تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۱، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۸، ۲۲۹-۲۳۴

بررسی مقاومت به شکست در بریج‌های قدامی فک پایین جایگزین دندان لترال ساخته شده از Fiber Reinforced Composite با دو طرح تراش و فایبرگذاری

دکتر سعید نوکار[۱]- دکتر حمید جلالی[۲] - دکتر فرزانه فرید[۲] – دکتر محبوبه حاجی پور[۳]- دکتر علی بخشی [۳]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتز ثابت و اکلوژن دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استادیار گروه آموزشی پروتز ثابت و اکلوژن دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- دندانپزشک

چکیده

زمینه و هدف: *استفاده از طرحهای محافظه کارانه تراش برای جایگزینی دندانهای قدامی از دست رفته از اهداف نوین دندانپزشکی می‌باشد. به همین جهت هدف از این مطالعه اندازه‌گیری و مقایسه مقاومت به شکست در FRC بریج‌های قدامی پایین برای جایگزینی دندان لترال با دو روش فایبرگذاری مستقیم و انحنادار با دو طرح تراش باکس و شیار می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی تعداد چهل دندان تازه خارج شده سالم فک پایین انسان شامل (بیست دندان سانترال و بیست دندان کانین) برای تهیه و ساخت بیست عدد بریج اینله در دو گروه انتخاب شدند. در یک گروه تراش به صورت باکس همراه با فایبر مستقیم و در گروه دوم تراش شیار همراه با فایبر انحنادار انجام گرفت. پس از تراش دندانها، نمونه‌هادر رزین اکریلی خود پخت با فاصله ۶/۵ میلی‌متری از یکدیگر مانت شده و توسط ماده پلی‌اتر لیگامان پریودنتال باسازی گردید. سپس قالب‌گیری با پلی‌اتر انجام و قالبها با گچ استون ریخته شدند. دو گروه بریج ساخته شده و سپس با پاناویا F2 به دندانها باند شدند. نمونه‌هادر معرض نیروی سیکلیک با زاویه صد و سی درجه قرار گرفتند و در ادامه در آب ۳۷ درجه سانتی‌گـراد برای مدت هفت روز نگهداری شده و پس از آن ترموسایکلینگ دو هزار دور در درجه حرارت بین ۵ و ۵۵ سانتی‌گراد انجام گرفت. آزمایش استحکام شکست به وسیله دستگاه اینسترون ۱۱۹۵ با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه انجام شد. با استفاده از استریومیکروسکوپ نوع شکست مشاهده شد. داده‌ها با آزمون Independent Sample t test مورد تحلیل آماری قرار گرفتند.*

یافته‌ها: *میانگین مقاومت به شکست در نمونه‌های تراش باکس و فایبر مستقیم ۱۱۴۱/۰۷نیوتن و در نمونه‌های با شیار و فایبر انحنادار ۳۷۷/۳۳ نیوتن و اختلاف بین دو گروه معنی‌دار بود.(p=۰/۰۱۲)*

نتیجه‌گیری: *طرح تراش باکس و فایبر مستقیم در برابر شکست مقاومت بیشتری در مقایسه با گروه شیار و فایبر انحنادار داشت.*

کلید واژه‌ها: *کامپوزیت تقویت شده با فایبر – مقاومت به شکست – لیگامان پریودنتال مصنوعی – بریج FRC قدامی.*

وصول مقاله: ۱۳۸۷/۱۰/۱۶ اصلاح نهایی: ۱۳۸۸/۵/۲۱ پذیرش مقاله: ۱۳۸۸/۸/۱۸

نویسنده مسئول: دکتر حمید جلالی، گروه آموزشی پروتز ثابت و اکلوژن دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران e.mail:dr_h_jalali@yahoo.com

