۴۰ 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 خنک‌کننده‌ی آب و پرداخت با کاغذ سمباده سیلیکون کارباید با زبری ۱۲۰۰، نمونه‌ها تحت ریزسختی سنجی در اعماق صفر تا چهار میلی‌متری با فاصله‌های یک میلی‌متری از هم و ۵۰مایکرون با فاصله و در طول اینله‌ها و نیز، نقاط متناظر در گروه‌های شاهد قرار گرفته و اعداد به‌دست‌آمده از سنجش ریزسختی، با آزمون‌های آماری ANOVA و Duncan واکاوی شدند. در کنار این بررسی، برای همه‌ی 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: سیّد مصطفی معظّمی. مشهد- میدان پارک ملت- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد- گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی- تلفن: ۰۵۱۱-۸۸۲۹۵۱۰ Email: s-m-moazzami@mums.ac.ir

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⁻۰) One bulk 0.0mm و (C⁺۰) Incremental 0.0mm و (C⁻۴) One-bulk 4.0mm و (C⁺۴) Incremental 4.0mm
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 پلی مریزیشن بیشتر در کف حفره، امکان حذف یا کاهش مایکرولیکیج را بیشتر فراهم می سازد.
واژگان کلیدی: سختی، اینله‌های از پیش ساخته شده، سرانا، بایوگلاس
تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۲/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۵/۱۴
مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز. سال ششم؛ شماره ۳ و ۴، ۱۳۸۴ صفحه ی ۱۰۹ تا ۱۲۱

مقدمه

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 پلی مریزیشن و پی آمدهای ویرانگر ناشی از آن [۳]، ۲- پلی مریزیشن نا کافی در لایه‌های عمقی‌تر کامپازیت [۴]، ۳- الگوی‌بردارهای 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 پلی مریزیشن نوری پیشنهاد شده است. یکی از این روش ها، استفاده از نوار ماتریکس شفاف و وج های هادی‌نور یا بازتاب‌کننده‌ی طرفی‌نوراست [۷]. روش‌های دیگر، شامل استفاده از ماتریکس های بازتاب‌کننده‌ی‌نور، شیوه‌ی قرار دادن و پلی‌مریزیشن لایه‌لایه‌ای (Incremental) کامپازیت، استفاده از قطعات گلاس- سرامیک‌بتاکوارتزوقطعات‌کامپازیتی از پیش پلی مریزه شده در توده‌ی ماده ترمیمی و استفاده از مخروط‌های ترانس پارنت، که به انتهای Curing wand متصل می‌شوند [۴].

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 دندانی 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 معظّمی 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 هادی‌نور استوانه‌ای شیشه‌ای با کفایت‌ترین قطعه در انتقال نور و افزایش سختی نقاط گوناگون، به ویژه نقاط انتهایی در توده ی کامپازیت شناخته شد [۸]. به دنبال آن، معظّمی و علاقه مند در سال ۱۳۷۶، اثر کاربرد قطعات هادی نوری پیشنهاد شده در بررسی پیشین را در کاهش ریز نشت مینایی و عاجی ترمیم‌های کامپازیتی دندان‌های پشتی بررسی کردند و نتیجه گرفتند، که به کارگیری این قطعات، می تواند مشکلات ناشی از قراردادن و پلی مریزیشن توده ای

کامپازیت را به پایین ترین 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 نام‌سرانا (CERANA®) از کارخانه‌ی Nordiska Dental سوئد ساخته شده است، که دربردارنده ی اینله‌های از پیش ساخته شده از جنس شیشه- سرامیک مقاوم شده با لوسیت(Lucite) است، که کیت‌های آنها، دربردارنده‌ی فرزهای هم شکل وهم اندازه با اینله‌های از پیش ساخته شده ی لوسیت اچ 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 اینله ی لوسیت باند شده و رزین کامپازیت ترمیمی است. برایان میلار (Brain millar) و برلت رابینسون (Brelt Robinson) تاکید می‌کنند، که این ترکیب سرامیک و کامپازیت، ترمیمی با مایکرولیکیج پایین و مقاومت سایشی پیشرفته را فراهم می‌سازد [۱۰].

