

بررسی مقاومت به شکست اینله بریج‌های Fiber-Reinforced Composite قدامی بالا و خلفی پایین در شرایط in vitro

دکتر عزت‌الله جلالیان* - دکتر سپیده بانوا** - دکتر سارا عرفانی***[†]

*استادیار گروه آموزشی پروتزه‌های ثابت دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران

**استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی و محقق مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران

***دندانپزشک

Title: In vitro evaluation of fracture resistance of Fiber-Reinforced Composite inlay bridges in upper anterior and lower posterior teeth.

Authors: Jalalian E. Assistant Professor*, Banava S. Assistant Professor**, Erfani S. Dentist

Address: *Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran Islamic Azad University

**Department of Restorative dentistry, School of Dentistry, Tehran Islamic Azad University

Background and Aim: Considering flexural strength of fiber-reinforced composites (FRC) and also the role of conservative cavities in protecting sound tissue of abutments, the aim of this study was to evaluate the fracture resistance of these bridges by handmade samples in vitro.

Materials and Methods: In this experimental in vitro study, 44 sound newly extracted teeth were used to make 22 fixed inlay bridges including 11 three unit anterior upper inlay bridges substituting clinical model of upper central and 11 three unit posterior lower inlay bridges substituting clinical model of lower first molar. Specimens were prepared with FRC and mounted with artificial PDL in acryl. Cases were exposed to final load by using Universal Testing Machine (Instron 1195) with the speed of 1 mm/min. Statistical analysis was performed by Kolmogorov- Smirnov, independent sample T and Kaplan-Meier tests with $p < 0.05$ as the level of significance.

Results: Based on the statistical tests, the 95% confidence interval of mean was 450-562 N in anterior and 1473- 1761 N in posterior area. Fracture strength was high in the studied groups. Fractures in both groups occurred on composite facing, and the framework remained intact. The highest percentage of fracture in posterior teeth was in the middle of pontic towards the distal connector and in the anterior teeth in the lateral connector, between central pontic and lateral abutment. Using the independent sample T test a significant statistical difference was observed between two groups ($P < 0.001$). The fracture resistance of anterior samples was lower than the posterior ones.

Conclusion: Based on the results of this study regarding the high fracture resistance in both areas FRC inlay bridges could be recommended for upper anterior and lower posterior teeth in clinical dentistry certainly more studies are needed to ascertain this treatment option.

Key Words: Fiber Reinforced Composite; Flexural Strength; Fracture resistance; Inlay Bridge

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به استحکام خمشی کامپوزیت تقویت شده با فایبر (FRC) و نیز نقش حفره‌های محافظه‌کارانه در حفظ نسج سالم دندان‌های پایه، این مطالعه با هدف ارزیابی میزان مقاومت به شکست بریج‌های قدامی بالا و خلفی پایین در شرایط in vitro انجام شد.

روش بررسی: این پژوهش به روش تجربی در شرایط آزمایشگاهی انجام شد. از ۴۴ دندان تازه و سالم کشیده شده انسان برای ساخت ۲۲ اینله بریج ثابت، شامل ۱۱ اینله بریج سه واحدی قدامی بالا با مدل کلینیکی جایگزینی سانترال و ۱۱ اینله بریج خلفی پایین با مدل کلینیکی جایگزینی مولر اول استفاده شد. نمونه‌های فوق از کامپوزیت تقویت شده با فایبر تهیه شدند. بریج‌های ثابت قدامی و خلفی مذکور به همراه PDL مصنوعی در آکریل خود پخت مانع شدند، سپس توسط دستگاه شبیه‌سازی دهان مصنوعی load cycle گردیدند و بعد در دستگاه Instron با سرعت ۱mm/min تحت نیروی نهایی قرار گرفتند، تا

[†] مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- شهرک ژاندارمری- بلوار مرزداران- خیابان سپهر ۵- پلاک ۱۴۲۱
تلفن: ۴۴۲۸۴۱۲۹؛ تلفن همراه: ۰۹۱۲۳۹۳۶۰۲۹؛ نشانی الکترونیک: Erfani4@yahoo.fr

شکست در تمام نمونه‌های قدامی بالا و خلفی پائین روی داد و منحنی اعمال نیرو ثبت گردید. آنالیز آماری اعداد بدست آمده توسط آزمون‌های Independent Sample T و Kaplan - Meier انجام و $P < 0/05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: با توجه به آزمون آماری، اعداد به دست آمده از شکست بریج‌های قدامی بالا و خلفی پائین از توزیع نرمال تبعیت می‌کردند. حدود اطمینان ۹۵٪ میانگین مقاومت به شکست برای بریج‌های قدامی بالا $450N-562N$ و برای بریج‌های خلفی پائین $1473N-1761N$ بود. مقاومت به شکست در نمونه‌های هر دو گروه (قدامی و خلفی) در برابر نیروهای جویدن بالا بود همچنین شکستگی در هر دو گروه در پوشش سطحی کامپوزیت، بدون آسیب به فریم ورک صورت گرفت. بیشترین درصد شکستگی در نمونه‌های خلفی از میانه پونتیک به سمت کانکتور دیستالی و در نمونه‌های قدامی در کانکتور لترالی (بین پونتیک سانترال و اباتمنت لترال) مشاهده شد. بین دو گروه بریج‌های قدامی بالا و خلفی پائین، اختلاف آماری معنی‌داری دیده شد ($P < 0/01$). بدین صورت که مقاومت به شکست در نمونه‌های قدامی کمتر از نمونه‌های خلفی بود.

