

## میزان ریزش سطح تماس بین آلیاژ نیکل کروم و سه نوع ماده سرورم (Belleglass, Signum, Gradia)

دکتر احمدحسن آهنگری\*، دکتر بهزاد رجائی\*\*

### چکیده

**سابقه و هدف:** سرورمها نسل جدید کامپوزیتها هستند دارای خصوصیات مقاومت سایشی زیاد، قابلیت ارتجاعی بالا، استتیک خوب، وزن کم و ترمیم آسان میباشند و با داشتن سختی نزدیک به مینای دندان باعث سایش دندان مقابل نمی شوند. گاهی استفاده از زیرساخت فلزی جهت پشتیبانی سرورمها اجتناب ناپذیر است. هرگونه ریزش بین کوپینگ و ونیر می تواند باعث تغییر رنگ یا خوردگی در ناحیه سرویکال، طعم و بوی بد دندان بیمار و حتی جدا شدن ونیر شود. هدف از این مطالعه تعیین میزان ریزش سطح تماس بین آلیاژ نیکل کروم و سه نوع ماده سرورم *Belleglass, Signum, Gradia* بود.

**مواد و روشها:** در این تحقیق تجربی، ۲۱ کوپینگ فلزی با ضخامت ۰/۵ میلی متر از جنس آلیاژ نیکل کروم بر روی یک دای برنجی با تراش چمفر ساخته شدند. بیدزهایی به قطر ۰/۴ میلی متر در سطح ونیر شونده تعبیه شدند. کوپینگها به سه گروه ۷ تایی تقسیم شده، بعد از آماده سازی ۳ نوع ماده سرورم *Belleglass, Signum, Gradia* بر طبق دستورالعمل کارخانه بر روی آنها قرار داده شد. برای بازسازی محیط دهان، کوپینگها به مدت دو هفته در دمای ۵۵ درجه سانتیگراد و ۲۰۰۰ سیکل در دستگاه ترموسیکلینگ قرار داده شده، سپس در محلول فوشین ۰/۵ درصد برای مدت ۲۴ ساعت قرار گرفتند. سپس نمونهها در آکريل شفاف گذاشته شده بعد از برش در امتداد پلن سرویکواینسایزال میزان ریزش با استفاده از اندازه گیری میزان نفوذ رنگ توسط میکروسکوپ *dimensional* محاسبه شد. از آزمون آماری *Kruskal-wallis* جهت تعیین اختلاف معنی دار بین گروهها استفاده شد.

**یافتهها:** نتایج نشان دادند *Signum* دارای بیشترین میزان ریزش ( $1/4287 \pm 0/5345$ ) بوده، کمترین ریزش متعلق به *Belleglass* ( $0/4287 \pm 0/7868$ ) بود. *Gradia* بین این دو قرار داشت ( $0/8571 \pm 0/3779$ ). تنها تفاوت میان *Belleglass* و *Signum* معنی دار بود ( $P=0/024$ ).

**نتیجه گیری:** با محدودیت موجود در این مطالعه، میزان گسترش ریزش سرویکالی بین کوپینگ فلزی و سرورم به نوع بخصوص ماده سرورم به کار رفته بر روی آن بستگی دارد. *Belleglass* دارای کمترین ریزش و *Signum* دارای بیشترین ریزش بود.

**کلید واژگان:** سرورم، ریزش، آلیاژ نیکل کروم

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۴/۴/۲۵ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۳/۱۳ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۸۵/۳/۲۹

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۵، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۶، ۲۲۸-۲۳۵

### مقدمه

انجام داده می شود (۱). پرسنل ماده ای است با استتیک بالا که می تواند بر سایش سطحی غلبه کند، تغییر رنگ نمی دهد و به خوبی نیروهای اکلوزالی را تحمل می کند (۲). ولی با این وجود دارای معایب و مشکلاتی می باشد که می توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱- پرسنل ماده ای شکننده است و همین امر می تواند باعث

پروتز ثابت یکی از شایع ترین درمان هایی است که در کلینیک های دندانپزشکی صورت می گیرد و متداول ترین آنها از یک زیرساخت فلزی که با مواد سرامیکی پوشانده شده، ساخته شده است. زیرساخت نقش اسکلت مکانیکی را ایفا می کند و سرامیک تامین کننده زیبایی است. این پروتز متال سرامیک یکی از بهترین درمان هایی است که برای بیماران

شکست درمان شود.