به دنبال بررسی باقری و معظّمی در سال ۱۳۷۴ [۸] بر روی کاربرد قطعات هادی نور درون ترمیمی در سخت کردن کامپازیت ترمیم‌های کلاس دو و در پی آن، بررسی اثر این قطعات بر روی کاهش میکرولیکیج سرویکالی کامپازیت‌های پشتی به وسیله ی معظّمی و علاقه‌مند در سال ۱۳۷۶ [۹] و در پی پژوهشی با عنوان پایداری شیمیایی و فیزیکی بایوگلاس و مقایسه ی آن با کامپازیت نوری و چینی دندانپزشکی در محیط بازسازی شده ی دهان، که به وسیله ی معظّمی و سدید زاده در سال ۱۳۷۷ انجام شد [۱۱] و نیز، به دنبال بررسی های نوین که در این زمینه درباره ی کاربرد اینله‌های از پیش آماده ی سرانا در حفرات کلاس دو در سوئد انجام گرفته است [۱۰]، بنا براین شد، که در این پژوهش، قطعاتی به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده ی سرانا و از جنس های گوناگون Vita 230 VMK و سه گونه بیوگلاس با عناوین MOAZ6, MOAZ5, MOAZ 4تراشیده و آماده کرده و به عنوان هادی نور برای افزایش سختی انتهای ترمیم‌های کامپازیتی مورد آزمایش قرار داده شوند. تلاش بر آن است، که قطعه ی اپتیکی یا اینله ی از پیش ساخته شده با بیشترین میزان هدایت نور و بیشترین توان در ایجاد سختی اعماق گوناگون تعیین و معرفی گردد.

مواد و روش

شمار ۹۰ عدد دندان مولر انتخاب شدند. سپس، حفره‌هایی در سطح اکلوزال دندان‌ها به‌وسیله‌ی توربین و فرز فیشور الماسی ایجاد شدند. شکل و اندازه‌ی پایانی حفره، با استفاده از فرز اندازه ی متوسط موجود در کیت سرانا فراهم شد. شمار ۴۰ عدد قطعه‌ی هادی نور از جنس چینی Vita 230VMK*, 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. پودرچینی 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 کوره ی ویتا***، بر پایه ی برنامه ی ۸۲۰ پخته شد (شکل ۱ و ۲).

با استفاده از هندپیس و توربین و فرز الماسی از این استوانه های به دست آمده، قطعاتی به شکل اینله‌های سرانا و به ابعاد تعیین شده (چهار میلی متر بلندی قطعه، چهار میلی‌متر بلندی دسته، چهار میلی‌متر 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 مفتول های 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 شیوه ی گفته شده در بالا و در اشکال و ابعاد یاد شده، آماده شدند (شکل ۵ و ۶). کامپازیت مصرفی در این بررسی، Brilliant® A_3**** ازکارخانه‌ی Coltene® انتخاب و روش قرار دادن کامپازیت به صورت توده ای بود. برای جلوگیری از خطای نگهداری دستگاه لایت کیور با دست، در همه‌ی نمونه‌ها، آن را بر روی پایه ی

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 و ۹). زمان تابش برای همه ی نمونه‌ها، ۸۰ ثانیه انتخاب شد. مواد مصرفی و گروه های 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 Coltolux 2.5 ***** قرار گرفتند. پس از آماده شدن هر گروه ده تایی، آنها را در قالب های 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 استفاده از دستگاه ریزسختی سنجی ویکرز (MATSUZAWA MHT2******)، در نقاط معین شده از نمونه‌ها، ریزسختی سنجی انجام گرفت (شکل ۱۰، 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 گروه های شاهد نیز، در اعماق متناظر با اعماق مورد آزمایش در گروه های آزمایشی، آزمون ریزسختی سنجی انجام گرفت. اعداد به دست آمده از سختی سنجی، مورد بررسی آماری با نرم افزار SPSS و آزمون های ANOVA و Duncan قرار گرفتند.

در آغاز، برای گروه‌های آزمایشی، یعنی گروه‌هایی، که از قطعات اپتیکی در آنها استفاده شده بود، آنالیز واریانس یک متغیره دو عامله (عمق و جنس قطعه) انجام شد. سپس، برای مقایسه ی گروه های 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.

