

# دانشور

## پزشکی

## بررسی میزان گیر کلاسپ‌های کرم کبالت در مقابل مینا و ترمیم‌های کامپوزیتی

نویسندگان: سیدشجاع‌الدین شایق<sup>۱</sup>، کامیار عباسی<sup>۲\*</sup>، محمدهادی تیموری<sup>۳</sup>، محمدتقی باغانی<sup>۴</sup>، محدثه هاشم‌زهی<sup>۵</sup>

۱. دانشیار دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران.
۲. استادیار دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران.
۳. استادیار دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، ایران.
۴. دستیار تخصصی پروتزهای دندانی دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران.
۵. دستیار تخصصی اندودنتیکس دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران.

E-mail: kamyar.abb@gmail.com

\* نویسنده مسئول: کامیار عباسی

### چکیده

**مقدمه و هدف:** استفاده از کامپوزیت برای تغییر کانتور دندان پایه به منظور بهبود میزان گیر بازوی نگهدارنده پروتز پارسیل به عنوان یک روش غیرتهاجمی مورد توجه قرار دارد. در این راستا، تحقیق حاضر با هدف تعیین میزان نیروی لازم برای غلبه بر retention بازوی نگهدارنده قرار گرفته در اندرکات‌های ایجادشده با کامپوزیت روی دندان‌های پایه انجام شد.

**مواد و روش‌ها:** در یک تحقیق تجربی-آزمایشگاهی، ۲۰ دندان پرمولر اول طوری در دو گروه قرار گرفتند که بی‌دندانی پارسیل با ساپورت دندانی را شبیه‌سازی کنند. کامپوزیت رزین برای recontouring دندان‌های پایه در سطح باکال و ایجاد اندرکارت ۰/۲۵ میلی‌متری به کار برده شد. دندان‌های گروه کنترل نیز با سطح دارای مینای دست‌نخورده و با زاویه‌ای ثابت شدند که اندرکات ۰/۲۵ میلی‌متری در سطح باکال ایجاد شود. فریم‌ورک کروم کبالت با دو عدد کلاسپ t-bar ساخته شد. هر دو گروه، توسط دستگاه Zwick/Roellz تحت نیروی تکرارشونده ۴۵۰۰ سیکل قرار گرفتند. نیروی برداشت قبل از انجام حرکات گذاشت و برداشت در ۵۰۰ و ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ سیکل و بعد از آن پس از هر ۱۰۰۰ حرکت اندازه‌گیری شد. میانگین نیرو در دو گروه، در هر مرحله با استفاده از آزمون Mann-whitney U مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

**نتایج:** از دست‌رفتن باند کامپوزیت در هیچ‌یک از دندان‌ها مشاهده نشده و در زمان اولیه، بیشترین و کمترین میزان نیرو در گروه کامپوزیت رزین مشاهده گردید (۱۷/۵ و ۳/۷۵ نیوتن). اختلاف معنی‌داری در مقادیر نیروهای برداشت در دو گروه بعد از ۵۰۰ سیکل و پس از انجام آزمون مشاهده گردید ( $p < 0.008$ ). همچنین، از دست‌رفتن گیر کلاسپ نگهدارنده در گروه مینای دست‌نخورده، ۳ برابر کمتر از گروه ترمیم‌شده با کامپوزیت بوده است (۱۵/۸٪ در برابر ۵۳/۶۵٪).

**نتیجه‌گیری:** در مجموع، نیروهای موردنیاز برای برداشت فریم‌ورک بعد از ۴ سال استفاده از پروتز در گروه دندان‌های با مینای طبیعی ۳ برابر بیشتر از گروه ترمیم‌شده با کامپوزیت بوده و استفاده از رزین‌ها برای به‌دست‌آوردن گیر در کلاسپ‌های پروتز پارسیل متحرک در شرایط استفاده از روش‌های محافظه‌کارانه‌تر می‌تواند کمک‌کننده و مفید باشد.

**واژگان کلیدی:** گیر، پروتز پارسیل متحرک، ساییش، رزین‌های کامپوزیت

دوماهنامه علمی-پژوهشی  
دانشگاه شاهد  
سال بیست‌وسوم-شماره ۱۲۱  
اسفند ۱۳۹۴

دریافت: ۱۳۹۴/۱۰/۱۹  
آخرین اصلاح‌ها: ۱۳۹۴/۱۱/۲۴  
پذیرش: ۱۳۹۴/۱۲/۰۱

## مقدمه

تغییرات گسترده‌ای را در ساختار دندان‌های موجود ایجاد می‌کنند که احتمال دارد برای بیماران نگران و مضطرب یا افراد در مضیقه از لحاظ مالی، قابل پذیرش نباشد (۸).

با پیشرفت تکنیک اسید اچینگ مینا برای افزایش چسبندگی مواد ترمیمی و رزینی به سطح مینای دندان و پیشرفت روش‌های باندینگ، اتصال قوی‌تر کامپوزیت رزین و مینا مقدور گردید. به تدریج، قدرت اتصال، مقاومت به سایش و سختی ساختاری کامپوزیت‌ها رو به بهبودی رفته و رزین‌های کامپوزیتی برای تصحیح دندان‌های پایه به منظور ایجاد گیر (retention) و ساپورت RPD در بازسازی ارتفاع عمودی در درمان‌های پروتزی transitional و ترمیم دائمی دندان‌های پوسیده در ارتباط با پروتزهای متحرک مورد استفاده قرار گرفتند (۸). روش اسید اچ و باند کامپوزیت به مینا دارای کمترین حجم تخریب بوده و علاوه بر این، مزایای سهولت تهیه، ترمیم و تغییر و نیز اصلاح این ترمیم‌ها را فراهم می‌نماید و از نظر هزینه هم مقرون به صرفه می‌باشد.

