مقایسه تأثیر سه نوع تراش بر میزان مقاومت به شکست بریج‌های FRC خلفی

دکتر ظفر مهدوی ایزدی[۱] دکتر عزت‌اله جلالیان[۲#] دکتر مریم السادات قریشی ابهری[۳]

خلاصه:

سابقه و هدف: استفاده از رزین کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر در سالهای اخیر گسترش یافته و همچنین تنوع زیادی در میزان تراش و روش ساخت فریم ورک آنها وجود دارد. این تحقیق به منظور مقایسه تأثیر سه روش استفاده از پستهای پیش ساخته تقویت شده با فایبر در طراحی فریم ورک اینله بریجهای FRC خلفی طراحی شد و مقاومت به شکست این طرح فریم ورک با دو طرح متداول اینله بریجهای داخل تاجی ساخته شده به صورت invitro و با روش direct مورد مقایسه قرار گرفت.

مواد و روش‌ها: تحقیق به صورت Experimental انجام گردید و در آن از ۶۰ دندان سالم و تازه کشیده شده انسان برای ساخت سه گروه ده تایی اینله بریج سه واحدی خلفی با مدل کلینیکی جایگزینی پرمولر دوم مندیبل استفاده شد. گروه A با استفاده از نوار FRC و تراش box-shaped گروه B با استفاده از نوار FRC و تراش tub-shaped و گروه C با استفاده از پست‌های پیش ساخته FRC و با تراش Groove آماده شد پس از ساختPDL مصنوعی، دندانهای پایه با استفاده از دستگاه سرویر در آکریل خود پخت(PMMA) و با فاصله ۷ میلیمتر مانت شدند و بریج FRC جایگزین پرمولر دوم بصورت مستقیم ساخته شد. پس از آن نمونه‌ها در دستگاه Universal Testing Machine (Instron 1195) و با سرعت 1mm/min تحت نیروی عمودی قرار گرفتند. منحنی اعمال نیرو تا شکست اولیه نمونه‌ها و همچنین محل شکستگی در هر نمونه ثبت شد و سپس داده‌ها از طریق آزمون ANOVA مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

یافته ها: میزان مقاومت به شکست در گروههای B,A به ترتیب 512±101N , 548.2±155 N و در گروه C , 584±136N گزارش شد. با استفاده از تست آماری kruskal –valis و اختلاف معناداری بین سه گروه مشاهده نشد($P<0.7$). شکستگی به صورت ترک و شکاف و در ونیر کامپوزیتی مشاهده شد و فریم ورک در همه نمونه‌ها سالم و بدون تخریب باقی ماند.

نتیجه گیری: میزان مقاومت به شکست در هر سه گروه نوع تراش مشابه است و با توجه به کاهش قابل توجه میزان تراش دندان‌های پایه در فریم ورک طراحی شده در گروه C احتمالاً می‌توان این روش جدید را یک روش رضایت بخش برای جایگزینی یک دندان خلفی کوچک با حداقل تراش تلقی نمود.

کلید واژه‌ها: بریج کامپوزیتی تقویت شده با فایبر، اینله بریج خلفی، فریم ورک، طراحی تراش، مقاومت به شکست

وصول مقاله: ۸۸/۹/۱۹ اصلاح نهایی: ۸۸/۱۱/۲۸ پذیرش مقاله: ۸۸/۱۲/۹

مقدمه:

اخیراً استفاده از مواد کامپوزیتی همراه با تکنیک‌های ادهزیو به عنوان یک راه حل انتخابی برای جایگزینی یک دندان به همراه کاهش میزان تراش لازم در دندان پایه معرفی شده است[۱و۲]. اما عدم مقاومت کافی در برابرنیروی اکلوژن و به تبع آن شکستگی یکی از دلایل شایع شکست درمان بریجهای کامپوزیتی تقویت شده خلفی در مطالعات بالینی درازمدت می‌باشد.[۳] یکی از عوامل شکستگی و جدا شدن قسمت کامپوزیتی سطحی در برابر نیروهای وارده که اغلب همراه با استفاده از بریجهای FRC دیده می‌شود، عدم پشتیبانی فریم ورک از ونیر کامپوزیتی سطحی ارزیابی شده است[۴و۵]. از سویی دیگر به نظر می‌رسد نحوه توزیع استرس نیز نقشی اساسی روی لایه اتصال دهنده دندان به ترمیم دارد.[۶] بنابر این در حالت ایده آل فریم ورک باید سخت باشد تا از میزان استرس وارده بر باند میان ترمیم و دندان بکاهد [۷] هر چند تحقیقات متعددی به بررسی تاثیر فریم ورک و طرح تراش در میزان مقاومت به شکست بریج‌های FRC پرداخته اند اما نتایج تحقیقات تناقضات مشخصی را نشان داده است[۵و۸و۹و۱۰] و هنوز اطلاعات کمی پیرامون نحوه طراحی فریم ورک و میزان کافی آماده سازی دندان به منظور یک اینله FPD خلفی استاندارد برای کلینیسین وجود دارد[۱۱تا۱۳]. با توجه به نتایج