نتیجه‌گیری: با در نظر گرفتن نتایج مطالعه حاضر، مبنی بر بالا بودن مقاومت به شکست نمونه‌های قدامی ($500N \leq$) و نمونه‌های خلفی ($1600N \leq$) در برابر نیروهای جویدن در هر دو ناحیه، می‌توان به کارگیری اینله بریج‌های FRC قدامی بالا و خلفی پائین را به صورت کلینیکال توصیه نمود. تردیدی نیست که مطالعات بیشتر تجربی و کلینیکی در این مورد ضروری است.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت تقویت شده با فایبر (FRC)؛ استحکام خمشی؛ مقاومت به شکست؛ اینله بریج

وصول: ۸۵/۰۸/۲۵ اصلاح نهایی: ۸۶/۰۴/۲۵ تأیید چاپ: ۸۶/۰۸/۰۵

مقدمه

از گذشته به کارگیری اینله بریج‌های ثابت فلزی و سرامیکی به ویژه PFM (Porcelain Fused to Metal)، جهت جایگزینی دندان از دست رفته، به دلیل استحکام و دوام بالای آن متداول بوده است، ولی بریج‌های مذکور به‌رغم مزایای آن دارای مشکلات کلینیکی می‌باشند. جهت قراردادن این بریج‌ها نسج زیادی از دندان به صورت تهاجمی برداشته می‌شود، به همین دلیل خطر اکسپوژر پالپ و آسیب به حیات دندان را دربر خواهد داشت. به علاوه به دلیل ادامه تراش در زیر لثه، درصد احتمال صدمه به بافت پریدونشیوم افزایش یافته و گاهی موجب عکس العمل آلرژیک لثه نسبت به مارجین فلزی روکش‌های PFM می‌شود. مواد پرسلنی به کار رفته در این بریج‌ها دارای انعطاف پذیری پایین و شکنندگی بیشتر می‌باشند (۱-۳).

با توجه به مشکلات فوق، امروزه جایگزینی بریج‌های FRC (Fiber-Reinforced Composite)، به دلیل خواص مکانیکی بالای آن رایج گردیده است. بکارگیری فایبر در بریج‌های FRC منجر به الاستیک مدولوس (Modulus of Elasticity, MOE) پایین‌تر نسبت به آلیاژ و پرسلن PFM، و استحکام خمشی مطلوب گردیده است. از مزایای FRC می‌توان به تراش محافظه کارانه و حفظ نسج سالم دندان و پریدونشیوم و کاهش خطر اکسپوژر پالپ و ترانس لوسنسی framework برای تامین زیبایی طبیعی اشاره کرد. همچنین به علت برقراری باند فیزیکی - شیمیایی این بریج‌ها به نسج دندان، درصد

دباندینگ آن کاهش می‌یابد (۴،۵). در اغلب موارد شکست در بریج‌های FRC قدامی و خلفی در پوشش سطحی کامپوزیتی صورت گرفته و آسیبی به فریم‌ورک فایبر وارد نمی‌شود و بریج‌ها کمتر از ناحیه کانکتورها دچار شکست می‌شوند (۶،۷). البته نوع و فرم کانکتور در نواحی قدامی و خلفی در نحوه شکست تأثیر دارد. مقاومت به شکست در نواحی خلفی بیشتر از نواحی قدامی می‌باشد (۸،۹).

در نمونه‌های قدامی، برخی مطالعات میزان مقاومت به شکست در برابر نیروهای جویدن را بیش از ۲۵۰ نیوتن نشان داده‌اند (۱۰)، ولی برخی دیگر میزان مقاومت مزبور را نسبت به آمار فوق پائین‌تر ($150N \leq$) اندازه‌گیری نموده‌اند (۳).

در نمونه‌های خلفی، برخی مطالعات میزان مقاومت به شکست در برابر نیروهای جویدن را بیش از ۱۲۰۰ نیوتن برآورد کرده‌اند (۱۱)، ولی گزارشات دیگر در این مورد حاکی از مقاومت به شکست پائین‌تر ($500N \leq$) می‌باشد (۲).

با توجه به تناقضات فوق که به تفکیک در نمونه‌های قدامی و خلفی ارائه گردید، هدف از این مطالعه ارزیابی مقاومت به شکست در نمونه‌های مذکور در شرایط in vitro بود.

