

## بررسی مقایسه‌ای استحکام باند برشی براکت‌های فلزی باند شده به پرسلن با روش‌های مختلف آماده سازی سطح پرسلن

دکتر غلامرضا اسلامی امیرآبادی<sup>۱</sup> - دکتر سمانه مهویدی زاده<sup>۲</sup> - دکتر مجید نصیری<sup>۳</sup>

۱- استادیار گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد

۲- دستیار تخصصی گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد

۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

### Comparative evaluation of the shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain using different porcelain surface treatments

Eslami Amirabadi GH<sup>1</sup>, Mahvidizadeh S<sup>2</sup>, Nasiri M<sup>3</sup>

1- Assistant Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Shahed University

2- Postgraduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Shahed University

3- Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

**Background and Aims:** The aim of this in vitro study was to compare shear bond strength of metal brackets bonded to dental porcelain on the basis of presence or absence of silane, type of acid [hydrofluoric acid (HF) or phosphoric acid (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>)] and roughness of porcelain surface (glazed or deglazed) within mouth-like environment.

**Materials and Methods:** Eighty glazed ceramic disks were randomly divided into 8 groups of 10 disks: group 1 [HF+silane], group 2 [deglazed+HF+silane], group 3 [HF], group 4 [deglazed+HF], group 5 [H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>+silane], group 6 [deglazed+H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>+silane], group 7 [H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>], group 8 [deglazed+H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>]. Then the brackets were bonded and thermocycled. After that, shear bond strength test was done using the Zwick device and the type of bond failure was determined under stereomicroscope at 4X magnification. 3-way ANOVA and Kruskal-Wallis were used for statistical analyses.

**Results:** The shear bond strength for the test groups were as follows: group (1):13.05±7.7 MPa, group (2):25.16±10.66 MPa, group (3):6.7±5.86 MPa, group (4):15.39±8.97 MPa, group (5):12.76±7.91 MPa, group (6):13.57±7.85 MPa, group (7):0.54±0.67 MPa, group (8): 9.34±6.52 MPa. The type of bond failure in all groups was adhesive failure except for group 2. No significant difference in the interaction between (glazed or deglazed), (presence or absence of silane), and type of acid was found (P>0.05).

**Conclusion:** Under the conditions of this study, the best clinical method was the use of 37% phosphoric acid and silane that resulted in the optimal clinical strength and adhesive bond failure.

**Key Words:** Silane; Shear strength; Dental porcelain; Hydrofluoric acid

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2011;24(1):26-35

### چکیده

**زمینه و هدف:** هدف از این مطالعه مقایسه آزمایشگاهی (in vitro) استحکام باند برشی براکت‌های فلزی باند شده به پرسلن براساس وجود یا عدم وجود سایلن، نوع اسید، اسید هیدروفلوئوریک (HF) یا اسید فسفریک H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> و زبر کردن سطح پرسلن (Glazed or deglazed) در محیطی مشابه دهان بود.

**روش بررسی:** ۸۰ عدد دیسک سرامیکی گلز شده به طور تصادفی در ۸ گروه ۱۰ تایی قرار گرفتند: گروه ۱ (HF + سایلن)، گروه ۲ (بی گلز + HF + سایلن)، گروه ۳ (HF)، گروه ۴ (بی گلز + HF)، گروه ۵ (اسید فسفریک + سایلن)، گروه ۶ (بی گلز + اسید فسفریک + سایلن)، گروه ۷ (اسید فسفریک تنها)، گروه ۸ (بی گلز + اسید فسفریک). سپس براکت‌های فلزی به آنها باند شدند و ترموسایکل گردیدند. نمونه‌ها در نهایت تحت آزمایش Shear Bond Strength (S.B.S)

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- خیابان ایتالیا- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد- گروه آموزشی ارتودنتیکس  
تلفن: ۰۹۱۱۱۷۱۷۹۴۵ نشانی الکترونیک: samaneh\_mahvidy@yahoo.com

توسط دستگاه Zwick قرار گرفتند و نوع شکست باند توسط Stereomicroscope ۴X بررسی گردید. آنالیز 3-way ANOVA و Kruskal-Wallis برای بررسی آماری داده‌ها استفاده شدند.