کاربرد ترمیم‌های کامپوزیتی به عنوان ایجاد ساپورت (rest seat) و سطوح راهنما (guiding plans) در سطوح دندان‌های پایه در کتاب‌های رفرنس دندان پزشکی به صورت اختصار مورد تأیید قرار گرفته است (۹). در برخی موارد هم، این روش از نظر ماندگاری و مقاومت در برابر سایش حاصل از کلاسه‌ها بررسی شده؛ برای مثال، در سال ۲۰۱۳ J.C. davenport (۱۸) نشان دادند که اندرکات‌های کامپوزیتی، بیشتر برای بازوهای نگهدارنده روت و ایر عملی‌تر می‌باشد و همچنین در سال ۲۰۱۱ تاینگ<sup>۱</sup> (۱۹) نشان داده شد که تعدادی از کامپوزیت‌ها شدیداً به وسیله بازو گیرای بار تخریب می‌شوند و آقای tooth در سال ۲۰۰۹ (۲۰) نشان داد که لینگوال رست‌های تهیه شده با کامپوزیت به مینا استحکام بالاتری از آنچه مورد انتظار بود را دارند و می‌توانند در برابر نیروها که مکرراً به مدت سه سال تکرار می‌شود، مقاومت کنند. در

مفاهیم امروزی پروتز پارسیل متحرک همگی پس از پیشرفت در ساخت سرویور پدید آمدند (۱). هدف از سروی کردن و طراحی بر روی کست اولیه تشخیصی، معین کردن یک مسیر نشست و برخاست واحد برای پروتزهای پارسیل متحرک (removable prosthesis denture) به همراه مشخص کردن مقدار و میزان دسترسی به اندرکات روی دندان‌های پایه برای کلاسه‌ها می‌باشد که گاهی ممکن است اندرکات‌های مفید در هیچ یک از tilt‌های کست تشخیصی سروی شده وجود نداشته باشند (۲).

از آنجاکه شکل طبیعی دندان‌ها همیشه با نیازهای RPD هماهنگ نمی‌باشد، روش‌های گوناگونی برای ایجاد اندرکات پیشنهاد شده که از میان آن‌ها می‌توان به ساخت full crown اشاره نمود که برای یک دندان فاقد پوسیدگی کاربرد ندارد. روش دیگر، استفاده از ترمیم آمالگام کلاس ۷ است که گرچه در مقایسه با موارد کاربرد روکش کامل باعث تخریب نسج کمتری از دندان می‌گردد، اما این مورد نیز احتیاج به برداشت میزان قابل ملاحظه‌ای از بافت سالم دندان داشته و نیز آمالگام هنگام استفاده در دندان‌های قدامی از زیبایی برخوردار نیست (۳، ۴). استفاده از ونیرهای سرامیکی نیز برای ایجاد کانتور مناسب پیشنهاد شده که علاوه بر هزینه زیاد تحمیلی به بیمار، ممکن است در سرامیک با ضخامت کم، پدیدگی ایجاد کرده و ترمیم آن نیز مشکل‌تر باشد (۵، ۶). روش دیگر ایجاد اندرکات، تهیهٔ dimple با یک فرز الماسی کارباید است که توسط Axine و Chander مطرح شده و با وجود اینکه این روش کمترین میزان برداشت نسج دندانی را به همراه دارد؛ ولی احتمال نفوذ به داخل عاج وجود داشته و به خاطر سختی تمیز کردن نواحی ایجاد شده، احتمال دارد منجر به ایجاد پوسیدگی دندانی گردد (۳، ۷). همچنین، استفاده از این روش در دندان‌های دارای شیب، زیاد مناسب نمی‌باشد (۶).

روش‌های مذکور همگی محدودیت‌های زیادی دارند که برای بسیاری از دندان‌های پایه مناسب نبوده و نیز