۱- استادیار گروه آموزشی پروتز ثابت دانشگاه آزاد اسلامی- واحد دندانپزشکی

۲- دانشیار گروه آموزشی پروتز ثابت دانشگاه آزاد اسلامی- واحد دندانپزشکی

۳- دندانپزشک

نویسنده مسئول Email: Dr.E.Jalalian@iau.ir

Archive of SID

www.SID.ir

تحقیقات معتبر مبنی بر اتصال مناسب تر مواد باندینگ به مینا در مقایسه با عاج و همچنین نزدیکی خواص مکانیکی پستهای پیش ساخته تقویت شده با فایبر به دندان که باعث کاهش انتقال استرس به ساختارهای دندانی می‌شود[۱۱و۱۴و۱۵]. لذا این تحقیق به منظور مقایسه سه نوع تراش جهت استفاده از پستهای پیش ساختهFRC در طراحی فریم ورک اینله بریجهای سه واحدی خلفی و مقایسه مقاومت به شکست این طرح فریم ورک با دو طرح متداول ساخت فریم ورک اینله بریجهای داخل تاجی-به روش مستقیم- طراحی و انجام شد.

مواد و روش‌ها:

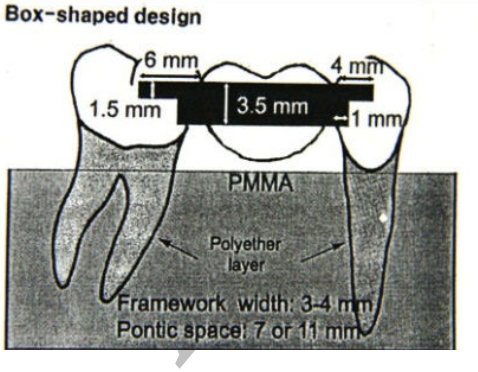
تحقیق به روش experimental انجام گرفت. از ۶۰ عدد دندان سالم و تازه کشیده شده انسان (۳۰ دندان پرمولر اول فک پایین و ۳۰ دندان مولر اول فک پایین) برای ساخت ۳۰ اینله بریج ثابت با مدل کلینیکی جایگزینی پرمولر دوم استفاده شد که به صورت تصادفی در سه گروه قرار گرفتند. دندان‌ها بلافاصله پس ازآنکه به علت مشکلات پریودنتالی کشیده شدند داخل نرمال سالین قرار گرفته وبعدازجمع‌آوری‌نمونه‌ها، دندان‌هادرمحلول‌تیمول۰/۱درصد نگهداری شدند[۱۶]. جهت ساخت PDL مصنوعی به منظور شباهت سازی پریودنشیم طبیعی، سطوح ریشه دندان‌ها پس از Cleaning و Root planning با یک لایه ازماده الاستیکی پلی اتر ((Impregum /3M ESPE Germany به ضخامت یک میلیمتر پوشانده شدند[۶و۹و۱۷تا۲۴].

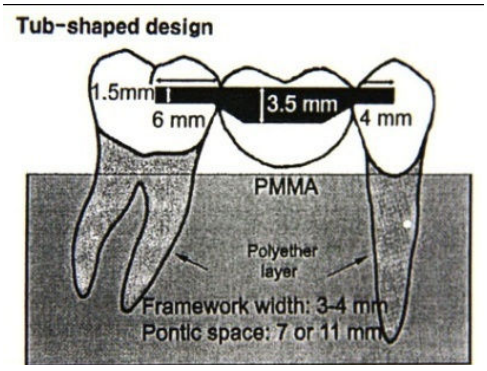
شکل شماره ۱

سپس نمونه‌ها با فاصله 7mm در داخل رزین آکریلیک در دستگاه سرویر و تحت زاویه ۹۰ درجه مانت شدند و فاصله توسط کولیس کنترل شد[۸و۱۸و۱۹].

شکل شماره ۲

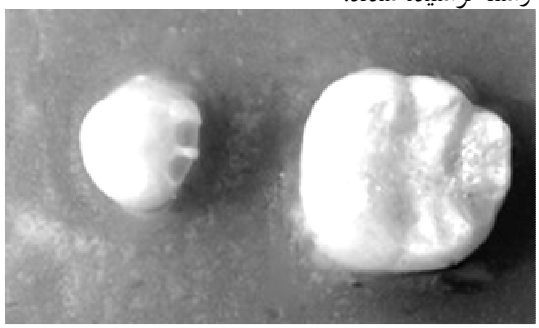
تراش در هر گروه در سطوح مجاور ناحیه بی دندانی(دیستال پرمولر اول و مزیال مولر اول) و با فرز توربین 012 داده شد. گروه A (تراش Box-shaped): عمق 3.5mm در مجاورت ناحیه بی دندانی و 1/5 میلی متر در سطح اکلوزال، پهنای 3/5 میلی متر، طول ۶ میلی متر در دندان مولر و ۴ میلی متر درپرمولر، کف جینجیوال یک میلی متر. گروه B (تراش Tub-shaped):عمق 1.5mm، در سطح اکلوزال، پهنای3.5mm، طول 6mm در دندان مولر و 4mm در پرمولر[۴و۲۰].