روش بررسی

این پژوهش به روش تجربی در شرایط آزمایشگاهی انجام شد. ۴۴ دندان تازه و سالم انسان بلافاصله پس از کشیده شدن به مدت ۲۴

ابتدا نواحی تراش به مدت ۲۰ ثانیه بوسیله اسید فسفریک ۳۷٪ Etching gel (NSI, Australia) اچ شد. سپس نواحی اچ شده با باندینگ (NSI, Australia) SP Bond آغشته و به مدت ۲۰ ثانیه کیور شد و بعد یک لایه نازک کامپوزیت تقویت شده Nulite F (NSI, Australia) در کف حفره‌ها قرار داده شد.

Nulite F، یک کامپوزیت هیبرید خلفی، دارای BIS-GMA و رادیوپاک می‌باشد. این کامپوزیت به دلیل داشتن فیلر بلند و زیاد، غیرقابل پالیش (nonpolishable) و دارای استحکام زیاد و shrinkage پایین است، بدین جهت برای ساخت کور پونتیک به کار می‌رود. Nulite F دارای رنگ بندی Vita است و فقط در چهار shade عرضه شده است.

در مرحله بعد بدون کیور کردن لایه کامپوزیتی کف حفره‌ها، دو لایه fiber span (فایبرهای پلی اتیلنی braided تقویت شده با کامپوزیت Nulite F) با فاصله از یکدیگر بین باکس‌های تراشیده شده دندان‌های پایه، به صورت مستقیم قرار داده شد. سپس دو انتهای فایبرها به خوبی داخل حفره‌های تراش پک شدند. پس از کیورینگ فریم ورک فایبر، کور پونتیک و کانکتورها با به کارگیری کامپوزیت Nulite F به صورت لایه لایه تقویت شد (اشکال ۴، ۳). در هر مرحله کیورینگ به مدت ۴۰ ثانیه از هر جهت صورت گرفت. در بین لایه‌ها از Resist (NSI, Australia) برای پوشاندن خلل و فرج استفاده شد.

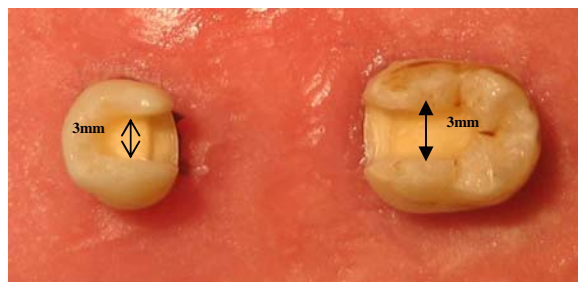
Resist، نوعی رزین هیدروفوب با ویسکوزیته پایین در سیستم باندینگ می‌باشد. این ماده جهت seal و مرطوب کردن فایبر به کار می‌رود و همچنین باعث بالا رفتن fracture toughness کامپوزیت تقویت شده می‌شود. سپس کامپوزیت Nulite V (NSI, Australia) به عنوان پوشش اسکلت فایبر، بر روی آن گذاشته و به آن فرم آناتومیکی مناسب داده شد.



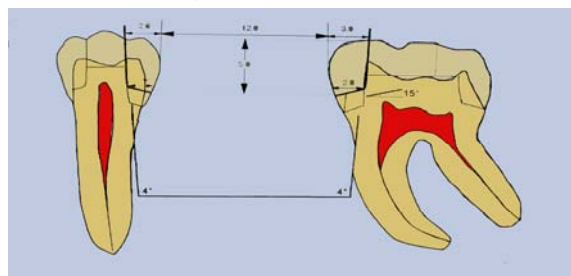
شکل ۳- نمای باکالی اباتمنت‌ها پس از فایبر گذاری

ساعت داخل سرم فیزیولوژی و سپس در محلول ۰/۲٪ تیمول، ضدعفونی و نگهداری شدند. از این تعداد دندان برای ساخت ۲۲ اینله بریج ثابت، شامل ۱۱ اینله بریج سه واحدی خلفی پایین با مدل کلینیکی جایگزینی مولر اول و ۱۱ اینله بریج سه واحدی قدامی بالا، با مدل کلینیکی جایگزینی سانترال استفاده گردید (۱۱).

برای ساخت اینله بریج خلفی، ابتدا باکس میوآکلوزالی و دیستواکلوزال با در نظر گرفتن ملاحظات پالپی در سطوح پروگزیمالی سمت ناحیه بی‌دندانی، بر روی دندان‌های پایه مولر و پره مولر دوم پایین به عمق ۲ میلی‌متر و پهنای ۳ میلی‌متر و ارتفاع ۵ میلی‌متر از کف ژنژیوالی تا رأس کاسپ تراشیده شد. تراش باکس تا $\frac{2}{3}$ سطح اکلوزال دندان‌های پایه امتداد یافت. دیواره آگزیمالی باکس جهت افزایش گیر به میزان ۴ درجه تیپر گردید و به کف ژنژیوالی آن، شیب ۱۵ درجه به سمت لته داده شد (۱۲) (اشکال ۲، ۱). برای ساخت PDL مصنوعی جهت شبیه‌سازی پریدونشیوم طبیعی، پس از تمیز کردن ریشه‌ها یک لایه از ماده الاستیکی پلی اتری (Impregum, 3M, ESPE, Germany) به ضخامت ۱ میلی‌متر بر روی سطوح ریشه‌ها، پوشش داده شد (۱۳-۱۵). سپس دندان‌ها به همراه PDL مصنوعی داخل مواد رزینی آکلریلیک فوری پلی متیل متاکریلات به فاصله ۱۲ میلی‌متر از یکدیگر مانع گردیدند (۱۶).