جدول ۱ : *مواد و لوازم مصرفی*

***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	**Bioglass کارخانه‌ی لعاب مشهد، موسسه‌ی تحقیقاتی پرکاووس نشانی: مشهد- کیلومتر ۱۸ جاده مشهد- قوچان تلفن: ۳-۶۶۲۰۲۹۱ دورنگار : ۶۶۲۰۳۹۵ پست الکترونیک: paretavous@hotmail.com صندوق پستی: ۹۱۳۷۵/۵۳۹۵۱	* 230 VMK 68N VITA VMK 68N Vita Metall-Keramik Made in Germany
****** 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	***** Coltolux 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	****Coltene ® BRILIANT DENTIN DENTIN $A_{3.5}$ Dark Yellow (DY) Art. NO. 7328 Lot. NO. DD641 Coltene AG CH-9450 Altstatten/Switzerland

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

گروه ها		نام اختصاری	روش های قرار دادن کامپازیت و فاصله های نوردهی
شاهد	۱	(C^{-}_{0})	One Bulk، نوک دستگاه لایت کیور، بی فاصله از دندان، (One Bulk 0.0mm)
	۲	(C^{+}_{0})	Incremental ،نوک دستگاه لایت کیور، بی فاصله از دندان (Incremental 0.0mm)
	۳	(C^{-}_{4})	One- Bulk، نوک دستگاه لایت‌کیور، بافاصله‌ی چهار میلی‌متر از سطح کامپازیت (One Bulk 4.0mm)
	۴	(C^{+}_{4})	Incremental، نوک دستگاه لایت‌کیور، بافاصله‌ی چهار میلی‌متر از سطح کامپازیت(Incremental 4.0mm)
آزمایشی	۵	**MOAZ4**	با به‌کارگیری قطعه ی اپتیکی از جنس MOAZ4 و نوک دستگاه لایت‌کیور چسبیده به دسته‌ی قطعه
	۶	**MOAZ5**	با به‌کارگیری قطعه‌ی اپتیکی از جنس MOAZ5 و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته‌ی قطعه
	۷	**MOAZ6**	با به‌کارگیری قطعه‌ی اپتیکی از جنس MOAZ6 و نوک دستگاه لایت کیور چسبیده به دسته‌ی قطعه
	۸	**CERANA**	با به‌کارگیری قطعه‌ی اپتیکی از جنس CERANA و نوک دستگاه لایت‌کیور چسبیده به دسته‌ی قطعه
	۹	**Vita 230 VMK**	با به‌کارگیری قطعه‌ی اپتیکی از جنس چینیVita 230 VMK و نوک دستگاه لایت‌کیور چسبیده به دسته‌ی قطعه

شکل ۱: *استوانه‌های مسی پر شده به‌وسیله‌ی پودر چینی متراکم شده و آماده برای پخت در کوره ی وینا.*

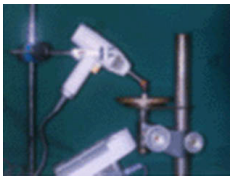
شکل ۲: *جدا کردن استوانه ی چینی پخته شده از قالب حلقه ی مس.*

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

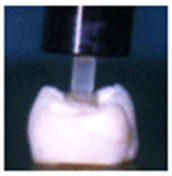
شکل ۴: *پایان تراش قطعه (چینی) به شکل اینله ی سرانا و ابعاد تعیین شده.*

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

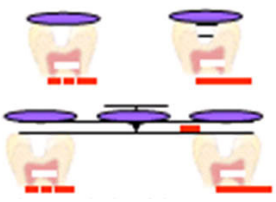
شکل۶: *ادامه‌ی تراش قطعه (Bioglass) و چگونگی مراحل تراش به شکل اینلی های از پیش آمده ی سرانا*



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

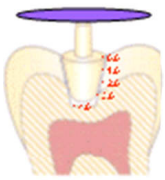


شکل ۸: *فاصله ی چهار میلی متری سر تیوب دستگاه لایت کیور از سطح ترمیم کامپازیت نشان داده می شود.*

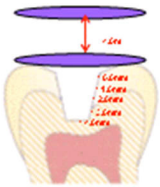


شکل ۹: *شماتیک فاصله ی صفر میلی متری از سطح دندان و چهار میلی متری از سطح ترمیم کامپازیت*

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



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



شکل ۱۲: *نقاط سختی سنجی شده متناظر با گروه‌های آزمایش، در گروه‌های شاهد مثبت و منفی*

یافته‌ها

کدامیک از قطعات اپتیکی توانائی 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=۰/۰۰۰). 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≤٪۵) و در یک کلاس (ضعیف ترین کلاس از نظر ایجاد سختی) قرار می‌گیرند. در عین حال، گروه پنج نیز (MOAZ4)، با گروه هشت (CERANA)، اختلافی معنادار از نظر ایجاد سختی نداشته (p≤٪۵) و در یک کلاس (کلاس متوسط از نظر ایجاد سختی) قرار می‌گیرند. این در حالی است، که میانگین ایجاد سختی برای گروه هشت (CERANA)، ۷۴/۷ و برای گروه پنج (MOAZ4)، ۶۹/۱ 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، ۷۴/۷ با گروه نه (Vita 230 VMK)، با میانگین ایجاد سختی، ۶۴/۷ اختلافی معنادار داشته و از آن برتر است.