www.SID.ir

گروهC (تراش برای استفاده از پست‌های پیش ساختهFRC): دو Groove با فاصله یک میلی متر با عرض 1.2 میلی‌متر، عمق اگزیالی یک میلی متر و ارتفاع اکلوزوجینجیوالی ۲ میلی‌متر در سطوح مجاور ناحیه بی دندانی و در حد فاصل دو لاین انگل باکوپروگزیمال و دیستو پروگزیمالی تراشیده شد. فاصله دیواره اگزیال در تراش Groove دندان پرمولر تا دیواره اگزیال تراش Groove در دندان مولر اول ۹میلی متر بود که توسط کولیس کنترل شد. Grooveهای باکال و لینگوال در دو دندان پایه در یک راستا تراشیده شدند.



شکل شماره ۳

بریج درگروهA وB بااستفاده از فایبرگلاس preimpregnated (INTERLIG ساخت کارخانه ANGELUS® برزیل) ساخته شد. نواحی تراش به مدت ۱۵ ثانیه توسط اسید فسفریک ۳۷٪ (DENTOETCH، کارخانهITENA ایتالیا) و تکنیک all-etch اچ شدند[۱۹و۱]. نواحی اچ شده با باندینگ Excite (کارخانه Ivoclar)مطابق دستور کارخانه آغشته شده و به مدت ۲۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور LED (Litex695, Dentamerica, USA) با شدت نور ۹۰۰(mw/cm^2) کیور شد[۱]. یک لایه نازک از کامپوزیت فلو، GRADIA® DIRECT LoFlo (GC ژاپن) در کف حفره اکلوزالی در تراش tub-shaped و در کف اکلوزالی و جینجیوالی در تراش box-shaped قرار داده می‌شد تا از تماس مستقیم فایبر با کف حفره جلوگیری شود. طول مورد نیاز فایبر INTERLIG pre-impregnated (کارخانه ANGELUS® برزیل) قبل از کیور لایه کامپوزیتی فلو،ما بین دندانهای پایه در جهت مزیودیستالی- روی لایه کامپوزیتی- قرار گرفت و سپس به مدت ۴۰ ثانیه کیور شد[۲۱و۱۹و۱۷]. در مرحله بعد ناحیه پونتیک توسط کامپوزیت [posterior , shade=P-A3] GRADIA DIRECT (GC ژاپن) طبق دستور کارخانه سازنده ساخته شد. در پایان پوشش کامپوزیتی توسط فرز و مولت‌های مخصوص پرداخت‌شد[۲۱و۱۷]. و برای جلوگیری از تمرکز استرس در کانکتورها، امبراژورهای اکلوزالی و به ویژه جینجیوالی با مقطع دایره ای شکل فرم داده شدند.[۱۰]

ساخت بریج در گروه C به کمک پستهای پیش ساخته REFORPOST.Mix.X-Ray (ANGELUS®برزیل) انجام شد که دارای ۸۱٪ گلاس فایبر و استحکام خمشی ۹۵۰ مگاپاسکال است. برای ساخت فریم ورک از شماره ۰۱ این پست (قطر ۱,۱ میلی متر در قسمت پارالل و طول ۲۰ میلی متر) استفاده شد.

میزان فاصله دیواره اگزیال grooveهای روی دندانهای پایه که مجاور فضای بی دندانی بودند (هر دو در سمت باکال (یا لینگوال)، توسط کولیس اندازه گیری شده و این مقدار روی قسمت پارالل پست علامت گذاری میشد. پست با توجه به این علامت با فرز الماسی توربین با سرعت بالا و همراه با آب قطع می‌شد (طبق دستور کارخانه) تا به اندازه مطلوب در آید.[۲۲] سپس در داخل grooveهای مربوطه قرار می‌گرفت تا از fitness آن اطمینان حاصل شود. پستها قبل از قرار گیری در محل به مدت یک دقیقه با سایلن (Silano , ANGELUS, Brazil) آغشته و به آرامی با پوار هوا خشک شدند[۲۳و۲۲]. در مرحله بعد هر چهار groove و فاصله بین دوgroove در هر دندان پایه به مدت ۱۵ ثانیه اچ می‌شدند[۱۹و۱۱] . نواحی اچ شده با سیستم باندینگ Excite (کارخانه Ivoclar) مطابق دستور کارخانه آغشته شده و پس از ۱۰ ثانیه، به مدت ۲۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور LED (Litex695, Dentamerica, USA) با شدت نور ۹۰۰(mw/cm^2) کیور شد[۲۳و۱۱]. در مرحله بعد سمان رزینی سلف کیور CEMENT-POST (ANGELUS® برزیل) طبق دستور کارخانه آماده شده وابتدا توسط اپلیکاتور در داخلgroove های لینگوال قرار داده می‌شد و پست آماده شده در محل خود قرار می‌گرفت، سپس همین کار برای grooveهای باکال انجام می‌شد. در مرحله بعد یک لایه باندینگ Excite (کارخانه Ivoclar) مطابق دستور کارخانه روی آنها زده می‌شد و کور پونتیک همانند گروه هایAوB روی این فریم ورک شکل داده شد[۱۰و۱۷و۲۱و۲۲].

