

مقایسه تأثیر سه نوع آلیاژ Vera bond ، Super cast و Ticonium بر گیر بریج‌های باند شونده

دکتر فرشاد باجغلی^۱ - دکتر سعید نصوحیان^۱ - دکتر مسعود سلطانی^۲

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی پروفیسور ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۲- دندانپزشک

چکیده

زمینه و هدف: از عوامل متعددی که در گیر بریج‌های باند شونده با رزین نقش دارند می‌توان به طراحی پروتز، جنس آلیاژ و ضخامت ریتینرها اشاره کرد. هدف از این مطالعه مقایسه تأثیر سه نوع آلیاژ Vera bond ، Super cast و Ticonium بر گیر بریج‌های باند شونده قدامی بالایی باشد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی ۱۵ نمونه Resin Bonded Retainer (RBR) ساخته شده بر ۱۵ نمونه دندان فلزی ساترال و کائین فک بالا در آکریل با فاصله‌ای به اندازه یک دندان لترال بین آنها مانع شد. نمونه‌ها به سه گروه پنج تایی با بالچه‌هایی از جنس سه آلیاژ Vera bond و Super cast و Ticonium با ضخامت ۰/۲ میلی‌متر تقسیم گردید و با سمان رزینی Panavia F سمان شدند. نیروی کششی لازم برای جدا شدن بالچه‌ها توسط دستگاه اینسترون اندازه‌گیری و با آزمون One-way ANOVA مقایسه شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Vera bond ، $24/24 \pm 7/67$ کیلوگرم نیرو و میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Super cast ، $24/85 \pm 3/97$ کیلوگرم نیرو و میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Ticonium ، $21/08 \pm 5/21$ کیلوگرم نیرو است. نتایج با آزمون آماری One-way ANOVA با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد بررسی قرار گرفتند که تفاوت معنی‌داری بین سه گروه نشان داد ($P= 0/006$).

نتیجه‌گیری: میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Vera bond به طور معنی‌داری از میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Super cast و Ticonium بیشتر است. همچنین تفاوت میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Super cast و میانگین گیر RBR با بالچه‌هایی از جنس Ticonium دارای تفاوت معنی‌داری نمی‌باشند.

کلید واژه‌ها: گیر- پروتز ثابت پارسیل باند شونده با رزین - سمان رزینی.

پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۵/۲۴

اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۵/۳

وصول مقاله: ۱۳۸۹/۹/۱۴

نویسنده مسئول: دکتر سعید نصوحیان، گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی پروفیسور ترابی نژاد دانشگاه علوم پزشکی اصفهان
e.mail:nosouhian@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

این بود که برای جلوگیری از شکسته شدن نیاز به یک بستر فلزی می‌باشد. (۳)، اولین گام جهت ارائه دنگرهای ثابت پارسیل باند شونده با رزین زمانی بود که نگهدارنده‌های سوراخ‌دار توسط رزین به دندان متصل شدند. (۴)، با توجه به تغییرات مرحله به مرحله در بررسی‌های فوق می‌توان به این نتیجه رسید که از عوامل مؤثر در ایجاد گیر قابل قبول نوع تراش و طراحی پروتزهای رزین باند می‌باشد به‌گونه‌ای که در موفقیت یا عدم موفقیت آنها نقش به‌سزایی دارد. (۵)

یکی از معایب پروتزهای ثابت، تراش ساختمان دندان پایه‌ای است که ریتینر باید بر روی آن قرار بگیرد. این نوع رستوریشن در بیماران خاص اندیکاسیون دارد و استفاده از آن در بعضی از مواردی که کاندید نباشند منجر به شکست می‌شود. (۱)

اسید اچ کردن مینا جهت بهبود میزان گیر روش مناسبی برای اتصال بریج به دندان ضمن تراش کمتر می‌باشد (۲) و روش اتصال پانتیک رزینی به دندان تراش نخورده نشانگر

مطرح است نوع آلیاژ استفاده شده آن می‌باشد. Rubo و همکاران (۲۵) در مطالعه‌ای بررسی استحکام باند کششی پروتزهای باند شونده با رزین با پنج نوع آلیاژ مختلف پرداخته و بیان کردند که بهترین نتایج در هنگام استفاده از آلیاژهای Ni-Cr به دست می‌آید.