مقدمه

جایگزینی دندانهای از دست رفتـه، به خـصوص در ناحیـه قـدامی دهان که در معرض دید می‌باشـند، از اهمیـت بـالایی بـرای بیمـار برخـوردار بـوده و خواهـد بـود. اگرچـه رستوریشن‌های متال- سرامیک در درمان بیماران بی‌دندانی پارسیل بسیار موفق می‌باشند، اما رادیکال بودن این درمـان مانند تراش بـیش از حّد یـا کمتـر از حّد لازم دیـواره‌هـای محوری دندان می‌تواند منجر بـه مـشکلاتی نظیـر آسـیب بـه پالپ دندان یا اورکـانتور یـا انـدرکانتور شـدن کـراون و یـا تجاوز به مارژین لثه گردد. که این مسئله منجـر بـه شکـست درمان خواهد شد.(۱)

به دلیل فـوق رسـتوریشن‌های اچ کست جهت جایگـزینـی دندانهای از دست رفته داده می‌شود.(۲) اما به دلیل مشاهده رنگ خـاکستـری فلـز بـه خصوص در محل اتصال از سطح بـاکال دندان پـایه رنگ تیـره پیدا کرده و از نظر زیبایی قابل

قبول نمی‌باشد.(۳- ۴)
طرح درمان ایمپلنت یکی از موفقترین و محافظه کارانه‌ترین طرح درمان برای جایگزینی دندانهای از دست رفته می‌باشد. اما این طرح درمان نیز در تعدادی از بیماران قابل انجام نمی‌باشد.(۵)، پروتزهای FRC(Composite Fiber Reinforced) به دلیل نداشتن فلز از نظر زیبایی جایگزینی مناسبی برای پروتزهای Etched cast بوده و به لحاظ تراش کم دندانهای پایه، از روکشهای متال- سرامیک محافظه کارانه‌تر می‌باشد. به علاوه این نوع پروتزها خصوصیات بالای مکانیکی خوبی داشته و مدول الاستیستهٔ آن نزدیک به نسج دندانی می‌باشد.(۶)، این بریج‌ها را می‌توان به نسج دندان باند کرد.(۷)
عوامل زیادی در ماندگاری رستوریشن‌های FRC دخیل می‌باشند که شامل خصوصیات فایبرها، ماتریکس، پلی مر، آغشته شدن فایبرها به رزین، چسبندگی فایبرها به ماتریکس، کیفیت فایبرها، جهت و محل قرارگیری، نحوهٔ توزیع و موقعیت فایبرها، همه از عوامل مؤثر در ماندگاری این نوع رستوریشن‌ها می‌باشند.(۸- ۹)
رستوریشن‌های FRC دارای محدویتهایی برای کلینیسین بوده که عدم دقت و توجه به آن می‌تواند منجر به شکست این طرح درمان گردد. نوع و کیفیت تراش دندان، طرح شکل فایبرها، طول ناحیهٔ بی‌دندانی و نوع سمان رزینی مورد استفاده از عوامل محدود کننده این نوع رستوریشن‌ها می‌باشد.(۹)
یکی از عوامل مهم افزایش طول عمر این نوع رستوریشن‌ها استحکام آنها در برابر نیروهای مضغی می‌باشد.
نیروی جویدن در دندانهای مختلف فرق داشته که در ناحیه انسیزورها مقدار نیرو صد و پنجاه نیوتن و در ناحیه کانین دویست نیوتن، در ناحیه پرمولر سیصد نیوتن و در ناحیه مولر اول و دوم بین چهارصد تا هشتصد نیوتن می‌باشد. بنابراین رستوریشن‌ها FRC در ناحیهٔ قدامی دهان باید قادر به تحمل نیرو تا حد دویست نیوتن باشد.(۷)
طرح تراش در دندانهای پایه برای رستوریشن‌های FRC به صورت ایجاد باکس در دندانهای پایه می‌باشد. که در آن باکس به قدر کافی توسعه داه شده تا فایبرها در آن قرار گرفته و گیر لازم را تأمین کند.(۱۰)

