

## مقایسه تاثیر کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر Polyethylene و فایبر Glass بر مقاومت به شکست اینله بریج‌های کامپوزیتی (In vitro)

دکتر معصومه کندی بیدگلی<sup>#۱</sup> دکترا مینا منتظری<sup>۲</sup>

### خلاصه:

**سابقه و هدف:** با توجه به افزایش کاربرد رزین کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر (Fiber Reinforced Composite) در دندانپزشکی و تاثیر نوع فایبر بر تقویت این کامپوزیت‌ها، این مطالعه با هدف تعیین اثر دو نوع فایبر به کار رفته در ساخت frame work بر مقاومت به شکست بریج‌های FRC خلفی بالا انجام شد.

**مواد و روش‌ها:** این بررسی به صورت تجربی (Experimental) در شرایط In vitro بر روی ۲۰ اینله بریج FRC با مدل کلینیکی جایگزینی پره‌مولر دوم بالا در دو گروه (گروه اول: ۱۰ اینله بریج تقویت شده با فایبر گلاس و گروه دوم: ۱۰ اینله بریج تقویت شده با فایبر پلی اتیلن) انجام شد. دندان‌ها پس از تراش با طرح انتخابی Proximal box و ساخت PDL مصنوعی با ماده قالب‌گیری پلی اتر در آکریل خودپخت (PMMA) با فاصله ۷ mm مانع شدند، پس از ساخت بریج‌ها به صورت Direct نمونه‌ها ابتدا در دستگاه Thermo cycling (5000 cycles, 5°C/55°C, dwell time 30s, interval 2s) قرار گرفتند و سپس توسط دستگاه Universal Testing Machine (Zwick/ Roell/ Germany) با زاویه ۹۰° و سرعت ۱ mm/min تحت Load نهایی قرار گرفتند و منحنی اعمال نیرو تا شکست نمونه‌ها ثبت گردید. با توجه به آزمون آماری Kolmogorov اعداد به دست آمده در هر دو گروه از توزیع نرمال تبعیت می‌کردند مقایسه دو گروه با تست Independent Sample T Test انجام شد.

**یافته‌ها:** میزان مقاومت به شکست برای بریج‌های حاوی فایبر گلاس  $541 \pm 206$  نیوتن و برای بریج‌های حاوی فایبر پلی اتیلن  $469 \pm 247$  نیوتن بود و اختلاف معنا داری بین دو گروه وجود نداشت ( $P=0/491$ ). همچنین در بررسی نوع و محل شکست بیشترین درصد شکستگی در هر دو گروه از میانه پونتیک به سمت کانکتور دیستالی (اباتمنت مولر) و بصورت crack مشاهده شد. شکستگی در هر دو گروه، در پوشش سطحی کامپوزیت رخ داد و فریم ورک آن سالم ماند. **نتیجه گیری:** به نظر می‌رسد کاربرد هر دو نوع فایبر پلی اتیلن و گلاس با ساختار مشابه (Braided) در ساخت بریج‌های FRC به روش مستقیم در ناحیه خلفی فک بالا با هم قابل مقایسه بوده و از مقاومت کافی برخوردار اند. بنابراین ساختار فایبر مهمتر از نوع آن بر مقاومت به شکست بریج‌های FRC موثر می‌باشد.

**کلید واژه‌ها:** کامپوزیت تقویت شده با فایبر، اینله بریج FRC، مقاومت به شکست، نوع فایبر

وصول مقاله: ۸۸/۳/۴ اصلاح نهایی: ۸۸/۶/۲۴ پذیرش مقاله: ۸۸/۸/۲۰

### مقدمه:

محافظه‌کارانه با حداقل تراش که در عین حال زیبایی طبیعی را نیز فراهم می‌کنند، میزان مقاومت به شکست بریج‌های FRC از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد<sup>(۵ تا ۱)</sup>. ساختار FRC Bridge متشکل از دو جزء فایبر و ماتریکس رزینی می‌باشد. فایبرها جزء تقویت کننده مواد هستند که باعث سختی و استحکام کامپوزیت شده و ماتریکس این مواد را به فرم قابل استفاده تبدیل می‌کند<sup>(۵ و ۴)</sup>. خصوصیات فیزیکی و مکانیکی مواد FRC به عواملی چون نوع ماتریکس، انواع فایبر، توزیع فایبرها، تعداد، جهت، و نحوه قرار گیری فایبرها، نسبت ماتریکس به فایبر و طول و قطر

