



اثر تعداد لایه‌های فایبر بر مقاومت به شکست بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر

اکبر فاضل^۱، طاهره سادات جعفر زاده کاشی^{۲*}، ساحل مقتدر نژاد^۳، ابراهیم عطایی^۴

۱- دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استادیار گروه مواد دندانی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار گروه پروتزهای ثابت، دانشگاه آزاد اسلامی تهران

۴- استادیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۰/۱/۲۰

تاریخ دریافت: ۱۳۸۹/۸/۲۳

چکیده

مقدمه: هدف از این مطالعه معرفی بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر و بررسی محل و موقعیت مناسب قرار دادن فایبر به منظور حصول بیشترین استحکام می‌باشد.

روش بررسی: ۲۰ دندان پره‌مولر دوم و ۲۰ دندان مولر دوم برای ساخت بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر انتخاب شدند. ۲۰ نمونه از دندان‌ها برای یک لایه فایبر در نظر گرفته شدند و در باقیمانده دندان‌ها از دو لایه فایبر استفاده گردید. در نمونه‌های گروه اول فایبر در موقعیت ۱/۳ تحتانی و در گروه دوم در هر دو موقعیت ۱/۳ میانی و ۱/۳ تحتانی قرار گرفت. پس از آماده‌سازی دندان‌ها، رستوریشن‌ها ساخته شدند و نمونه‌های آماده شده ترموسایکل گردیده و پس از آن توسط ماشین آزمون یونیورسال در منطقه میانی پونتیک و با سرعت ۱ mm/min تحت فشار قرار گرفتند. یافته‌های پژوهش با استفاده از تست Kolmogorov-Independent sample t test، Smirnov و تست Kaplan-Meier ارزیابی شد. بعد از آن نمونه‌ها برای بررسی الگوی شکست زیر استریومیکروسکوپ قرار گرفتند.

نتایج: میانگین مقاومت به شکست نمونه‌های گروه اول و دوم به ترتیب $1416/502 \pm 467$ و $1349/299 \pm 397$ نیوتن بود. اختلاف آماری معنی‌داری در دو گروه مشاهده نشد ($P > 0/05$). در گروه اول شکست در ۵ نمونه داخل کامپوزیت و در ۵ نمونه بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر و در گروه دوم شکست در ۴ نمونه داخل کامپوزیت و در ۶ نمونه بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر بود و در هیچ‌یک از نمونه‌ها فایبر به طور کامل قطع نشد.

نتیجه‌گیری: در بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر، فایبرها موقعیت تحت کشش کانکتور را تقویت می‌کنند ولی قرار دادن فایبر اضافی در نواحی دیگر مقاومت به شکست رستوریشن را افزایش نمی‌دهد.

واژه‌های کلیدی: فایبر، کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر، بریج‌های کامپوزیتی، مقاومت به شکست

مقدمه

جایگزینی دندان‌های از دست رفته و یا ترمیم دندان‌های آسیب دیده از مهمترین اهداف پروتزه‌های دندان‌ی و به عبارتی بهتر دندانپزشکی می‌باشد و در این جایگزینی می‌بایست زیبایی و استحکام رعایت گردد. رستوریشن‌های متال-سرامیک از اولین مواردی بودند که بکار گرفته شدند و بیشترین کاربرد را در پروتزه‌های ثابت طی ۳۰ سال گذشته داشته‌اند (۱). موفقیت آنها بر اساس طول عمر و زیبایی قابل قبول آنها می‌باشد (۲)، هنوز هم اکثر بیماران با استفاده از این روش درمان می‌شوند ولی همانطوری که می‌دانیم پرسنل ماده‌ای شکننده بوده که می‌تواند از فلز زیر آن جدا شود. به دلیل تراش دندان‌های پایه خطر باز شدن پالپ وجود دارد و در ضمن اپک بکار رفته برای پوشاندن فلز در صورت کافی نبودن ضخامت بادی پرسنل از زیبایی نهایی کار می‌کاهد (۳). همچنین پرسنل از مینا سخت‌تر بوده و باعث سایش و صدمه به دندان‌های مقابل می‌گردد. آلیاژهای بیس متال می‌توانند باعث واکنش‌های آلرژیک (۴،۵) و همچنین دچار خوردگی (Corrosion) شوند (۶). به دلیل مشکلات ذکر شده انتخاب ماده‌ای جایگزین ضروری به نظر می‌رسید. کامپوزیت‌های جدید وارد بازار شدند و با پیشرفت و بکارگیری فایبر در بریج‌های کامپوزیتی (FRC: Fiber-Reinforced composite) خواص بالای مکانیکی را به وجود آورده و همچنین به دلیل ساختار سرومری (Ceramic optimized polymer) زیبایی خوبی را به دنبال آوردند (۷).

ترکیب، ساختمان و خواص مکانیکی کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر (FRC):

بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر یا به اختصار FRC دارای دو ترکیب مجزا می‌باشند. یکی جزء تقویتی که استحکام و سختی را فراهم نموده و بر عهده فایبرها می‌باشد و دیگری رزین ماتریکس اطراف آن که جزء تقویتی را ساپورت نموده و کارکرد آن را آسان می‌کند (۸).

فایبرها (Fibers):

در دندانپزشکی فایبرهای تقویت کننده ماتریکس رزینی از جنس گلاس، پلی‌اتیلن و یا کربن می‌باشند. فایبرها متفاوت بوده

و می‌تواند به اشکال زیر باشد (۸):

۱- یک جهته (Unidirectional) که الیاف آن بلند و موازی و در یک جهت بوده و بیشترین کاربرد را دارد.

