

## بررسی مقایسه‌ای استحکام کششی باند فلز - پوسلن در دو آلیاژ بیس‌متال

دکتر فرحناز نجاتی دانش<sup>†</sup> - دکتر امید صوابی<sup>\*\*</sup> - دکتر محمد رضا آزاد<sup>\*\*\*</sup>

\*استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی اصفهان  
\*\*دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی اصفهان  
\*\*\*دندانپزشک

**Title:** Comparative study of ceramometal tensile bonding strength in two base metal alloys

**Authors:** Nejatidanesh F. Assistant Professor\*, Savabi O. Assistant Professor\*, Azad M. Dentist.

**Address:** \* Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Esfahan University of Medical Sciences

**Statement of Problem:** One of the greatest problems in metal -ceramic restorations is debonding of porcelain from dental alloys. Production of dental alloys by Iranian companies necessitates the evaluation of physical and handling properties of these products.

**Purpose:** In this study the bond strength between porcelain and two types of base metal alloys, Supercast (with beryllium) and Minalux (without beryllium) was investigated.

**Materials and Methods:** In this experimental study 10 cylindrical bars from each base metal alloy were prepared. The bars were degassed and porcelain was applied around them in a disc form (8 mm diameter and 2 mm thickness). The bond strength of porcelain to metal bars was tested with the shear strength test by Instron. Data were analyzed with student t-test and  $P < 0.05$  was considered as the limit of significance.

**Results:** The mean failure load was  $71.58 \pm 6.4$  KgF for Supercast and  $67.34 \pm 5.48$  for Minalux alloy. The bond strength of Supercast and Minalux were  $55.85 \pm 4.99$  MPa and  $52.54 \pm 4.27$  MPa respectively. The difference was statistically significant ( $P < 0.001$ ).

**Conclusions:** This study showed that nickel-chromium-beryllium alloy (Supercast) produced significantly better ceramometal bonding than nickel chromium alloy without beryllium (Minalux).

**Key Words:** Base metal alloys; Bond strength; Metal ceramic restoration; Porcelain bonding

*Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences (Vol. 18; No. 2; 2005)*

### چکیده

**بیان مسأله:** یکی از مشکلات ترمیم‌های ثابت متال - سرامیک، شکستن باند بین فلز و پوسلن می‌باشد. با تولید آلیاژهای دندانپزشکی در داخل کشور بررسی خصوصیات فیزیکی و کاری این مواد لازم به نظر می‌رسد.

**هدف:** با توجه به تولید آلیاژهای بیس‌متال در داخل کشور، مطالعه حاضر با هدف ارزیابی باندینگ آلیاژ مینالوکس (ساخت ایران) به پوسلن به عنوان یک آلیاژ فاقد بریلیوم و مقایسه آن با یک آلیاژ بیس‌متال خارجی رایج (سوپرکست) به عنوان یک آلیاژ دارای بریلیوم انجام شد.

<sup>†</sup> مؤلف مسؤول؛ آدرس: اصفهان - دانشگاه علوم پزشکی اصفهان - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی پروتزهای دندانی - تلفن: ۰۳۱۱-۶۶۸۰۳۳۹

**روش بررسی:** در این مطالعه تجربی و آزمایشگاهی، از دو آلیاژ مینالوکس و سوپرکست ۱۰ نمونه به شکل میله استوانه‌ای به طول ۵۰ و قطر ۲ میلی‌متر تهیه گردید. به دنبال آماده‌سازی، سطح میله‌ها دگاز و سپس پرسنل‌گذاری (به صورت دیسکی به ضخامت ۲ و قطر ۸ میلیمتر) انجام شد؛ سپس نمونه‌ها به نحوی درون یک مولد ویژه قرار گرفتند و توسط گچ محصور شدند که با اعمال نیرو توسط دستگاه اینسترون، نیرو تنها بر دیسک پرسنی وارد و موجب جدا شدن پرسنل از فلز گردد. نیروی شکست برای هر نمونه ثبت گردید. اطلاعات جمع‌آوری شده با استفاده از آزمون آماری t مورد تحلیل قرار گرفتند. سطح معنی‌داری  $P < 0/05$  در نظر گرفته شد.

**یافته‌ها:** میانگین نیروی لازم برای شکست پرسنل نمونه‌های آلیاژ سوپرکست  $6/4 \pm 71/58$  و برای آلیاژ مینالوکس  $48/48 \pm 67/34$  کیلوگرم نیرو و مقاومت باند پرسنل با آلیاژ مینالوکس  $27/27 \pm 52/54$  و با آلیاژ سوپرکست  $99/4 \pm 55/85$  مگاپاسکال به دست آمد که این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار بود ( $P < 0/001$ ).