یکی از مسائل مهم در موفقیت بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر (FRC Bridge) مقاومت به شکست این بریج‌ها می‌باشد و از عوامل مؤثر بر آن می‌توان به نوع فایبر بکاررفته اشاره کرد<sup>(۳ تا ۱)</sup>. با توجه به شیوع بالای بی‌دندانی در نواحی خلفی و مشکلاتی که در پی عدم درمان ایجاد می‌شود، از جمله تحلیل استخوان، مشکلات زیبایی، کاهش function، تغییر موقعیت دندانهای مجاور در صورت تداوم بی‌دندانی و به تبع آن دشوار شدن جایگزینی دندان و با در نظر گرفتن توجه روز افزون به ترمیم‌های

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

۲- دندانپزشک

ضخامت تقریبی ۱mm روی ریشه دندان قرار گرفت، سپس دندان مجدداً داخل مولد سیلیکونی قرار گرفت به نحوی که اضافات ماده پلی‌اتر خارج شد. پس از خارج ساختن دندان از مولد سیلیکونی اضافات پلی‌اتر بالاتر از محل علامت گذاری شده در زیر CEJ با تیغ بیستوری برداشته شد. سپس دندان‌ها به وسیله دستگاه ساده‌ای که طراحی شد و در مواد رزینی اکریلیک ترمیمی فوری (PMMA) (آکروپارس، ایران) با فاصله ۷mm مانت شدند<sup>(۱۲)</sup> (تصویر شماره ۱) سپس در اباتمنت مولر، Box مزایالی به عمق ۲mm و پهنای ۳mm ارتفاع ۵mm از کف شیب ژئریوالی تا رأس کاسب تراش داده شده و در کف ژئریوالی شیب ۱۵ درجه به سمت لته داده شد. جهت تکمیل حفره تراش از Box مزایالی تا حدود ۲/۳ سطح اکلوزال به عمق ۱mm عرض ۲mm امتداد یافت. برای افزایش گیر دیواره‌های باکال و لینگوال حفره اکلوزال و Box مزایال، ۴ درجه تقارب (Convergence) داده شد. جهت امکان برقراری اتصالات پهن و قرار دادن فایبر بیشتر، ناحیه Isthmus متباعد (Diverge) گردید. round line angle ها و لبه‌های مینایی Bevel شدند تراش Box DO در دندان پره مولر مشابه مولر انجام گرفت، با این تفاوت که عمق Box دیستالی پره مولر، ۱/۶mm تراش داده شد<sup>(۱۳)</sup>. مراحل ساخت بریج مطابق با دستورالعمل کارخانه سازنده کامپوزیت تقویت شده با فایبر (NSI) انجام شد. نواحی تراش به مدت ۲۰ ثانیه به وسیله اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شدند (نواحی مینایی ۱۵ ثانیه و نواحی عاجی ۵ ثانیه) سپس نواحی اچ شده با باندینگ (SP Bond/NSI/Australia) آغشته و به مدت ۲۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور Coltolux 2.5 با شدت نور ۴۰۰ mw/cm<sup>۲</sup> کیور شدند، بعد یک لایه نازک کامپوزیتی تقویت شده (Nulite F, NSI) در کف حفره اکلوزالی و پروگزیمالی قرار داده شده. فایبر پلی‌اتیلن (FIBER SPAN/NSI/Australia) موجود در کپسولهای آماده توسط Gun مخصوص به همراه کامپوزیت Nulite F خارج شده و با استفاده از کولیس اندازه مورد نظر روی آن علامت گذاری و بریده شد، جهت جلوگیری از تغییر موقعیت فایبرها در فضای بی‌دندانی با ماده قالبگیری پوتی محلی برای قرار گیری فایبر ساخته شد. فایبر گلاس نیز بعد از اندازه‌گیری و بریدن به طریقه مشابه به کار رفت، سپس دو لایه فایبر آماده شده موازی با هم و به صورت مستقیم بین دو حاشیه داخلی تراش دندان‌های پایه قرار گرفتند (تصویر شماره ۲). اسکلت فایبر به مدت ۴۰ ثانیه از هر سمت کیور شد. در مرحله بعد اسکلت فایبر به Resist آغشته شد، سپس بدون کیور کردن Resist کامپوزیت Nulite F به صورت