۲- قیطانی (Bradied)

۳- بافته شده (Woven)

فایبرها بر اساس شکل، نحوه آرایش، نوع و ساختمان تشکیل دهنده انواع محصولات و همچنین بر اساس اینکه فایبر قبلاً توسط کارخانه سازنده به رزین آغشته شده (Pre-impregnated) و یا اینکه دندانپزشک یا تکنسین لازم است آنها را با رزین آغشته نماید، طبقه‌بندی می‌شوند (جدول ۱ و ۲).

از جمله محدودیت‌های FRC کاربرد (Manipulation) مشکل آنها در کلینیک می‌باشد. کارکردن با فایبر مشکل بوده و احتمال آلوده شدن آنها وجود دارد. از دیگر مشکلات و محدودیت‌های FRC باند ضعیف بین فایبر و رزین (۹) و ایجاد فاصله بین آنها می‌باشد که برای غلبه بر این مشکل دو روش وجود دارد یکی اینکه دندانپزشک یا تکنسین یک رزین با ویسکوزیته پایین را به فایبرها آغشته کند و دیگر اینکه توسط کارخانه سازنده فایبر به صورت Pre- Impregnated عرضه شود. به هر حال وجود فاصله بین فایبر و رزین باعث کاهش قابلیت انعطاف (Flexured properties) پروتز می‌گردد (۱۰).

خواص مکانیکی کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر:

در مقایسه با مواد دندان‌ی، خواص مکانیکی کامپوزیت‌های فایبردار پیچیده‌تر هستند، در حالی که آلیاژهای دندان‌ی به صورت یک شکل، هموزن و ایزوتروپیک می‌باشند. یعنی بدون توجه به جهت نیروی وارده خواص یکسانی دارند. ولی کامپوزیت‌های فایبردار هتروژن و ناهمگن می‌باشند یعنی خواص آنها به میزان زیادی تحت تأثیر جهت نیروهای وارده و موقعیت فضایی فایبرها دارد. در مورد کامپوزیت‌های دارای فایبر یک جهت که فایبرها موازی و در یک راستا قرار گرفته‌اند استحکام در جهت موازی فایبرها بیشترین و در جهت عمود بر آنها کمترین می‌باشد (۸). در FRC یک جهته مدولوس الاستیسیته و استحکام در جهت فایبر، متناسب با حجم و خواص فایبر و ماتریکس رزینی

می باشد. این رابطه "Rule of Mixture" نامیده می شود (۸). بر اساس حجم فایبر، خواص اجزاء تشکیل دهنده و اثر موقعیت و جهت فایبرها، مدولوس الاستیسیته حاصله برای بیشتر محصولات دندانپزشکی با Rule of Mixture مطابقت دارد (۱۱). از آنجایی که خواص مکانیکی فایبرها معمولاً بهتر از ماتریکس می باشد استحکام و سختی کامپوزیت فایبردار یک جهته بستگی زیادی به خواص و حجم فایبر دارد و در مواردی که خواص مکانیکی بالایی در یک جهت لازم باشد، مانند پست یا پونتیک، حجم بالایی از فایبرهای یک جهته با استحکام بالا لازم است و در مواردی که زیبایی مد نظر نباشد می توان فایبرهای کربن را بکار برد. در مواردی که ترانسلوسنسی همراه با خواص مکانیکی خوبی لازم باشد بهتر است فایبرهای گلاس بکار روند (۸).

کامپوزیت های تقویت شده با فایبر به صورت معمول برای اسپلینت استفاده می شوند (۱۲، ۱۳). فایبرهای Braided یا Woven مانند Glass Span و Splint-it به دلیل نحوه قرارگیری فایبر با دندان های نامنظم و منحرف شده راحت تر تطابق دارند. فایبر پلی اتیلن Woven مانند Ribbond و Splint-it به دلیل مدولوس الاستیسیته پایین و نحوه آرایش فایبر آنها راحت تر قابل تنظیم (Manage) می باشند (۸).

وقتی نیروی جویدن به یک پونتیک وارد می گردد استرس های فشاری در ناحیه اکلوزالی و استرس های کششی در ناحیه ژنژیوالی تجمع می یابند و از آنجا که کامپوزیت ها در برابر نیروهای عمودی مقاومت خوبی نشان می دهند و نقطه ضعف آنها استرس های کششی می باشد (۱۴)، بنابراین برای افزایش این نقطه ضعف بریج های کامپوزیتی باید ناحیه ژنژیوالی را تقویت نمود. به عبارت دیگر هر چقدر محل قرارگیری فایبرها به ناحیه کشش نزدیک تر باشد (بین ۰/۵ تا ۱/۵ میلی متر) استحکام خمشی آنها افزایش می یابد و هر چه از این ناحیه دورتر رفته به سمت اکلوزال نزدیک تر شود (۲/۵ میلی متر) استحکام خمشی آنها کاهش می یابد (۱۵). فایبر هر چه به سمت ناحیه کششی قرار گیرد، اثر تقویتی خود را بیشتر اعمال می کند (۱۶).