نمونه‌ها پس از آماده‌سازی توسط دستگاه Universal Testing Machine (Instron 1195) تحت load نهایی قرارگرفتند. از یک گوی stainless steel به قطر ۶ میلی متر برای وارد کردن نیرو با سرعت 1mm/min تحت زاویه ۹۰ درجه به فوسای اکلوزال پونتیک استفاده شد و برای توزیع متناسب نیروها یک نوار باریک thin foil به ضخامت نیم میلیمتر بین سطح اکلوزال پونتیک و گوی فلزی قرار داده می‌شد.

Archive of
www.SID.ir

نیروی وارده تا زمان اولین شکست ادامه یافته و منحنی آن ثبت شد[۵و۹و۱۷]. پس از هرشکست، نوع و محل شکست با بزرگنمایی 3X مشاهده و ثبت شده و انواع شکست به صورت fracture- chipping– crack در پوشش سطحی کامپوزیتی و شکستگی فریم ورک گزارش شد[۱و۹و۱۹]. میزان مقاومت به شکست بین سه گروه با آزمون ANOVA مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

یافته ها:

مقاومت به شکست درهر گروه درجدول۱ ارائه گردید و جهت تبیین نحوه توزیع داده‌ها آزمون probability-plot در هر سه گروه مورد استفاده قرار گرفت.

سپس جهت مقایسه میزان مقاومت به شکست بین گروه‌ها، آزمون ANOVA وسپس برای بررسی کامل تر اختلاف احتمالی میانگین داده‌ها آزمون bonferroni-Dunn's multiple comparisons post hoc برای بررسی دو به دوی گروه‌ها مورد استفاده قرار گرفت.با آنکه میانگین گروه C قدری بالاتر از دو گروه دیگر گزارش شد اما با توجه به آماره و خطای آزمون اختلاف معناداری بین سه گروه مشاهده نشد.($p<0.7$)

*جدول ۱: میزان مقاومت به شکست اینله بریجهای **FRC** به تفکیک گروه‌های مورد مطالعه(بر حسب نیوتن)*

مقاومت به شکست / نوع فریم ورک	میزان مقاومت به شکست	دامنه تغییرات
نوار FRC– طرح تراش Box-shaped (گروهA) $N_1=10$	۵۱۲ ± ۱۰۰	۳۸۰ ± ۶۸۰
نوار FRC– طرح تراش Tub-shaped (گروهB) $N_2=10$	۵۴۸ ± ۱۵۵,۶	۳۷۰ ± ۷۹۰
پست پیش ساخته FRC – تراش Groove (گروه C) $N_3=10$	۵۸۴ ± ۱۳۶	۴۱۰ ± ۸۰۰

انواع شکست به صورت ترک (crack) و شکاف (fracture) ثبت شد. درطرح‌ترا‌Box-shaped (گروهA) و در طرح تراش Tub-shaped (گروهB) بیشترین درصد شکستگی (۷ مورد) از ناحیه میانی پونتیک و به سمت کانکتورهای دیستال و مزیال و همراه با جداشدن کاسپ ضعیفتر (لینگوالی) بود. در طرح تراش Groove (گروه C) نیز ۶ مورد شکستگی در ونیر کامپوزیتی در امتداد مزیو دیستالی و با جداشدن کاسپ لینگوالی مشاهده شد.در سایرنمونه‌ها تنها crack گزارش شد. پریدگی کامپوزیت سطحی (Chipping) و شکست فریم ورک در هیچ یک از نمونه‌ها دیده نشد.

بحث:

نتایج این مطالعه نشان داد که میزان مقاومت به شکست سه نوع فریم ورک ساخته شده با سه طرح تراش Box-shaped (گروهA)،Tub-shaped (گروهB) و روش جدید ساخت فریم ورک با تراش Groove (گروه C)، از لحاظ آماری تفاوت معنا داری ندارند. با در نظر گرفتن اینکه نیروهای اکلوزال در ناحیه دندان‌های پرمولر حدود ۳۰۰ نیوتن است[۱۵]، مقاومت به شکست در هر سه گروه در برابر نیروهای جویدن بالا بوده است. علی رغم این موضوع، توجه به این نکته ضروری است که در تراش گروه C تقریبا ۵ میلیمتر مکعب از نسج دندانی برداشته شد که این میزان به ترتیب حدود یک پنجم و یک چهارم میزان تراش دندان در دو روش معمول تراش FRC میباشد که در گروههای Aو B مورد استفاده قرار گرفت. میزان تراش بسیار کمتر و محدود به مینا مزیت عمده و قابل تامل روش جدید می‌باشد.