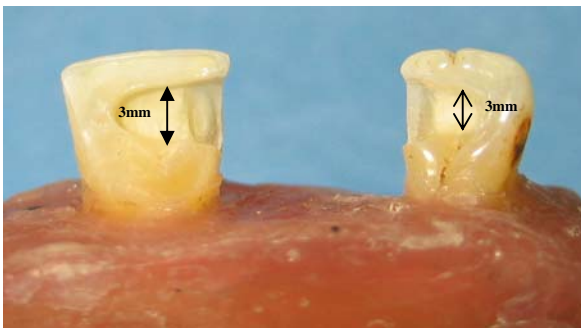


شکل ۱- نمای سطح اکلوزال دندان‌های پره مولر و مولر دوم بعد از تراش

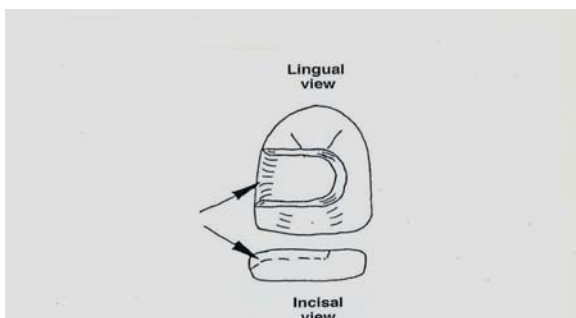


شکل ۲- طرح تراش باکس‌های پروگزیمالی اباتمنت‌ها برای ساخت اینله بریج FRC

بریج‌های خلفی و قدامی FRC آماده شده، توسط دستگاه شبیه‌سازی دهان مصنوعی تحت نیرو قرار گرفتند. نمونه‌های خلفی با زاویه 90° با $1/2 \times 1.0^6 \times 5.0 \text{ N} \times 1/66 \text{ HZ}$ و نمونه‌های قدامی تحت زاویه 30° با $1/2 \times 1.0^6 \times 2.0 \text{ N} \times 1/66 \text{ HZ}$ تحت load cycling قرار گرفتند (۱۴). این تعداد cycling معادل ۵ سال استرس دهانی بود.



شکل ۵- نمای لینگوالی دندان‌های سانتراول و لترال بعد از تراش



شکل ۶- طرح تراش باکس لینگوالی در اینله بریج قدامی
۳ واحدی FRC

سپس به نمونه‌ها توسط دستگاه Universal Testing Machine (Instron 1195, England) با سرعت 1 mm/min نیرو وارد شد تا شکست در تمام بریج‌های قدامی بالا و خلفی پائین رخ داد و منحنی آن ثبت گردید. در این دستگاه از یک thin foil بین پونتیک هر نمونه و بار جهت پخش یکنواخت استرس استفاده گردید. آنالیز آماری توسط آزمون‌های Kolmogorov-Smirnov و Independent Sample T و Kaplan-Meier با $P < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری انجام شد.

یافته‌ها

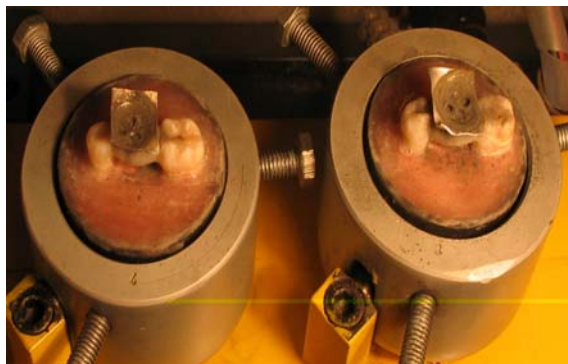
میانگین مقاومت به شکست گروه‌های مورد بررسی به تفکیک هر نمونه در نمودارهای ۱ و ۲ و ۳ آورده شده است. در همه نمونه‌های قدامی بالا و خلفی پایین توزیع نرمال وجود داشت و بین دو گروه