<sup>۱</sup>. Tiegte

خودسخت‌شونده ثابت شدند. برای یکسان بودن اندرکات در دندان‌های گروه دارای اندرکات مینایی، مانع طوری انجام شد که همه دندان‌ها در قسمت دیستوباکال بین یک سوم جینجیوال و یک سوم میانی گیج ۱۰ سورویور را بپذیرند. در گروه دیگر که توسط کامپوزیت اندرکات ایجاد شد، پس از قرار گرفتن دندان‌ها در داخل حفره مولد، ترتیبی اتخاذ شد که در همان ناحیه از دندان و پس از بررسی با میله آنالیزور سورویور عدم وجود اندرکات تأیید گردد تا بعداً اندرکات مساوی با گیج ۱۰ توسط کامپوزیت ایجاد شود. از هر مولد و دندان در این گروه، یک مرتبه قالب برای وکس‌آپ ایجادکننده اندرکات تهیه شد. پس از ریختن قالب توسط گیج، اندرکات با استفاده از موم اینله طوری انجام شد که عمق آن دقیقاً در محل نوک بازوی کلاسیک برابر گیج ۱۰ باشد. سپس برای تمام نمونه‌های این گروه با استفاده از وکیوم، شل ساخته شد. برای قرارگیری صحیح شل روی هر دندان، یک استاپ مشخص اکلوزالی تهیه شد. پس از اچ کردن سطح مینا به مدت ۱۵ ثانیه توسط اسید فسفریک ۳۸٪ و شستشوی سطوح اچ شده به مدت ۱۰ ثانیه و نیز خشک کردن سطح مینا توسط پوآر هوای عاری از آب، باندینگ کامپوزیت (P60 (3M ESPE (ساخت ژاپن) طبق دستور کارخانه به کار رفت. کامپوزیت در داخل شل مخصوص قرار گرفته و کاملاً با جایگاه دندان منطبق گردید. چنانچه تردیدی راجع به عدم نشست شل روی دندان به وجود می‌آمد، مراحل قالب‌گیری و وکس‌آپ و نیز ساخت شل دوباره تکرار می‌گردید. کامپوزیت توسط لایت کیور به مدت ۱۰ ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده کیور و پس از برداشت شل، مجدداً ۱۰ ثانیه دیگر کیور گردید. در گروه دندان‌های دارای اندرکات مینایی و کامپوزیتی، هنگام سخت شدن آکريل برای از بین بردن تأثیرات حرارت ست شدن، نمونه‌ها در ظرف محتوی نرمال سالین غوطه‌ور شدند. نمونه‌های دو گروه دندان طبیعی و دندان با اندرکات کامپوزیتی مجدداً سورویور شده و خط height of contour (HOC) و نیز محل نوک بازوی گیر

سال ۲۰۱۲ کروز<sup>۱</sup> و همکاران برای دندان‌های پایه پروتز پرسیل ایجاد رست با استفاده از کامپوزیت رزین را توضیح دادند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که با طرح مناسب رست‌های کامپوزیتی ایجاد شده روی دندان‌های پایه که عمق رست در داخل مینا قرار داشته باشد، بیشترین میزان نیروی برشی به سمت نسج طبیعی دندان پایه هدایت می‌شود.

به دلیل محافظه‌کارانه بودن روش استفاده از کامپوزیت‌ها و نیز فواید متعدد استفاده از کامپوزیت‌ها و همچنین چندگانگی موجود در مقالات، انجام مطالعات در این زمینه می‌تواند در راستای ارائه درمانی بهتر بسیار کمک‌کننده باشد. در نتیجه، تحقیق حاضر با هدف تعیین میزان گیر کلاسیک‌های کرم کبالت در برابر مینا و در مقابل ترمیم‌های کامپوزیتی انجام شد.

#### مواد و روش‌ها

در یک تحقیق تجربی آزمایشگاهی در مرکز تحقیقات دانشکده دندان پزشکی دانشگاه شاهد، تعداد ۲۰ دندان پرمولر فک پایین واجد مینای سالم که از بیماران با محدوده سنی ۳۰ تا ۶۰ سال کشیده شده و از نظر فرم و آناتومی تقریباً شبیه یکدیگر بودند، به صورت ساده تصادفی جمع‌آوری شدند. دندان‌ها پس از کشیده شدن و قبل از ضدعفونی کردن در نرمال سالین نگهداری شدند. نمونه‌ها همگی در یک دوره زمانی ۶ ماهه کشیده شده بودند. دندان‌ها با استفاده از وسایل دستی از بقایای بافتی تمیز شده و برای ضدعفونی در محلول کلرامین ۵٪ به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شدند. دندان‌ها به صورت تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند.

برای مطابقت و مشابهت نمونه‌ها و فریم‌ها از مولدهای پلاستیکی آماده استفاده گردید؛ بدین صورت که در جایگاه دندان پرمولر اول و در هر طرف، فضایی برای قراردادن دندان تهیه شده و پس از آن، همگی نمونه‌ها به صورت کاملاً یکسان و توسط سورویور در حفره مورد نظر قرار گرفتند. دندان‌ها توسط آکريل

<sup>۱</sup> . krol

### یافته‌ها

طبق نتایج تحقیق، بیشترین میزان نیروی لازم برای درآوردن فریم در زمان اولیه قبل از انجام حرکات گذاشت و برداشت، معادل ۳/۷۵ نیوتن و کمترین میزان آن برابر ۱/۷۵ نیوتن هر دو از گروه کامپوزیت بوده است. در زمان ابتدایی قبل از شروع آزمون سایش و نیز در زمان پس از انجام ۵۰۰ حرکت removal، اختلاف معنی‌داری طبق نتایج آزمون Mann-whitney U بین دو گروه با مینای سالم و دندان recontour شده با کامپوزیت وجود نداشت (به ترتیب:  $p=0/35$  و  $p=0/08$ ). البته تفاوت‌های معنی‌داری بین دو گروه در حرکات removal به تعداد ۱۰۰۰، ۱۵۰۰، ۲۵۰۰، ۳۵۰۰ و ۴۵۰۰ بار ثبت گردید (همگی:  $p<0/009$ ).

در جدول ۱، میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر مقادیر نیروی لازم برای درآوردن فریم در زمان‌های مختلف برای دو گروه مینا و کامپوزیت ارائه شده است. طبق نتایج این جدول، بیشترین میزان کاهش گیر در همان ۱۵۰۰ حرکت ابتدایی روی داده و حداکثر مقادیر آن نیز در دو گروه کامپوزیت و مینا در ۵۰۰ حرکت ابتدایی بوده است.