بریج FRC را هم می توان به صورت پوشش کامل خارج

تاجی و هم به صورت پوشش پارسیل داخل تاجی ساخت که شکل دوم در مواردی که دندان های پایه اطراف ناحیه بی دندانی سالم بوده و یا رستوریشن داخل تاجی داشته باشند به دلیل محافظه کارانه بودن آنها ترجیح داده می شود (۱۷). طرح معمول آماده سازی برای بریج های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر به صورت داخل تاجی به صورت Box-shaped می باشد تا حداکثر گسترش فریم ورک فایبری و گیر (Retention) حاصل گردد (۳، ۱۸). به طور معمول بریج های FRC برای جایگزینی یک دندان مولر یا پره مولر برای وقتی است که فاصله بین دو دندان پایه بیش از ۱۵ میلی متر نباشد (۷). مقاومت به شکست بریج های FRC به عوامل متعددی از جمله مدولوس الاستیسیته مواد تشکیل شده، Luting agent، ضخامت رستوریشن و طراحی دندان های پایه (۱۸)، خواص فیزیکی فایبرها، نوع فایبر و ماتریکس، میزان فایبر و چسبندگی بین فایبر و رزین ماتریکس (۱۹، ۲۰) بستگی دارد. همچنین اثر تقویتی فایبرها به میزان فایبر و موقعیت قرارگیری آنها بستگی دارد (۲۱). برای مثال به دلیل پنهان بودن تماس ناحیه پروگزیمالی، نیازی نیست Finishing line را در اینله به زیر لثه برد تا زیبایی حاصل شود. مارژین فوق لثه ای باعث کاهش احتمال التهاب لثه می شود (۲۲).

Lastumaki و همکاران در تحقیقی برای بررسی خواص Flexural بریج های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر، اثر جذب آب روی خواص آن را هم ارزیابی کرده و اینطور نتیجه گیری کردند که جذب آب، خواص Flexural کامپوزیت های تقویت شده با فایبر DC-Tell را کاهش می دهد و عنوان کردند که این امر محدودیتی برای استفاده از DC-Tell به عنوان فریم ورک یا کراون در حفره دهان برای طولانی مدت می باشد (۲۳).

Ellakwa و همکاران در مطالعه ای به بررسی اثر نوع فایبر و روش Wetting فایبر روی خواص Flexural بریج کامپوزیتی تقویت شده با فایبر پرداختند. آنها با سه نوع فایبر پلی اتیلن، Kevlar و گلاس، FRC را با کامپوزیت Artglass به روش غیرمستقیم تهیه کردند. سپس فایبر را با Unfilled resin و Filled resin آغشته نمودند. فایبرها در Tensile side نمونه ها

و همچنین ارائه اطلاعات در زمینه اندازه مناسب حفره برای اینله بریج و محل استقرار صحیح فایبرها می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه‌ی تحلیلی- تجربی ۲۰ دندان پره مولر دوم سمت چپ فک پایین و ۲۰ دندان مولر دوم سمت چپ فک پایین سالم کشیده شده انسان را برای جایگزینی دندان مولر اول به روش نمونه‌گیری آسان از جامعه پژوهش انتخاب شدند. دندان‌ها در محلول کلرامین ۰/۵ درصد قرار گرفته و پس از آن اندازه‌های باکولینگوالی و مزبودیستالی آنها اندازه‌گیری شد تا نمونه‌های دو گروه تفاوت معنی‌داری در اندازه دندان‌ها با هم نداشته باشند. برای آماده سازی دندان مولر دوم، در مزیال آن Box به صورت حفره CL II تهیه شد بطوری که ۲/۵ میلی متر عمق، ۴ میلی متر پهنا و وسعت ۶ میلی متر داشت. باکس پروگزیمالی دارای عمق ۲ میلی‌متر در حفره و کف به عرض ۱ میلی متر بود. دندان پره مولر نیز مراحل آماده سازی مشابه مولر داشت با این تفاوت که طول حفره ۴ میلی‌متر بود (۱۸).

این آماده سازی توسط یک عمل کننده و در هر ۵ دندان با یک فرز الماسی (TF-14 Mani, Tochigi-Ken, Japan) همراه با اسپری آب انجام شد. برای استاندارد کردن و یکسان نمودن تراش‌ها از یک ایندکس فلزی استفاده شد تا تمام نمونه‌ها یکسان باشند.

در ادامه آزمایش هر نمونه درون موم قرار داده و در سورویر تنظیم شد تا در یک راستا قرار گیرند. پس از تنظیم کامل جهت و فاصله دندان‌ها از تاج آنها یک ایندکس پوتی (Putty-Speedex, Polysiloxane, Coltene, ARIA-DENT-Iran) تهیه شد. سپس دندان‌ها از داخل ایندکس پوتی خارج شده و برای آنها لیگامان پرپودنتال (PDL) مصنوعی ساخته شد. روش ساخت PDL مصنوعی بدین صورت بود که ابتدا ریشه هر دندان داخل پوتی (-Putty Speedex, Polysiloxane) قرار داده شدند و بعد از Set شدن پوتی، دندان‌ها خارج شده و به پلی‌اتر (Impregum 3M ESPE, St. Paul, Germany) آغشته شدند و مجدداً درون پوتی قرار گرفتند. به این صورت ضخامت

قرار داشتند. دو گروه هم بدون فایبر فقط از کامپوزیت تشکیل شده بودند. هر کدام در دو زمان جداگانه آزمایش شدند. هر نمونه را ۲۴ ساعت بعد از ساخت و ۶ ماه بعد از نگهداری در آب ۳۷ درجه آزمایش نمودند. سپس به بررسی Flexural Strength نمونه‌ها پرداختند. نتیجه این آزمایش نشان داد که افزایش معنی‌داری در Flexural Strength نمونه‌های تقویت شده با فایبر نسبت به نمونه‌های بدون فایبر در دو حالت مختلف نگهداری، وجود داشت. نمونه‌هایی که با Unfilled resin آغشته شده بودند اثر تقویتی بیشتری در گروه گلاس فایبر داشتند. نگهداری به مدت ۶ ماه در آب باعث کاهش ۲۸٪ استحکام خمشی Flexural Strength نمونه‌های گلاس فایبر شده بود (۲۴).