فایبرها بستگی دارد. نوع فایبر انتخابی در بریج معمولاً از لیاف گلاس و پلی‌اتیلن است که به اشکال مختلف توسط سازندگان این مواد عرضه می‌شوند<sup>(۹،۱۱)</sup>. تحقیقات متعددی در زمینه‌ی تأثیر نوع فایبر به کار رفته بر میزان مقاومت به شکست بریج‌های FRC انجام شده، اما نتایج این تحقیقات تناقضات مشخصی را نشان داده است، از جمله اینکه برخی مطالعات بیانگر عدم وجود اختلاف با توجه به نوع فایبر بودند<sup>(۳،۱۱)</sup>، در حالی که در مطالعه دیگر بیشترین میزان مقاومت به شکست مربوط به انواع تقویت شده با فایبر Polyethylene بود<sup>(۴)</sup> و نیز یک مطالعه حاکی از مقاومت به شکست کمتر کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر Polyethylene نسبت به نوع تقویت شده با فایبر Glass بود<sup>(۵)</sup> و همچنین در برخی از تحقیقات کاستی‌هایی از جمله استفاده از فایبرهای با جهت گیری متفاوت در هر سیستم وجود داشت<sup>(۳،۹)</sup>. با توجه به تناقضات و کاستی‌های فوق، این تحقیق با هدف بررسی اثر نوع فایبر (گلاس و پلی‌اتیلن) بر مقاومت به شکست بریج‌های کامپوزیتی تقویت شده با فایبر در ناحیه‌ی خلفی بالا در شرایط In vitro در بخش پروتز ثابت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی در سال ۸۸-۸۷ انجام شد.

#### مواد و روش‌ها:

این تحقیق به روش تجربی (Experimental) و بر روی مدل (In vitro) انجام شد.

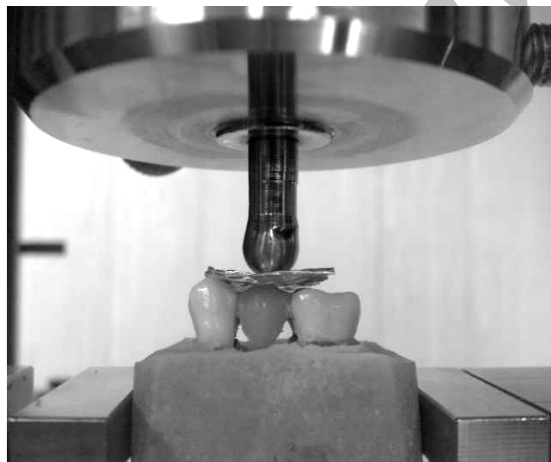
۲۰ عدد دندان مولر اول بالا و ۲۰ عدد پره مولر اول بالای سالم انسان در محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال (فاقد پوسیدگی و پرکردگی، سایش) برای ساخت دو گروه ۱۰ تایی اینله بریج ثابت با مدل کلینیکی جایگزینی پره مولر دوم بالا استفاده شد<sup>(۱۱،۱۰،۹)</sup>. دندان‌ها بلافاصله پس از کشیده شدن به مدت ۲۴ ساعت داخل سرم فیزیولوژی و سپس در محلول تیمول ۰/۲٪ نگهداری شدند<sup>(۱۰)</sup>. جهت ساخت PDL مصنوعی پس از root planning و cleaning سطوح ریشه دندانها با یک لایه ماده قالب گیری پلی‌اتر (Impregam/ 3M ESPE/ Germany) به ضخامت ۱mm روی سطوح ریشه‌ها استفاده شد. جهت دستیابی به ضخامت یکنواخت در این تحقیق از روش ابداعی استفاده شده به این ترتیب که ریشه دندان خلفی با استفاده از Tin foil به ضخامت ۱mm پوشانده شد و داخل ماده قالب‌گیری سیلیکونی (Speedex/coltene/Switzerland) قرار گرفت. پس از setting ماده قالب گیری و خارج ساختن دندان، Tin foil از روی آن برداشته شد و ماده پلی‌اتر با



تصویر شماره (۲)



تصویر شماره (۳)



تصویر شماره (۴)