ولی گروه هفت (MOAZ 6) ، تنها با گروه شش (MOAZ5) اختلاف معنادار نداشته (p≤ ٪۵) 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 گروه‌های 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 کامپازیت، به طور کلی، از بالاترین توانایی به کم‌ترین، این گونه مرتب کرد، MOAZ5،MOAZ6، 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 می‌گیرند. به این معنا، که قرار دادن قطعات پنج گانه‌ی اپتیکی، سختی تقریبا یکسانی را در اعماق صفر و چهار میلی متری ایجاد می‌کند. 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=۰/۰۰۰). همچنین، نشان داده شد، که اثر متقابل دو سویه ی میان دو عامل گروه و عمق وجود دارد، به این معنا، که گروه‌های گوناگون آزمایشی و شاهد، در اعماق گوناگون، رفتاری یکسان (سختی) از خودشان نمی دهند.

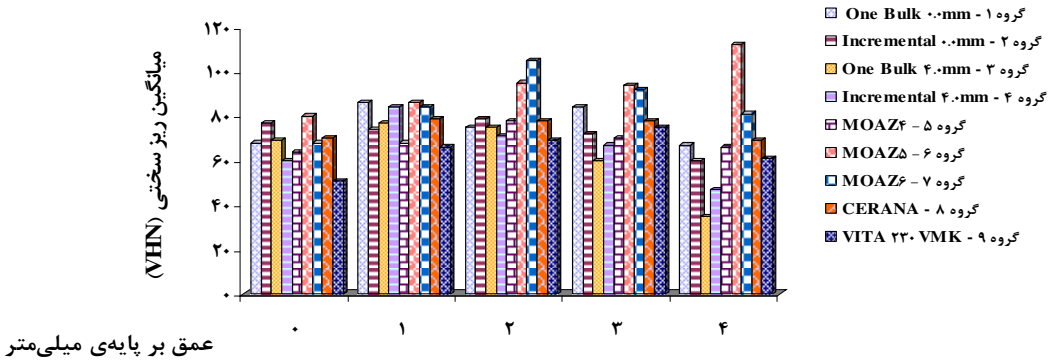
نتایج نشان می دهد، که سختی در عمق چهار میلی‌متری، مسوول ایجاد اثر دوسویه در میان گروه‌های آزمایش و شاهد و اعماق گوناگون است. بنابراین، عمق چهار از واکاوی های بعدی حذف و تنها، اعماق صفر،

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=۰/۰۰۰) 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.

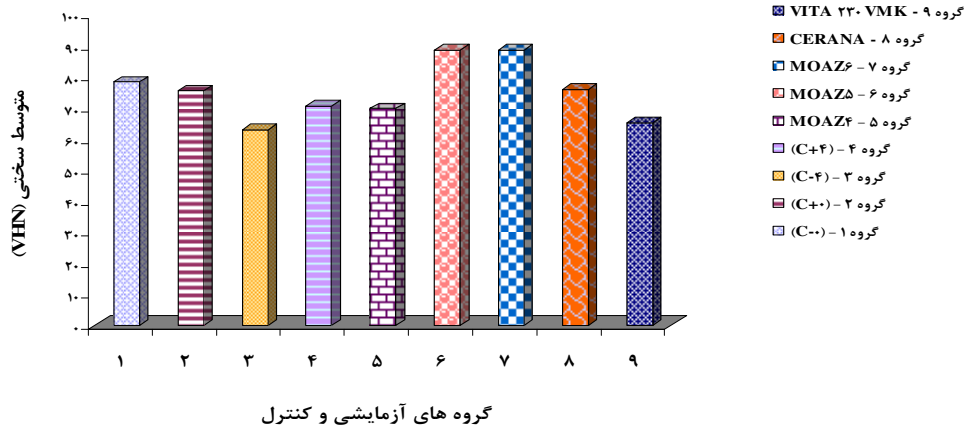
نمودار ۲، میانگین ایجاد سختی در گروه‌های آزمایش و شاهد را تا عمق سه میلی‌متری نشان می‌دهد. آزمون دانکن مربوطه نشان داد، که گروه های سه، نه، پنج و چهار اختلافی معنادار در میانگین ایجاد سختی تا عمق سه میلی‌متری، هم ندارد و گروه‌های نه، هشت، یک، پنج و چهار نیز، در یک گروه از نظر میانگین ایجاد سختی تا عمق سه میلی‌متری قرار می‌گیرند و بهترین گروه ها، از نظر ایجاد سختی تا عمق سه میلی‌متری، گروه های شش و هفت هستند و نیز، گروه‌های 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 عمیق‌ترین نقطه، یعنی چهار میلی‌متری، کدامیک از گروه‌ها بهتر عمل کرده، آزمون Duncan's Multiple range انجام شد. آزمون دانکن مربوطه نشان می‌دهد، که از نظر ایجاد سختی در گروه‌های گوناگون نه‌گانه برای عمق چهار میلی متری در میان گروه های سه و چهار اختلافی وجود ندارد، ولی با دیگر گروهها، 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، 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 میلی‌متری 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.