میزان کاهش گیر در گروه کامپوزیت و پس از انجام حرکات دوره‌ای حدود ۳ برابر میزان کاهش گیر در گروه با مینای سالم بوده است. برای محاسبه درصد میانگین گیر باقیمانده در هر گروه از فرمول زیر استفاده شد:

$$\text{Retention} = [T4500/T0] \times 100$$

$$[2.484/2.95] \times 100 \rightarrow 84.2$$

$$[1.205/2.6] \times 100 \rightarrow 46.3$$

براین اساس، اگر به‌طور میانگین برای خارج کردن فریم در گروه مینا با میانگین  $T0$  برابر ۲/۹۵ نیوتن، نیروی اولیه برابر ۸۴/۲٪ لازم باشد تا بتوان فریم را پس از ۴۵۰۰ حرکت خارج کرد، در گروه recontouring شده با کامپوزیت با میانگین  $T0$  معادل ۲/۶ نیوتن نیز نیروی اولیه‌ای به میزان ۶۷/۳۴٪ لازم خواهد بود تا بتوان فریم را پس از ۴۵۰۰ حرکت removal خارج نمود.

مجدداً بررسی شد. برای تمامی نمونه‌ها، رست استاندارد اکلوزال با ابعاد ۱/۵ در ۱/۵ میلی‌متر تهیه شد. برای یکسان‌سازی رست‌ها هم از نمونه آکریلی منطبق‌شده با همین ابعاد استفاده گردید. باوجود اینکه مولد به‌کاررفته توسط نمونه‌ها یکسان بوده است، ولی باز برای جلوگیری از ایجاد عامل مخدوش‌گر، تمامی مولدها tripod شدند تا در هر زمانی، امکان قراردادن کست و مولد در وضعیت یکسان و مطابق با زمان اندازه‌گیری اندرکات فراهم باشد. سپس از تمامی نمونه‌ها توسط پوتی و واش قالب گرفته شده و روی کست‌های رفرکتوری، فریم‌ورک با دو بازوی T-bar تعبیه گردید، به‌طوری‌که انتهای دیستال بازوی T در اندرکات گیج ۱۰ قرار بگیرد. ساخت الگوی مومی به‌طور یکسان روی همه نمونه‌ها و توسط یک فرد عمل‌کننده انجام شد، بدین صورت که پس از ساخت لینگوال بار و بازوی گیر و نیز بازوی متقابل و رست مناسب، یک مهره فلزی در مرکز فریم هم قرار گرفت تا به‌راحتی قابل اتصال به ریختگی بوده و پس از کستینگ، جزئی از فریم باشد. پروتکل پرداخت کستینگ‌ها نیز به‌طور یکنواخت و مشابه انجام شد. از مهره میانی برای قرارگیری قطعه اتصال‌دهنده دستگاه یونیورسال استفاده شد که حرکات removal را انجام دهد. نیروی لازم برای خارج کردن فریم از تک‌تک نمونه‌ها و نیز نیروی میانگین برای هر گروه محاسبه شد. پس از آن، نمونه‌ها در دستگاه universal test (Zwick, Roellz؛ ساخت آلمان) قرار گرفته و تعداد ۴۵۰۰ حرکات removal که تداعی‌کننده یک پرپود زمانی ۴ ساله استفاده از پروتز بود (۶)، انجام شدند. فرکانس حرکات نیز ۳ هرتز در نظر گرفته شد تا ۱۵۰۰ حرکت (۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ حرکت) نمونه‌ها در هر ۵۰۰ حرکت و از ۱۵۰۰ تا ۴۵۰۰ در هر ۱۰۰۰ حرکت یک بار میزان نیروی لازم برای خروج فریم‌ها توسط خود دستگاه universal test تعیین گردد. داده‌های به‌دست آمده در دو گروه توسط آزمون ناپارامتری Mann-whitney U مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

توسط کامپوزیت p60 ۴/۱۴ برابر کاهش گیر در دندان‌هایی بود که دارای اندرکات مساوی ۰/۲۵mm توسط مینا بوده‌اند.

برای محاسبه نسبت کاهش گیر در گروه کامپوزیت به مینا از شیوه زیر استفاده شد:  

$$[100-46.3461/100-84.2033] \rightarrow 53.6539/15.7967 = 3.39$$
 به عبارت دیگر، میزان کاهش گیر پس از انجام ۴۵۰۰ حرکت removal در گروه دندانی recontouring شده

جدول ۱. شاخص‌های پراکندگی مرکزی نتایج آزمون retention در دو گروه و در تعداد حرکات مختلف

حداکثر	حداقل	انحراف معیار	میانگین	تعداد	گروه
۳/۶	۲/۵	۰/۴۲	۲/۹۵	۵	زمان صفر
۳/۳۴	۲/۳۸	۰/۳۷	۲/۷۹	۵	۵۰۰ حرکت
۳/۲۱	۲/۳۵	۰/۳۳	۲/۷۱	۵	۱۰۰۰ حرکت
۳/۱۲	۲/۲۹	۰/۳۲	۲/۶۵	۵	۱۵۰۰ حرکت
۲/۹۹	۲/۲	۰/۲۹	۲/۵۶	۵	۲۵۰۰ حرکت
۲/۹۳	۲/۱۳	۰/۳	۲/۵۱	۵	۳۵۰۰ حرکت
۲/۹	۲/۱۱	۰/۲۹	۲/۴۸	۵	۴۵۰۰ حرکت
۳/۷۵	۱/۷۵	۰/۷۵	۲/۶	۵	زمان صفر
۳/۰	۱/۲۵	۰/۶۸	۱/۹۹	۵	۵۰۰ حرکت
۲/۳	۱/۱۵	۰/۴۷	۱/۶۶	۵	۱۰۰۰ حرکت
۲/۰	۱/۱	۰/۳۹	۱/۴۹	۵	۱۵۰۰ حرکت
۱/۸۸	۰/۷۵	۰/۴۷	۱/۲۸	۵	۲۵۰۰ حرکت
۱/۷۵	۰/۸۵	۰/۴۲	۱/۲	۵	۳۵۰۰ حرکت
۱/۶	۰/۷۵	۰/۴	۱/۲	۵	۴۵۰۰ حرکت