شکل ۴- نمای اکلوژالی پونتیک تکمیل شده

برای ساخت اینله بریج قدامی ابتدا حفره پروگزیمال با در نظر گرفتن ملاحظات پالپی در سطوح پروگزیمالی به سمت ناحیه بی‌دندانی بر روی دندان‌های پایه سانتراول و لترال بالا به عمق ۱ میلی‌متر و طول ۲ میلی‌متر و پهنای ۳ میلی‌متر تراشیده شد. تراش نواحی پروگزیمالی دندان‌های پایه به سمت لینگوال، درحد فاصل ۲ میلی‌متر از لبه اینسیزال و ۳ میلی‌متر از مارجین ژنژیوال امتداد یافت و حدود $\frac{1}{3}$ ابعاد مزیدستیالی را در برگرفت (۱۰) (اشکال ۵، ۶). سپس برای ساخت PDL مصنوعی بر روی سطوح ریشه‌های تمیز شده ۱-۲ میلی‌متر زیر CEJ با استفاده از روش فویل گذاری به صورت غیر مستقیم، یک لایه از ماده الاستیکی پلی اتری (Impregum, EPSE) قرار داده شد. و بعد دندان‌ها با حفظ قوس لبیال در داخل آکريل به فاصله $1/5$ میلی‌متر از یکدیگر مانع گردیدند (۱۷) نواحی تراش مشابه نمونه‌های خلفی اچ و باند شد و پس از گذاشتن یک لایه نازک کامپوزیت Nulite F در کف حفره‌ها یک لایه fiber span متناسب با اندازه تراش حد فاصل باکس‌های تراشیده شده دندان‌های پایه، متمایل به سمت لبیال قرار داده شد. پونتیک کامپوزیتی مشابه نمونه خلفی به صورت لایه‌گذاری و کیورینگ مرحله به مرحله ساخته و فرم آناتومیکی دندان سانتراول بر روی آن شکل داده شد. در ساخت اینله بریج‌های ثابت ۳ واحدی FRC، کلیه لاین انگل‌های نواحی تراش روند و لبه‌های مینایی bevel گردید. همچنین برای جلوگیری از اکسپوزر فایبر دو انتهای آن به خوبی در کف حفرات پک شد و در انتها از (NSI, Australia) Micro Finish به عنوان glaze نهایی و oxygen inhibitor جهت پلیمریزاسیون کامل لایه مجاور اکسیژن بر روی بریج‌های قدامی و خلفی استفاده گردید. از کولیس و گیج جهت یکسان سازی ضخامت کانکتورها و پونتیک استفاده شد. سپس اینله

مشاهده نگردید. سایش با مشاهده چشمی و با بزرگنمایی ذره بین تشخیص داده شد (اشکال ۷-۹). کلیه نمونه‌های خلفی و قدامی در دستگاه اینسترون تحت load نهایی قرار گرفتند. مقاومت به شکست در نمونه‌های قدامی ($500 \leq N$) و نمونه‌های خلفی ($1600 \leq N$) در برابر نیروهای جویدن بالا بود.



شکل ۷- خوردگی thin foil پس از انجام عمل load cycling



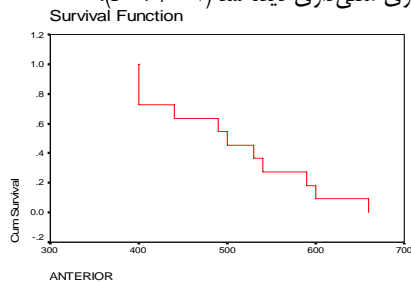
شکل ۸- ساییدگی سطح اکلوزال پونتیک اینله بریج خلفی پس از انجام عمل load cycling



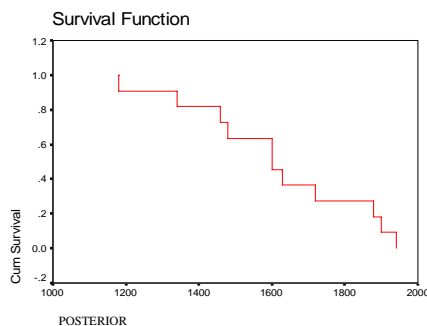
شکل ۹- ساییدگی سطح لینگوال پونتیک اینله بریج قدامی پس از انجام عمل load cycling

بیشترین درصد شکستگی در اینله بریج قدامی بالای FRC در ناحیه کانکتور لترالی روی داد. از ۱۱ نمونه، شکست در ۶ مورد، در

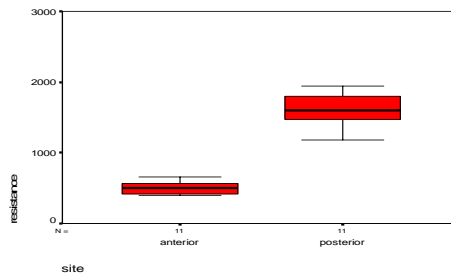
اختلاف آماری معنی‌داری دیده شد ($P < 0.001$).



نمودار ۱- میزان مقاومت به شکست در نمونه‌های قدامی بالا بر حسب نیوتن



نمودار ۲- میزان مقاومت به شکست در نمونه‌های خلفی پایین بر حسب نیوتن



نمودار ۳- حداقل و حداکثر مقاومت به شکست نمونه‌های قدامی بالا و خلفی پایین

بدین صورت که مقاومت به شکست در نمونه‌های قدامی کمتر از نمونه‌های خلفی بود. ضمناً ۵٪ نمونه‌های قدامی بالا در ۴۰۰ N و ۹۵٪ آن در ۶۹۰ N شکستند. ۵٪ نمونه‌های خلفی پایین در ۱۰۶۷N و ۹۵٪ آن در ۱۹۳۵ N شکستند. حدود اطمینان ۹۵٪ میانگین مقاومت به شکست برای ناحیه قدامی بالا ۴۵۰ N - ۵۶۲ N و برای ناحیه خلفی پایین ۱۴۷۳ N - ۱۷۶۱ N بود. پس از انجام عمل load cycling، نمونه‌های خلفی دچار ساییدگی سطح اکلوزال و نمونه‌های قدامی دچار ساییدگی سطح لینگوال در ناحیه بالای سینگولوم شدند و در هیچ یک از نمونه‌های خلفی و قدامی، شکستگی