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه، نشان داد که آلیاژ سوپرکست که یک آلیاژ نیکل کروم حاوی بریلیم می‌باشد، نسبت به آلیاژ مینالوکس که فاقد بریلیم می‌باشد، باند محکم‌تری با پرسنل ایجاد می‌کند.

**کلید واژه‌ها:** آلیاژهای بیس متال؛ استحکام باند؛ ترمیم‌های متال سرامیک؛ باندینگ پرسنل

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۸، شماره ۲، سال ۱۳۸۴)

## مقدمه

کروم اکسید شده، با پرسنل باند می‌شوند (۹) و پخت مکرر پرسنل به علت افزایش ضخامت لایه اکسید موجب تضعیف باند پرسنل به فلزات بیس می‌گردد (۷، ۱۰-۱۲).

در مورد باندینگ آلیاژهای بیس متال و مقایسه آنها با فلزات noble تحقیقات متعددی انجام شده است. گروهی میزان باندینگ فلزات noble را بیشتر از فلزات بیس (۱۱-۱۴) و عده‌ای دیگر کمتر از فلزات بیس گزارش کرده‌اند (۱۵، ۱۶) و در تحقیق دیگری در برخی موارد قدرت پیوند فلزات بیس کمتر و در بعضی موارد بیشتر از آلیاژهای طلا گزارش شده است (۱۷).

بررسی باند چند پرسنل و آلیاژهای بیس متال نشان داد که پرسنل‌های ویتا و سرامکو با آلیاژ Rexillum III و Pentillium مقاومت باند مشابهی دارند (۱۸). در مطالعه‌ای بر روی استحکام باند چند نوع ماده که جهت زیبایی به کار می‌روند، با آلیاژ نیکل کروم مشخص گردید که استحکام برشی باند پرسنل با آلیاژهای نیکل کروم از سایر مواد پوشاننده فلز بیشتر است (۱۹).

هماهنگ بودن ضریب انبساط حرارتی پرسنل و فلز، مراحل آماده‌سازی چهارچوب فلزی و ترکیب آلیاژ در استحکام باند

روکش‌های متال سرامیک از پرمصرف‌ترین ترمیم‌های ثابت در درمان‌های دندانپزشکی می‌باشند. یکی از مشکلات این نوع ترمیم‌ها باند بین پرسنل و فلز است که از طریق مکانیسم‌های شیمیایی، مکانیکی، فشاری و نیروهای واندروالس تأمین می‌گردد. از میان آنها، اتصال شیمیایی فلز و پرسنل اهمیت بسیاری دارد. آلیاژهای طلا باند خوبی با پرسنل ایجاد می‌کنند. تحقیقات نشان داده است که وجود فلزات بیس در آلیاژهای noble موجب باندینگ قویتر پرسنل به فلز می‌گردد (۱-۵).

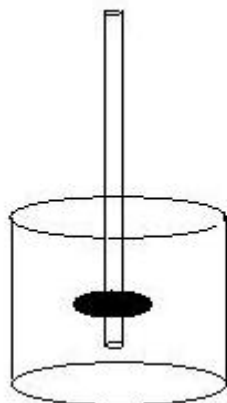
امروزه به علت قیمت بالای طلا و نیاز به آلیاژهای مقاوم در برابر خزش (creep)، آلیاژهای فلزات بیس نیز کاربرد بسیاری در ترمیم‌های متال سرامیک پیدا کرده‌اند. این آلیاژها دارای خواص مطلوبی نظیر قیمت پایین، استحکام و دمای ذوب بالا و مقاومت به تغییر شکل به هنگام پخت پرسنل می‌باشند ولی نسبت به تکنیک کاربرد بسیار حساس می‌باشند و تکنسین باید برای کار با آنها مهارت بیشتری داشته باشد (۲، ۶-۸).

در آلیاژهای بیس متال فلزات تشکیل‌دهنده آلیاژ مانند

کروم	٪۱۴	٪۱۲
مولیبدن	٪۵	٪۳/۵
بریلیوم	٪۱/۶	۰

نمونه‌ها پس از خروج از سیلندر سندبلاست و پرداخت شدند؛ سپس از سندبلاست اکسید آلومینیوم و حمام اولتراسونیک آب مقطر جهت شستشو استفاده گردید.