در این مطالعه، شکستگی نمونه‌ها به صورت ترک (crack) و شکستگی در ونیر کامپوزیتی دیده شد و بیشترین درصد میزان شکستگی در تمامی گروه‌ها در بخش ضعیف پونتیک (کاسپ لینگوالی) و مابین کامپوزیت و فریم ورک رخ داد. پریدگی (chipping) در کامپوزیت ونیر و شکستگی فریم ورک در هیچکدام از ۳۰ نمونه مورد مطالعه مشاهده نشد.میزان شکستگی در ونیر کامپوزیتی در گروه C کمتر از دو گروه دیگر مشاهده

www.SID.ir
Archive of SID

شد که پشتیبانی بیشتر فریم ورک از ونیر کامپوزیتی و حمایت بیشتر از کاسپ ضعیف لینگوالی میتوانند توجیه گر این یافته باشد. در سال ۱۹۹۸ میلادی Behr و همکاران به نتایج مشابهی دست یافته بودند، آنها به بررسی مقاومت به شکست و تطابق مارژینال بریج‌های FRC با طرح تراش‌های Tub و Box و با استفاده از سیستم Targis-Vectris (Ivoclar) پرداختند وهیچ تفاوت قابل ملاحظه ای در مقاومت به شکست این دو طرح تراش مشاهده نکردند(Box=696 N , Tub = 722 N). و در تمامی نمونه‌ها به جز یک نمونه شکست در محل تماس فایبر و کامپوزیت یا در پوشش کامپوزیتی به تنهایی گزارش شد[۲۴]. قدری تفاوت در میزان مقاومت به شکست بین مطالعه آقای Behr و تحقیق حاضر به علت تفاوت در مقاومت ذاتی مواد بکاربرده‌شده درساخت پونتیک میباشد. آقای Pascal Magne و همکاران نیز در سال ۲۰۰۲ به بررسی نحوه ی توزیع استرس در بریج‌های FRC با طرح تراش‌های متفاوت (Box, MOD , Slot) پرداختند و گزارش کردند که طرح تراش تاثیر قابل توجهی بر رفتار سطح پونتیک و مقاومت به شکست آن ایفا نمی‌کند[۱۰]. در همان سال دکتر Ho-Yong Song و همکاران به بررسی اثر طرح تراش Tub و Box و فاصله پونتیک بر مقاومت به شکست بریج‌های سه واحدی خلفی پرداختند. طبق گزارش تحقیق شکست به صورت crack و chipping و فقط در چسبندگی پوشش کامپوزیت سطحی از فریم ورک در ناحیه ی پونتیک اتفاق افتاد و هیچ قطع شدگی و آسیبی در فریم ورک مشاهده نشد.[۹] مطالعه‌ی آقای پروفسور Pfeiffer و همکارانش در سال ۲۰۰۳ که به بررسی تاثیر فاصله و نوع مواد در مقاومت به شکست بریج‌های FPD پرداخته است نیز شکست نمونه‌ها را به صورت ترک و شکاف در پوشش سطحی کامپوزیت گزارش کرد[۲۵] که مطابق با تحقیق حاضر میباشد.در سال ۲۰۰۵ Ozcan و همکاران مطالعه ای به منظور تاثیر ابعاد تراش Box بر مقاومت به شکست بریجهای خلفی FRC انجام دادند. نتایج به دست آمده نشان داد که ابعاد کوچکتر باکس باعث پخش یکنواخت تر نیروها می‌شود و شکست نیز در بخش ضعیف بریج،در ناحیه پونتیک، بین کامپوزیت و فریم ورک بوده است. [۲۱] دکتر پگاه دیانیم در سال ۱۳۸۷ به بررسی اثر طرح تراش بر مقاومت به شکست بریجهای FRC در شرایط آزمایشگاهی پرداخت. مطالعه ایشان نیز اختلافی بین طرح تراش‌های Tub و Box نشان نداد و ترک، شکاف و chipping در پوشش کامپوزیتی گزارش شد.[۱۷]