لایه لایه قرار داده شد و کیور گردید. پس از شکل دادن core پونتیک Curing آن از جهات مختلف به مدت ۴۰ ثانیه انجام گرفت و سپس core به Resist آغشته شده و بدون Curing آن کامپوزیت Spectrum/hybrid به ضخامت حدود ۰/۵mm بر روی بریج قرار گرفت و فرم صحیح آناتومیکی با استفاده از قلم‌های ترمیمی روی آن ایجاد گردید، ضخامت jointها حدود ۲/۵ mm در نظر گرفته شد. بعد پوشش کامپوزیتی به وسیله فرزهای مخصوص پرداخت به خوبی صیقل داده شد، پس از آن ماده Micro finish به عنوان Glaze نهایی بر روی بریج استفاده شد، سپس یک لایه Oxygen Inhibitor جهت پلیمریزاسیون کامل لایه مجاور اکسیژن افزوده شد و به مدت ۲۰ ثانیه کیور گردید<sup>(۱۴)</sup> (تصویر شماره ۳). نمونه‌ها توسط دستگاه Thermo cycling تحت ۵۰۰۰ سیکل حرارتی در دو حمام آب سرد با حرارت ۵ °C و آب گرم با حرارت ۵۵ °C قرار گرفتند بصورتی که مدت زمان قرار گیری در هر مخزن ۳۰ S و فاصله زمانی انتقال نمونه‌ها بین دو مخزن ۲ ثانیه بود<sup>(۱۱ و ۱۵ تا ۱۷)</sup>. سپس نمونه‌ها توسط دستگاه Universal Testing Machine (Zwick/Roell Zo50/Germany) با سرعت 1mm/min تحت load نهایی قرار گرفتند<sup>(۴ تا ۶)</sup>. جهت وارد کردن load به پونتیک از یک گوی Stainless still به قطر ۸mm استفاده شد (تصویر شماره ۴). اعمال نیرو به نمونه‌ها به صورت ممتد تا مشاهده اولین شکست ادامه یافت و منحنی آن ثبت گردید.

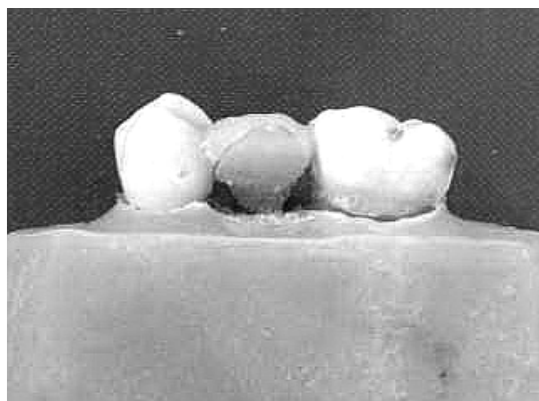
جهت مقایسه اثر نوع فایبر بر مقاومت به شکست بریج‌های FRC در دو ماده گلاس و پلی اتیلن با توجه به تبعیت از توزیع نرمال از Independent Sample Test استفاده شد.



تصویر شماره (۱)

#### یافته‌ها:

تحقیق روی تعداد ۲۰ نمونه انجام گرفت میزان مقاومت به شکست بر حسب نوع فایبر در جدول شماره ۱ ارائه گردید و آزمون نشان داد که میزان اختلاف مقاومت در دو نوع فایبر به لحاظ آماری معنی دار نبود ( $p < 0.5$ ).



تصویر شماره (۴)

## بحث:

تحقیق نشان داد که نوع فایبر به کار رفته در ساخت بریج‌های FRC با مدل کلینیکی جایگزینی دندان پرمولر دوم فک بالا بر مقاومت به شکست آنها تأثیری ندارد و به لحاظ آماری اختلاف معنا دار نبود. این نتایج با تحقیقی که در سال ۲۰۰۲ توسط پروفیسور C. Kolbeck و همکاران انجام شد، مشابه بود. در آن تحقیق به منظور مشخص کردن کاربردهای کلینیکی بریج‌های سه واحدی خلفی (ناحیه مولر) دو گروه ۱۶ تایی از دو نوع فایبر گلاس و پلی اتیلن ساخته شد و بعد از انجام TCML میزان مقاومت به شکست بریج‌های دارای فایبر پلی اتیلن ۸۳۰N بود که در مقایسه با مقاومت به شکست ۸۸۴N در بریج‌های حاوی فایبر گلاس اختلاف معنا داری وجود نداشت (P=0/60)<sup>(۲)</sup>. در تحقیق دیگری که در همین سال توسط این محقق و همکارانش صورت گرفت میزان مقاومت به شکست سه نوع FRC و یک نوع All ceramic با هم مقایسه گردید که در این میان میزان مقاومت به شکست در دو گروه FRC که یکی حاوی فایبر نوع پلی اتیلن (Connect/belle glass) با ساختار Unidirectional و دیگری حاوی فایبر گلاس (Vectris/ Targis) با همین ساختار بودند تفاوت معنا داری مشاهده نشد (P=0/1275)<sup>(۱)</sup>.