برای پرسن گذاری نمونه‌ها ابتدا دگاز و سپس از پودر پرسن سرامکو برای تمام آنها استفاده شد. پرسن اپک طی دو مرحله پخت در ناحیه مشخصی از میله‌های استوانه قرار گرفت. پرسن بدنه به صورت دیسک بر روی اپک شکل داده شد. به منظور استاندارد نمودن ابعاد دیسک پرسن، مولدی توسط مواد قالبگیری سیلیکونی تهیه و پس از قرار دادن میله درون مولد، پرسن در داخل آن متراکم گردید. سپس مراحل پخت طبق دستور کارخانه (تحت خلأ در مدت ۶ دقیقه تا ۹۲۰ درجه سانتیگراد و ۱ دقیقه باقی ماندن در همین درجه حرارت) انجام و در خاتمه نمونه‌ها گلیر شدند. ضخامت دیسک پرسن ۲ میلی‌متر و قطر آن ۸ میلی‌متر بود و ضخامت توسط گیج کنترل شد. مولد استوانه‌ای از آهن به قطر ۲۰ و طول ۲۵ میلی‌متر ساخته شد. یک طرف این مولد باز بود و در طرف دیگر آن سوراخی به قطر ۳ میلی‌متر وجود داشت. ابتدا میله‌های استوانه‌ای به همراه دیسک پرسن در قسمتهای مشخصی توسط موم اینله پوشانده شدند تا گیج با خود میله تماس نداشته باشد؛ سپس نمونه‌ها درون مولد فلزی قرار داده شدند. پس از چرب کردن مولد فلزی، گیج ولمی‌کس (Vel-Mix stone, SDS Kerr) داخل مولد ریخته شد (شکل ۱).



مؤثر است. برخی مطالعات افزودن بریلیوم را جهت افزایش استحکام باند مورد تأیید قرار داده‌اند (۱۳، ۲۰-۲۲). در مقابل برخی از محققان وجود بریلیوم را برای ایجاد باند مناسب با پرسن ضروری نمی‌دانند (۲۳)؛ همچنین سمیت فلزات و بریلیوم برای افرادی که با آن کار می‌کنند، موجب تقاضا برای فلزات مناسبتر شده است (۲۴، ۲۲).

با توجه به تولید آلیاژهای بیس‌متال در ایران، مطالعه حاضر با هدف ارزیابی باندینگ آلیاژ مینالوکس (ساخت ایران) به پرسن به عنوان یک آلیاژ فاقد بریلیوم و مقایسه آن با یک آلیاژ بیس‌متال خارجی رایج (سوپرکست) به عنوان یک آلیاژ دارای بریلیوم انجام شد. ترکیب اصلی آلیاژهای مورد مطالعه در جدول ۱ نشان داده شده است.

## روش بررسی

این مطالعه تجربی و از نوع آزمایشگاهی و شیوه نمونه‌گیری آسان بود. در این تحقیق از آلیاژهای سوپرکست<sup>۱</sup> و مینالوکس<sup>۲</sup> و پودر پرسن سرامکو<sup>۳</sup> استفاده گردید و تعداد نمونه ۱۰ عدد بود. برای تهیه نمونه‌ها، میله‌های استوانه‌ای فلزی به قطر ۲ میلی‌متر به قطعاتی به طول ۵ سانتی‌متر برش داده شدند و تعداد ۴-۶ عدد از آنها داخل سیلندر قرار گرفت، سپس توسط گیج سرامی گلد (Ceramigold, Whip Mix Co) و تحت خلأ اینوستینگ انجام گردید.

پس از سخت شدن گیج، الگوی فلزی از درون آن خارج و عمل کستینگ به ترتیب با فلز سوپرکست و مینالوکس (۱۰ نمونه از هر کدام) طبق دستور کارخانه انجام گردید.

### جدول ۱- ترکیب اصلی آلیاژهای سوپرکست و مینالوکس

آلیاژ	سوپرکست	مینالوکس
نیکل	٪۷۵	٪۷۵

<sup>۱</sup> Supercast, 1251 S.LU Cienega Blvd. Los Angeles, CA. USA

<sup>۲</sup> شرکت مهندسی موادکاران - تهران

<sup>۳</sup> Ceramco Inc, New York N.Y

سوپرکست ۵۵/۸۵ مگاپاسکال و با آلیاژ مینالوکس ۵۲/۵۴ مگاپاسکال بود که از نظر آماری بین مقاومت باند پرسن در دو گروه آلیاژهای سوپرکست و مینالوکس اختلاف معنی‌داری وجود داشت ( $P < 0.001$ ) (جدول ۳).