۲- پرسنل ماده‌ای است ساینده برای مینای دندان مقابل، که می‌تواند صدمات جبران‌ناپذیری به آن وارد سازد. این خصوصیت پرسنل در بیماران مبتلا به براکسیسم و Clenching نمود بیشتری پیدا می‌کند.

به خاطر این مشکلات تلاش برای جایگزین نمودن آن ادامه دارد. از جمله مواد پیشنهادی، نسل جدیدی از کامپوزیت‌ها می‌باشند که سرورم (Ceromer) نامیده می‌شوند. این مواد خصوصیات بهتری در مقایسه با Urethane, Bis-GMA, Polycarbonate-based resin دارند به طوری که ماتریکس آنها دارای باند شیمیایی متفاوتی بوده و بیش از ۷۵٪ وزن آنها از فیلرهایی که به صورت کامل‌تری به ماتریکس باند شده‌اند تشکیل شده است. در ضمن برای ساخت برخی از آنها از گرما، فشار خلاء، گازهای خنثی و مدت زمان طولانی‌تری از نور استفاده می‌شود که به پلی‌مریزاسیون و Cross linkage بهتری نسبت به سایر کامپوزیت‌ها منجر می‌شود. این مواد دارای خصوصیتی همچون الاستیسیته، مقاومت خمشی (flexural strength)، impact force و resiliency بالا می‌باشند و در نتیجه مقاومت بیشتری در مقابل شکستن نسبت پرسنل دارند (۳).

این مزیت اهمیت خود را در بیماران براکسر، همچنین کراون‌هایی که بر روی فیکسچرهای ایمپلنت قرار می‌گیرند، نمایان می‌سازد. این مواد به علت همین خصوصیات مانع انتقال نیروهای مخرب به ایمپلنت شده، موفقیت درمان را بالا می‌برند. همچنین این مواد باعث حفظ دندان‌های طبیعی مقابل شده، سبک می‌باشند و ترمیم آنها به سادگی حتی در داخل دهان انجام می‌گیرد (۲، ۴، ۵).

استفاده از زیرساخت فلزی جهت پشتیبانی کامپوزیت در پروتزهای پارسیل ثابت با فضاهای بی‌دندانی طولانی اجتناب‌ناپذیر می‌باشد. علت انجام این تحقیق نیز بررسی میزان باندینگ سرورم‌های مختلف به این زیرساخت فلزی می‌باشد تا درمان نهایی با شکست مواجه نشود. با انجام این تحقیق به این سوال علمی - کاربردی پاسخ داده می‌شود که بین سرورم‌های عرضه شده رایج، کدامیک از باند بهتری به زیرساخت فلزی برخوردارند.

شکست باندینگ ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون سرورم به

هنگام استفاده از زیرساخت فلزی ممکن است حادث شود (۶، ۷). سرورم‌ها دارای ضریب انبساط حرارتی بالاتری نسبت به فلزات می‌باشند که این خاصیت در هنگام تغییرات حرارتی در ناحیه تماس سرورم به فلز تنش ایجاد می‌نماید (۸) که این امر باعث بروز مشکلاتی از قبیل تغییر رنگ در ناحیه سرویکال، طعم و بوی بد در دهان بیمار و حتی جدا شدن ونیر می‌گردد (۹-۱۱).

از میان سرورم‌های ارائه شده به عرصه دندانپزشکی ایران Belleglass Signum (Heraeus Kulzer, Hanau Germany) GC Gradia (GC, Tokyo Japan) و HP (Kerr, USA) رایج‌تر از سایر مواد می‌باشند. این تحقیق با هدف تعیین باندینگ این مواد به آلیاژ نیکل- کروم از طریق مقایسه ریزش آنها صورت گرفت.

#### مواد و روش‌ها

در این تحقیق تجربی، ابتدا یک عدد دای برنجی به شکل دندان تراش خورده و با مارچین چمفر ساخته شد. برای ساخت ۲۱ نمونه کوپینگ نیکل کروم با ضخامت یکسان، از یک ورق Plastic Shield با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر استفاده شد (شکل ۱).