ناحیه کانکتور لترال (اتصال پونتیک با اباتمنت لترال) و ۲ مورد، در محل کانکتور سانترال (اتصال پونتیک با اباتمنت سانترال) و ۳ مورد، به صورت عرضی (مزبودیستالی در پونتیک) مشاهده گردید. بیشترین درصد شکستگی در اینله بریج خلفی پایین FRC در جهت اکلوزو ژنژیوالی به صورت مایل از میانه پونتیک به سمت کانکتور دیستالی، روی داد. از ۱۱ نمونه، شکست در ۶ مورد به سمت کانکتور دیستالی (اباتمنت مولر) و ۲ مورد به سمت کانکتور مزایالی (اباتمنت پرمولر) و ۳ مورد به دو طرف (کانکتور دیستالی و مزایالی) متمایل گردید و در هیچ یک از نمونه‌های خلفی شکست از ناحیه کانکتور صورت نگرفت.

بحث و نتیجه‌گیری

این تحقیق که جهت ارزیابی مقاومت به شکست اینله بریج‌های FRC سه واحدی قدامی بالا و خلفی پایین انجام شد نشان داد که همه نمونه‌ها در هر دو گروه در برابر نیروهای جویدن از مقاومت به شکست بالایی برخوردار بوده‌اند. کلیه نمونه‌های قدامی بالا و خلفی پایین دچار شکستگی در پوشش سطحی کامپوزیتی اینله بریج شدند، یعنی بدون وارد آمدن فشار به فریم‌ورک، پوشش کامپوزیتی و فریم‌ورک فایبر از هم جدا شدند. همچنین دبانده شدن اینله بریج از اباتمنت‌ها در هیچ موردی مشاهده نگردید و دندان‌های پایه نیز سالم ماندند.

بیشترین درصد شکستگی در نمونه‌های قدامی بالا در ناحیه کانکتور لترالی و در نمونه‌های خلفی پایین از میانه پونتیک به سمت کانکتور دیستالی به صورت مایل درجهت اکلوزوژنژیوالی رخ داد. با توجه به اینکه نیروهای جویدن در ناحیه خلفی (مولر اول و دوم) ۴۰۰-۸۰۰ N و در ناحیه قدامی (انسیزورها) ۲۵۰ N می‌باشد (۱۹،۱۸) نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد که مقاومت به شکست در اینله بریج‌های FRC در ناحیه خلفی در حدود ۱۰۰۰ N و در ناحیه قدامی در حدود ۲۰۰ N از نیروهای جویدن بالاتر می‌باشد. نتایج این پژوهش از لحاظ محل و نوع شکست و همچنین میزان مقاومت به شکست از نظر آماری از مطالعات Kolbeck و همکاران (۲)، Song و همکاران (۶)، Ozcan و همکاران (۷)، Vallittu (۹)، Belvedere (۱۰) و Ellakwa و همکاران (۲۰) موفقیت آمیز تر بود. به نظر می‌رسد رعایت نکاتی در مراحل ساخت بریج‌های قدامی و خلفی FRC و نحوه انجام تست‌های

مقاومت به شکست منجر به نتایج مطلوب‌تر شود که از جمله می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: (۱) انتخاب طرح تراش box shaped با امکان برقراری اتصالات پهن‌تر استحکام کافی جهت مقاومت در برابر نیروهای خمشی را تأمین می‌نماید. (۲) شیب ۱۵ درجه به کف ژنژیوالی باکس باعث کاهش استرس کششی در پونتیک می‌شود. (۳) تیپر شدن دیواره آگزالی باکس به میزان ۴۰ باعث افزایش گیر می‌گردد (۱۲). باکس مزبور تا حد امکان محافظه کارانه تراشیده شد تا مقاومت به شکست اینله بریج افزایش یابد (۷). در این تحقیق از فایبر پلی اتیلن braided استفاده شد، زیرا MOE این فایبرها نسبت به فایبرگلاس پایین‌تر بوده در نتیجه میزان خمش و انعطاف آنها در برابر نیروهای وارده بیشتر می‌شود (۲۱). به علت قرارگیری فایبرهای braided در جهات مختلف، در امتداد نیروهای پیچیده خواص مکانیکی آنها افزایش می‌یابد (۲۲،۴). برای ساخت نمونه‌ها از fiber span (فایبرهای پلی اتیلنی braided تقویت شده با کامپوزیت Nulite F) استفاده شد. علت به کارگیری این فایبرها، مرطوب شدن کامل آنها در Resist به مدت حداقل ۲۴ ساعت در کارخانه می‌باشد که به صورت pre-impregnated است. چون این استاندارد در کارخانه رعایت شده، Nulite F به فایبر بهتر باند می‌شود (۱۳). در این تحقیق، پس از قرار دادن فایبرها دو انتهای آنها در کف باکس به خوبی پک شد، تا از اکسپوزر آن به سطح اکلوزال و جذب پلاک‌های میکروبی بزاق توسط آن جلوگیری گردد (۲۳). همچنین بین فایبر و کف باکس یک لایه کامپوزیت Nulite F قرار داده شد تا از تماس مستقیم فایبر با دندان ممانعت به عمل آید و میزان استرس کاهش یابد (۱۲،۱۰).