همچنین در تحقیق دیگری که در سال ۲۰۰۰ توسط پروفیسور Behr و همکاران انجام شد، سه نوع کامپوزیت تقویت شده با فایبر به کار رفته در ساخت مولر کراون با هم مقایسه گردید که هر گروه شامل ۱۲ FRC Crown بود پس از TCML انجام تست مقاومت با دستگاه Zwick universal testing Machine بیشترین مقاومت به شکست در دو گروه تقویت شده با فایبر گلاس مشاهده شد و گروه تقویت شده با فایبر پلی اتیلن کمترین مقاومت به شکست را نشان داد اما این تفاوت به لحاظ

جدول ۱- میزان مقاومت به شکست بر حسب نوع فایبر

P value	حد اکثر	حد اقل	انحراف معیار	میانگین	مقاومت به شکست
					نوع فایبر
0/491	752/16	173/03	206/03	541/48	Glass (N1=10)
	708/5	194/26	247/3	469/82	Polyethylene (N2=10)

## چگونگی شکست نمونه‌ها:

در گروه Glass: از ۱۰ نمونه، شکست در ۹ مورد به صورت Crack بود که در ۷ مورد آن از ناحیه میانی پونتیک به سمت کانکتور دیستالی (اباتمنت مولر) رخ داد و در دو مورد Crack از ناحیه میانی پونتیک به سمت کانکتور مزایالی (اباتمنت پره مولر) و دیستالی مشاهده شد (تصویر شماره ۵) و یک نمونه همراه با Chipping در ۱/۳ اکلوزالی سطح پالاتال پونتیک بود (تصویر شماره ۶).

در گروه Polyethylene: از ۱۰ نمونه، شکست در ۶ مورد به صورت Crack بود که در ۴ مورد آن از ناحیه میانی پونتیک به سمت کانکتور دیستالی در دو مورد به سمت کانکتور مزایالی بود و در ۳ مورد همراه با Chipping در سطح اکلوزال و ۱/۳ اکلوزالی سطح پالاتال پونتیک بود و در یک نمونه نیز Crack و fracture مشاهده گردید.



تصویر شماره (۵)

در تحقیق حاضر با توجه به مشابه بودن ساختار فایبرها در هر دو گروه گلاس و پلی اتیلن تفاوت در میزان مقاومت به شکست به لحاظ آماری معنا دار نبود اما میانگین میزان مقاومت به شکست در گروه گلاس بالاتر از گروه پلی اتیلن بود که ممکن است به علت جهت گیری یکسان فایبرهای گلاس در هنگام ساخت باشد که کاملاً به صورت عمود بر سطح اکولوزال در طول ناحیه بی دندانی قرار می‌گرفتند و اینکه فایبرهای گلاس تنها به رزین آغشته شده بودند و هر نوع تغییر موقعیت فایبرها هنگام ساخت با چشم قابل تشخیص و خود موجب کاهش خطا حین ساخت بریجها می‌شد. اما در گروه پلی اتیلن با وجود استفاده از ساختار Braided که مشابه ساختار فایبرهای گلاس بود به علت همراه بودن فایبرها با کامپوزیت در کپسول‌های آماده، در صورت تغییر جهت یا چرخش فایبرها داخل کامپوزیت از دید چشم پنهان بود. همچنین وجود باند شیمیایی بین گلاس فایبر و رزین ماتریکس در مقایسه با فایبرهای پلی اتیلن که فقط باند مکانیکی با رزین ماتریکس ایجاد می‌کنند<sup>(۲۹)</sup> می‌تواند از دلایل بیشتر بودن میانگین در گروه گلاس باشد. میزان انحراف معیار در بریج‌های تقویت شده با فایبرگلاس کمتر از نوع پلی‌اتیلن بود (S.D. Glass=206/03, S.D. Polyethylene= 247/3) که در نتیجه میزان مقاومت به شکست نمونه‌ها در این گروه به هم نزدیکتر بوده و احتمالاً نتایج قابل پیش‌بینی‌تری خواهد داشت. شکست در اکثر نمونه‌ها به صورت Crack و Chipping در پوشش سطحی کامپوزیت مشاهده شد و در هیچ مورد شکستگی Frame work رخ نداد، که این نتیجه مشابه تحقیقاتی بود که در سال ۲۰۰۰ توسط پروفیسور M. Behr و همکاران<sup>(۳)</sup> و در سال ۲۰۰۲ توسط آقای C. Kolbek و همکاران<sup>(۲)</sup> انجام شده بود. محل شکست در اکثر نمونه‌های تحقیق از میانه پوتتیک به سمت کانکتور دیستالی و به صورت مایل در جهت اکلوژوژنژیوالی بود که با تحقیق خانم سارا عرفانی بر روی فایبر پلی اتیلن که در سال ۱۳۸۴ انجام شد<sup>(۲۱)</sup> و تحقیق خانم پونه محسنی بر روی فایبر گلاس که در سال ۱۳۸۶ انجام گرفت<sup>(۱۲)</sup> مشابهت دارد بنابراین نحوه شکست مستقل از نوع فایبر به کار رفته در Frame work بود.