با توجه به اینکه مواد سرورم بر روی نیمی از سطوح اگزپال و اکلوزال (سطوح ونیز شونده) قرار داده می‌شدند، نیمه دیگر آن با استفاده از موم اینله به ضخامت ۱/۵ میلی‌متر وکس آپ شد به طوری که در ناحیه تمام فلز، ضخامتی معادل ۲ میلی‌متر حاصل شد. یک کولار فلزی به ضخامت نیم میلی‌متر بر روی مارچین سطح ونیر شونده با استفاده از موم شکل داده شد (شکل ۲).

پس از به دست آوردن نمونه‌های مومی، برای ایجاد گیر مکانیکی Beadهایی به قطر ۰/۴ میلی‌متر بر روی سطح ونیر شونده موم قرار داده شدند. برای چسبیدن بیدزها به سطح موم، یک لایه مایع بسیار رقیق مخصوص بیدن، با استفاده از قلم مو بر روی مدل مومی مالیده شده، سپس بیدزها بر روی آن پاشیده شدند. بعد از قرارگیری بیدزها، اسپروگذاری برای تمام نمونه‌ها انجام و پس از سیلندرگذاری با استفاده از آلیاژ غیرقیمتی نیکل کروم (Cast Co. Frankfurt, Germany, Mildent. Composition: )

شسته و مولد باقی مانده محل قرارگیری مواد پلی‌مریک می‌شد (شکل ۴).



شکل ۳- وکس آپ ۱/۵ میلی‌متری بر روی ناحیه ونیر شونده فریم فلزی



شکل ۴- مفل‌گذاری فریم فلزی با ونیر مومی جهت تهیه ایندکس برای قرار دادن مواد پلی‌مریک بر روی کوپینگ‌های فلزی، پس از زدن سندبلاست، سطح کوپینگ براساس دستورالعمل کارخانه سازنده هر یک از مواد، آماده‌سازی شد. در مورد ماده Signum این آماده‌سازی توسط ماده Retention flow (Heraeus Kulzer) انجام شد. در مورد ماده Gradia از GC Metal Primer II (GC) و در مورد Belleglass از ماده Metal Prep. (Kerr) استفاده شد. سپس تمام مواد ونیری بر روی کوپینگ‌های فلزی مربوط، طبق تکنیک پیشنهاد شده توسط کارخانه سازنده قرار داده شدند. در تمامی نمونه‌ها پس از قرار دادن ماده conditioner اپک و سپس دنتین قرار داده شدند.

در مورد Gradia، ابتدا یک تا دو لایه GC Metal primer II بر روی سطح آماده شده آلیاژ قرار داده شد و بعد از چند

از جدا کردن کوپینگ‌های فلزی از سیلندر و سندبلاست اولیه، اسپروها جدا شده و سطوح ونیر شونده با استفاده از ذرات اکسید آلومینیوم ( $Al_2O_3$ ) به قطر ۵۰ میکرومتر و با فشار ۴ پوند بر اینچ مربع سندبلاست شدند.



شکل ۱- Plastic shield با گیره مخصوص جهت فرم دادن الگوی فریم



شکل ۲- الگوی کامل شده آماده کستینگ

۲۱ نمونه به سه گروه مساوی ۷ تایی تقسیم شدند، تا مواد پلی‌مریک Gradia, Belleglass HP, Signum با ضخامت یکسان بر روی آنها قرار گیرند.

برای اینکه ضخامت یکسانی از مواد پلی‌مریک بر روی کوپینگ فلزی قرار گیرد سطح ونیر شونده یکی از آنها به ضخامت ۱/۵ میلی‌متر با موم وکس آپ شد (شکل ۳) و در حالی که بر روی دای برنجی قرار داشت در نیمه تحتانی مفل قرار داده شده، با گچ ولیمیکس تا ناحیه مارجین پرشد. نیمه بالایی مفل به صورت دو تکه ساخته شد تا در صورت وجود آندرکات، شکل مواد پلی‌مریک در هنگام جداسازی دو نیمه از بین نرود. سپس موم وکس آپ شده با آب جوش

اعمال فشار بر روی نیمه بالایی مفل، در حدی که دو نیمه مفل بهم برسند، دو نیمه از هم جدا شده، پس از برداشتن اضافه‌های ماده، در دستگاه کیور کننده نوری قرار داده شدند. در نهایت ماده ونیری بر روی هر نمونه ۱/۵ میلی‌متر ضخامت داشت (شکل ۵).