البته آقای HY.Songدر سال ۲۰۰۳ مقاومت به شکست طرح تراش Box را بیشتر از طرح تراش Tub گزارش کرده است. وی برای ساخت بریجها از سیستم Targis-Vectris(Ivoclar) استفاده کرد و نمونه‌ها به صورت indirect ساخته شدند.[۹] ابعاد تراش نیز تا حدی بیشتر از تحقیق حاضر بود. ممکن است کاهش ابعاد باکس در کنار ساخت بریج به روش direct، باعث کاهش حمایت باکس از رستوریشن و کاهش مقاومت به شکست آن نسبت به طرح تراش Tub شده و همین عامل باعث اختلاف نتیجه این دو تحقیق باشد. همچنین در این مطالعه یک مورد دباندینگ در دندانهای پرمولر با طرح تراش Tub گزارش شده است در صورتیکه در تحقیق حاضر هیچ مورد دباندینگ از دندانهای پایه مشاهده نشد. درتحقیقی‌که‌آقای‌دکتر Xie وهمکارانش درسال۲۰۰۶برای بررسی توان تحمل نیروها توسط چهارنوع فریم‌ورک FRC FPD که به روش مستقیم انجام دادند به این نتیجه رسیدند که قرار دادن یک قطعه کوتاه فایبر unidirectional در سطح اکلوزال فریم ورک اصلی و با زاویه ۹۰ درجه نسبت به آن می‌تواند فریم ورک را تقویت کرده و ساپورت بیشتری نسبت به سایر طرحهای مورد آزمایش برای ونیر کامپوزیتی فراهم کند[۲۶].

از آنجا که هنوز اطلاعات کمی پیرامون عمق و ابعاد تراش دندان پایه و نحوه طراحی فریم ورک FRC FPD در اختیار کلینیسین است و برخی مطالعات مانند مطالعه آقای Dyer در سال ۲۰۰۵ از عدم نیاز به آماده سازی و تراش زیاد دندانهای پایه در ساخت این نوع از رستوریشن‌ها سخن می‌گویند، در تحقیق حاضر سعی شد تا بر طبق مطالعات پیشین[۱و۹و۱۰و۲۴] و خصوصیات فایبر و پستهای پیش ساخته مورد استفاده حداقل ابعاد مورد نیازتراش دندانهای پایه به کار رود و در عین حال در اطراف فایبر و پست فضای کافی برای قرارگیری کامپوزیت وجود داشته باشد تا مانع تماس مستقیم فایبر و پست با نسج دندان شده و از اکسپوز شدن فایبر و پست به فضای دهان درهنگام وجود سایشهای ناشی از اکلوژن جلوگیری شود[۲۱و ۲۲].

در اکثر کتب طرح تراش Box به علت امکان برقراری اتصالات پهن، سطح باندینگ وسیع، توانایی قرار دادن فایبر بیشتر در سمت ناحیه ی کشش و حمایت دیواره ی آگزیالی باکس از رستوریشن به عنوان تراش استاندارد FRC معرفی شده است[۱۰و۲۲]و تحقیقات اخیر مزایایی را برای طرح تراش Tub ذکر کرده اند که از آن جمله می‌توان به کاهش میزان تراش، کاهش آسیب به پالپ دندان دارای آنومالی یا چرخش و کاهش خمش بریج و به تبع آن تطابق مارجینال بیشتر اشاره کرد [۹]، اما توجه به این نکته

Archive of SID
www.SID.ir

ضروریست که هر دوی این تراش ها(Box- Tub) منجر به برداشت وسیع نسج دندانی می‌شود و در ضمن تراش Box باعث پدید آمدن کانکتورهای وسیع و امبراژورهای کوچکتری می‌شود که گاه زیبایی را به مخاطره می‌اندازد و در مقابل نیروهای اکلوزالی تطابق مارژینال آنها کاهش می‌یابد.

در مقابل، طرح تراش Groove که برای پست‌های پیش ساخته طراحی شده است دارای مزایای زیر می‌باشد:

- باقی ماندن نسج دندانی خود بیمار که دارای پایادری بیشتری است و در کنار آن زیبایی طبیعی بیشتری دارد.
- تراش بسیار کمتری در دندان‌های پایه (یک چهارم طرح تراش Tubو یک پنجم طرح تراش Box) و به تبع آن عدم حساسیت دندانهای وایتال[۱۲].
- قرار گیری حدود تراش در مینا که منجر به اتصال مناسب تر مواد باندینگ می‌شود[۱۵].
- امبراژورهای بازتر و سولت بیشتر تمیز کردن ناحیه پونتیک توسط بیماران[۱۲]
- باز کردن محور چرخش در سطح اکلوزال به علت وجود دو ناحیه کانتکت در هر طرف
- از آنجا که خواص مکانیکی این پست‌ها به دندان نزدیک است، احتمالا انتقال استرس به ساختارهای دندانی کاهش می‌یابد[۱۱و۱۴و۲۲].
- مقاومت ذاتی پستها به تنهایی بیشتر از نوار FRC است (Flexural strengthنوارFRC و پست استفاده شده در این مطالعه به ترتیب ۲۸۲ و ۹۵۰ مگاپاسکال است) در نتیجه استحکام فریم ورک بیشتر می‌شود.
- ساپورت بیشتر ناحیه لینگوال پونتیک توسط Post(Bar) نسبت به دو طرح دیگر.
- قابلیت تطابق بیشتر طرح تراش با خصوصیات فیزیولوژیک و،آناتومیک هر بیمار بدون نیاز به برداشت بیشتر نسج دندانی.
- سهولت تغییر بریج FRC به سایر انواع بریجها مانند PFM وAl-Ceram (در صورت نیاز)، زیرا عمق تراش در مینا در کف جینجیوالی حداکثر ۱ میلیمتر است.