در مطالعه‌ی *Song, In vitro* و همکارانش به بررسی تأثیر دو طرح آماده سازی دندان‌های پایه و فاصله پونتی، روی خمش (Bending) و مقاومت به شکست بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر پرداختند. دو طرح آماده‌سازی پروگزیمالی دندان‌های پایه به صورت Tub-Shaped و Box-Shaped بود و در هر گروه ۱۰ نمونه بریج قرار داشت. در پایان آنها نتیجه گرفتند که باید آماده‌سازی به صورت Box-Shaped برای جایگزینی یک دندان خلفی با بریج کامپوزیتی تقویت شده با فایبر در نظر گرفته شود (۱۸).

Rappelli و همکارانش به بررسی توزیع استرس در بریج اینله کامپوزیتی تقویت شده با فایبر پرداختند. در این مطالعه *In vitro* که با استفاده از روش Finite Element انجام شد توزیع استرس و Strain به صورت سه بعدی در یک بریج سه واحدی کامپوزیتی تقویت شده با فایبر انجام شد. نتیجه‌ای که از این مطالعه به دست آمد حاکی از این بود که بیشترین میزان استرس در سطوح خارجی و داخلی بریج تجمع یافته و در ناحیه کانکتورها تجمع استرس وجود داشت و وقتی نیروی عمودی وارد می‌شد استرس در ناحیه مارژین سرویکالی Box دندان‌های پایه قرار می‌گرفت (۲۵).

با توجه به استفاده روز افزون از فایبرها در درمان‌های دندانپزشکی، هدف از این آزمون معرفی مناسب‌ترین طرح فایبر

آنها وارد شود نیز استفاده شد. با مشخص شدن محدوده حفره (Outline) اولین لایه کامپوزیت (Corporation, Tokyo, GC Japan) روی کف حفره دندان‌های پایه قرار گرفت و کیور شد (Labolight, GC, Japan) $600 \frac{mW}{cm^2}$ (800 nm Spectrum). بعد یک نوار فایبر (Fiber X-lan, Angelus Dental Polutions, Londrine PR Branzil) که یک فایبر گلاس Preimpregnated و Woven بود از ایسموس انتهایی حفره مزایال دندان پره مولر تا انتهایی دیستالی حفره دندان دوم قرار گرفت و کیور شد.

در نمونه‌های حاوی دو نوار فایبر بعد از قرارگیری اولین لایه فایبر و کیور آن یک لایه نازک کامپوزیت به ضخامت ۱ میلی‌متر قرار داده و پس از آن کیور شد. بعد دومین لایه فایبر روی آن قرار گرفت و بقیه مراحل طی شد.

بعد از تکمیل شدن ساخت بریج‌های کامپوزیتی طبق مدل ایندکس، تمام نمونه‌ها با لاستیک پرداخت کامپوزیت پالیش و آماده سمان کردن روی دندان‌ها شدند. سپس دندان‌ها با اسید فسفریک ۳۷٪ (Scotchbond Etchig 3M ESPE) برای حذف لایه اسمیر حاصل از تراش و ایجاد سوبسترای باندینگ یکسان، به مدت ۱۵ ثانیه اچ و سپس شسته و بعد به پرایمرهای Panavia مطابق دستور کارخانه آغشته شدند. سپس سطح داخلی ریتینرهای اینله با اکسید آلومینیوم ۵۰ میکرون سند بلاست شده و مطابق دستور کارخانه با سمان رزینی Dual cure dental adhesive panavia F 2.0, Panavia F) Kurary Medical INC. Japan) به دندان‌ها سمان و کیور (Coltolus, Coltene, Swiss) گردید.

بعد از سمان رستوریشن روی دندان‌های مورد آزمون برای مشابه سازی شرایط دهان ابتدا آنها را به مدت ۷ روز در آب مقطر ۳۷ درجه قرار داده (۲۷) و سپس ۳۰۰۰ بار Thermal cycling بین ۵-۵۵ درجه و فاصله زمانی ۳۰ ثانیه بین هر سیکل انجام شد. سپس نمونه‌ها در Universal testing (Zwick-Roell ZO 20 machine) قرار گرفتند تا مقاومت به شکست آنها مقاومت به شکست نمونه‌ها اندازه‌گیری شود. نوک دستگاه در مرکز پونتیک قرار گرفت و با سرعت ۱ mm/min نیرو وارد شد.

یکنواختی از پلی‌اتر مشابه PDL ایجاد شد (۲۶). سپس پلی‌اتر اضافه از ۱ میلی‌متری محل اتصال مینا و سمنتوم (CEJ) برداشته شد و دندان‌های حاوی PDL مصنوعی درون ایندکس پوتی که از تاج آنها تهیه شده بود قرار گرفتند تا نمونه‌ها آماده مانت شدن در آکريل خود سخت شونده پلی متیل متاکریلات (PMMA) شدند.

سپس تمام نمونه‌ها در حلقه‌های بریده شده لوله پلی وینیل کلراید (PVC) به قطر ۵ سانتی‌متر و ضخامت ۲ سانتی‌متر در (PMMA Acropars self-cure, Acropars, Marlik, Medical Co. Iran) قرار داده شدند. دو دندان پره مولر و مولر به فاصله ۱۱ mm از همدیگر مانت شدند (۲۵). دندان‌ها تا پلیمریزاسیون کامل PMMA درون ایندکس تاجی خود قرار گرفتند و بعد از Set شدن آکريل، ایندکس جدا شد. سپس به منظور تشابه آزمون با شرایط کلینیکی، با استفاده از تری اختصاصی یک قالب با سیلیکون افزایشی (President, regular body polyvinylsiloxane, addition type, Apadana Tak Crop. Under the licence of coltene Swiss) تهیه کست، قالب‌ها با گچ (Fuji Rock, GC, Japan Type IV) ریخته شدند.