شکل ۵- ماده ونیر یک شده بر روی فریم فلزی با ضخامت ۱/۵ میلی‌متر

برای ایجاد محیطی شبیه محیط دهان، تمام نمونه‌ها برای مدت ۲ هفته در آب مقطر با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد قرار داده شدند. سپس توسط دستگاه ترموسیکلینگ (شرکت مهندس وفایی، تهران، ایران) در معرض ۲۰۰۰ سیکل حرارتی ۵ تا ۵۵ درجه سانتی‌گراد با فاصله زمانی ۲۵ ثانیه و زمان انتقال ۵ ثانیه بین حمام‌ها قرار گرفتند. سپس نمونه‌ها در محلول فوشین ۰/۵٪ در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد برای مدت ۲۴ ساعت قرار گرفته، سپس شسته و خشک شدند.

بعد از اندازه‌گیری عرض مزئودیستال هر نمونه توسط کولیس، مرکز این فاصله بروی نمونه‌ها علامت‌گذاری شد تا بعنوان نقطه مرجع جهت برش مورد استفاده قرار گیرد. هر نمونه در داخل آکرلی شفاف قرار داده شده، در امتداد پلن سرویکو اینسایزال در زیر جریان آب با استفاده از دیسک الماسی به ضخامت ۰/۲۸ میلی‌متر بریده شد (شکل ۶).

تطابق مارجین توسط ارزیابی میزان نفوذ رنگ در سطح تماس ونیر و فلز مورد بررسی قرار گرفت. این ارزیابی با استفاده از میکروسکوپ (Leitz, Wetzlar Dimensional Germany) با بزرگ‌نمایی ۴۰-۴۰۰ برابر انجام شد.

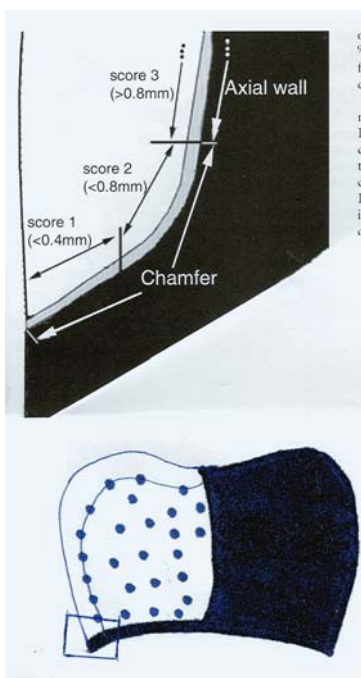
ثانیه با توجه به فرار بودن آن خشک شد. سپس از اپک پایه (Foundation opaque) با استفاده از قلم مو برای پوشاندن سطح فلز استفاده شد (به ضخامت حدود ۱۰۰ میکرومتر). آلیاژ برای مدت یک دقیقه در کوره مخصوص (GC-Japan) Metal Prep ابتدا یک لایه نازک از Metal Prep بر روی اپک (O) Opaque قرار داده شد. آلیاژ بعد از قرار دادن هر لایه به مدت یک دقیقه در کوره قرار داده شد تا کاملاً کیور شود. سپس به صورت لایه لایه دنتین بر روی آن قرار داده شد. بعد از قرار دادن هر لایه به مدت ۳۰ ثانیه در کوره قرار داده شد.

در مورد Belleglass ابتدا یک لایه نازک از Metal Prep بر روی سطح آماده شده آلیاژ قرار داده شده، توسط هوا خشک شد. سپس دو لایه اپک Belleglass HP بر روی آن قرار داده شد. بعد از قرارگیری هر لایه، آلیاژ ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت (Kerr-USA) Teklite کیور اولیه شد. سپس به مدت ۱۰ دقیقه در کوره مخصوص Belleglass HP Curing Unite (Orange, California, USA) قرار داده شد تا کاملاً کیور شود.

سپس دنتین به صورت لایه لایه بر روی آن قرار داده شد و برای مدت ۲۰ ثانیه توسط دستگاه لایت Teklite کیور شد. در مرحله بعد آلیاژ به مدت ۱۰ دقیقه در دستگاه Curing Unite قرار داده شده، در حرارت ۱۳۵ درجه سانتی‌گراد و فشار گاز نیتروژن ۶۰ psi کیور شد.