HO- Xomg Song و همکاران یک طرح تراش محافظکارانه‌تر پیشنهاد کرده و از آن به جای باکس از تراش Tub شکل (شیاری که فقط سطح اکلوزال را در بر می‌گرفت) استفاده (۱۱) و آن را با طرح تراش باکس پروگزیمالی مقایسه کردند. بررسی در دندانهای قدامی پایین با توجه به ابعاد کوچک دندان و اینکه در حین تراش باکس امکان آسیب‌پذیری به پالپ وجود دارد، طرحی شبیه به طرح Tub شکل برای تراش دندان پایه ابداع گردید که در آن تراش به صورت یک شیار پروگزیمالی با دیواره‌های محوری Taper شده به طرف انسیزال انجام می‌گردد. جهت فایبرها به سمت انسیزال انحنا پیدا کرده و از قسمت انسیزال وارد باکس می‌شوند. هدف از این مطالعه بررسی مقاومت به شکست در بریج‌های FRC قدامی پایین جایگزین دندان لاترال با دو روش تهیه باکس پروگزیمایی یا فایبر مستقیم و گروپروگزیمالی با شیار Slot با فایبر انحنادار پس از انجام ترموسایکلینگ و Cyclic load می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه به روش تجربی و بر روی مدل انجام شد. در این مطالعه بیست دندان سانترال فک پایین و بیست دندان کانین فک پایین سالم خارج شده انسان جمع‌آوری شد. کلیه دندانها پس از تمیز کردن سطح ریشه از دبری و جرم و نسج نرم. در داخل محلول کلرآمین T ۰/۵٪ قرار داده شد. سپس کلیه نمونه‌ها به دو گروه ده تایی تقسیم شده و در گروه اول یک باکس در ناحیهٔ دیستال سانترال و یک باکس در مزیال دندان کانین تراش داده شد که اندازه ابعاد آن عبارت بود از عمق ۱/۵ میلی‌متر، طول دو میلی‌متر و پهنا سه میلی‌متر و در گروه دوم نیز شیار (گرو) تراش داده شد که اندازه ابعاد آن عمق ۱/۵ میلی‌متر، دو میلی‌متر طول و یک میلی‌متر پهنا داشتند. کلیه باکس‌ها و شیارها با استفاده از فرز الماسی استوانه با قطر یک میلی‌متر (Diatech Dental , AG. Heerbrug Swiss) با استفاده از سر توربین (NskNakanishi Inc, Tokyo japan) همراه با اسپری آب تراش داده شد. ده دندان با یک عدد فرز تراش داده شد. ابعاد کلیه باکس‌ها و شیارهای تراش داده شده با پروب (Hu-FRIDY MFG. Co; Inc. Chicago.USA) UNC-15 اندازه‌گیری و یکسان‌سازی شد.

انتهای ژنژیوالی باکس و شیار یکی میلی‌متر بالاتر از CEJ ختم گردید. به منظور اعمال نیرو با زاویه صد و سی درجه (۱۲) به لبهٔ انسیزال که مشابه با وارد آمدن نیرو در دهان باشد، باید دندانها را طوری در داخل محفظه مانت کرد که نیروی وارده توسط تیغه اینسترون ماشین با همین زاویه باشد. به همین منظور از لوله‌های پولیکا به قطر پنج سانتی‌متر استفاده گردید. این لوله‌ها با زاویه صد و چهل درجه برش داده شدند.

قبل از قرار دادن دندان در داخل فضای لوله سطح ریشه‌ای دندانها تا یک میلی متر بالاتر از CEJ توسط فویل آلومینیوم به ضخامت ۲/. میلی‌متر پوشانده شد. برای عمود مانت شدن دندانهای پایه بر روی سطح برش خورده لوله پولیکا، آنها را در داخل موم رز که به صورت دولایه بر روی یک آبسلاگ چوبی تطابق داده شده بود، قرار داده شدند. دندانهای سانترال و کانین به فاصلهٔ ۶/۵ میلی‌متر از یکدیگر (به اندازه فضای برای دندان لترال) بر روی موم ثابت شدند. سپس مجموعه فوق عمود بر سطح برش خورده لوله قرار داده شد. پس از آن پودر و مایع آکریل خود پخت مخلوط شده و در داخل لوله قرار داده شد. نمونه‌های دندانی آماده شده در داخل آکریل فوری قرار گرفته شد.