**یافته‌ها:** استحکام باند برشی در؛ گروه ۱:  $13/05 \pm 7/7$  MPa، گروه ۲:  $25/16 \pm 10/66$  MPa، گروه ۳:  $6/7 \pm 5/86$  MPa، گروه ۴:  $15/39 \pm 8/97$  MPa، گروه ۵:  $12/76 \pm 7/91$  MPa، گروه ۶:  $13/57 \pm 7/85$  MPa، گروه ۷:  $0/54 \pm 0/67$  MPa و گروه ۸:  $9/34 \pm 6/52$  MPa بود. همچنین غیر از گروه ۲ در بقیه گروه‌ها، شکست باند (Bond Failure) غالباً از نوع Adhesive مشاهده شد. اثر Interaction دوتایی و سه تایی بین وجود یا عدم وجود گلیز و سایلن و نوع اسید معنی‌دار نبود ( $P > 0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** بهترین روش از نظر کلینیکی استفاده از اسید فسفریک ۳۷٪ و سایلن بر سطح سرامیک گلیز شده است که استحکام باند قابل قبولی از نظر کلینیکی می‌دهد و نوع شکست باند آن از نوع Adhesive می‌باشد.

**کلیدواژه‌ها:** سایلن؛ استحکام برشی؛ پرسن دندان؛ اسید هیدروفلوئوریک

وصول: ۸۹/۱۲/۱۸ اصلاح نهایی: ۹۰/۰۲/۰۱ تأیید چاپ: ۹۰/۰۲/۱۲

## مقدمه

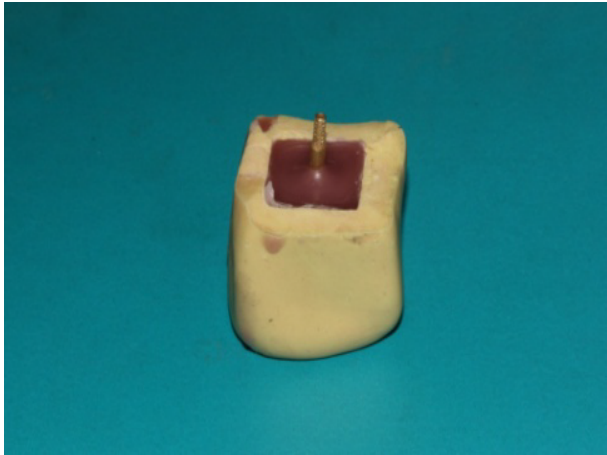
گرفتند که با ایجاد سایش (سندبلاست) با ذرات  $SiO_2$  یا  $Al_2O_3$  به همراه کاربرد سایلن می‌توان نیاز به اسپینگ، پرایمر و عامل باندینگ را حذف کرد.

در مطالعه مشابه دیگری نیز به بررسی استحکام باند برشی براکت‌های ارتودنسی به سرامیک پرداخته شد (۵). نتایج نشان داد که کاربرد اسید فسفریک به همراه کامپوزیت یا سیانواکریلات برای باند براکت‌ها به سطح سرامیکی کمترین (S.B.S) Shear Bond Strength را ایجاد می‌کند. در حالیکه استفاده از پرایمر S.B.S، Self etching بالاتری ایجاد می‌نماید. همچنین این محققین نتیجه گرفتند قابل اعتمادترین تکنیک باندینگ به سطوح سرامیکی روش میکروچا و کاربرد HF و سایلن قبل از باندینگ است ولی این روش بیشترین صدمات را هم به سطح پرسن ایجاد می‌کند.