در مورد Signum ابتدا یک لایه نازک از Siloc-pre روی سطح آماده شده آلیاژ قرار داده شده، در اتاقک سیلوک قرار داده شد. پس از بیرون آوردن پایه فلزی و خنک شدن آن بلافاصله سطح آن به طور یکنواخت به سیلوک باند آغشته شد. سپس لایه نازکی از سیگنوم اپک بر روی آن قرار داده شده، ۹۰ ثانیه در دستگاه Heraflash (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) پلی‌مریزه شده سپس دنتین به صورت لایه لایه بر روی آن قرار داده شد و هر بار به مدت ۹۰ ثانیه در دستگاه کیور شد.

بعد از قرار دادن مقدار کافی از این مواد، کوبینگ بر روی نیمه پایینی مفل قرار داده شده، دو نیمه بالایی به ترتیب بر روی آن قرار داده شدند. قبل از این کار، سطح گچ به وسیله ماژیک جدا کننده به ماده separator آغشته شد. پس از



شکل ۷- تقسیم‌بندی ناحیه چمفر جهت بررسی میزان نفوذ رنگ

#### یافته‌ها

تمام رتبه‌بندی‌های ریزنشست برای هر دو نیمه نمونه‌ها ثبت گردیدند. برای تمام نمونه‌ها به جز هشت نمونه، ریزنشست متفاوتی برای هر دو طرف ثبت گردید. در این میان پنج نمونه Belleglass و سه نمونه Gradia دارای ریزنشست مشابه در هر دو طرف بودند (جدول ۱).

جدول ۱- جدول رتبه‌بندی ریزنشست سرویکالی (مقادیر دو نیمه)

منطقه اندازه‌گیری شده	Belleglass	Signum	Gradia
مزیال	۰	۰	۰
دیستال	۰	۱	۱
مزیال	۰	۰	۰
دیستال	۰	۲	۰
مزیال	۰	۱	۱
دیستال	۰	۰	۱
مزیال	۱	۰	۱
دیستال	۰	۱	۰
مزیال	۲	۰	۰
دیستال	۰	۱	۱
مزیال	۰	۱	۰
دیستال	۰	۲	۱
مزیال	۰	۰	۱
دیستال	۰	۲	۱

میکروسکوپ به یک لنز چشمی مدرج براساس میکرومتر (۰/۰۱ mm) مجهز بود. برای راحتی کار، ناحیه چمفر به چند ناحیه تقسیم و میزان نفوذ رنگ براساس اینکه تا چه ناحیه‌ای نفوذ کرده بود به صورت زیر تقسیم بندی شد (شکل ۷).

شماره (۰) = بدون ریزنشست

شماره (۱) = نفوذ رنگ به اندازه نصف عمق چمفر یا کمتر (نفوذ رنگ از ۰ تا ۰/۴ میلی‌متر)

شماره (۲) = نفوذ رنگ در ناحیه چمفر بدون نفوذ به ناحیه اکزیال (نفوذ رنگ از ۰/۴ تا ۰/۸ میلی‌متر)

شماره (۳) = نفوذ رنگ تا حد دیواره اکزیال (نفوذ رنگ از ۰/۸ تا ۱/۲ میلی‌متر)

شماره (۴) = شکست در ناحیه تماس از قبیل جدا شدن، وجود فاصله مشخص بین دو ماده.

دو مشاهده‌گر به صورت مستقل نمونه‌های کدبندی شده را مورد بررسی قرار دادند. هر گونه اختلاف در نظر آنها مورد بحث قرار می‌گرفت تا نتیجه حاصل شود. با توجه به اینکه هر دندان به دو نیمه تقسیم می‌شد بر روی هر نمونه دو مشاهده از هر نیمه انجام شده، امکان خطا کم بود.