### بحث

انتخاب یک آلیاژ برای ترمیم‌های متال سرامیک به عوامل متعددی از جمله سمیت، سختی، قابلیت ریختگی، سهولت خاتمه کار (finishing) و پالیش، مقاومت در برابر خوردگی، سازگاری با انواع خاص پرسن، استحکام باند با پرسن، مهارتهای تکنسین و اولویتهای شخصی دندانپزشک و تکنسین برای ساخت ترمیم بستگی دارد (۱۳،۳).

صعود قیمت فلزات نابل منجر به علاقه گسترده به استفاده از آلیاژهای بیس‌متال شده است. این آلیاژها دارای ویژگیهای مطلوبی مانند قیمت پایین، سختی و قدرت بیشتر، نقطه ذوب بالا و تغییر شکل کمتر طی پخت پرسن هستند.

جدول ۲- میزان نیروی شکست باند پرسن در دو گروه برحسب مگاپاسکال

نمونه	سوپرکست	مینالوکس
۱	۵۴/۲۹	۵۷/۷۱
۲	۶۴/۴۵	۵۶/۵۱
۳	۵۱/۱۳	۴۶/۷۴
۴	۵۳/۷۴	۵۰/۲۰
۵	۵۶/۱۹	۵۷/۹۳
۶	۵۴/۲۱	۵۱/۶۹
۷	۶۰/۹۱	۵۱/۷۱
۸	۵۶/۸۳	۵۳/۳۳
۹	۴۹/۱۱	۵۰/۰۰
۱۰	۵۷/۴۵	۴۹/۵۳

جدول ۳- شاخصهای آماری نیروی شکست (Kgf) و میزان باند پرسن برحسب مگاپاسکال

گروه	نیروی شکست	انحراف معیار	خطای معیار	میانگین مقاومت باند	p-value

شکل ۱- طرح شماتیک نمونه‌های تهیه‌شده جهت آزمون کشش پس از تهیه نمونه‌های نهایی، نمونه‌ها کدگذاری و آماده اعمال نیروی کششی توسط دستگاه اینسترون (Instron Engineering Crop, Canton, Mass) شدند. مولد در دستگاه ثابت و میله استوانه‌ای از طریق فک گیرنده نمونه‌های تخت گرفته شد. نحوه اعمال نیرو ۱ میلی‌متر در دقیقه تحت کشش بود و نیروی شکست بر حسب کیلوگرم نیرو به دست آمد.

برای به دست آوردن میانگین مقاومت باند پرسن یا مقاومت تنش برشی، میانگین نیروی شکست بر مساحت فصل مشترک آلیاژ و پرسن تقسیم شد. در این تحقیق سطح مشترک آلیاژ با پرسن مساحت استوانه‌ای به شعاع ۱ و طول ۲ میلی‌متر بود که از رابطه  $Rh \pi$  ۲ به دست آمد ( $12/56 \text{ mm}^2$ ). به طور معمول میزان تنش برحسب مگانیوتن بر مترمربع ( $\text{MN/m}^2$ ) یا بر حسب مگاپاسکال بیان می‌گردد. به این ترتیب میانگین مقاومت باند پرسن با هر آلیاژ (تنش برشی بر حسب مگاپاسکال) با فرمول زیر به دست می‌آید:

$$\text{نیروی شکست (نیوتن)} / \text{سطح مشترک آلیاژ پرسن (mm}^2\text{)} = \text{تنش برشی (مگاپاسکال)}$$

به منظور تحلیل آماری داده‌ها از آزمون t مستقل استفاده گردید. سطح اطمینان ۹۵٪ به عنوان سطح معنی‌داری آزمون انتخاب گردید ( $P < 0.05$ ).

### یافته‌ها

پس از قرار دادن نمونه‌ها در دستگاه اینسترون و اعمال نیرو، نیروی شکست برحسب کیلوگرم نیرو ثبت شد. جدول ۲ نیروی شکست دو گروه مورد آزمایش را نشان می‌دهد.