در تحقیق حاضر بریج‌ها برای ایجاد شباهت با شرایط کلینیکی مطابق با مورفولوژی طبیعی دندان ساخته شدند ولی همین موضوع باعث بروز عوامل مداخله گر دیگر نظیر شکل و اندازه پونتیک شد،بدین معنی که اگر مقاومت به شکست این سه طرح فریم ورک بر روی میله کامپوزیتی (شبیه تستهای flexural strength) اندازه گیری شود،ممکن است نتایج متفاوتی به دست آید.آزمایشات متعدد لابراتواری و پیگیری‌های بلند مدت کلینیکی برای دستیابی به نتایج قطعی تر ضروری است که موارد مطرح شده و نتایج مطالعه حاضر صرف زمان و هزینه را برای بررسی دقیقتر این طرح فریم ورک به خوبی توجیه میکند.

با توجه به محدودیت‌های موجود و همچنین نتایج بررسی آقای Ohlmann در سال ۲۰۰۷ که عدم تاثیر ترموسیکل و مکانیکال لودینگ دربریج‌های اینله کامپوزیتی با فاصله ۷ میلیمتری را گزارش نموده است، [۲۷] در تحقیق حاضر مطابق با مطالعات آقای Song (2002) و Dyer (2005) نمونه‌ها پس از ضد عفونی تا انتهای مطالعه تنها در محیط مرطوب ۳۷ درجه نگهداری شدند[۱و۹]. هرچند برخی تحقیقات گزارش کرده اند که ترموسیکل و مکانیکال لودینگ تا حدی مقاومت به شکست بریج‌های FRC را تحت تاثیر قرار می‌دهد،[۵و۹] ولی با توجه به بیشتر بودن نیروی لازم برای شکست نمونه‌ها در این تحقیق و تحقیقات مشابه نسبت به نیروی اکلوزال طبیعی می‌توان به موفقیت این نوع رستوریشن امیدوار بود.

با توجه به اینکه شکست در اکثر نمونه‌های این مطالعه در کامپوزیت سطحی اتفاق افتاد و آسیبی به فریم ورک و دندان پایه وارد نشد، می‌توان نتیجه گرفت که بقای فانکشنال این نوع ترمیم‌ها در هنگام استفاده به منظور درمان بیماران بسیار امیدوار کننده است زیرا شکست‌های سطحی رستوریشن به راحتی در کلینیک و با انجام recallهای منظم قابل تشخیص و ترمیم است[۲۳] در عین حال باید توجه داشت که با افزایش قدرت باندینگ و مقاومت ذاتی کامپوزیت ها، مقاومت به شکست FRC FPD می‌تواند افزایش یابد.

نتیجه گیری:

با توجه به نتایج به دست آمده و با در نظر گرفتن محدودیت‌های این تحقیق Invitro می‌توان نتیجه گرفت که هر سه فریم ورک مورد مطالعه در این تحقیق از مقاومت به شکست کافی (بیش از مقدار نیروی اکلوزالی وارده در ناحیه ی پرمولر) برخوردارند و اختلاف معناداری بین مقاومت به شکست آنها وجود ندارد. *اما با توجه به کاهش قابل توجه میزان تراش دندان‌های پایه در فریم ورک ساخته شده از پست‌های پیش ساخته* و سایر مزایای این روش جدید،میتوان آنرا یک روش کلینیکی رضایت بخش برای جایگزینی یک دندان خلفی کوچک با حداقل تراش محسوب کرد.

www.SID.ir
Archive of SID

References:

1. Dyer SR ; Lassila LVJ ; Alander P ; Vallittu PK. *Static strength of molar region direct technique glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures.* s.l.: J Oral Rehabilitation, 2005. pp. 351-357. Vol. 32.
2. behr M, Handel G, Rosentritt M. *Fiber-reinforced composite crown and PDFs:a clinical report.* s.l.: Int J Prosthodont, 2003. pp. 239-243. Vol. 16, view record in Scopus.
3. Garoushi S, Lassila LVJ, Tezvergi A, Vallittu PK,. *Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination.* s.l.: J dent, 2005. p. 05.010.
4. Garoushi Sufyan, Vallittu Pekka. *Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures.* s.l: Libyan J Med, 2006. p. 5. Vol. 1.
5. Behr M; Rosentritt M; Taubenhansl P; Kolbeck C ; Handel G. *Fracture resistance of fiber-reinforced composite restorations with different framework design.* s.l.: Acta Odontologica Scandinavica, 2005. pp. 153-157. 63.
6. Gohring T.N,Lutz F, Schonenberger K.A. *Potential of restorative systems with simplified adhesives:quantative analysis of wear and marginal adaptation in vitro.* s.l.: Am J Dent, 2003. pp. 275-282. Vol. 16.
7. Chow T.W ; Chung W.C.R ; Chu F.C.S ; Newsome P.R.H;. *Tooth preparation designed for posterior resin-bonded fixed partial dentures: a clinical report.* s.l.: J Prosthet Dent., 2002 Dec;. pp. 561-564.
8. Behr M; Rosentritt M; Ledwinsky E ; Handel G. *Fracture resistance and marginal adaptation of conventionally cemented fiber-reinforced composite three-unit FPDs.* s.l.: The international J Prosthodontics, Nov.2002. pp. 467-472. Vol. 15.
9. Song HY,Yi YJ,Cho LR,Park DY. *Effects of two preparation designes and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures.* s.l.: J Prosthet Dent , 2003 oct;90(4). pp. 347-53.
10. Magne P, Perakis N, Krejci I, Belser U.S. *stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures:a fine element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design.* s.l.: J Prosthet Dent, 2002. pp. 516-527. Vol. 87.
11. Seefeld F ; Wenz HJ ; Ludwig K ; Kern Matthias. *Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems.* s.l.: Dental materiasl, march 2007. pp. 265-271. Vol. 23(3).
12. shillingburg H.T, Hobo S, Whitsett L.D, Jacobi R, Brackett S.E. *fundamentals of fixed prosthodontics.* 1997. p. 540.
13. Qiufei Xie, Lippo V.J.Lassila ,Pekka K.Vallittu. *Comparison of load bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs.* s.l.: j of dentistry, 2007. pp. 578-582. Vol. 35.
14. Plotino G; Grande NM ; Bedini R ; Pameijir CH ;Somma F. *Flexural properties of endodontic posts and human root dentin.* s.l.: Dental Materials, Sep.2007. pp. 1129-1135. Vol. 23(9).

Archive of SID
www.SID.ir

15. Craig RG, Powers JM,. *Restorative dDental Material 11th Ed.* USA: Mosby, 2002.chapter 4,9.

16. Goehring TN,Peters OA, Lutz F. *Marginal adaptation of inlay-retained adhesive fixed partial dentures after mechanical and thermal stress:an in vitro study.* s.l.: J Prosthet Dent , 2001 Jul;86(1). pp. 81-92.

۱۷. پایان نامه: دیانیم پگاه .بررسی اثر طرح تراش بر مقاومت به شکست بریجهای FRC در شرایط invitro در سال۸۷-۱۳۸۶ شماره پایان نامه ۱۲۰۳۸ (دانشگاه آزاد اسلامی- واحد دندانپزشکی)

۱۸. پایان نامه .مجتهد بید آبادی،مریم .بررسی اثر نحوه کاربرد رزین (resist)بر مقاومت به شکست بریجهای سه واحدی خلفی FRCدر شرایط In vitro. s.l. (دانشگاه آزاد اسلامی- واحد دندانپزشکی) سال تحصیلی ۸۶-۱۳۸۵، شماره ۳۶۸۳.

19. Xie Q; Lassila LVG ; Vallittu PK. *Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs.* s.l.: J Dentistry, 2007. pp. 578-582. Vol. 35.

20. Jokstad A,Gokce M,Hjortsjo C. *A systematic review of the scientific documentation of fixed partial dentures made from fiber-reinforced polymer to replace missing teeth.* s.l.: Quintessence publishing co., 2005. pp. 489-495. Vol. 18.

21. Ozcan M ; Breuklander MH; Vallittu PK. *The effect of box preparation on the strength of glass fiber-reinforced composite inlay-retained fixed partial dentures.* s.l.: J Prosthetic Dentistry, April 2005. pp. 337-345. Vol. 93(4).

22. Sadek FT ; Monticelli F ; Goracci C ; Tay Fr ; Cardoso PEC ; Ferrari M. *Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts.* s.l.: Dental Materials, Jan.2007. pp. 95-99. Vol. 23(1).

23. Freilich M.A, Meiers J.C, Duncan J.P, goldberg A.J. *fiber reinforced composites in clinical dentistry.* 1999. p. 4.

24. Behr M, Rosetrill M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S,Handel GH. *Invitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced adhesive fixed partial denture.* s.l.: Journal of Dentistry, 1999. pp. 163-169. Vol. 27.

25. pfeiffer p, Grube L,. *Invitro study of reinforced interim fixed partial dentures.* s.l.: J Prosthet Dent ,, 2003 Feb. pp. 170-4. Vol. 89(2).

26. Vallittu PK,. *Experience of the use of glass fibers with multiphase acrylic resin systems,Theoretical background and clinical examples.* s.l.: the first symposium of fiber reinforced plastics in dentistry-sympusium book, 1998. pp. 1-35.

27. Ohlmann BM, Schitter M, Gabbert O, Rammelsberg P. *Fracture load of fixed partial dentures anchored by composite inlays.* s.l.: Am J Dent, 2007 Dec. pp. 405-10. Vol. 20(6).

Archive of SID

www.SID.ir