برای هر نمونه دو اندازه‌گیری انجام شد. بعد از اندازه‌گیری هر دو نیمه یک نمونه، بیشترین میزان ریزنشست از بین این دو نیمه ثبت و نمونه‌ها با هم مقایسه شدند. آنالیز آماری Kruskal-wallis جهت تعیین اختلافات معنی‌دار بین گروه‌ها مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۶- برش نمونه‌های مدفون شده در آکريل شفاف

آنالیز Post-hoc Tukey اختلاف معنی‌داری میان Belleglass و Signum نشان داد. هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری بین Belleglass و Gradia، همچنین Signum و Gradia مشاهده نشد.

### بحث

به منظور بررسی بهتر نتایج به مروری کوتاه بر چند تحقیق مرتبط با موضوع تحقیق حاضر پرداخته می‌شود. در سال ۱۹۹۱، Stirling و همکاران مکانیزم باند شیمیایی بین ونیرهای رزینی و آلیاژهای کست شونده را مورد مقایسه قرار دادند. آنها در مطالعات خود از ۳ ونیر رزینی که به آلیاژهای کست شونده از باندینگ شیمیایی متصل می‌شوند، استفاده کردند و با بررسی نفوذ رنگ در محل اتصال فلز به ونیر به این نتیجه رسیدند که بیشترین ریزش هنگام استفاده ترکیبی از باندینگ‌های Panavia Firmilay رخ می‌دهد (۱۱).

Sharp در سال ۲۰۰۰ تحقیقی در رابطه با تاثیر روش‌های مختلف آماده‌سازی به سطح فلز بر روی ریزش و استحکام باند بین آلیاژ فلزی و رزین آکرلی انجام داد و به این نتیجه رسید که Air abrasion به تنهایی و در ترکیب با Tinplating / Oxidation و Silanation به طور قابل ملاحظه‌ای ریزش بین آلیاژ فلزی و رزین آکرلی را کاهش می‌دهد (۱۲).

Rominu در سال ۲۰۰۲ ریزش سرویکالی بین آلیاژ کروم کبالت و ۴ ماده ونیر Targis، Superpoint C + B، Solidex و Signum را مورد بررسی قرار داد. او در این تحقیق از سه سیستم آماده‌سازی Siloc، Silicoater Md، Targis، Link (conditioning) به همراه ونیر پیشنهاد شده توسط کارخانجات سازنده استفاده کرد. بعد از دو هفته قرار دادن نمونه‌ها در آب مقطر و شبیه‌سازی محیط دهان و سپس قرارگیری در رنگ و بررسی میزان نفوذ رنگ به این نتیجه رسید که کمترین ریزش متعلق به Targis سپس Solidex و بعد از آن Signum و بیشترین ریزش متعلق به Superpoint C + B بود (۸).

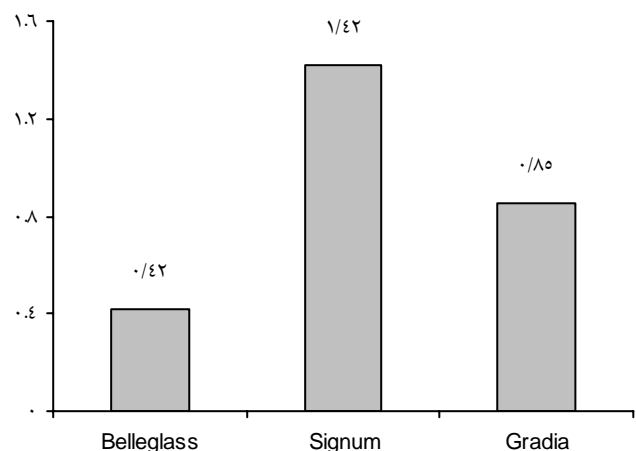
در سال ۲۰۰۳، Tarazzo و Mettas، Tensile strength و آلیاژ نیکل کروم و دو نوع کامپوزیت Ariglass و Solidex

جدول ۲ - رتبه‌بندی ریزش سرویکالی (براساس مقادیر بالاتر ریزش در دو نیمه هر نمونه)

شماره نمونه	Belleglass	Signum	Gradia
۱	۰	۱	۱
۲	۰	۲	۰
۳	۰	۱	۱
۴	۱	۱	۱
۵	۲	۱	۱
۶	۰	۲	۱
۷	۰	۲	۱
Mean	۰/۴۲۸۶	۱/۴۲۸۶	۰/۸۵۷۱
SD	۰/۷۸۶۸۰	۰/۵۳۴۵۲	۰/۳۷۷۹۶
P-value = ۰/۰۲۴			

با توجه به یکسان نبودن میزان ریزش در دو نیمه بعضی از نمونه‌ها، میزان ریزش بیشتر برای بررسی آماری در نظر گرفته شد. جدول ۲ میانگین و انحراف معیار را نشان می‌دهد.