Aggstaller و همکاران (۲۶) در مطالعه‌ای به بررسی طول عمر و کیفیت بریج‌های باند شده با رزین پرداخت و بیان کردند که بریج‌هایی که از آلیاژ تیتانیوم تهیه شده بود ماندگاری بیشتری نسبت به بریج‌های تهیه شده از آلیاژ Base metal داشتند. در مطالعات دیگر تأثیر ضخامت و ریتینرها بر روی میزان گیر بررسی شده است. (۲۷-۲۸) Wyatt (۲۹) در یک مطالعه مروری به بررسی کلی مقالات مرتبط با پروتزهای باند شونده با رزین پرداخته و بیان داشته است که علت شکست این گونه پروتزها جدا شدن فریم از دندانهای پایه می‌باشد که می‌توان با رعایت اصول زیر این جدا شدن فریم‌ها را کاهش داد، از جمله به انتخاب دندانهای پایه بدون لقی، تراش برای ایجاد حالت‌های گیردار و با ثبات، انتخاب مناسب آلیاژ و رعایت اصول و دقت در مراحل استفاده از سمان‌های رزینی می‌توان اشاره کرد. یکی از مشکلات آنها جدا شدن بالچه‌های پروتزهای ثابت باندشونده با رزین، می‌باشد مخصوصاً در ضخامت‌های کم فلز، مانند بیماران دیپ‌بایت که فضای اینتراکلوزالی کمی دارند. به همین جهت هدف از این مطالعه مقایسه تأثیر سه نوع آلیاژ Vera bond, Super cast و Ticonium بر گیر بریج‌های باندشونده قدامی بالا می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی ابتدا یک دندان کانین و یک دندان سانتال از جنس آکريل (Columbia Dentoform Corp., New York, N.Y) انتخاب و در قوس دندانی قرار می‌گیرد، به گونه‌ای که به اندازه یک دندان لترال فاصله داشته باشند. تراش دندانهای آکريلي شامل تراش لینگوآل و پروگزیمال به عمق تقریبی ۰/۲ میلی‌متر و با خط خاتمه تراش چمفر ملایم بوده. شیارهای پروگزیمال و رست

در ابتدا از روش خوردگی سطح جهت ایجاد حفره‌هایی برای افزایش گیر (۶) و در ادامه از تکنیک الکتروشیمیایی برای ایجاد خلل و فرج برای اتصال سرامیک به آلیاژ بیس متال استفاده می‌شد (۷) ولی بعد از آنکه از محلول اسید سیتریک و محلول اسید هیدروکلریک به منظور اچ کردن سطوح داخلی ریتینرهای بیس متال استفاده شد، به کار گرفته شد (۸)، اما برخی روشی را پیشنهاد کردند که در آن نیازی به عمل اچینگ نیست و برای آلیاژهای نابل نیز قابل استفاده است. (۹)، تکنیک مورد استفاده دیگر روش کریستال نمک‌های حذف شده می‌باشد که در این روش حبابهای مکعبی شکلی در سطح ریتینر ایجاد می‌گردد و در نهایت باعث گیر میکرومکانیکال و تولید ریتیشن می‌شود. (۱۰)، هر کدام از روشهای مذکور تأثیر متفاوتی بر روی گیر نشان داده‌اند. (۱۱)، یکی از عوامل بسیار مهم دیگر در میزان گیر نوع سمان به کار رفته می‌باشد. سمان‌های رزینی به علت استحکام کششی بالا و همچنین برقراری گیر میکرومکانیکال و باند شیمیایی با فلزات که در نهایت باعث ایجاد پیوند قویتر آنها نسبت به سایر سمان‌ها می‌شود کاربرد بیشتری دارند. (۱۲-۱۳)، البته مهمترین مزیت این سمان‌ها، عدم نیاز به مراحل لابراتواری پیچیده در حین کار می‌باشد. (۱۴)، شروع پلی‌مریزاسیون این سمان‌ها به سه طریق Dual cure, Self cure, Light cure است. (۱۵-۱۶)، Rubo و همکاران (۱۷) در مطالعه‌ای به بررسی باند کششی پروتزهای باند شونده با رزین که از چند نوع آلیاژ مختلف تهیه شده بود پرداخته و بیان کردند که نمونه‌هایی که از آلیاژ نیکل کروم و یا نیکل کروم برلیوم بوده و پس از سندبلاست با دستگاه اولتراسونیک نیز تمیز شده بودند استحکام باند مطلوبتری ایجاد کردند. علاوه بر موارد ذکر شده مانند آماده سازی سطحی و نوع سمان‌های به کار رفته، در مطالعات گذشته تأثیر عوامل دیگر مانند طراحیهای آماده سازی دندان پایه (۱۸) که خود شامل تراش سطوح راهنما، تراش سطوح محوری، شیارها و رست‌ها و ضخامت مینایی باقیمانده می‌باشد مورد بررسی قرار گرفته. (۱۹-۲۴)، از دیگر عواملی که در موفقیت درمان بریج‌های باند شونده با رزین