برای جلوگیری از تأثیرات حرارت ناشی از پلی‌مریزاسیون کلیه نمونه‌ها در آب گذاشته شد. پس از پلی‌مریزه شدن آکریل، نمونه‌های دندانی خارج شده و فویل‌ها جدا می‌گردد. سپس قوام مناسبی از ماده پلی‌اتر (Impregum 3M ESPE U.S.A) داخل فضاهای آکریلی ایجاد شده تزریق کرده و دندانها مجدداً در این فضا قرار گرفتند و سپس اضافات ماده لاستیکی را پس از سفت شدن با بیستوری از اطراف CEJ برداشته شده و به این ترتیب ضخامت یکنواختی از PDL مصنوعی ایجاد گردید در ادامه با استفاده از تری اختصاصی ساخته شده، یک قالب با ماده پلی اتر (3M ESPE,Impregum Soft) گرفته شده و با گچ type IV (Fuji, Rock.GC, japan) ریخته شدند. بروی کست‌های حاصل FRC بریج‌ها ساخته شدند به طوری که روی ده نمونه که باکس تراش داده شده بود یک فایبر به صورت مستقیم و روی ده نمونه دیگر که شیار تراش داده شده بود یک فایبر به صورت انحنادار قرار داده شد. فایبرها از نوع Ribboun و Unidirection از جنس Fiber glass و از نوع Preimpregnated بودند (FIBEX–LAD,Angelus–Dental solutions,LoudrinePRBrazil) برای ساخت پونتیک از کامپوزیت هیبرید gradia (GC , Corporation , Tokyo , Japan) استفاده شد. بعد از تعیین طول، فایبرها بریده شدند سپس در درون باکس‌ها و شکافها کامپوزیت هیبرید قرار گرفت و فایبر در درون حفره قرار داده شد و Step curing توسط دستگاه Lamp: 100v ~ 150 w GC Corporation Made in Japan-1,7A Power: 180 w - Voltage: 230v~ 50 hz - STEP LIGHT SL-I به مدت پنج ثانیه انجام شد. بعد از آن طی سه مرحله کامپوزیت گذاری و Biuld up دندانی لا ترال انجام شد و کیورینگ توسط دستگاه Gc CORPORATION Mode in japan Lamp: 27 w x3-LABO LIGHI LV3-Voltage: 220/230 V ~ 220/230 v ~ 50/60 h2-POWER: 120W 0/9 A در هر مرحله به مدت سی ثانیه انجام گردید. نمونه‌ها در لابراتوار ساخته و با لاستیک پرداخت کامپوزیت پالیش و آماده سمان شدن بر روی دندانهای پایه شدند. در این مرحله پس از اطمینان از نشستن کامل نمونه‌ها، دندانها با اسید فسفریک ۳۷٪ (Kimia. Kimia Dent, Tehran, Iran) به مدت ۱۵ ثانیه اچ و سپس سی ثانیه شسته شدند و بعد با پرایمرهای Panavia F_2 مطابق دستور کارخانه آغشته شده و با سمان رزینی پاناویا (Dual Cuve dental adhesive panaviaF 2.O,kurary japan) به دندانها سمان و کیور آن توسط دستگاه LED light به مدت بیست ثانیه انجام شد. بعد از سمان رستوریشن‌ها برروی دندانهای پایه نمونه‌ها با زاویه ۱۳۰ درجه تحت Load cycling با (۲۰ N ×۱/۶۶ HZ ×۱۰^{۶} × ۱/۲) قرار گرفتند. که این مقدار Cycling معادل پنج سال استرس دهانی می‌باشد. انتهای بار در تماس با نمونه در مقطع دایره‌ای به قطر چهار میلی‌متر بود و تماس به صورت Contact area ایجاد شد و از یک Thin foil به ضخامت یک میلی‌متر بین پونتیک و بار استفاده گردید تا توزیع استرس به سطح پونتیک ایجاد شود. دستگاه دارای ده محفظه بود. رطوبت نمونه‌ها در محفظه‌ها همواره توسط پنبه نمناک حفظ گردید که این کار یک ماه به طول انجامید. سپس نمونه‌ها به مدت هفت روز در انکوباتور ۳۷ درجه سانتی‌گراد برای مشابه سازی شرایط دندان در دهان قرار گرفتند و سپس Thermal cycling، ۵ و ۵۵ درجه سانتی‌گراد با دو هزار دور (5-55 degreesc, × 2000) انجام شد و بعد نمونه‌ها در دستگاه Universal testing machine قرار گرفتند (Zwick/Roell type:KAD-Z Z020 Germany 2004) تا مقاومت به شکست دو گروه بررسی شود. نوک دستگاه به