کمترین میزان ریزش مربوط به Belleglass با میانگین ۰/۴۲۸۶ و بیشترین میزان آن به Signum با میانگین ۱/۴۲۸۶ مربوط بود. بین این دو Gradia با میانگین ۰/۸۵۷۱ قرار داشت. آزمون Kruskal-Wallis بر روی سه نوع مواد پلی‌مریک اختلاف معنی‌داری بین گروه‌ها نشان داد (P=۰/۰۲۴) (نمودار ۱).



نمودار ۱ - میزان ریزش در سه ماده مورد بررسی

می‌افتد. در این تحقیق تفاوت معنی‌داری بین نمونه‌های Belleglass و Signum وجود داشت به طوری که Belleglass مقاومت بیشتری در مقابل ریزش نشان داد. با توجه به اینکه در هر سه سرومر استفاده شده در این تحقیق از باند شیمیایی و مکانیکی استفاده شده، تفاوت در میزان باندینگ آنها را می‌توان به کیفیت مواد استفاده شده برای آماده‌سازی سطح آلیاژ (Alloy Primer) و لایه باندینگ قرار گرفته بر روی آن نسبت داد. از طرفی در هنگام کیورکردن ماده Belleglass که کمترین ریزش را در بین سه ماده مورد آزمایش دارد از حرارت ۱۳۵ درجه سانتی‌گراد و فشار گاز نیتروژن ۶۰psi استفاده شده است که به نظر می‌رسد نقش موثری در باندینگ بهتر آن به آلیاژ زیرین داشته باشد. در مورد دو نوع ماده دیگر یعنی Signum و Gradia تنها از نور برای کیور آن استفاده شد.

محدودیتی که در این تحقیق وجود داشت این بود که نتایج آشکار نمی‌سازند که ریزش نتیجه سیستم آماده‌سازی (conditioning)، مواد ونیری و یا واکنش‌های بین این دو است. در این مطالعه ریزش سرویکالی نمونه‌ها حتی بعد از اینکه تنها در معرض ترموسیکل قرار گرفتند، اتفاق می‌افتاد. در محیط واقعی دهان که علاوه بر تنش‌های حرارتی، تنش‌های مکانیکی و شیمیایی نیز وجود دارند، ناحیه تماس فلز و سرومر حتی ممکن است مقاومت کمتری را نسبت به این تحقیق از خود نشان دهد که متعاقب آن موفقیت کلینیکی طولانی‌مدت آن را تحت تاثیر قرار خواهد داد.

همچنین در این مطالعه تنها به بررسی ریزش سرویکالی مواد سرومر پرداخته شد، جنبه‌های دیگر ناحیه تماس فلز-رزین از قبیل مقاومت باند و تاثیر سیستم‌های مختلف گیر نیز باید در تحقیقات دیگر مورد بررسی قرار گیرد.

### نتیجه‌گیری

در مجموع از یافته‌های به دست آمده از این تحقیق چنین نتیجه‌گیری می‌شود که ماده سرومر Belleglass با توجه به میزان ریزش کمتر نسبت به Gradia و Signum ماده مناسبی جهت قرارگیری بر روی فریم فلزی ساخته شده از آلیاژ نیکل کروم می‌باشد.

دو نوع گیر مکانیکی (بیدزهای ۰/۶ و ۰/۴ میلی‌متری) و دو نوع شیمیایی (Siloc system, Metal photo primer system) و ترکیب هر دو treatment را بر روی فریم ورک فلزی مورد بررسی قرار دادند. آنها به این نتیجه رسیدند که گیر مکانیکی با بیدزهای ۰/۶ میلی‌متری و ترکیب گیر مکانیکی و شیمیایی باعث افزایش tensile bond strength فلز - کامپوزیت می‌شود. آنها هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو نوع سیستم گیر مشاهده نکردند. مقاومت Tensile کامپوزیت Solidex از نظر آماری بالاتر از Artglass بود (۱۳).