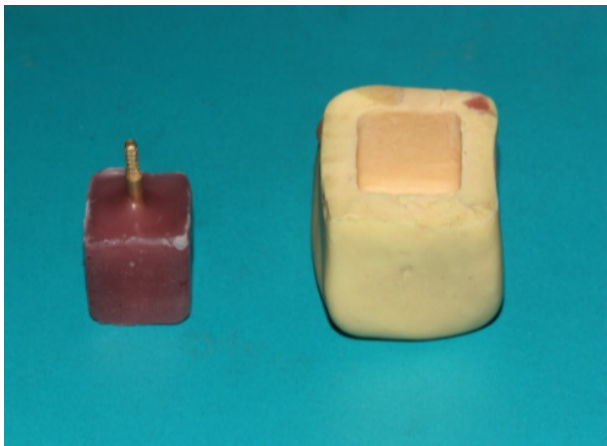
گروه دیگری از محققان در یک مطالعه آزمایشگاهی به بررسی باند مستقیم براکت‌های ارتودنسی بر روی سرامیک‌های Veneer laminates دندان‌های سانتال پائین گوساله پرداختند (۲). ایشان از ۱۶۰ نمونه در ۱۶ گروه (در هر گروه ۱۰ نمونه) استفاده کردند و نتیجه گرفتند که با افزایش زمان بین باند و دبانند براکت‌ها، به طور مشخص نیروی دبانند افزایش می‌یابد. به علاوه ایجاد خشونت سطحی و کاربرد سایلن سبب افزایش قابل ملاحظه‌ای در استحکام باند برشی (S.B.S) اتصال براکت به سرامیک می‌شود. آنها همچنین به این نتیجه رسیدند که بیشترین میزان شیوع شکست پرسن در گروهی است که لایه گلیز برداشته شده و سپس از سایلن و رزین پرفیلر (با ۸۰ – ۷۵٪ وزنی فیلر) استفاده شده بود. در حالیکه در گروه‌هایی که از

سرامیک یکی از متداول‌ترین مواد ترمیمی در دندانپزشکی مدرن می‌باشد و انواع متنوعی از ترمیم‌های سرامیکی، از جمله انواع ونیرها، ژاکت کراون‌ها، روکش و بریج‌های سرامیکی متصل به فلز (PFM) به طور گسترده در ترمیم دندان‌های به شدت تخریب شده یا جایگزینی دندان‌های از دست رفته خصوصاً در بیماران بالغ مورد استفاده قرار می‌گیرند (۱،۲). کنده شدن مکرر اتچمنت‌های ارتودنسی یک مشکل بزرگ در ارتودنسی است که موجب اختلال در روند درمان، افزایش مدت درمان و اتلاف وقت قابل توجه در کلینیک جهت اتصال مجدد اتچمنت‌های کنده شده می‌گردد. امروزه امکان باندینگ بر روی سطوحی غیر از مینا از جمله سرامیک‌ها به وجود آمده است و روش‌ها و مواد گوناگونی در این زمینه معرفی شده‌اند. متأسفانه اکثر روش‌های باندینگ به سرامیک در ارتودنسی، پتانسیل صدمه به خود روکش یا ونیر و یا صدمه به بافت‌های دهانی را به خاطر کاربرد اسید قوی HF (اسید هیدروفلوریک) دارند. کاربرد HF برای اچ نمودن پرسن در محیط دهان خطر بالقوه‌ای را برای بافت‌های دهان دارا می‌باشد (۳). در یک مطالعه به بررسی ۵ روش آماده سازی سطح سرامیک فلدسپاتیک گلیز شده برای باند براکت‌های پلی کربنات پرداخته شد (۴). براکت‌ها پس از باند ترموسایکل شدند، سپس تحت آزمایش Shear با سرعت دستگاه ۱ mm/min قرار گرفتند. پس از دبانندینگ محل شکست به طور چشمی بررسی شد. محل شکست در گروه اسید فسفریک در حدفاصل کامپوزیت/سرامیک و از نوع Adhesive بوده ولی بقیه گروه‌ها ترکیبی از انواع شکست‌ها را نشان می‌دادند. این محققین نتیجه

از قطع کردن طول اضافی Pin از انتهای بلوک آکریلی، سطح آکریل Polish شد که حال برای شروع باند کردن براکتها آماده است. شکل ۱ مراحل لابراتواری تهیه بلوکهای آکریلی را نشان می‌دهد.