قطر چهار میلی‌متر و در مرکز پونتیک قرار گرفت و با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه نیرو وارد شد. پس از شکست نمونه مقدار نیروی شکست بر حسب نیوتن ثبت گردید. سطح کلیه نمونه‌ها پس از شکست در زیر استریومیکروسکوپ و از جهت تشخیص نوع شکست مورد مطالعه قرار گرفت. تعیین توزیع نرمال با تست kolmogorov- smirnov انجام شد و با تست Independent Samplet اختلاف آماری بین دو گروه، مورد مطالعه قرار گرفت. آنالیز آماری با استفاده از نرم افزار آماری SPSS انجام شد.

یافته‌ها

میانگین مقاومت در نمونه‌های گروه اول که در آنها تراش باکس و فایبر مستقیم به کار رفته بود ۴۶۹/۴۲ ± ۱۴۱۱/۰۷ نیوتن و در گروه دوم که در آنها تراش شیار و فایبر انحنادار مورد استفاده قرار گرفته بود. ۱۶۷/۳۰ ± ۳۷۷/۳۲ نیوتن بود.(جدول ۱)، با استفاده از Independent sample t test مشخص گردید که مقاومت به شکست نمونه‌های دو گروه اختلاف معنی‌داری دارد. (P= ۰/۰۱۲) گروه باکس با فایبر مستقیم به طور معنی داری در مقایسه با گروه شیار با فایبر انحنادار از استحکام بالاتری برخوردار بود.

جدول ۱: میانگین مقاومت به شکست در دو گروه با فایبر مستقیم و فایبر انحنادار بر حسب نیوتن

نوع جهت گذاری فایبر	تعداد نمونه‌ها	میانگین	انحراف معیار	خطای میانگین معیار	ضریب تغییرات
مستقیم	۱۰	۱۴۱۱/۰۶۶۰	۴۶۹/۴۲۱۱۲	۱۴۶/۶۹	٪۳۳/۲۶۷
انحنادار	۱۰	۳۷۷/۳۲۴۰	۱۶۷/۳۰۴۱۳	۵۲/۲۸	٪۴۴/۳۳۹

بحث

نتایج به دست آمده در این مطالعه نشان داد که تراش باکس مقاومت بسیار خوبی در برابر نیروهای جویدن را دارد.

در سال ۲۰۰۴، Vallittu PK بر روی بریج‌های قدامی و خلفی فک بالا یا پایین برای جایگزینی ۱- ۳ فقدان دندانی مطالعه‌ای انجام داد. پس از پیگیری ۶۳ ماهه میزان بقا و دوام بریج‌ها ۷۵٪ و پس از بازسازی و ترمیم نمونه‌هایی که دچار شکست شده بودند این میزان ۹۳٪ برآورد شد.(۱۳)

مشابه این مطالعه توسط Vallittu PK و Sevelius C در سال ۲۰۰۰ نیز طی یک پیگیری ۲۴ ماهه انجام شد که نتیجه با ۹۳٪ میزان دوام نمونه‌ها، مطلوب ارزیابی گردید.(۱۴)

در سال ۱۹۹۸، Belvedere PC در مطالعه خود بر روی بیش از هفتصد بریج قدامی FRC و در طی بررسی ۱۴ ساله آنها، میزان موفقیت را ۹۷٪ ارزیابی کرد.(۱۵)

در سال ۲۰۰۳، Rosebtritt M و Kolbeck بر روی مقاومت به شکست بریج‌های سه واحد All- Caerma و FRC نشان داد که کلیه نمونه‌های مورد بررسی مقاومت به شکست کافی در برابر نیروهای جویدن را دارند.(۱۶)، در این مطالعه از فایبرهای گلاس استفاده شد که مطابق نظر Mike Stiesch- Scholz و همکارانش باعث افزایش نیروی شکستن (Fracture load) می‌شود و حتی بعد از شکستن نمونه‌ها مشاهده شد که در فایبرها شکستن رخ نداده بلکه از هم جدا شده‌اند.(۱۷)