#### بحث

debonding کامپوزیت‌ها انجام نشد؛ زیرا در همان مقالات (۳) (۶) از ۱۱۴ مورد، ۲ مورد debonding را ذکر می‌کند که bonding بسیار رضایت‌بخش کامپوزیت به مینا را نشان می‌دهد، به اضافه اینکه معمولاً در ترمیم‌های کامپوزیتی، مشکل debonding تنها به اشکالات تکنیکی برمی‌گردد تا bond کامپوزیت به مینا.

برای دستیابی به نتیجه عملی‌تر و کلینیکی‌تر، در این مطالعه میزان کاهش گیر توسط اندرکات‌های ایجاد شده به وسیله کامپوزیت به اندرکت طبیعی در مینای سالم مقایسه شد. اگرچه مطالعه تایتگ (۱۹) در سال ۲۰۱۱ هیچ‌گونه سایشی در مینا را توسط کلسب‌ها RPD نشان نداد، ولی در مطالعه جیانگ<sup>۲</sup> در سال ۲۰۱۴ سایش میانگین ۱۳ میکرومتر در مینا مشاهده شد که جیانگ این تفاوت نتیجه خود با نتیجه فیلیوس<sup>۳</sup> را در روش اندازه‌گیری دقیق‌تر خود نسبت به روش تایتگ می‌دانند،

در این تحقیق، انتخاب دندان پرمولر پایین به این دلیل بود که معمولاً مشکل عدم وجود اندرکات طبیعی در دیستال یا مزیال دندان در دندان‌های پرمولر و کاین‌های پایین دیده می‌شود، انتخاب کامپوزیت M۳ در این مطالعه، بدین جهت بود که مورد استفاده بیشتری در بین دندان‌پزشکان ایرانی دارد که می‌توان به دلیل زمان curing و etching کمتر آن باشد. نوع این کامپوزیت‌ها میکره‌بیرید بوده و برای دندان‌های خلفی استفاده می‌شود، طبق نظر برخی از محققین از قبیل (۲۱) Taylor کامپوزیت‌های heavy filler برای این منظور مناسب‌ترند؛ حال آنکه ویلیام<sup>۱</sup> (۳) و محمد (۶) استفاده از microfilerها را برای این منظر مناسب‌تر می‌دانند. طبق کتاب art and science of operative dentistry اکثریت دندان‌پزشکان از کامپوزیت‌های hybrid استفاده می‌کنند. بنابراین، کامپوزیت micro hybrid P60 که دارای ۶۱٪ حجمی فیلر انتخاب شد. در این آزمایش سنجش نیروی

<sup>2</sup> . Jiang

<sup>3</sup> . Philios

<sup>1</sup> . Williams

به این ترتیب که تجهیزات مورد استفاده تایتگ امکان ثبت سایش کمتر از ۲۰ میکرومتر را نداشت. در تحقیق حاضر، متوسط نیروی اولیه برای درآوردن کلاسه‌ها در گروه مینا ۲/۹۵ نیوتن و در گروه کامپوزیت ۲/۶ نیوتن برای هر جفت کلاسه برآورد گردید. باتوجه به نبود تفاوت معنی‌دار بین دو گروه، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که اندرکات اولیه آن‌ها تقریباً یکنواخت بوده است. در تحقیق متی<sup>۱</sup> و همکاران (۱۰) (۱۹۹۷) متوسط نیروی خارج کردن فریم‌ها ۱۸ نیوتن به دست آمد که دلایل تفاوت نتایج دو تحقیق، احتمالاً وجود اندرکات ۱-۰/۵ میلی‌متری (یا ۱۰۰۰-۵۰۰ میکرومتری) در مطالعه اخیر در مقابل اندرکات ۲۵۰ میکرومتری ایجاد شده در تحقیق حاضر بوده است (۱۰). همچنین، وجود بازوی متقابل و rest در تحقیق اخیر که اصطکاک ناشی از خود این دو هم می‌تواند باعث افزایش نیروی لازم اولیه در تحقیق متی و همکاران (۱۹۹۷) گردد (۱۰). در تحقیق محمد و همکاران (۲۰۰۷) میزان این نیرو برای ۵ بازوی i-bar برابر ۱۰ نیوتن یعنی حدود ۲ نیوتن به‌ازای هر بازو برآورد گردید (۶). البته در تحقیق اخیر، به دلیل فلزی بودن میله خارج‌کننده دستگاه serro-hydrolic test و نیز وجود یک مثلث اتصال‌دهنده barها به یکدیگر از جنس co-cr، احتمالاً جرم ابزار بیشتر بوده و در نتیجه نیروی لازم برای درآوردن فریم‌ها بیشتر از میزان مورد استفاده در تحقیق حاضر بوده است. نتایج و اعداد به دست آمده در تحقیق حاضر نیز نشان‌دهنده این موضوع می‌باشد؛ چراکه میزان گیر در گروه مینا و در گروه کامپوزیت در زمان اولیه و قبل از انجام آزمون و در زمان پس از انجام ۵۰۰ حرکت removal از لحاظ آماری معنی‌دار نبودند. البته در زمان اولیه که نشان‌دهنده نیروی اولیه لازم برای درآوردن فریم‌هاست، اختلاف‌ها معنی‌دار تشخیص داده شدند؛ هرچند وجود اندرکات‌های نامساوی و گیرهای تقریباً نامتشابه اولیه در نمونه‌ها مشهود بوده است. باتوجه به اینکه شکل دندان‌ها و نیز مولدهای استفاده شده یکسان