شکل ۲: فریم ورک ریخته شده

گیج ضخامت سنج کستینگ انجام شد. بدین ترتیب ۱۵ الگوی آکریلی بریج باند شونده تهیه گردید و اسپروگذاری و عملیات سیلندرگذاری انجام گردید. سپس الگوهای سیلندرگذاری شده به سه گروه پنج تایی جهت ریختن با سه آلیاژ غیرقیمتی:

-Vera bond (Vera bond dental alloy Albadent. California. USA).

- Super cast (Supercast dental alloy. general supplay Los angeles. USA)

-(Ticonium dental alloy.CMP industrial group.Albany NY.USA) .

Ticonium تقسیم گردید، و عملیات کستینگ معمول بر روی آنها انجام گرفت. پس از آماده‌سازی نمونه‌ها تطابق کلیه نمونه‌ها به روش چشمی با استفاده از سوند دندانپزشکی مورد بررسی قرار گرفت و در صورتی که میزان تطابق از لحاظ کلینیکی با بررسی سوند قابل قبول نبود نمونه مورد نظر حذف و مجدداً نمونه دیگری آماده می‌شد. پس از بررسی نمونه‌ها از لحاظ عدم وجود نقص در کستینگ و بررسی تطابق کامل روی دای‌های فلزی نمونه‌های مطلوب انتخاب شده و برای سمان کردن آنها از سمان PANA VIA (Kuraray Co. Osaka, Japan) استفاده گردید. (۲۱) F برای سمان کردن نمونه‌ها، ابتدا سطح نمونه‌ها (سطح تراش خورده دندانهای پایه و سطح داخلی بالچه‌ها) سندبلاست شد و پس از آن با آب شسته و خشک گردید، سپس خمیر A و B طبق ایندکس مشخص به مقدار کافی روی پد کاغذی گذاشته شد و با اسپاتول مخصوص دور از نور مستقیم خورشید یا لامپ به مدت بیست ثانیه به صورت یکنواخت مخلوط گردید. پس از آن روی سطح داخلی بالچه قرار داده