در سال ۲۰۰۳ Giampaolo و همکاران Shear bond Strength چهار ماده، Porcelain, Artglass, Solidex و Targis را مورد بررسی قرار دادند. ایشان در این آزمایش سطح فلز را براساس دستورالعمل پیشنهادی کارخانه آماده‌سازی کرده، به این نتیجه رسیدند که بالاترین میزان shear bond strength متعلق به پرسن (۸۲/۷±۲/۹ MPa) و در بین کامپوزیت‌ها بیشترین میزان متعلق به Targis (۱۲/۳±۱۰/۵ MPa)، سپس (۱۱/۹±۱/۴ MPa) و Solidex و کمترین میزان متعلق به (۱۰/۰±۰/۷ MPa) Artglass بود (۱۴).

میزان گسترش ریزش در ناحیه تماس اپک و آلیاژ برای موفقیت کلینیکی از اهمیت زیادی برخوردار است زیرا هر گونه ریزش در این ناحیه باعث تغییر رنگ، از دست رفتن گیر و در نهایت جدا شدن کامل ونیر از آلیاژ زیرین می‌شود (۱۵). انبساط حرارتی بالاتر رزین در مقایسه با آلیاژها زمانی که در معرض تغییرات حرارتی قرار می‌گیرد باعث ایجاد تنش در ناحیه تماس فلز و رزین می‌گردد (۱۰). در ضمن انقباض کامپوزیت در هنگام پلی‌مریزاسیون نیز عامل مهمی در ایجاد تنش می‌باشد. از عوامل دیگر می‌توان به قابل حل بودن کامپوزیت‌ها و خصوصیات خوردگی فلز اشاره کرد (۱۵).

در این مطالعه هم از باند شیمیایی و هم از باند مکانیکی به طور همزمان استفاده شد و دامنه نفوذ رنگ نمونه‌ها با نتایج تحقیق Rominu (۲۰۰۲) بر روی مواد Solidex و Signum انجام شد (۸)، مطابقت داشت. این نتیجه نشان می‌دهد که حتی با استفاده از این سیستم باند شیمیایی ریزش اتفاق

## References

1. Stephen FR, Martin F, Fujimoto J: Contemporary Fixed Prosthodontics. 3rd Ed. St Louis: The CV. Mosby Co. 2001;Chap27:698.
2. Jones RM, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW: A comparison of the physical properties of four prosthetic veneering materials. J Prosthet Dent 1989;61:38-44.
3. Martin A: Freilich Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. 1st Ed. Chicago: Quintessence Pub Co. 2000; Chap1:4.
4. Shue SL, Nicholls JI, Townsend JD: The effect of metal retentive designs on resin veneer retention. J Prosthet Dent 1987;58:297-305.
5. Jones RM, Moore BK, Goodacre CJ, Munoz Viveros CA: Microleakage and shear bonds strength of resin and porcelain veneers bonded to cast alloys. J Prosthet Dent 1991;65:221-228.
6. Imbery TA, Evans DB, Koeppen RG: A new method of attaching cast gold occlusal surfaces to acrylic resin denture teeth. Quintessence Int 1993;24:29-33.
7. Lomstein A, Blechman H: Marginal seepage around acrylic resin veneers in gold crowns. J Prosthet Dent 1956; 6:706-9.
8. Rominu M: Investigation of microleakage at the interface between a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials. J Prosthodont 2002;6:620-4.
9. Vojvodic D, Jerolimov V, Zabaravic D, Loncar A: Bond Strengths of two dental bonding systems. Mil Med 2000; 165:560-566.
10. Watanabe I, Kurts KS, Kabcenell JL, Okabe T: Effect of sandblasting and silicoating on bond strength of polymer-glass composite to cast titanium. J Prosthet Dent 1999;82:462-7.
11. Strygler H: Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restoration. J Prosthet Dent 1991;65:733-9.
12. Sharp B: Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin - metal framework interface. J Prosthet Dent 2000;84:617-22.
13. Tarazzo A, Mattos C: Comparison of retentive systems for composites used as alternatives to porcelain in fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2003;89:572- 8.
14. Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC: Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni - Cr alloy. J Dent 2003;31:205-211.
15. Magneville B, Dejou J: A comparison of two methods of adhering composite to metal. J Prosthet Dent 1996;76: 97-101.