هر چند که فایبرپلی‌اتیلن Braided به دلیل الاستیسیته پایینتر نسبت به گلاس استحکام خمش و انعطاف بیشتری نسبت به نیروهای وارده دارد.(۷، ۱۸)، در این مطالعه از یک فایبر استفاده شد که منطبق با تحقیق Behr و همکارانش می‌باشد که در سال ۲۰۰۰ نشان دادند که افزایش میزان فایبر از یک حد مشخص در Flexural Strength نمونه‌ها تأثیر می‌باشد.(۱۹)

ساخت PDL مصنوعی باعث ایجاد شرایط کلینیکی شده که خود باعث کاهش استحکام خمشی نمونه‌ها می‌گردد و مقاومت به شکست این نمونه‌ها نسبت به نمونه‌های بدون PDL کمتر است.(۱۷، ۲۰- ۲۲)

طبق تحقیقهای انجام شده، نیروی جویدن در ناحیه قدامی معادل دویست و پنجاه نیوتن می‌باشد که در گروه اول با طرح باکس در کلیه نمونه‌ها این میزان نیرو قابل تحمل می‌باشد در گروه شیار نیز میانگین بالاتر از دویست و پنجاه نیوتن می‌باشد.(۲۳)

در مطالعه Rosenstnel SF و همکارانش وضعیت دندانهای پایه رستوریشن و اینکه پوسیدگی قبلی نداشته باشند بیان شده که در این مطالعه نیز به این موضوع توجه شده.(۴)

طبق تحقیق Song HY و همکارانش آماده‌سازی حفره به صورت باکس پروگزیمال چون می‌تواند فایبر کافی جهت استحکام بریج‌ها را در خود جای دهد، طول عمر بیشتری دارد که در این مطالعه نیز نتایج حاصل از باکس بهتر از شیار بود.(۱۱)، همچنین Kolbeck C و همکارانش در تحقیقی که در سال ۲۰۰۶ انجام داده بودند نیز تراش باکس را نسبت به سایر انواع تراش بهتر می‌دانستند (۱۶) و Behr M و همکارانش نیز در سال ۱۹۹۹ همین نتیجه را اعلام کردند. (۲۴)

طبق نظر Behr M و همکارانش استفاده از Thermo cycling مشابه شرایط دهان باعث کاهش مقاومت به شکست نمونه‌ها می‌شود.(۲۴)، که در این مطالعه انجام شد.

طبق تحقیقهای انجام شده، فایبرWetting pre- impregnated بهتر و یکنواختتری نسبت به Hand impregnated دارد و اگر Wetting کامل صورت نگیرد خواص مکانیکی آنها تضعیف می‌شود که در این مطالعه نیز از همین نوع فایبر استفاده شد.(۷، ۱۵)

در این مطالعه، بریج‌های قدامی با شبیه‌سازی جویدن (Masticator Simulation)دستگاه شباهت‌سازیLoad cycle شدند. پارامترهای به کار رفته جهت Load cycle نمونه‌ها معرف پنج سال استرس یا خستگی دهانی می‌باشد. که بنا به سمپوزیومی که در سال ۲۰۰۳ انجام گردید بیان شد، بر پایه نتایج کلینیکی رایج برای FRC طول عمری برابر پنج سال را به طور معقول می‌توان انتظار داشت.(۱۶)

هر چقدر سطح تماس پونتیک با گوی بیشتر باشد توزیع استرس یکنواختتر گردیده و مقاومت به شکست بریج افزایش می‌یابد. در این مطالعه نیز یک لایه Thin foil بین پونتیک و گوی در نمونه‌های هر دو گروه قرار داده شد تا از استرس نقطه‌ای جلوگیری شود.(۲۵)، رطوبت نمونه‌ها در تمام مدت کار، حفظ گردید.

در مجموع بازسازی PDL، انجام Load cycle و Thermo cycling و استفاده از انکوباتور که همه باعث کاهش مقاومت به شکست نمونه‌ها می‌شود و شرایط دهانی را بازسازی می‌کند در این طرح اجرا شد که نتایج حاصل را به نتایج کلینیکال نزدیک می‌کند.