بوده و اندرکات‌ها هم توسط شل<sup>۲</sup> ایجاد شده و نیز چندین دفعه توسط سورویور بررسی شده بودند، نیروی اولیه بسیار نزدیک به هم قابل توجه است. در زمان پس از انجام ۵۰۰ دوره حرکت، اختلاف بین گروه کامپوزیت و مینا به این دلیل قابل توجه نبوده است که هنوز ابتدای شروع اختلاف بین گیر فریم در گروه مینا و در گروه کامپوزیت بوده است؛ یعنی با اینکه شیب نمودار در بین ۵۰۰-۰ دوره از همه نواحی دیگر بیشتر بوده و کاهش‌های بیشتری هم از نظر retention در ۵۰۰ حرکت ابتدایی، چه در گروه کامپوزیت و چه در گروه مینا روی داده بود، ولی هنوز اختلاف به حدی نرسیده بود که از لحاظ آماری تفاوت‌ها معنی‌دار باشند. البته پس از ۵۰۰ دوره حرکت removal، نیروی لازم برای خروج فریم به صورت معنی‌داری بین گروه مینا و کامپوزیت کاهش پیدا کرد. دلایل مرتبط با مشاهده بیشترین مقادیر کاهش گیر در زمان اولیه در دوره حرکت به شرح زیر می‌باشد: برجستگی‌ها در ابتدای کار حجیم‌تر بوده و با نیروی بیشتری تحت سایش قرار می‌گرفتند. پس از آن، برجستگی‌ها شکل مناسب‌نهایی خود را به دست آورده، میزان سایش کمتر شده و کلاسه نیز با کامپوزیت یا سطوح اندرکاتی مینایی به تعادل رسیده‌اند (۶). البته امکان باز شدن بازوهای کلاسه عامل غیرقابل‌کنترلی می‌باشد. این عامل در عمل، هنگامی که دندان‌های با فرم طبیعی، یک retention مناسب برای کلاسه‌های پروتز پارسیل ایجاد می‌کنند هم وجود داشته و بنابراین، تأثیری که ممکن است بر روی نتایج داشته باشد، قابل‌اغماض است؛ زیرا این مورد، هم در گروه مینا امکان بروز داشته و هم اینکه در موقعیت‌های کلینیکی نیز رخ می‌دهد (۶).

سایش کلاسه به احتمال زیاد حین انجام تست نیز رخ می‌دهد که خود موجب کاهش گیر می‌شود. جیانگ و همکاران (۲۰۱۴) پس از بررسی نوک کلاسه‌ها، سایش را روی برخی نواحی از کلاسه مشاهده کردند (۱۱). همچنین تایتگ و همکاران (۱۹۹۲) گزارش کردند

<sup>۲</sup>. Shell

<sup>۱</sup>. Matti

نتایج تحقیق حاضر تقریباً مشابه یافته‌های مطالعه جیانگ و همکاران (۲۰۱۴) خواهد بود (۱۱).

در تحقیق حاضر، بیشترین میزان کاهش گیر چه در گروه مینا و چه در گروه کامپوزیت در ۱۵۰۰ حرکت اول که پرشتاب‌ترین آن هم در ۵۰۰ حرکت ابتدایی بوده است، رخ داد. ولی از ۱۵۰۰ حرکت به بعد تا ۴۵۰۰ حرکت، کاهش گیر با شیب بسیار آرامی ادامه یافت. همچنین در تمامی نمونه‌ها، متعاقب سنجش نیروی اولیه قبل از اعمال تست تا ۴۵۰۰ حرکت، روند کاهش گیر به‌طور پیوسته مشهود بوده است.

در انتهای آزمایشات، تمامی نمونه‌ها ارزیابی شده و هیچ‌یک از آن‌ها کامپوزیت خود را تماماً از دست نداده بودند و چه در گروه مینا و چه در گروه کامپوزیت، پس از پایان آزمایش، نمونه‌ها دارای مقداری گیر بوده‌اند که این نتایج شبیه نتایج تحقیق جیانگ و همکاران (۲۰۱۴) می‌باشد (۱۱). در تحقیق اخیر، استفاده از رزین‌ها برای به‌دست آوردن retention در کلاسپ‌های پروتز پارسیل متحرک مورد تأکید قرار گرفت.