با توجه به اینکه شکست در اکثر نمونه‌ها در کامپوزیت سطحی اتفاق افتاد بدون آنکه آسیبی به Frame work و دندان‌های پایه وارد شود، می‌توان نتیجه گرفت که بقای فانکشنال این نوع رستوریشن‌ها در کاربرد کلینیکی بسیار امیدوار کننده است، زیرا شکست سطحی رستوریشن‌ها به راحتی در کلینیک با انجام Recall‌های منظم قابل تشخیص و ترمیم است و مشکلی برای

آماري معنا دار نبود (P=0.26)<sup>(۳)</sup>. در بررسی که در سال ۲۰۰۲ توسط پروفیسور Ayman E. Ellakwa و همکاران صورت گرفت تأثیر زمان Storage و ماده Wetting بر ویژگی‌های مکانیکی FRC با سه نوع فایبر بررسی شد که برای هر نوع فایبر سه گروه ۱۰ تایی نمونه تهیه شده و پس از ۲۴ ساعت و ۶ ماه Storage در آب ۳۷ درجه و انجام 3- point bending test، میزان مقاومت به شکست در گروه پلی اتیلن (Connect/UHMWPE)، بسیار کمتر از گروه گلاس (Flex/ Kevlar, Stick Tech/ Preimpregnated-Glass) بود (P<0/01). که احتمالاً این اختلاف معنا دار به علت تفاوت در ساختار فایبرهای انتخاب شده، بوده زیرا فایبرهای به کار رفته در هر دو گروه گلاس دارای ساختار Unidirectional بودند، در حالی که فایبرهای به کار رفته در گروه پلی اتیلن ساختار Woven داشتند<sup>(۵)</sup>. در نهایت بررسی که در سال ۲۰۰۸ توسط آقای Celeste C.M Van Heumen و همکاران صورت گرفت، شامل بررسی مقالات با موضوع تست خمش در کامپوزیت‌های تقویت شده با فایبر در شرایط In vitro از سال ۱۹۵۰ تا ۲۰۰۷ و اطلاعات مربوط به خلاصه کنفرانس‌ها (IADR) بود. از تعداد ۱۴۲۷ عنوان مقاله ۱۲۶ مقاله با توجه به 3- point bending test و در نهایت ۷ مقاله و ۱ خلاصه انتخاب گردید و تعداد ۳۶۳ نمونه کامپوزیت تقویت شده مورد بررسی قرار گرفت، که نتایج حاصل نشان داد اگر چه افزایش مقدار فایبر موجب بهتر شدن ویژگی‌های مکانیکی FRC می‌شود<sup>(۱۸ و ۱۹)</sup>. اما افزایش در ظرفیت نیرو نه فقط به مقدار فایبر بلکه به میزان مقاومت رزین ماتریکس، باند میان فایبر و ماتریکس و نیز میزان تخریب فایبرها و ماتریکس در Water sorption بستگی دارد. هر چند قرارگیری فایبرها در جهت نیروهای کششی به تنهایی افزایش معنی‌داری در مقاومت یا ضریب الاستیسیته ندارد اما مؤثرترین محل برای تقویت می‌باشد. علاوه بر این مشخص شده که تأثیر ساختار فایبر مهمتر از نوع فایبر بوده و این عقیده که گلاس فایبر با ساختار Woven و پلی اتیلن فایبر با همین ساختار با هم قابل مقایسه و مشابه‌اند را تقویت می‌کند<sup>(۹)</sup>. همانطور که در تحقیقات آقای E. Ellakwa مشخص شد ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت مؤثرتر از نوع فایبر تعیین کننده ضریب الاستیسیته FRC می‌باشد<sup>(۵)</sup>. همچنین مشابه بودن ضریب الاستیسیته میان فایبر و کامپوزیت سطحی نقش مهمی در افزایش ضریب الاستیسیته FRC ایفا می‌کند<sup>(۲۰)</sup>.