سینگلوم با استفاده از فرز کارباید ۱۶۹L و به اندازه قطر آن گذاشته شد. بعد از تراش دندانهای آکریلی (سانترال و کانین) ۱۵ قالب از آنها گرفته شد و داخل هر کدام از قالب‌ها موم (Inlay casting wax- kerr Europe-syrbon – Italia) ریخته شد و سپس یک اسپرو به مومهای دندانی داخل قالب جهت تثبیت موقعیت آنها متصل گردید. پس از آن مدل‌های مومی طی روند کستینگ معمول با آلیاژ (Commend World) (Alloys, San Digo, USA) ریخته شدند و به فلز تبدیل گشتند. بدین صورت ۱۵ نمونه فلزی آماده گردید (برای هر آلیاژ پنج نمونه) بعد از آن دندانهای پایه فلزی که با اسپرو به هم متصل بودند در آکریل مانت شدند (شکل ۱) و برای آنکه شرایط مانت کردن یکسان باشد از سورویر استفاده گردید، بدین صورت که شیارهای پروگزیمالی در امتداد سورویور قرار گرفتند و بدین ترتیب مسیر نشست و برخاست تمام نمونه‌ها یکسان گردید.



شکل ۱: دندانهای مانت شده در آکریل

جهت یکسان سازی نمونه‌ها و کنترل ضخامت اتصالات ابتدا یک نمونه فلزی از بریج باند شونده آماده شد و با گیج ضخامت سنج ابعاد آن کنترل و استاندارد شد سپس با تهیه ایندکس سیلیکونی با ماده قالبگیری پلی سیلوکسان با ویسکوزیته بالا (Zetaplus, Zhermac, Rome, Italy) از این نمونه، مدل‌های دیگر با رزین خود پلی‌ریزه شونده (Pattren resin, GC, Tokyo, Japan) تهیه و در مقابل مدل‌های میکروفیل (Microfilm-Kerr Europe-syrbon- Italia) آماده شده بود قرار داده شد. بدین ترتیب الگوی مومی روی آباتمنت تهیه گردید و پس از کنترل مجدد ضخامت و ابعاد با

با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد بررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها

پس از به دست آوردن و ثبت نیروی لازم برای جدا کردن بالچه‌ها با ضخامت ۰/۲ میلی‌متر از جنس آلیاژهای Super cast، Verabond و Ticonium اطلاعات به دست آمده از هر گروه در جدول توزیع فراوانی جمع آوری گردید. (جدول ۱)، پس از آن نتایج با آزمون آماری ANOVA One-way با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد بررسی قرار گرفتند که تفاوت معنی‌داری بین سه گروه نشان داد. ($P=0/006$)

در تکمیل آزمون ANOVA از آزمون Post hoc Tukey HSD استفاده شد. نتایج بیانگر این مطلب است که:

تفاوت آماری معنی‌داری بین گروه یک با بالچه‌هایی از جنس آلیاژ Vera bond و گروه دو با بالچه‌هایی از جنس آلیاژ Super cast دیده شد. ($P=0/038$)

تفاوت آماری معنی‌داری بین گروه یک با بالچه‌هایی از جنس آلیاژ Vera bond و گروه سه با بالچه‌های از جنس آلیاژ Ticonium به دست آمد. ($P=0/006$)

تفاوت آماری معنی‌داری بین گروه دو با بالچه‌هایی از جنس آلیاژ Super cast و گروه سه با بالچه‌هایی از جنس آلیاژ Ticonium مشاهده نشد. ($P=0/578$)

بحث

طراحی پروتزهای ثابت باندشونده با رزین در طول زمان و با مطالعات تجربی به دست آمده به طوری که امروزه با آنچه در ابتدا بوده تفاوت زیادی دارد. (۱۲-۱۵) این طراحیها با گذشت زمان به طور کل پیچیده‌تر شده‌اند و آماده سازی بیشتری برای دندانهای پایه انجام می‌گیرد به طوری که دیگر این ترمیمها را قابل برگشت نمی‌دانند. (۱) در سال ۲۰۰۰، Sen و همکارانش (۳۱) طی مطالعه‌ای بر روی آلیاژهای مختلف نشان دادند که آلیاژهای Base metal مورد استفاده در پروتزهای ثابت دارای حداکثر قدرت اتصال و آلیاژهای High noble دارای حداقل قدرت باندینگ