میانگین نیروی شکست نمونه‌های سوپرکست  $71/58 \pm 6/4$  و برای آلیاژ مینالوکس  $67/34 \pm 5/48$  کیلوگرم نیرو به دست آمد. میانگین مقاومت باند پرسن با آلیاژ

سوپرکست	۷۱/۵۸	۵/۷۴	۰/۴۱	۵۵/۸۵	۰/۰۰۰
مینالوکس	۶۷/۳۴	۴/۷۴	۱/۵۳	۵۲/۵۴	

Wiron 88 نشان داد که استحکام باند پرسن با Rexillum III که حاوی برلیوم می‌باشد، به طور مشخصی بالاتر است (۲۰). در مطالعه ساختمان میکروسکوپی بین ماتریکس پرسن، عامل باندینگ و حد فاصل ماتریکس آلیاژ ضخامت لایه اکسید در آلیاژ Rexillum III و Unibond (دارای برلیوم) نازکتر از لایه اکسید در آلیاژهای Unibond و Wiron 88 (فاقد برلیوم) بود (۲۶). در تحقیق حاضر نیز آلیاژ سوپرکست حاوی ۱/۶٪ برلیوم و آلیاژ مینالوکس فاقد برلیوم بود؛ بنابراین بیشتر بودن میزان باند پرسن با آلیاژ سوپرکست را می‌توان به وجود برلیوم نسبت داد. به علاوه پس از مرحله دگاز به طور وضوح لایه اکسید اضافی در آلیاژ مینالوکس نسبت به آلیاژ سوپرکست مشهود بود.

اما در تحقیق دیگری بر روی چهار آلیاژ بیس متال دارای برلیوم و فاقد برلیوم، Wiron 88 (فاقد برلیوم) بیشترین باند پرسن و آلیاژ را ایجاد کرد (۲۱). اختلاف نتایج این تحقیق با تحقیقات دیگر احتمالاً به علت متفاوت بودن روش آماده‌سازی سطح آلیاژ و نوع پرسن بکار رفته و استفاده از عوامل باندینگ بوده است.

Bezzon نیز در مطالعه خود اختلاف معنی‌داری در استحکام باند پرسن با آلیاژ حاوی برلیوم و بدون برلیوم مشاهده نکرد. این اختلاف شاید مربوط به نوع آلیاژ مورد استفاده آنها باشد که یک آلیاژ آزمایشی حاوی برلیوم بوده است و ترکیب خاص آن منجر به یافته‌های مشابه گردیده است (۲۳).

با توجه به محدودیتهای تحقیق حاضر، می‌توان نتیجه گرفت که آلیاژ مینالوکس از نظر قدرت باند با پرسن نسبت به سوپرکست ضعیف‌تر است و کاربرد کلینیکی آن باید با در نظر گرفتن این محدودیت انجام پذیرد.

این آلیاژها در کرون‌های تمام فلز، کرون‌های متال سرامیک و بریج‌های طویل و بریج‌های باندشونده با رزین پیشرفت زیادی کرده‌اند.

در این تحقیق میزان باند دو آلیاژ سوپرکست و مینالوکس به پرسن مورد بررسی قرار گرفت. میزان باند پرسن به آلیاژ سوپرکست بیشتر از آلیاژ مینالوکس بود.

قدرت باند پرسن با فلزات بیس به میزان تشکیل اکسید نیکل یا کروم بستگی دارد. در واقع وقتی اکسیدهای این فلزات بیس با پرسن ترکیب می‌شوند، ضریب انبساط حرارتی پرسن کم می‌شود و به این ترتیب باعث می‌گردد که تنش‌های باقیمانده در محل باند افزایش یابد و چنانچه از تولید اکسید فلزات بیس جلوگیری شود امکان ایجاد باند بهتری وجود خواهد داشت (۱۰، ۱۱، ۱۸). در مطالعه‌ای بر روی اثر ترکیب شیمیایی آلیاژهای نیکل کروم بر باندینگ پرسن و فلز نشان داده شد که آلیاژهای نیکل کروم با درصد کروم بالاتر لایه اکسید بیشتر و نیز باندینگ ضعیف‌تری بین پرسن و فلز ایجاد می‌کند و برعکس وجود آلومینیوم و برلیوم در ترکیب آلیاژ رشد لایه اکسید را محدود کرده، استحکام باندینگ را افزایش می‌دهند (۲۵).

برلیوم جزئی رایج از آلیاژهای بیس متال است که برای محدود کردن شکل‌گیری اکسید، افزایش قابلیت ریختگی و تطابق بهتر casting به آنها اضافه می‌گردد (۱۰، ۲۰، ۲۱). در مطالعه‌ای با بررسی آلیاژهای بیس متال مشخص گردید که آلیاژهای نیکل کروم دارای برلیوم نسبت به آلیاژهای نیکل کروم فاقد برلیوم باند بهتری بین پرسن و آلیاژ ایجاد می‌کنند (۱۳).