لوپس<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۷) نیز بر استفاده از کامپوزیت‌ها برای ایجاد retention در دندان‌های پایه RPD تأکید کرده و مزایای تخریب کم مینا، سادگی انجام و سادگی ترمیم و نیز تغییر این اندرکات‌ها را مورد تأیید قرار دادند (۱۳). همچنین، برادویک<sup>۲</sup> و همکاران (۱۹۹۹) استفاده از کامپوزیت‌ها برای دستیابی به آماده‌سازی ایده‌آل دندان را پیشنهاد کردند که به‌دلیل برخی گزارشات از طول عمر عالی آن‌ها و نیز به‌خاطر هزینه پایین و غیرتهاجمی و نیز منطقی بودن آن‌ها بوده است (۹). در مجموع به‌نظر می‌رسد، اگر کامپوزیت به‌طور صحیح انتخاب شده و فرایندها نیز به‌نحو مطلوب صورت بگیرند، روش ایجاد اندرکات توسط رزین کامپوزیتی می‌تواند تکنیک مؤثری برای ایجاد retention باشد.

انتخاب دندان‌های پرمولر فک پایین در تحقیق حاضر،

مواد کامپوزیتی باعث ایجاد سایش در نگهدارنده فلزی شده و در برخی موارد، نگهدارنده از کامپوزیت هم بیشتر سایش یافته بود (۱۲).

در ابتدای کار، احتمالاً خشونت t-barها بیشتر بوده که خود عامل سایش بیشتر در ابتدای حرکات، چه در گروه کامپوزیت و چه در گروه مینا می‌باشد. البته در تماس‌های بعدی، t-bar به‌نوعی سطح صاف‌تری پیدا کرده و از خشونت سطحی آن کاسته می‌شود (۶). در استفاده از روش سنجش میانگین، نیروی لازم برای خروج فریم پس از ۴۵۰۰ دوره حرکت نسبت به نیروی اولیه لازم برای خروج فریم مشخص گردید که در گروه مینا میزان کاهش گیر به‌دست‌آمده برابر ۱۵/۸٪ و در گروه کامپوزیت میزان کاهش گیر ۵۲/۸٪ بوده است. در تحقیق متی و همکاران (۱۹۹۷) نیز که از روش سنجش نیروی لازم برای خروج فریم‌ها استفاده شد، هنگام کاربرد کلاسپ‌های flexible و بلند و نیز recontouring توسط کامپوزیت متعاقب ۵۰۰ حرکت، میزان نیروی لازم برای خروج فریم در انتهای آزمایش ۵۹٪ تا ۵۶٪ نیروی اولیه برآورد گردید که معادل ۴۱ تا ۴۴٪ کاهش گیر فریم می‌باشد (۱۰). البته هنگام استفاده از کلاسپ‌های کوتاه rigid، این میزان کاهش گیر به‌نحو چشمگیری افزایش پیدا کرده و به‌میزان ۶۰٪ کاهش گیر پس از تنها ۳۰۰۰ حرکت رسید که به‌دلیل کاهش گیر واضح، دیگر تست تا ۵۰۰۰ حرکت ادامه نیافت. به‌دلیل اینکه کلاسپ‌های تحقیق حاضر از نوع rigid بوده، نتایج به‌دست‌آمده مابین نمونه‌های دو تحقیق اخیر قرار دارد. در مطالعه جیانگ و همکاران (۲۰۱۴) پس از انجام ۴۵۰۰ حرکت removal میزان سایش مینا در تمامی نقاط، معادل ۲۰ میکرومتر یا کمتر از آن و میزان سایش در نقاط میانی بیش از ۵۰ میکرومتر به‌دست آمد (۱۱) که به‌طور متوسط، مینا سایشی در حدود ۱۳ میکرومتر و کامپوزیت سایشی به میزان میانگین ۳۸ میکرومتر داشته است. بنابراین، می‌توان میزان سایش متوسط کامپوزیت را حدود ۳ برابر مینا در نظر گرفت. با کمی اغماض، اگر مهم‌ترین دلیل کاهش گیر، سایش مینا و کامپوزیت باشد، می‌توان گفت

<sup>۱</sup> . Lopes

<sup>۲</sup> . Bradvik

که اندرکات مینای داشتند، از نظر حس عمل‌کننده دارای گیر بودند.

چنانچه از نظر تکنیکی و اصولی مراتب رعایت شود، به نظر می‌رسد استفاده از رزین‌ها به منظور به دست آوردن retention برای کلاسب‌های پروتز پارسیل متحرک در مواردی که روش‌های محافظه‌کارانه مورد نظر باشد و به خصوص مواردی خاص مثل پروتزهای ماکزیلو فاسیال قابل کاربرد باشد. خصوصاً اینکه در صورت کاهش گیر پس از یک مدت زمان استفاده از پروتز قابلیت افزایش کانتور بر روی کامپوزیت وجود خواهد داشت.

#### منابع

- Zhu YH, Zhang B, Liu YH, Qin F, Li HF, Zheng YF. Fracture analyses of casting framework removable partial dentures. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2012; 18;44(1):80-3.
- Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco sl. Angle. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Journal of orthodontics* 2006 ; 76(5) : 851-6
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004 ;91(1):85-8
- Hansen CA, Levenson GW. An esthetic removal partial denture retainer for the maxillary canine. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1986; 56:199-203.
- Dixon DL, Breeding LC, Swift EJ Jr. Use of a partial coverage porcelain laminate to enhance clasp retention. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1990; 63:55-58.
- Mohamad M, Hamirudin M, Barsby J. The abrasion of dental composite by cobalt chromium clasps. *European Journal of Prosthetic Restorative Dentistry* 2007;15(1):13-18.
- Peršić S, Kranjčić J, Pavičić DK, Mikić VL, Čelebić A. Treatment Outcomes Based on Patients' Self-Reported Measures after Receiving New Clasp or Precision Attachment-Retained Removable Partial Dentures. *Journal of Prosthodontic* 2015;30.
- Pavarina AC, Machado AL, Verganice Giampaolo ET. Preparation of composite retentive areas for removable partial denture retainers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;88(2):218-220.
- Brudvik James S. *Advanced removable partial dentures*. USA: Quintessence Publishing Company 1999.
- Matfi PH, Eskoerikainer H, Shril A. Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for better functioning of partial prosthetics. *Journal of Rehabilitation dentistry* 1997; 4:1-8.
- Jiang N, Gao WM, Zhang H, Zheng DX. Effects of clasp retention forces and abrasion on different cast crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;111(6):493-8.