شد. در مرحله بعد فریم ورک بر سطح دندان پایه قرار داده شد و حدود چهل ثانیه تحت فشار یکنواخت توسط یک عمل‌کننده با فشار یکسان قرار گرفت و فشردن تا نشانیدن کامل نمونه‌ها اعمال شده است و پس از سمان کردن نمونه‌ها مجدداً نشست کامل نمونه‌ها ارزیابی گردید و (۲۷)، بعد از آن اضافات سمان برداشته شد. برای تنظیم شدن سمان دو راه وجود دارد، اول استفاده از نور به مدت بیست ثانیه و راه دوم استعمال Oxyguard II به مدت سه دقیقه استفاده شد در این مطالعه از راه دوم استفاده گردید و بعد از سمان کردن نمونه‌ها آنها را در دستگاه ترموسایکلینگ با سیکل پانصد دور و دمای ۵-۵۵ درجه قرار گرفت (۳۰-۳۴) مقالات در مورد ترموسایکلینگ و سکلیک لودینگ روشهای مختلفی را انجام داده‌اند از جمله EL Mowafy و همکار که فقط سکلیک لودینگ انجام شده است (۳۴) Mahmoud و همکار فقط ترموسایکلینگ انجام داده است (۳۵) و حتی بعضی مقالات نیز فقط به نگهداری نمونه برای ۲۴ ساعت اکتفا کرده‌اند (۲۷) با توجه به موارد فوق و امکانات موجود تصمیم به انجام ترموسایکلینگ در این مطالعه گرفته شد.

سنجش و ثبت میزان نیروی لازم برای جدا کردن بالچه‌ها:

در این مطالعه برای سنجش میزان نیروی لازم برای جدا کردن بالچه‌ها از دندانهای پایه از دستگاه اینسترون مدل ۴۳۰۱ (Model4301.instron,Buckinghamshire.UK) استفاده شد. بدین صورت که نمونه‌ها توسط وسیله‌ای که بین ریتینر و پانتیک قرار گرفته، با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه تحت کشش قرار گرفت و نتایج به دست آمده ثبت گردید. (۲۷) ۲- با توجه به تعداد نمونه‌ها و مقادیر انحراف معیار در گروههای مختلف:

الف) چگونه Normality توزیع داده‌ها ارزیابی شده است؟

ب) استراتژی انتخاب تست post hoc چگونه بوده است؟ آیا آزمون یکسانی واریانس‌ها انجام شده؟ و اگر پاسخ مثبت می‌باشد، نتیجه آن چه بوده است؟

نیروی لازم برای جدا شدن بالچه‌ها توسط دستگاه اینسترون اندازه‌گیری و با آزمون آماری One-way ANOVA

جدول ۱: مقادیر نیروهای کششی بر حسب کیلوگرم در سه گروه

گروه	نوع آلیاژ	مقادیر به دست آمده بر حسب کیلوگرم				میانگین	انحراف معیار
۱	Vera bond	۳۰/۶۰	۴۵/۸۵	۲۵/۵۸	۲۶/۳۶	۲۷/۸۳	۷/۶۷
۲	Super cast	۲۷/۲۸	۱۸/۷۳	۲۸/۰۱	۲۲/۹۶	۲۶/۸۷	۳/۹۷
۳	Ticonium	۱۲/۶۲	۲۲/۵۰	۲۵/۷۷	۲۴/۵۳	۲۰/۰۱	۵/۲۱

هستند.

سمان Panavia که یکی از سمان‌های موجود در این آزمایش بود شده است. با توجه به مطالعات ذکر شده (۳۴ - ۳۷) از محیط ترموسایکل با سیکل پانصد با دمای ۵ - ۵۵ درجه جهت انجام آزمایش استفاده گردید.

در مطالعات قبلی (۲۸) به این نتیجه رسیده‌اند که با کاهش ضخامت بالچه فلزی میزان گیر نیز کاهش می‌یابد، بنابراین در مورد بیماران دیپ بایت، کسانی که شرایط داخل دهانی آنها اجازه استفاده از ضخامتهای زیاد بالچه را نمی‌دهند به دنبال آلیاژی هستند که در ضخامتهای کم، گیر مناسبی را فراهم نمایند که طی این مطالعه نتایج نشان دادند به این نتیجه رسیده‌اند که آلیاژ Vera bond گیر بیشتر و آلیاژ Ticonium گیر کمتری دارد.