تعداد سیکل‌های حرارتی، مدت زمان قرارگیری در هر مخزن و فاصله زمانی انتقال نمونه‌ها بین دو مخزن در مطالعات مختلف متفاوت بوده است که در تحقیق حاضر با در نظر گرفتن اکثریت مقالات، تعداد ۵۰۰۰ سیکل<sup>(۱۷،۲۴،۲۵)</sup> و dwell time ۳۰ ثانیه انتخاب شد<sup>(۱۱،۱۷،۲۴،۲۶)</sup>.

یکی از محدودیت‌هایی که در راستای انجام این تحقیق و دیگر تحقیقات مشابه وجود دارد این است که در شرایط *In vitro* اعمال نیرو به منظور شکست نمونه‌ها تنها در یک جهت صورت می‌گیرد در حالی که در محیط دهان، نیروهای اکلوزن در جهات مختلف می‌توانند مقاومت به شکست رستوریشن‌ها را تحت تأثیر قرار دهند. تا کنون تحقیقات کافی در مورد تأثیر این نیروها بر مقاومت به شکست بریجهای FRC انجام نشده بنابراین پیشنهاد می‌شود بررسی‌های بیشتر در شرایط کلینیکی و تحت نیروهای فانکشنال انجام شود و تا زمان کسب نتایج قطعی، در این مورد، دقت کافی در مورد انتخاب بیماران به منظور استفاده از این روش درمانی صورت گیرد.

#### نتیجه گیری:

به نظر می‌رسد میزان مقاومت به شکست بریجهای ناحیه پره‌مولر دوم فک بالا با فایبرگلاس در مقایسه با مقاومت به شکست بریجهای FRC با فایبر پلی اتیلن در همین ناحیه مشابه است و هر دو نوع بریج FRC از مقاومت به شکست کافی برخوردارند، اگرچه با توجه به میانگین مقاومت به شکست بالاتر و انحراف معیار پایین‌تر در گروه گلاس و قدرت باند شیمیایی فایبرهای گلاس با ماده سطحی احتمالاً موفقیت این نوع بریجهای در تکنیک مستقیم بیشتر است.

بیمار ایجاد نخواهد کرد. اگرچه در برخی تحقیقات نشان داده شده است که مقاومت به شکست و استحکام خمشی بریجهای پس از ترمیم حد اکثر ۱۵٪ نسبت به حالت اولیه کاهش می‌یابد<sup>(۲۲،۲۳)</sup>. در این مطالعه دبان‌دینگ بریج از دندان‌های پایه در هیچ یک از نمونه‌ها مشاهده نشد که این امر ممکن است به علت انتخاب طرح تراش box برای دندان‌های پایه باشد که امکان برقراری اتصالات پهن، سطح باندینگ وسیع و حمایت دیواره آگزالی box از رستوریشن را فراهم می‌کند<sup>(۱۳)</sup> همچنین سعی شد شرایط تا حد امکان با شرایط فیزیولوژیک دهان هماهنگ باشد. از جمله نگهداری نمونه‌ها در محیط مرطوب، و ساخت PDL مصنوعی برای مشابه سازی Mobility طبیعی دندان‌ها انجام شد.

به طور کلی در تحقیقات از دو نوع Artificial Aging Process استفاده شده است: Thermal و Mechanical در مطالعات پروفوسور Behr و همکاران از هر دو پروسه استفاده شده است<sup>(۳)</sup>. و در برخی تحقیقات فقط از Thermocycling استفاده شده است<sup>(۱۱،۱۷،۲۴،۲۶)</sup>. تعدادی از محققین نیز به دلیل وجود برخی محدودیت‌ها از هیچگونه Artificial Aging Process استفاده نکردند<sup>(۲۷،۲۸)</sup>. در تحقیق حاضر از Thermocycling استفاده شده است ولی انجام Mechanical Aging Process به دلیل عدم وجود یک پروسه استاندارد برای انجام این کار و همچنین مشکلات دسترسی به دستگاه شباهت ساز دهان مصنوعی مقدر نبود. Load Cycling ممکن است تاحدی مقاومت به شکست بریجهای کامپوزیتی تقویت شده با فایبر را تحت تأثیر قرار دهد، اما به هر حال با توجه به بالاتر بودن نیروهای لازم برای شکست نمونه‌ها در تحقیق حاضر و تحقیقات مشابه نسبت به نیروهای طبیعی اکلوزن که در ناحیه‌ی پره مولر حدود ۳۰۰N است<sup>(۲۹)</sup> می‌توان به موفقیت این نوع رستوریشن‌ها امیدوار بود.