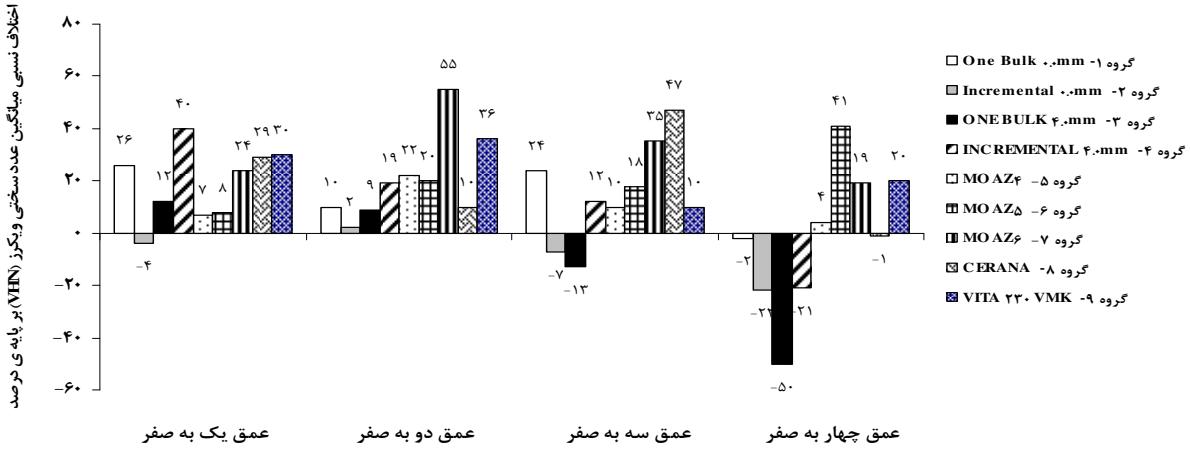
سختی عمق چهار میلی متری در هر چهار گروه شاهد، که در آنها، از قطعات اپتیکی استفاده نشده است، کمتر از سطح بوده است (نمودار ۳). نتایج نشان می‌دهد، که اختلاف میانگین نسبی سختی در اعماق چهار میلی متری برای گروه های شاهد، C^{-} ۰ ، C^{+}۰ ، C^{-}۴ و C^{+}۴، به ترتیب با دو درصد کاهش، ۲۲ درصد، ۵۰ درصد و ۲۱ درصد 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، MOAZ6۱۹ درصد و VMK 230 Vita۲۰ 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.



نمودار۱: *میانگین ریزسختی برحسب عدد سختی ویکرز (VHN) در اعماق صفر تا چهار میلی‌متری در تمامی گروه‌های 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)

نمودار۳: *اختلاف نسبی میانگین عدد سختی ویکرز اعماق یک تا چهار میلی‌متر نسبت به سطح (عمق صفر میلی‌متری) بر حسب درصد*

بحث

همگام با استفاده ی روزانه و بیشتر از رزین‌های کامپازیت، بررسی ها متوجه شیوه هایی شده انـد، کـه بـه بدسـت آوردن حـداکثر خـواص فیزیکومکانیـک کامپازیت‌ها منجر شوند و در نتیجـه، دوام تـرمیم‌هـای کامپازیت را افزایش دهند [۱۲].