با بررسی سطح شکست نمونه‌ها مشاهده شد که پنج نمونه‌ای که از جنس آلیاژ Vera bond بودند سطح شکست همگی آنها از ناحیه بین سمان و دندانهای پایه بوده و هیچ جدا شدگی بین سمان و آلیاژ مشاهده نشده است و از طرف دیگر سطح شکست ده نمونه باقیمانده از جنس آلیاژهای Super cast و Ticonium از هر دو ناحیه (پیوند بین سمان و دندانهای پایه و سمان و آلیاژهای به کار رفته) بوده است. استحکام کششی پروتز ثابت باند شونده با رزین از جنس آلیاژ Vera Bond از استحکام کششی پروتزه‌های ثابت باند شونده با رزین از جنس دو آلیاژ Super cast و Ticonium بالاتر می‌باشد (۱۳۲۵ مگاپاسکال در مقایسه با هشتصد و سی و ۸۴۸ مگاپاسکال) که این امر نتایج این مطالعه را تأیید می‌کند همچنین سختی آلیاژ Vera bond از دو آلیاژ Super cast و Ticonium بالاتر است (چهارصد و ده در مقایسه با

Petrie و همکارانش (۳۲) در سال ۲۰۰۱ طی مطالعه مشابه‌ای نمونه‌ها را بعد از سمان کردن و قرار دادن در دستگاه ترموسایکل با سیکل پانصد و دمای ۵-۵۵ درجه مورد کشش قرار دادند که نتایج حاکی از این بود که آلیاژ Noble که با Alloy primer، پوشانده شده بود دارای بالاترین قدرت باند و آلیاژ Noble قلع اندود دارای کمترین قدرت باند می‌باشد و در سال ۲۰۰۳ Parsa و همکارانش (۳۳) نیز طی مطالعه ای مشابه تحقیق Petrie و همکارانش (۳۲) نشان دادند که آلیاژ Base metal دارای حداکثر قدرت باند و آلیاژ Noble پوشانده شده با Alloy primer حداقل قدرت باندینگ را داراست. بنابراین در این مطالعه از فلز بیس برای ساختن RBR ها استفاده گردید.

بر اساس تحقیق El-Mowafy و همکارانش (۳۴) ترکیب اثر مقاومت و گیر را با روش متفاوتی مطالعه کردند. به گونه‌ای که آنها ابتدا از Compressive load cycling (با سیکل دویست و سی هزار) استفاده کرده و سپس Tensile loading را به کار برده و مشاهده کردند که هیچ یک از نمونه‌های تحت آزمایش توسط نیروی Compressive جدا نشدند و نیرویی که باعث جدا شدن نمونه‌ها شد نیروی Tensile بود و در مطالعه حاضر از نیروی Tensile استفاده گردید.

Barclay و همکارانش (۳۶) در سال ۲۰۰۲ طی تحقیقی که روی میزان گیر پنج نوع سمان متفاوت در سه محیط مختلف، انجام دادند به این نتیجه رسیدند که میزان گیر پنج نوع سمان مختلف در سه محیط ذکر شده متفاوت است و اثر ترموسایکلینگ باعث کاهش به سزایی در میزان گیر

زیادی در باند سمان رزینی مانند Panavia تأثیرگذار هستند. از آنجا که سمان Panavia مستقیماً با فلزات بیس باند می‌شوند می‌تواند روی اختلاف گیر تأثیر بگذارد، که این می‌تواند یک عامل مداخله‌گر و محدودکننده در این مطالعه باشد و می‌توان آن را در مطالعات آینده بررسی کرد و برای حداقل رساندن عوامل مداخله‌گر در مطالعات آینده، توصیه می‌شود از هر دو آلیاژ دو صفحه مکمل ساخته و به هم باند کرده و سپس قدرت باند را اندازه‌گیری کرد.

نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیتهای این مطالعه، گیر پروتز ثابت باند شونده با رزین از جنس آلیاژ Vera bond به طور معنی‌داری بیشتر از ثابت باند شونده با رزین از جنس آلیاژ Ticonium و Super cast می‌باشد.

سیصد و شصت و سیصد و پنجاه به ترتیب) که این امر می‌تواند دلیل بر پیوند قویتر بین این آلیاژ با سیمان باشد. طبق تعریف، سختی (Hardness) عبارت است از مقاومت یک جسم در برابر نفوذ جسم سخت‌تر به گونه‌ای که هر قدر قطر سوراخ ایجاد شده طی نفوذ کمتر باشد سختی ماده بیشتر است و از طرف دیگر هر ماده‌ای دارای سختی بالاتر و خصوصیات فیزیکی بهتر باشد حاوی دانه‌های کوچکتر و ریز ساختار ظریفتر می‌باشد. (۳۷-۳۸)، به شکلی که آلیاژی که دارای سختی بیشتری است فرورفتگیهای کوچکتر اما بیشتری طی عمل سندبلاست در آن ایجاد می‌شود که خود باعث افزایش سطح بیشتر و در نهایت پیوند قویتر می‌شود (۳۷) و آلیاژی که سختی کمتری دارد هر چند که فرورفتگیهای بزرگتری در آن ایجاد می‌شود اما از لحاظ تعداد کمتر می‌باشند که با توجه به کاهش سطح ایجاد شده در مقایسه با نمونه‌های دیگر خود عاملی برای ضعیفتر بودن پیوند حاصله می‌باشد. اما باید دانست که عوامل

REFERENCES

1. Shillingburg HT. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1997, 537-562.
2. Buonocore MG. A simplified method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955Dec; 34(6):849-853.
3. Ibsen RL. One – appointment technique using an adhesive composite. Dent Surv. 1973 Feb;49(2):30-2.
4. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent. 1973 Oct;30(4):418-23.
5. Rosentiel, Land, Fujimoto. Comtemporary fixed prosthodontics. Missouri: Mosby; 2000, 26:673-695.
6. Tanaka T, Atsuta M, Uchiyama Y, Kawashima I. Pitting corrosion for retaining acrylic resin facings J Prosthet Dent. 1979 Sep;42(3):282-91.
7. Dunn B, Reisbick MH. Adherence of ceramic coatings on chromium cobalt structures. J Dent Res. 1976 May-Jun;55(3):328-32.
8. Livaditis J, Thompson VP. Etched castings. An improved retentive mechanism for resin – bonded retainers. J Prosthet Dent. 1982 Jan;47(1):52-8.
9. Mc Laughlin G. One hundred second etch technique for etched – metal fixed partial dentures. J Mich Dent Assoc. 1982 Sep;64(9):347-9.
10. Moon PC. Bond strengths of the lost salt procedure. A new retention method for resin – bonded fixed prostheses . J Prosthet Dent. 1987 Apr;57(4):435-9.