نتیجه‌گیری

۱- FRC بریج‌های قدامی با طرح تراش باکس مقاومت به شکست بهتری نسبت به طرح تراش شیار در برابر نیروهای جویدن دارند (نیروی جویدن در ناحیه قدامی دویست و پنجاه نیوتن می‌باشد).

۲- مقاومت به شکست در FRC بریج‌های قدامی با طرح تراش باکس نسبت به شیار بهتر بود.

REFERENCES

1. Rosenstiel ST, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. Missouri: Mosby publication; 2006, Chapter 10.
2. Livaditis G- Thompson. VP. Etched casting: An improved retentive mechanism for resin – bonded retainers. J prosthet Dent.1982 Jan; 47(1):52-58.
3. Markas SJ. An direct- indirect combined approach for a resin forced fined bridge. JNJ Dent Assoc. 1994 Jan; 65 (1): 23-26.
4. Miller MB. Aesthetic anterior reconstruction using a combined periodontaly/restorative approach. Prac periodont Aesthete Dent. 1993 Oct; 5 (8): 33-40.
5. NLH consensus development conference, structure oral dental implants. J Dent Educ. 52: 8211, 1988.
6. Freilich MA, Karmaker AC, Barstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light poly merized fiber- resin forced composite. J Prosthet Dent. 1998 Sep; 80(3): 311-8.
7. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. USA: Mosby publication; 2002, Chapter 4.
8. Minesakiy Y. Invitro wear of in direct composite restorative. J Prothet Dent. 1997; 18: 712-20.

9. Meiers JC, Duncan, Freilich MA, Goldbery AJ. Part II. Dent application: Splint and fixed partial dentures. Quintessence Int. 1998 Dec; 29(12): 761-8.
10. Lutz. F, cohring TN. Fiber- resin forced inlay fixed partial dentures: Maximum preservation of dental hard tissue. J Esthet Dent. 2000; 12(3): 164-71.
11. Song HY-Yi YJ, Cho LR, Park DV. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber rein forced composite inlay fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2003 Oct; 90 (4):347-353.
12. Sui Z, Aqrawal KR, Corke H, Lucas PW. Biting efficiency in relation to incisal angulation. Arch Oral Biol. 2006 Jun; 51(6): 491-7.
13. Vallittu PK. Survival rates of resin - bond, glass fiber - reinforced composite fixed partial denture which a mean follow_ up of 42 months: A pilot study. J Prosthet Dent. 2001 Mar; 91 (3): 211-216.
14. Vallittu PK, Sevelius C. Resin - bonded glass fiber rein forced composite fixed partial dentures: A clinical study. J Prosthet Dent 2000 Oct; 84 (4): 413-418.
15. Belvedere PC. Single_ sitting fiber-resin forced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. Dent Clin North Am. 1998 Oct; 42(4); 662-682.
16. Kolbeck C, Rosentritt M. Handel G. Fracture Strength of artificially aged 3_unit adhesive fixed partial dentures made of fiber- reinforced composite and ceramics: An in vitro study. Quintessence Int. 2006 Oct;37(9): 731-735.
17. Stiesch Scholz M, Schulzk k, Borchers L. In vitro fracture resistance of four- unit fiber- reinforced composite fixed partial dentures. Dent Mat. 2006 Apr; 22 (4): 374-351.
18. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. Dent Clinics North Am. 1999 Jun; 43 (1); 7-35.
19. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Experimental design of FPD made of all ceramics and fiber – reinforced composite. Dent Mat. 2000 May; 16 (3): 159-165.
20. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 2002 Apr; 87 (4): 431-437.
21. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso 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): 540-547.
22. 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): 388-395.
23. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Behr M, Handel G. In vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber – reinforced composite and 1 all – ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. J Prosthodont Dent. 2002 Dec; 11(4): 248-253.
24. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider – Feyrer S, Handel G. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber – reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. J Dent. 1999 Feb; 27(2): 163-168.
25. 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 Oct; 15(5): 467-472.