پس از آن بر روی کست‌های تهیه شده بریج کامپوزیتی تقویت شده با فایبر ساخته شد بطوری که روی ۱۰ نمونه فقط از یک فایبر در ناحیه تحت کشش (Tensile side) و روی ۱۰ نمونه دیگر از دو لایه فایبر که یکی در ناحیه تحت کشش (Tensile side) و دیگری در ناحیه خنثی (Neutral side) یا یک سوم میانی قرار داشتند، استفاده شد.

پس از اینکه کست‌ها تهیه شدند یک لایه جدا کننده (Separator-GC) روی دای تا ۱ میلی متر بالاتر از Finishing Line قرار گرفت. از روی اولین قالب کست، کست دیگری تهیه شد و روی آن Wax-up شد تا به عنوان ایندکس برای ابعاد پونتیک استفاده شود و بتوان ابعاد پونتیک تقریباً یکسانی برای تمام نمونه‌ها ایجاد کرد. از Wax-up کامل شده یک پوتی تهیه شد و از آن به عنوان ایندکس پونتیک استفاده شد. از این ایندکس برای Block نواحی که پونتیک نباید به

استفاده از آزمون t مستقل مشخص گردید که مقاومت به شکست نمونه‌های گروه اول با دوم اختلاف معنی‌داری ندارند ($P > 0.05$) و $P = 0.0733$. همچنین با تست Kaplan-Meier میزان ۵ درصد و ۹۵ درصد موارد شکست با آنالیز بقا (Survival) محاسبه شد. همچنین پس از بررسی نمونه‌ها با استفاده از استرومیروسکوپ مشاهده شد که در گروه اول (یک فایبر) در ۵ نمونه داخل کامپوزیت و در ۴ نمونه بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر و در گروه دوم در ۴ نمونه داخل کامپوزیت و ۶ نمونه بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر شکست وجود دارد و در هیچکدام از نمونه‌ها، فایبر به طور کامل قطع نشده بود.

بعد از اندازه‌گیری مقاومت به شکست، نمونه‌ها زیر استرومیروسکوپ (Olympus SZX12, Japan) با بزرگنمای x ۱۵۰ جهت تعیین Mode of failure بررسی شدند. بعد از مشخص شدن داده‌ها و تعیین میانگین و نرمال بودن توزیع آنها با تست Independent sample t test, Kolmogorov-Smirnov اختلاف آماری بین دو گروه مورد مطالعه مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج

آزمون نرمال بودن توزیع داده‌های جمع‌آوری شده (جدول ۳ و ۴) با استفاده از تست Kolmogorov-Smirnov انجام شد و با

جدول ۱: خواص مکانیکی و فیزیکی فایبرهای تقویت کننده

دانشیته (سانتی مترمکعب/گرم)	ازدیاد طول (درصد)	الاستیک مدولوس کششی (گیگاپاسکال)	استحکام کششی (مگاپاسکال)	
۲/۶۲	۴/۹	۷۲	۳/۴۰۰	E-glass
۲/۵۰	۵/۷	۸۵	۴/۵۰۰	S-glass
۱/۷۰-۱/۹۰	۰/۶-۱/۴	۲۳۰-۳۹۰	۲/۴۰۰-۳/۳۰۰	Carbon/graphite
۱/۴۴	۲/۸-۴/۰	۶۲-۱۳۰	۳/۶۰۰-۴/۱۰۰	Aramid(Kevlar)
۰/۹۷	۳/۵	۱۱۷	۲/۶۰۰	Polyethylene(Spectra900)

جدول ۲: طبقه بندی کامپوزیت های تقویت شده با فایبر

نوع فرآورده	شرکت سازنده	نوع فایبر	ساختار فایبر
Pre-impregnated, dental laboratory products			
• Fibrekor	Jeneric/pentron	گلاس	یک جهته
• Vectris pontic	Ivoclar	گلاس	یک جهته
• Vectris frame and single	Ivoclar	گلاس	شبکه
Pre-impregnated, chairside products			
• Splint- It	Jeneric/Pentron	گلاس	یک جهته
• Splint-It	Jeneric/Pentron	گلاس	بافته شده
• Splint-It	Jeneric/Pentron	گلاس	بافته شده
Imprgnation required, chairside products			
• Connect	Kerr	پلی اتیلن	قیطانی
• DVA Fibers	Dental Ventures	پلی اتیلن	یک جهته
• Fiber-Splint	Inter Dental Distributors	گلاس	بافته شده
• Fibreflex	Biocomp	کولار (آرامید)	یک جهته
• Glasspan	Glasspan	گلاس	قیطانی
• Ribbond	Ribbond	پلی اتیلن	بافته شده
Pre-impregnated prefabricated posts			
• C-Post	Bisco	کربن	یک جهته
• Fibrekor	Jeneric/Pentron	گلاس	یک جهته

جدول ۳: مقاومت به شکست نمونه‌های آزمون بر حسب نیوتن

گروه اول (با یک فایبر)	مقاومت به شکست بر حسب نیوتن	گروه دوم (با دو فایبر)	مقاومت به شکست بر حسب نیوتن
۱	۱۷۲۸/۰۱	۱	۱۵۶۴/۰۵
۲	۹۰۶/۸۸	۲	۱۲۸۳/۲۶
۳	۱۰۲۸/۶۲	۳	۱۱۹۴/۲۵
۴	۱۴۷۳/۰۶	۴	۸۴۹/۳۴
۵	۱۱۳۲/۲۴	۵	۱۰۵۶/۶۶
۶	۱۹۲۰/۵۱	۶	۹۷۹/۱۶
۷	۱۱۱۰/۸۳	۷	۱۴۲۳/۷۹
۸	۱۱۸۰/۵۱	۸	۲۰۹۰/۸۳
۹	۱۲۸۹/۹۶	۹	۱۸۸۶/۱۳
۱۰	۲۳۹۴/۴۰	۱۰	۱۱۶۵/۵۲