در کامپازیت های دندانپزشکی، ارتبـاطی خـوب میان سختی و میزان تبدیل منومر بـه پلـی مـر وجـود دارد. بنـابراین، افـزایش میکروهـاردنس در اعمـاق نمونه‌ها، که در این بررسی، با استفاده از قطعات هادی نور و به شکل اینله‌های از پیش ساخته شده ی سرانا و درجنس‌های گوناگون نشان داده شده اسـت، ناشـی از میزان بیشتر تبدیل منومر به پلی مـرو کـروس لینـک (Cross link) بیـشتر در رزیـن اسـت [۱۳]. قـرار دادن اینله‌های از پیش ساخته شده ی هادی نور با رسـانش بهتر نور و به دنبال آن، تبدیل هر چه بیشتر منومر بـه پلی مر، به ویـژه در بخـش هـای انتهـایی تـرمیم‌هـای کامپازیـت کـلاس دو، بـر سـازگاری بیولوژیـک مـاده می‌افزاید، کـه ایـن امـر، بـا نتـایج بـرادن (Braden) و کلارک (Clarke) در سال ۱۹۸۴، همخوانی دارد [۱۴].

روش استفاده از Glass-insertها نیز، در دهه ی اخیر از سـوی شـماری از دانـشمندان پیـشنهاد شـده است، که افزون بر کـاهش حجـم کامپازیـت مـصرفی، باعث کاهش انقباض پلی مریزیشن کامپازیت وکـاهش مایکرولیکیج می‌شود [۱۵].

در این پـژوهش یکـی از گـروه هـای آزمایـشی، شامل ۱۰ نمونه دارای اینلـه‌هـای از پـیش سـاخته ی سرانا‌ست، که با دیگر اینله‌های تراشیده شده به همین شکل و اندازه مقایسه می شود و از مقایسه ی آنان، بـا توجه به نتایج آماری، چنـین برداشـت مـی‌شـود، کـه اینله‌های به شکل سرانا و از جـنس MOAZ5، توانـایی رسانش نور بیشتر داشته و سختی بیشتر در کامپازیـت زیرین و پیرامون خود ایجاد مـی‌کننـد، کـه مـی تـوان پـیش بینـی کـرد، کـه بـا افـزایش میـزان و عمـق پلی مریزیشن با به کارگیری قطعـات اپتیکـی رسـانای نـور، بـه ویـژه از جـنس MOAZ5، مـی تـوان انتظـار داشت، کـه بـر مـشکلاتی، چـون Cuspal deflection، کانتور، ضریب کشسانی و سختی کامپازیت، جـذب آب و تغییـــر کامپازیـــت، Marginal discoloration و Hygroscopic expansion چیره گشت [۸].

قرار دادن قطعات پنج گانه ی اپتیکـی، سـختی تقریبا یکسانی را در اعماق صفر و چهـار میلـی متـری ایجاد می‌کنند، ولی در میان این نقاط بـا اعمـاق یـک، دو و سه میلی متری اختلافی معنادار از نظر میـانگین سختی وجود دارد. ایـن در حـالی اسـت، کـه سـختی ایجاد شده در اعماق یک، دو و سه میلـی متـری نیـز، اختلافی معنادار با یکدیگر ندارند و هرسه این اعمـاق، از نظر میانگین سختی در یـک کـلاس قـرار داشـته و بیشترین میـانگین سـختی، بـه عمـق دو میلـی‌متـری مربوط است. توجه به آزمون‌های آمـاری و نمودارهـای ۱ و ۳، شاید بیانگر و توجیه کننده‌ی ایـن ادعـا باشـد، که قرار دادن این قطعات، می‌تواند الگـوی Shrinkage کامپازیت‌های لایت کیور را به سـمت کامپازیـت هـای سلف کیور هدایت کند، که به این موضـوع، در بررسـی بـاقری و معظّمـی اشـاره شـده اسـت و از سـویی، یکنواختی سختی اعمـاق صـفر و چهـار میلـی متـری، ادعای دیگر باقری و معظّمی در سال۱۳۷۳ را درباره‌ی یکنواختی و همزمانی Curing توجیه می‌کند [۸].