به این دلیل بود که معمولاً مشکل عدم وجود اندرکات طبیعی در دیستال یا مزیال دندان در دندان‌های پرمولر و کاین‌های فک پایین مشاهده می‌گردد.

#### نتیجه‌گیری و توصیه‌ها

با وجود محدودیت‌های این مطالعه، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که:

باند کامپوزیت‌ها به مینا بسیار رضایت‌بخش است. باتوجه‌به اینکه در پایان این مطالعه در تمامی نمونه‌ها، مورد آزمایش height of contour های ایجاد شده با کامپوزیت ازدست نرفته بود و در هر دو گروه، چه گروهی که کامپوزیت قرار داده شده بود و چه گروهی

- Tietge JD, Dixon DL. In vitro investigation of wear of resin composite materials and cast direct retainers during removable partial denture placement and removal. *International Journal of Prosthodontic* 1992; 4:145-153.
- Lopes JF, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Shear bond strength fatigue limit of rest seats made with dental restoratives. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007 ;9(2):203-8.
- Heravi F, Shafaei H, Abdollahi M, Rashed R. How Is the Enamel Affected by Different Orthodontic Bonding Agents and Polishing Techniques. *Journal of dentistry (Tehran university of medical sciences)* 2015 ;12(3):188-94
- Schuh C, Adiel Skupien J, Mesko ME, Valentini F, Pereira-Cenci T, Boscato N. Resilient Attachments as an Alternative to Conventional Cast Clasp Removable Partial Denture: 3-Year Follow-up. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014 ;14(Suppl 1):273-8.
- Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, Heymann HO, Ritter AV, Sturdevant JR, Bayne SC. A 12-year clinical evaluation of a three-step dentin adhesive in noncarious cervical lesions. *Journal of American Dentistry Association* 2009 ;140(5):526-35
- Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. 5th Ed. USA: The CV Mosby Company 2006.
- Davenport JC, Hawamdeh K, Harrington E, et al. Clasp retention and composite: an abrasion study. *Journal of dentistry* 2013; 18;198-202
- Tietge JD, Dixon DL, Breeding et al. In vitro investigation of wear of resin composite materials and cast direct retainers during removable partial denture placement and removal. *International Journal of Prosthodontic* 2011;4:145-153
- Toth RW, Fiebiger GE, Market JR, et al. Shear strength of lingual rest prepared in bonded composite. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2009;56:239-242
- Thomas D: Taylor. *Clinical maxillofacial prosthetics*. Quintessence publishing company 2000.53-63.



Daneshvar  
Medicine

*Scientific-Research  
Journal of Shahed  
University  
23th Year, No.121  
February-March  
2016*

Received: 09/01/2016

Last revised: 12/02/2016

Accepted: 20/02/2016

## Retention of chrome cobalt clasps in enamel versus composite restoration

Seyed Shojaedin Shayegh<sup>1</sup>, Kamyar Abbasi<sup>2\*</sup>, Mohammad Hadi Teimoori<sup>3</sup>, Mohammad Taghi Baghani<sup>1</sup>, Mohadese Hashem Zehi<sup>1</sup>

1. Dental School, Shahed University, Tehran, Iran.
2. Dental School, Kerman University of Medical sciences, Kerman, Iran.
3. Dental School, Kashan University of Medical sciences, Kashan, Iran.

\*Corresponding author e-mail: [kamyar.abb@gmail.com](mailto:kamyar.abb@gmail.com)

### Abstract

**Background and Objective:** The use of the resin composite to alter the contour of the tooth has been recognized as a reasonable and non-aggressive method for improving the amount of stoppage for improving the retention of the removable partial prostheses. The aim of this study was to determine the amount of the required force to overcome the retention of undercuts created with resin composite on the abutment teeth

**Materials and Methods:** In this experimental trial, 20 first premolars were assigned into 2 groups. The resin composite for recontouring the abutment teeth in the buccal surfaces was applied to create the 0.25-mm undercuts. The control teeth with the untouched enamel surfaces were mounted at an angle to form the 0.25 mm undercut on the buccal surfaces. Both groups were encountered by a Zwick/Roelts apparatus under a repetitive force of 4500 cycles. The off-take forces measured before implying the enforce and off-take movements (T0) and after the frequencies mounting 500, 1000 and 1500 Hz. The mean amount of the force in every phase of the experiment was compared by Mann-Whitney U test between two groups

**Results:** Loss of composite bond was not observed. The maximum and minimum of the forces were detected in T0 phase by the resin composite (17.5 and 3.75 N). Also, significant differences were observed in the off-take force between two groups after applying 500 cycles and after implementing the test ( $p < 0.008$ )

**Conclusion:** The force required to off-take the framework after implanting for 4 years usage of removal partial prostheses in the teeth with natural enamel coverage was three times more than the contoured group with the composite resin.

**Keywords:** Retention, Removable partial prostheses, Wear, Composite resins