جدول ۴: میانگین و انحراف معیار مقاومت به شکست در هر گروه

تعداد فایبر	تعداد نمونه ها	میانگین	انحراف معیار	خطای میانگین معیار
۱	۱۰	۱۴۱۶/۵۰۲۰	۴۶۷/۴۵۴۸۹	۱۴۷/۸۲۲۳
۲	۱۰	۱۳۴۹/۲۹۹۰	۳۹۷/۸۴۱۱۴	۱۲۵/۸۰۸۰۴۲

بحث

مطالعات مختلفی در مورد بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر در زمینه‌های مختلف انجام شده است. میزان survival rate بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر در طی ۵ سال ۷۵٪ تخمین زده شده است، در حالیکه این میزان کمتر از بریج‌های متال سرامیک می‌باشد. از مهمترین دلایل شکست این بریج‌ها می‌توان به شکست فریم ورک و جدا شدن ونیر اشاره کرد که البته برخی از موارد شکست قابل ترمیم می‌باشد (۲۸). مطالعات مختلفی که به بررسی میزان استرس در بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر پرداخته‌اند بالاترین میزان تجمع استرس را در اطراف کانکتورها مشاهده کرده‌اند (۲۹-۳۳). براساس نظر Nakamura و همکارانش دو فاکتوری که با تجمع بالای استرس در ناحیه کانکتورها مرتبط می‌باشد، موقعیت و ضخامت فریم ورک فایبری می‌باشد (۳۱). با این حال علت اصلی تجمع بالای استرس در ناحیه کانکتورها مرتبط با شکل داخلی بریج می‌باشد. همانگونه که Shin-ya و

همکارانش بیان کرده‌اند از نقطه نظر بیومکانیکی فرم داخلی بریج، بدست آوردن طرح ایده‌آل با توزیع استرس یکنواخت بسیار مشکل می‌باشد (۳۴). موقعیت لایه فایبر تاثیر بسزایی روی مقاومت به شکست بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر دارد. برای همین منظور با توجه به آنالیزهای Finite element از آنجا که نقطه ضعف بریج‌های کامپوزیتی در یک سوم ژنژیوالی کانکتورها و پونتیک می‌باشد (۲۵) فایبر می‌بایست این نقطه ضعف بریج را تقویت کند و یا به عبارتی ناحیه تحت کشش بریج کامپوزیتی که نقطه ضعف کامپوزیت است، تقویت شود. با انتقال استرس به این ناحیه که توسط فایبر تقویت شده است بیشترین مقاومت به شکست در بریج FRC را خواهیم داشت. حال اگر فایبر در موقعیت دیگری مانند یک سوم اکلوژالی یا ناحیه تحت فشار (Compression side) قرار گیرد به دنبال آن در ناحیه تحت کشش کامپوزیت تقویت نشده خواهیم داشت که باعث

مقاومت به شکست پایین تر بریج خواهد شد (۱۰).
در مطالعه Shi و Fok با استفاده از آنالیز اجزاء محدود پیشنهاد شد که بهترین شکل قرار گیری فایبرها در زیر ناحیه پونتیک است که به شکل زیر ساختار U شکل که به ناحیه کانکتورها گسترده شده و دندانها را به پونتیک متصل می کند، می باشد (۲۹).

ساخت PDL مصنوعی که در این تحقیق صورت گرفت نیز باعث حرکت دندانها مشابه شرایط کلینیکی شد که خود باعث کاهش استحکام خمشی نمونهها می شود (۳۵).
در این مطالعه مشاهده شد که بیشتر شکست ها در میانه پونتیک بود و شکستی در ناحیه کانکتورها وجود نداشت که با تحقیق Ozcan و همکاران مطابقت داشت که شکست در پونتیک ها دیده شد و در محل بین باند کامپوزیت و فایبر قرار داشت (۳۶). همچنین تمام شکستگی ها در تمام نمونه ها به صورت پریدگی و ترک در خود کامپوزیت و یا شکست و جدا شدن بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر مشاهده شد و در هیچکدام از نمونه ها قطع شدگی فایبر دیده نشد که منطبق با تحقیق Song و همکاران بود که در این تحقیق نیز پریدگی و ترک در مرز بین کامپوزیت و فایبر قرار داشت (۱۸).

ساخت PDL مصنوعی که در این تحقیق صورت گرفت نیز باعث حرکت دندانها مشابه شرایط کلینیکی شد که خود باعث کاهش استحکام خمشی نمونهها می شود (۳۵).
در این مطالعه مشاهده شد که بیشتر شکست ها در میانه پونتیک بود و شکستی در ناحیه کانکتورها وجود نداشت که با تحقیق Ozcan و همکاران مطابقت داشت که شکست در پونتیک ها دیده شد و در محل بین باند کامپوزیت و فایبر قرار داشت (۳۶). همچنین تمام شکستگی ها در تمام نمونه ها به صورت پریدگی و ترک در خود کامپوزیت و یا شکست و جدا شدن بین محل اتصال کامپوزیت و فایبر مشاهده شد و در هیچکدام از نمونه ها قطع شدگی فایبر دیده نشد که منطبق با تحقیق Song و همکاران بود که در این تحقیق نیز پریدگی و ترک در مرز بین کامپوزیت و فایبر قرار داشت (۱۸).
Stiesch- Scholz و همکاران در مطالعه خود در سال ۲۰۰۵ با میکروسکوپ الکترونی مشاهده کردند که خطوط شکستگی از بین لایه های فایبر می گذرد که بیشتر در فایبرهای Ever Stick دیده شد، ولی فایبرهای یک جهته نشکسته بودند بلکه از هم جدا شده بودند (۳۵).
مطابق نتایج حاصل از این تحقیق استفاده از یک فایبر و دو فایبر در نمونهها تفاوت معنی داری در مقاومت به شکست نمونهها نشان نداد که منطبق با تحقیق Ellakwa و همکاران می باشد، که در آن نشان دادند که افزایش میزان فایبر از یک حد مشخص تأثیری در Flexural strength نمونههای FRC ندارد بلکه کامپوزیت ماتریکس و باند بین کامپوزیت و فایبرها در Flexural strength نمونهها موثر می باشد (۱۵). می توان توجیح کرد که با افزایش حجم و میزان فایبرها احتمال وجود فاصله (Gap) بین لایه های کامپوزیتی بیشتر می شود و ضخامت