در همه ی گروه هـای آزمایـشی، سـختی عمـق صفر، یعنی سطح کامپازیت کمتـر از اعمـاق یـک، دو، سه و چهار میلی‌متری اسـت، کـه ایـن بـا نظـر بهـاروا (Baharave) در ۱۹۹۳ مغایر است، که اظهار مـی‌دارد، که سطح رزین کامپوزیت، که به منبع نـور نزدیـک تـر است، پلی مریزاسیونی کامل تر از خود نشان مـی‌دهـد [۱۶]. ولـی در گـروه شـاهد، Incremental 0.0mm، سختی اعماق یک و سـه کمتـر از سـطح اسـت، ولـی اختلافی چنـدان بـا سـطح نداشـته و در گـروه شـاهد One-bulk 4.0mm، سختی اعماق یـک و دو بیـشتر از سطح و عمـق سـه میلـی متـر، کمتـر از سـطح اسـت (نمودار ۱ تا ۳).

فاصله های نور دهی صفر میلی متـری از سـطح دندان و چهار میلی متری از سطح ترمیم، کـه در ایـن پژوهش در گروه های شاهد مورد استفاده قـرار گرفتـه است، به دلیل محدودیت کالبدی سطح دندان و ارتفاع

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، به‌گونه ای، 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 معظّمی و باقری در مقاله ی خود ارایه داده اند، در نظر می آورد.

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 می کند. معظّمی و عطاران در سال ۱۳۸۳ نشان دادند، که برای بایوگلاس، به‌عنوان قطعه و ماده‌ی هدایت کننده‌ی نور، برای کیورینگ مواد لایت‌کیور، می‌توان تنها تا عمق سه میلی‌متری کیورینگ پذیرفتنی را انتظار داشت [۲۰]. بنابراین، شدت های بالاتر برای اندازه های 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 قطعات‌چینی دندانپزشکی و سرانا در رسانش نور در این بررسی باشد.

معظّمی و فلاح در ۱۳۸۳ و معظّمی و فرزانگان در ۱۳۸۴، به کارگیری الگوی تابشی پیشنهادی پیشرونده و افزایش یابنده را برای کاهش 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 مایکرولیکیج در ترمیم های کلاس دو پشتی باشد، که در این باره به انجام بررسی های دیگر نیاز است.

نتیجه گیری

۱. با افزایش عمق در گروه های شاهد، از میزان پلی مریزیشن 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 نورجلوگیری کرده تا بتوان عمق کیورینگ بیشتر را انتظار داشت. همچنین، ب: درباره‌ی کاربرد دستگاه‌های نور با توان تولید شدت های 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 به‌این وسیله مراتب قدردانی و سپاس پژوهشگران ابراز می گردد.

References

1. Bowen RLC, Eichmiller A. Marjenhoff. Glass-Ceramic inserts Anticipiated for "megafilled" composite restoration. J Am Dent Assoc 1991; 122: 71-75.
2. Aysequl 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، معظّمی 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. معظّمی م، علاقه مند هـ بررسی تاثیر وج های هادی نور داخل ترمیم در کاهش ریزنشست مینائی لبه لثه ای ترمیم های کامپازیتی خلفی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۲؛ ۲۷: ۱۷۳ – ۱۷۹.

10. Millar B, Brelt R. Cerana. A direct ceramic inlay technique. Prim Dent Care 1999; 6(2): 59-62.

۱۱. معظّمی‌م، یوسفی‌ع، سدیدزاده‌ر. مقایسه پایداری‌شیمیائی‌وفیزیکی بایوگلاس با کامپازیت‌نوری‌وچینی دندانپزشکی در محیط بازسازی شده‌ء دهان. مقطع دکترا. پایان‌نامه شماره‌ی ۱۳۶۶. دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد ۷۷-۱۳۷۶.

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. معظّمی م، فلاح م. بررسی و مقایسه تاثیر دماهای متفاوت کامپازیت رزین و الگوی‌های تابشی مختلف بر ریزنشت ترمیم های کامپازیت رزین. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۳؛ ۲۸: ۱۱۰-۱۰۵.

۱۹. معظّمی م، فرزانگان ف. بررسی و مقایسه اثیر الگوهای تابشی پیشنهادی جدید بر ریزنشت ترم های کامپازیتی. مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد ۱۳۸۴؛ ۲۹: ۱۴۰-۱۳۱.

۲۰. معظّمی م، عطّاران ن. بررسی آزمایشگاهی تاثیر ضخامت های متفاوت چند نوع ماده‌ء 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 A_3 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