## References:

1. 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 System. *J Prosthodont*, 2002 Dec; 11(4) 248- 253.
2. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Behr M, et al: In vitro study of the fracture strength and marginal adaptation of polyethylene- fiber- reinforced- composite versus glass- fiber- reinforced- composite fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002 29; 668-674.
3. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber- reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *Journal of Dentistry* 29 (2001) 187-196.
4. 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; 15: 467-472.
5. Ellakwa E, Shortall C, Marquis M. influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber- reinforced composite. *J. Prosthet Dent* 2002; 88: 485-90.
6. Vallittu PK. Survival rates of resin-bond glass fiber reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2000; 34: 413-418.
7. Husein A, Berekally T. Indirect Resin- Bonded fiber- reinforced composite anterior bridge: A case Report. *Australian Dental Journal* 2005; 50: (2): 114- 118.
8. Meiers C, Freilich A. Design and use of a Prefabricated Fiber- Reinforced Composite Substructure for the chair side replacement of missing premolars. *Quintessence Int* 2006; 37: 449-454.
9. Van Heumen C.M, Kreulen C.M, Bronkhorst E.M, Lesaffre E, Creugers H.J. Fiber Reinforced Dental Composites in beam testing, Review. *Dental Materials* 24 (2008) 1 435- 1 443.
10. Raygot CH, Chai J, Jamenson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber- reinforced resin post system in-vitro. *Int. Prosthodont* 2001;14: 141-145.
11. Ozcan M, Breuklander MH, Vallittu PK. 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.

۱۲. بیدگلی معصومه، محسنی پونه. بررسی اثر طول ناحیه بی‌دندانی بر مقاومت به شکست بریج‌های FRC در شرایط *In vitro*. پایان‌نامه شماره ۷-۳۰۵، رشته دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، سال تحصیلی ۸۵-۸۶.

۱۳. بیدگلی معصومه، دیانیم پگاه. بررسی اثر طرح تراش بر مقاومت به شکست بریج‌های FRC در شرایط *In vitro*. پایان‌نامه شماره ۷-۳۱۴، رشته دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، سال تحصیلی ۸۶-۸۷.

14. Web: <http://www.nulite.com.au>

15. 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; 5: 1-13.

16. Kolbeck C, Rosentritt M, Jang R, Behr M, Handel G. Fracture Strength of Anterior 3-unit FPD: FRC and All ceramic. *J dent res* 2003; 82 (spee iss B 2544).

17. Pfeiffer P, Glube L. Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006 Dec; 22(12):1093-1097.

18. Alander P, Lassila L, Vallittu P. The span length and cross sectional design affect values of strength. *Dent Mater* 2005; 21; 347- 53.

19. Behr M, Rosentritt M, Taubenhansl P, Kolbeck C, Handel G. Fracture resistance of reinforced composite restorations with different frame work design. *Acta Odontol Scand* 2005; 63: 153-7.

20. Bea JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, et al. Fatigue strengths of particulate of filler composites reinforced with fibers. *Dent mater J* 2004; 23 (2): 166-74.

۲۱. جلالیان عزت‌الله، عرفانی سارا. بررسی مقاومت خمشی بریج‌های FRC قدامی و خلفی در شرایط *In vitro*. پایان‌نامه شماره ۷-۲۶۰، رشته دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، سال تحصیلی ۸۶-۸۵.

22. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber reinforced composite in clinical dentistry. USA, 2000; chapter 1-4.

23. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. In Vitro repair of three-unit fiber reinforced composite FPDs. *Int J Prosthodont* 2001; 14(4): 344-3.

24. Pfeiffer P, Grube L. In Vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003 Feb; 170-174.

25. Dyer SR, lassila LV, Alander P, Vallittu PK. Static strength of molar resin direct technique glass fiber reinforced fixed partial denture. *J. oral rehabilitation* 2005; 39: 351-357.

26. Stiesch-Schulz M, Schulz k, Borchers L. In Vitro fracture resistance of four-unit fiber reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006 Apr; 22(4):374-381.

27. Song H-Y, Yi Y-J, Cho L-R, Park D-Y. Effect 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.



28. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up 42 months: A pilot study. *J prosthet Dent* 2004; 91: 241-6.
29. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 12<sup>nd</sup> edition, USA, Missouri, 2006; chapter 4.

Archive of SID