در بریج‌های خلفی مورد مطالعه از دو ردیف فایبر استفاده شد، زیرا با افزایش میزان فایبر مقاومت آن بیشتر می‌گردد (۲۲،۱۰،۴) و بیس پهنی را برای ساپورت پوشش کامپوزیتی فراهم می‌سازد (۲۳). این دو لایه فایبر با فاصله از یکدیگر، یکی متمایل به سمت باکال و دیگری متمایل به سمت لینگوال قرار داده شد تا با ایجاد فضا بین دو ردیف فایبر از چرخش محوری پونتیک جلوگیری گردد و مقاومت به چرخش حاصل آید (torsion resistance) (۲۱). برای ساخت فریم ورک و کورپونتیک تا حد امکان از کامپوزیت تقویت شده Nulite F استفاده شد، به طوری که برای قرار دادن پوشش کامپوزیتی Nulite V حدود ۰/۵ میلی‌متر فضا باقی ماند که همین ضخامت کامپوزیت سطحی

گوی با پونتیک منجر به پخش یکنواخت استرس گردد (۱۴). رطوبت نمونه‌ها در تمام مدت کار، حفظ گردید. در این تحقیق برای جلوگیری از دبان‌دینگ پوشش سطحی کامپوزیتی از فریم ورک فایبر، سطح فریم‌ورک اچ گردید، سپس یک لایه Resist بر روی آن قرار داده شد و بدون عمل کیورینگ، پوشش کامپوزیتی بر روی آن گذاشته شد، تا با پرکردن خلل و فرج احتمالی توسط آن و همچنین ایجاد oxygen inhibited layer در مجاورت هوا باند بهتری را به واسطه منومرهای آزاد با لایه پوشش کامپوزیتی برقرار سازد. به علت تقویت نمودن کانکتورها بوسیله کامپوزیت Nulite F و نیز فرم دادن امبراژورهای ژئویالی در مقطع دایره ای شکل (۲۷، ۱۲) و افزایش نقاط تماس در سطح اکلوژال با گوی (۱۹)، در نمونه‌های خلفی مورد مطالعه، مقاومت به شکست به طور قابل توجهی در برابر نیروهای جویدن افزایش یافت. همچنین به علت انعطاف پذیر بودن فایبرها، شکست از ناحیه کانکتور صورت نگرفت.

در نمونه‌های قدامی به نظر می‌رسد بدلیل آنکه ضخامت کامپوزیت Nulite F در محل کانکتور لترال با پونتیک نسبت به ناحیه کانکتور سانتراال و پونتیک کمتر است، مقاومت به شکست در این ناحیه کاهش می‌یابد و نمونه از کانکتور لترالی زودتر می‌شکند (۳۱، ۴).

مطابق نتایج بدست آمده، اینله بریج‌های ثابت ۳ واحدی FRC خلفی پائین ($1600N \leq$) و قدامی بالا ($500N \leq$)، از مقاومت به شکست بالایی در برابر جویدن برخوردار بودند. با توجه به آمار مطلوب بدست آمده از مقاومت به شکست اینله بریج‌های قدامی و خلفی FRC در برابر نیروهای جویدن، به کارگیری بریج‌های مزبور در کلینیک پیشنهاد می‌شود. در ضمن با مقایسه اعداد بدست آمده از این تحقیق با مقالات مورد بررسی قرارگرفته، مقاومت به شکست این بریج‌ها نسبت به بریج‌های سرامیکی بیشتر بوده است.