مقاومت به شکست بریج های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر به عوامل دیگری همچون مدولوس الاستیسیته اسکلت ساپورت کننده (Supporting Substructure)، طراحی و آماده سازی دندان های پایه، نیروی اکلوزالی، راحت ساخت رستوریشن و مواد مورد استفاده نیز بستگی دارد (۱۷).

استفاده از Thermal cycling مشابه شرایط دهان باعث کاهش مقاومت به شکست نمونهها می شود. همانگونه که در مطالعه Behr و همکاران، در نمونه های آزمایش شده، کراوان های مولر از جنس Targis-Vectris و سمان شده با Variolink II

ناحیه تحت کشش (Tensile side) بریج‌ها به خصوص در ناحیه کانکتورها می‌باشد که باید توسط فایبر تقویت شود. قرار دادن فایبر در نواحی دیگر به غیر از ناحیه یک دوم تحتانی یا ناحیه تحت کشش (Tensile side) باعث افزایش معنی‌داری در مقاومت به شکست بریج‌های کامپوزیتی نخواهد شد.

پیشنهادها

در بیمارانی که به هر دلیل دندانی را از دست داده‌اند، برای جایگزینی یک دندان به خصوص وقتی دندان‌های پایه اطراف سالم می‌باشند در صورتی که اندیکاسیون استفاده از ایمپلنت را ندارند و یا امکانات مالی آنها این اجازه را نمی‌دهد می‌توان از اینله بریج کامپوزیتی تقویت شده با فایبر برای آنها استفاده کرد. همچنین در افرادی که سن آنها اجازه استفاده از ایمپلنت را نمی‌دهد مانند افراد کم سن و سال و یا افراد مسن می‌توان از این درمان بهره برد.

سپاسگزاری

از مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران که حمایت مالی این تحقیق را به عهده داشتند تقدیر و تشکر می‌گردد.

کاهش قابل توجهی در مقاومت به شکست نشان دادند (۳۸). در فایبر Pre-impregnated که فایبرها در کارخانه به رزین آغشته می‌شوند، مرطوب شوندگی بهتر و یکنواخت‌تر از نمونه‌های Hand impregnated می‌باشد. چرا که ممکن است مرطوب شوندگی کامل صورت نپذیرد و خواص مکانیکی آنها ضعیف گردد (۸).

از مشکلات و محدودیت‌های این آزمون نقش عمل‌کننده در ساخت هر کدام از نمونه‌ها و احتمال وجود فاصله حین پک کردن کامپوزیت‌ها می‌باشد که پیشنهاد می‌شود با برنامه‌ریزی سیستم‌هایی مشابه CAD-CAM نقش عمل‌کننده در ساخت این رستوریشن‌ها به حداقل برسد.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج این تحقیق می‌توان اینگونه نتیجه‌گیری نمود که:

بریج‌های اینله کامپوزیتی در دندان‌های خلفی مقاومت به شکست قابل قبولی در برابر نیروهای جویدن دارند و در تمام نمونه‌ها مقاومت به شکست بالاتر از نیروی متوسط جویدن که ۴۰۰ تا ۸۰۰ نیوتن است، می‌باشد.

نقطه ضعف بریج‌های کامپوزیتی ناحیه یک دوم تحتانی یا

منابع:

- 1- McLean JW. *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 61-6.
- 2- Glantz PO, Ryge G, Jendresen MD, Nilner K. *Quality of extensive fixed prosthodontics after five years*. J Prosthet Dent 1984; 52(4): 475-9.
- 3- Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. *Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite*. J Prosthet Dent 1998; 80(3): 311-8.
- 4- Wataha JC. *Biocompatibility of dental casting alloys: a review*. J Prosthet Dent 2000; 83(2): 223-34.
- 5- *Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks*. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc 1985; 111(3): 479-83.
- 6- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 455-8.

- 7- Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. *In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures*. J Dent 1999; 27(2): 163-8.
- 8- Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1999.
- 9- Giordano R 2nd. *Fiber reinforced composite resin systems*. Gen Dent 2000; 48(3): 244-9.
- 10- Lassila LV, Vallittu PK. *The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite*. J Contemp Dent Pract 2004; 5(2): 14-26.
- 11- Goldberg AJ, Burstone CJ. *Flexural properties and fiber architecture of commercial fiber reinforced composites*. J Dent Res 1998; 77: 226.
- 12- Freilich MA, Goldberg AJ. *The use of a pre-im- pregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of a periodontal splint: a preliminary report*. Pract Periodontics Aesthet Dent 1997; 9: 873-6.
- 13- Strassler HE, Haeri A, Gultz JP. *New-generation bonded reinforcing*. Dent Clin North Am 1999; 43(1): 105-26.
- 14- Craig RG, Powers JM. *Restorative dental materials*. 11th ed. St Louis: Mosby; 2002.
- 15- Ellakwa A, Shortall A, Marquis P. *Influence of fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre-reinforced composite*. J Oral Rehabil 2003; 30(7): 679-82.
- 16- Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. *Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite*. Dent Mater 2004; 20(10): 947-55.
- 17- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2001.p. 697-704.
- 18- Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. *Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures*. J Prosthet Dent 2003; 90(4): 347-53.
- 19- Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. *Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth*. Int J Prosthodont 1996; 9(6): 580-5.
- 20- Yoshinari M, Derand T. *Fracture strength of all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont 1994; 7(4): 329-38.
- 21- Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Petel AP. *Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study*. J Prosthet Dent 1994; 71(1): 16-22.
- 22- Iglesia-Puig MA, Arellono-Cabornero A. *Inlay fixed partial denture as a conservative approach for restoring posterior missing teeth: a clinical report*. J Prosthet Dent 2003; 89(5): 443-5.
- 23- Lastumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. *Flexural properties of the bulk fiber-reinforced composite DC-Tell used in fixed partial dentures*. Int J Prosthodont 2001; 14(1): 22-6.
- 24- Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. *Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite*. J Prosthet Dent 2002; 88(5): 485-90.