11. El – Sherif MH, El – Messery A, Halhoul MN. The effects of alloy surface treatments and resins on the retention of resin – bonded retainers. *J Prosthet Dent*. 1991 Jun;65(6):782-6.
12. Nosrat A, Khacy Ali M, Khami MR. *Cements in cantemporary dentistry*. Tehran: Shayan Nemmodar Publication; 1379, 94-104.
13. EL Mowafy, MHM Rubo. Resin – bonded fixed partial denture – A literature review with presentation of novel approach. *Int J Prosthodont*. 2000 Nov-Dec;13(6):460-7.
14. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin – bonding dentistry. *Quintessence Int*. 1998 Nov;29(11):713-24.
15. Mc Comb D. Adhesive luting cements – classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent*. 1996 Aug;17(8):759-62.
16. El Badravy WA, EL – Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements . *J Prosthet Dent*. 1995 Jun;73(6):515-24.
17. Rubo JH, Pegoraro LF. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *J Prosthet Dent*. 1995 Sep;74(3):230-4.
18. Wood M, Thompson VP. Resin – bonded prosthodontics. An update. *Dent Clin North Am*. 1993 Jul;37(3):445-55.
19. Burgess JO, McCartney JG. Anterior retainer design for resin bonded acid–etched fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1989 Apr;61(4):433-6.
20. Barrack G. Recent advances in etched cast restorations. *J Prosthet Dent*. 2005 Jan;93(1):1-7.
21. Eshleman JR, Moon PC, Barnes RF. Clinical evaluation of cast metal resin – bonded anterior fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1984 Jun;51(6):761-4.
22. Pegoraro LF, Barrack G. A comparison of bond strengths of adhesive cast restorations using different designs, bonding agents, and luting resins. *J Prosthet Dent*. 1987Feb; 57(2): 133-138.
23. Wilkes PW, Shillingburg HT Jr, Johnson DL. Effects of Resistance form on bonding strength of resin retained casting. *J Okla Dent Assoc*. 2000 Winter;90(3):16-20, 22, 24-5.
24. Saad AA, Claffey N, Byrne D, Hussey D. Effects of groove placement on retention resistance of maxillary anterior resin bonded retainers. *J Prosthet Dent*. 1995 Aug;74(2):133-9.
25. Rubo JH, Pegoraro LF, Ferreira PM. A comparison of tensile bond strengths of resin-retained prostheses made using five alloys. *Int J Prosthodont*. 1996 May-Jun;9(3):277-81.
26. Aggstaller H, Beuer F, Edelhoff D, Rammelsberg P, Gernet W. Long-term clinical performance of resin-bonded fixed partial dentures with retentive preparation geometry in anterior and posterior areas. *J Adhes Dent*. 2008 Aug;10(4):301-6.
27. Ali A. Ibrahim, and Noel Claffey. Bond strengths of maxillary anterior base metal resin – bonded retainers with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 1997 Sep;78(3):281-5.
28. Sato Y, Yuasa Y, Abe Y, Akagawa Y. Finite element and weibull analysis to estimate failure risk in resin – bonded retainers. *Int J Prosthodont*. 1995 Jan-Feb;8(1):73-8.
29. Wyatt CC. Resin-bonded fixed partial dentures: what's new? *J Can Dent Assoc*. 2007 Dec;73(10):933-8.
30. Mortazavi VS, Fathi MH. *Craige dental material*. 1th ed. Isfahan: Arkan Publication; 1371, 266-276, 315-322.

31. Sen D, Nayir E, Pamuk S. Comparison of the tensile bond strength of high – noble and base metal alloys bonded to enamel. *J Prosthet Dent*. 2000 Nov;84(5):561-6.
32. Petrie CS, Eick JD, Williams K, Spencer P. Acomparison of 3 alloy surface treatments for resin – bonded presthese. *J Prosthodont*. 2001 Dec;10(4):217-23.
33. Parsa RZ, Goldstein GR, Barrack GM, Legeros RZ. An in vitro comparison of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug;90(2):175-83.
34. EL Mowafy O, Rubu MHM. Retention of a posterior resin bonded fixed partial denture with a modified design: An invitro study. *Int J Prosthodont*. 2000 Sep-Oct;13(5):425-31.
35. Mahmoud AE L Salam shakal. Effect of tooth preparation desing on band strengths of resin- bond of prostheses: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 1997 March;77(3):243-9.
36. CW Barclay, E.L.Boyle R. Williams, PM Marquis. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*. 2002 Jun;29(6):546-52.
37. Murakami I, Barrack GM. Relationship of surface area and design to the bond strength of etched cast restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 1986 Nov;56(5):539-45.
38. Fathi MH, Funmentals of dental material in dentistry. Isfahan: Nashr-Mehrab Publication; 1367, 59-60,110.