برای تامین زیبایی کافی است (۲۴). در ساخت بریج‌های خلفی، فایبرها متمایل به بخش ژئویالی پونتیک گذاشته شدند زیرا تمرکز استرس کششی در ناحیه ژئویالی پونتیک و کانکتورها می‌باشد (۲۶، ۲۵، ۲۱، ۱۸، ۴). قرارگیری فایبر در ناحیه کشش به طور معنی‌داری مقاومت به شکست را نسبت به ناحیه فشار افزایش می‌دهد (۲۷). کانکتورها به خصوص کانکتور دیستالی، با افزایش ضخامت کامپوزیت Nulite F تا حد امکان تقویت شد، زیرا ماکزیمم استرس کششی در ناحیه کانکتورها به ویژه دیواره آگزپال کانکتور دیستالی می‌باشد (۲۸، ۲۷، ۱۲، ۴). در این مطالعه امبراژورهای ژئویالی به صورت مقطع دایره‌ای شکل فرم داده شد و امبراژورهای اکلوژالی نیز تا حدی روند گردید. این عمل از تمرکز استرس و شکست نمونه از کانکتور جلوگیری می‌نماید (۲۷). در نمونه‌های قدامی نیز مشابه نمونه‌های خلفی به کف باکس به سمت فضای لبیال کمی شیب داده شد تا فایبر متمایل به آن سمت قرار گیرد و از تمرکز استرس کششی در این ناحیه جلوگیری گردد. در ساخت بریج‌های قدامی از یک ردیف فایبر استفاده شد. بقیه مراحل مشابه موارد ذکر شده در نمونه‌های خلفی بود. در نمونه‌های هر دو گروه قدامی و خلفی تمامی لاین انگل ها روند شد، تا تمرکز استرس به حداقل برسد. در این بررسی سعی شد کیورینگ فریم‌ورک نمونه‌ها، از تمام جهات و در امتداد دستجات فایبر صورت گیرد تا پلیمریزاسیون تا حد امکان انجام شود (۱۸). برای شبیه‌سازی عملکرد پرودونشیوم، روی ریشه‌های دندان‌های پایه هر دو گروه، با استفاده از ماده الاستیکی پلی اتری، PDL مصنوعی ساخته شد و سپس در آکريل فوری مانت گردید تا mobility طبیعی اباتمنت‌ها تامین شود (۳۰، ۲۹، ۱۷، ۱۵).

یک لایه thin foil بین پونتیک و گوی در نمونه‌های هر دو گروه قرار داده شد تا از استرس نقطه‌ای جلوگیری شود و با تطبیق بیشتر

منابع:

- 1- Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacob R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed USA: Quintessence; 1997, Ch 25.
- 2- Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Behr M, Handel G. In vitro examination of the fracture strength of different fiber-reinforced Composite and 1 all- Ceramic Posterior inlay fixed partial denture systems. J Prosthet Dent 2002 Nov;11(4): 248-253.
- 3- Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Behr M, Handel G. Fracture Strength of anterior 3-Unit FPD: FRC and All-ceramic. J Dent Res 2003; 82 (Spec iss B 2544).
- 4- Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ fiber-

- reinforced composites in clinical dentistry. USA:Quintessence; 2000; Ch1-4.
- 5- Rosefentiel SF, Landald MF, Funhei F. Contemporary fixed prosthodontic. 3rd ed, USA: Mosby; 2001; Ch 27.
- 6- 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 Oct;90(4):347-53.
- 7- Ozcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2005 Apr;93(4):337-45.

- 8- Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent*. 2000 Oct;84(4):413-8.
- 9- Vallittu PK. Survival rates of resin-bond, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 mouths: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91:241-246.
- 10- Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients *Dent Clin North Am*. 1998 Oct;42(4):665-82, ix.
- 11- Dyer SR, Lassila LV, Alander P, Vallittu PK. Static strength of molar region direct technique glass fibre-reinforced composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2005 May;32(5):351-7.
- 12- Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):516-27.
- 13- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. In vitro repair of three-unit fiber-reinforced composite FPDs. *Int J Prosthodont*. 2001 Jul-Aug;14(4):344-9.
- 14- Behr M, Rosentritt M, Ledwinsky E, Handel G. Fracture resistance and marginal adaptation of conventionally cemented fiber-reinforced composite three-unit FPDs. *Int J Prosthodont*. 2002 Sep-Oct;15(5):467-72.
- 15- Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):431-7.
- 16- Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont*. 1996 Dec;5(4):270-6.
- 17- Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent*. 2000 May;83(5):540-7.
- 18- Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed, USA, Mosby, 2002; Ch 4.
- 19- Gerami-Panah F, Jalali, H, Sedighpour L. Effect of Abutment Taper on the Fracture Resistance of all-Ceramic Three-unit Bridges. *J Dent, Tehran University of Medical Sciences*. 2005 2(4):159-167.
- 20- Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of Different Techniques of Laboratory Construction on the Fracture Resistance of Fiber-Reinforced Composite (FRC) Bridges. *J Contemp Dent Pract*. 2004 Nov;15;5(4):1-13.
- 21- Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am*. 1999 Jan;43(1):7-35, v.
- 22- Vallittu PK, Ubersicht E. Faserverstärkte Komposite (FRC) in der zahnärztlichen Prothetik. *Deutsche zahnärztliche zeitschrift* 2002 Jul;57: 399-405.
- 23- Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc*. 2002 Nov;133(11):1524-34;quiz 1540-1.
- 24- Meiers JC, Freilich MA. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. *Oper Dent*. 2000 May-Jun;25(3):239-43.
- 25- Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater*. 2004 Dec;20(10):947-55.
- 26- 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 May;15;5(2):14-26.
- 27- Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):536-42.
- 28- Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):471-7.
- 29- Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent*. 2002 Oct;88(4):388-95.
- 30- Garoushi SK, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. *J Contemp Dent Pract*. 2006 Sep;1;7(4):1-8.
- 31- Garoushi SK, Ballo AM, Lassila LV, Vallittu PK. Fracture resistance of fragmented incisal edges restored with fiber-reinforced composite. *J Adhes Dent*. 2006 Apr;8(2):91-5.