- 25- Rappelli G, Scalise L, Procaccini M, Tomasini EP. *Stress distribution in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures*. J Prosthet Dent 2005; 93(5): 425-32.
- 26- Gerami-Panah F, Jalali H, Sedighpour L. *Effect of abutment on the fracture resistance of all ceramic three unit bridges*. J Dent Tehran Univ Med Sci 2005; 2(4): 159-67.
- 27- Dyer SR, Lassila LVJ, Alander P, Vallittu PK. *Static strength of molar region direct technique glass fibre-reinforced composite fixed partial dentures*. J Oral Rehabil 2005; 32(5): 351-7.
- 28- Pilo R, Abu Rass Z, Shmidt A. *Fiber-reinforced composite in fixed prosthodontics*. Refuat Hapeh Vehashinayim 2010; 27(3): 28-33.
- 29- Shi L, Fok AS. *Structural optimization of the fibre-reinforced composite substructure in a three-unit dental bridge*. Dent Mater 2009; 25(6): 791-801.
- 30- Yokoyama D, Shinya A, Lassila LV, Gomi H, Nakasone Y, Vallittu PK, et al. *Framework design of an anterior fiber-reinforced hybrid composite fixed partial denture: a 3D finite element study*. Int J Prosthodont 2009; 22(4): 405-12.
- 31- Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Takano N, et al. *Finite element analysis of fiberreinforced fixed partial dentures*. Dent Mater J 2005; 24: 275-9.
- 32- Ootaki M, Shin-Ya A, Gomi H, Shin-Ya A, Nakasone Y. *Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame*. Dent Mater J 2007; 26(2): 280-9.
- 33- Vallittu PK. *Case report: a glass fiber reinforced composite resin bonded fixed partial denture: a case report*. Eur J Prosthodont Rest Dent 2001; 9(1):35-39.
- 34- Shin-ya A, Matsuda T, Shin-ya A, Nakasne Y. *Hybrid resin fixed partial dentures reinforced with glass fiber- Optimum posterior fiber frame design with finite element analysis*. J J dent Mater 2004; 23: 186-92.
- 35- Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. *In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures*. Dent Mater 2006; 22(4): 374-81.
- 36- Özcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. *The effect of box preparation on the strength of glass fiberreinforced composite inlay-retained fixed partial dentures*. J Prosthet Dent 2005; 93(4): 337-45.
- 37- Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y, Yatani H. *Adhesive strength between fiber-reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials*. Int J Prosthodont 2004; 17(3): 364-8.
- 38- Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. *The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns*. Int J Prosthodont 2003;16(5) : 538-42.

Effect of Fiber Layers on the Fracture Resistance of Fiber Reinforced Composite Bridges

Fazel A(MD)¹, Jafarzadeh Kashi T(MD)*², Moghtadernejad S(MD)³, Ataei E(MD)⁴

¹*Department of Prosthodontics, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran*

²*Department of Dental Material, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran*

³*Department of Prosthodontics, Azad Islamic University, Tehran, Iran*

⁴*Department of Operative Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran*

Abstract

Introduction: The purpose of this in vitro study was to introduce the fiber reinforced composite bridges and evaluate the most suitable site and position for placement of fibers in order to get maximum strength.

Methods: The study included 20 second premolars and 20 second molars selected for fabricating twenty fiber reinforced composite bridges. Twenty specimens were selected for one fiber layer and the remaining teeth for two fiber layers. In the first group, fibers were placed in the inferior third and in the second group, fibers were placed in both the middle and inferior third region. After tooth preparation, the restorations were fabricated, thermocycled and then loaded with universal testing machine in the middle of the pontics with crosshead speed of 1mm/min. Data was analyzed by Kolmogorov-Smirnov test, Independent sample t test and Kaplan-Meier test. Mode of failure was evaluated using stereomicroscope.

Results: Mean fracture resistance for the first and second groups was 1416±467N and 1349±397N, respectively. No significant differences were observed between the groups ($P>0.05$). In the first group, 5 specimens had delamination and 5 specimens had detachment between fibers and resin composite. In the second group, there were 4 and 6 delaminations and detachments, respectively. There was no fracture within the fiber.

Conclusion: In the fiber reinforced fixed partial dentures, fibers reinforce the tensile side of the connectors but placement of additional fibers at other sites does not increase the fracture resistance of the restoration.

Keywords: Composite Resins; Dental Materials; Denture Design; Tooth Loss/rehabilitation

This paper should be cited as:

Fazel A, Jafarzadeh Kashi TS, Moghtadernejad S, Ataei E. *Effect of fiber layers on the fracture resistance of fiber reinforced composite bridges*. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci; 19(3):408-19.

****Corresponding author; Tel: +98 21 6641954, E-mail:jafarzat@sina.tums.ac.ir***