در تحقیق دیگری مقایسه دو آلیاژ Rexillum III و

## منابع:

1-Mclean JW, Sced IR. Bonding of dental porcelain to metals. I. The gold alloy/ porcelain bond. Trans J Br Cer Soc. 1973; 72:229

۲- مکین ج . اصول و مبانی کاربرد سرامیکهای دندانپزشکی. ترجمه: سازگارا ج. چاپ اول. تهران: انتشارات طلایه، ۱۳۷۴، ص ۷۷.

- 3- Brantley WA, Laub LW. Metal Selection. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3<sup>rd</sup> ed. St. Louis: Mosby Inc; 2001:497-509.
- 4- Sced IR, McLean JW, Hotz P. The strengthening of aluminous porcelain with bonded platinum foils. J Dent Res 1977; 56 (9):1067-69.
- 5- Vickery RC, Badinelli LA. Nature of attachment forces in porcelain-gold systems. J Dent Res 1968; 47: 683-89.
- 6- Moffa JP. Physical and mechanical properties of gold and base-metal alloys. In: Alternatives to gold alloys in dentistry. Conference Proceeding N.I.H; 1977:81-93.
- 7- Nitkin DA, Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. J Am Dent Assoc. 1976; 93: 622-29.
- 8- Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996: 442-53.
- 9- Brantley WA, Laub LW. Porcelain-alloy bonding. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3<sup>rd</sup> ed. St. Louis: Mosby; 2001: 617-20.
- 10- Mclean JW, Sced IR. Bonding of dental porcelain to metals. II. The base-metal alloy/ porcelain bond. Trans J Br Cer Soc. 1973; 72:235.
- 11-Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of porcelain to ceramic metal alloys. J Prosthet Dent 1987;57:26-29.
- ۱۲- رشیدان نیره، گرامی‌پناه فریده. بررسی مقاومت باند پرسنل با آلیاژهای دندانپزشکی و اثر پخت مکرر پرسنل بر آن. مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، ۱۳۷۷؛ جلد ۱۱: ۴۲-۵۰.
- 13-O'Connor RP, Mackert JR Jr, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. J Prosthet Dent. 1996; 75: 367-74.
- 14- Ding WS, Wang D, Lan J, Du ZX, Liu WX. The test of metal-ceramic bonding strength among three ceramic alloys. Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2004; 13: 186-88.
- 15-Anthony DH, Burnett AP, Smith DL. Shear test for measuring bonding in cast gold alloy-porcelain composites. Dent Res. 1970; 49:27-33.
- 16- Moffa JP, Lugassy AA, Gucker AD, Gettleman L. An evaluation of non-precious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. J Prosthet Dent. 1973; 30:424-31.
- 17- Lubovich PR, Goodkind RJ. Bond strength studies of precious, semiprecious, and non-precious ceramic-metal alloys with two porcelains. J Prosthet Dent. 1977; 37:288-99.
- 18- Quinones EE, Vermilyea SG, Griswold WH. Apparent bond strength of non-noble alloy-porcelain combinations. J Prosthet Dent. 1985; 54: 359-61.
- 19- Almihatti HJ, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarino AC. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. J Dent. 2003; 31: 205-11.
- 20-Hsu CS, Wu YT. The shear bond strength of porcelain and base metal alloys for metal-ceramic crown (VII). Kaohsiung J Med Sci. 1997; 13:730-37.
- 21- Hsu CS, Wu YT. The shear bond strength of porcelain and base metal alloys for metal-ceramic crown (VI). Kaohsiung J Med Sci. 1997; 13:721-29.
- 22- Graham JD, Johnson A, Wildgoose DG, Shareef MY, Cannavina G. The effect of surface treatments on the bond strength of a non-precious alloy-ceramic interface. Int J Prosthodont. 1999; 12:330-34
- 23- Bezzon OL, Riberio RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. J Prosthet Dent. 2001; 85: 299-304.
- 24- Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. Int J Prosthodont 2003; 18:8-12.
- 25- Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. J Oral Rehabil. 2005; 32: 206-201.
- 26- Wang CC, Hsu CS. The bonding mechanisms of base metals for metal-ceramic crown microstructure analysis of bonding agent and gold bond between porcelain and base metals. Kaohsiung J Med Sci. 1996;12: 326-38.