الف



ب

شکل ۱- (الف و ب) مراحل لابراتواری تهیه بلوکهای آکریلی

براکت‌های مورد استفاده در این مطالعه، براکت‌های استیل Standard edge wise.018 (Dentaurum Germany) با LOT number: ۳۹۰۹۹۶ برای دندان‌های سانترال پایین با Torque و Angulation صفر درجه بوده است. علت انتخاب براکت سانترال پایین این بود که سطح Base این براکت با سطح صاف دیسک پرسلنی تطابق بیشتری دارد و علت استفاده از براکت‌های شرکت Dentaurum این بود که براکت‌های این شرکت جزء براکت‌های رایج مصرفی توسط ارتودنتیست‌ها می‌باشند و در نهایت، نتایج قابلیت تعمیم

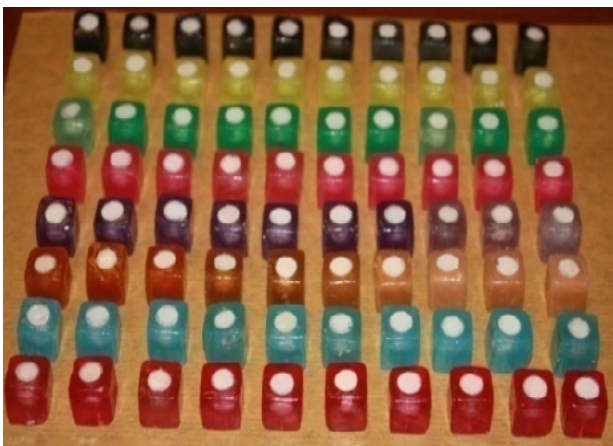
سایلن استفاده نشده و رزین به کار رفته در آنها از نوع کم فیلر (با ۶۰ – ۵۰٪ وزنی فیلر) بوده است، هیچگونه شکست در پرسلن مشاهده نشد.

بنابراین استفاده از یک تکنیک باندینگ که قدرت مناسب برای تحمل نیروهای ارتودنسی در طی درمان را دارا باشد و از طرف دیگر حداقل صدمه را به سطح پرسلن و بافت نرم دهان وارد نماید، ضروری به نظر می‌رسد. هدف از این مطالعه مقایسه آزمایشگاهی (in vitro) استحکام باند برشی براکت‌های فلزی باند شده به پرسلن براساس وجود یا عدم وجود سایلن، نوع اسید و زبر کردن سطح پرسلن (Glazed or deglazed) در محیطی مشابه دهان بود.

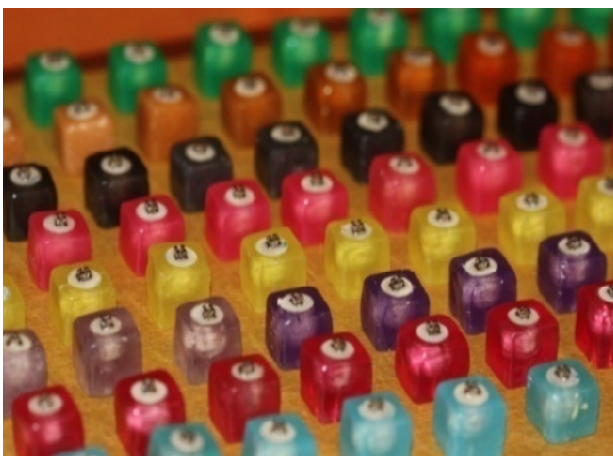
### روشن بررسی

در این مطالعه مداخله‌ای (Interventional) که به صورت آزمایشگاهی (in vitro) انجام شد، تعداد ۸۰ عدد دیسک سرامیکی گلپز شده (با ضخامت ۳ میلی‌متر و قطر ۸ میلی‌متر) از جنس سرامیک فلدسپاتیک تحت شرایط یکسان و به وسیله یک فرد عمل‌کننده توسط مولدی که به همین منظور آماده شده بود، تهیه شدند. دیسک‌ها به صورت چشمی از نظر وجود ترک و هرگونه نقص بررسی گشتند. پس از تقسیم تصادفی دیسک‌های گلپز شده در ۸ گروه ۱۰ تایی، آنها داخل بلوک‌های آکریل پختنی Embed شدند. برای تسهیل تفکیک گروه‌های مختلف آماده سازی سطح پرسلن، هر ۱۰ نمونه با رنگ خاصی از آکریل مفل گذاری شدند: نارنجی (گروه ۱)، زرد (گروه ۲)، سیاه (گروه ۳)، بنفش (گروه ۴)، صورتی (گروه ۵)، سرخابی (گروه ۶)، آبی (گروه ۷) و سبز (گروه ۸). برای ایجاد گیر دیسک پرسلنی در داخل بلوک‌های آکریلی ۱/۵×۱/۵ سانتی‌متر، از گیر مکانیکی توسط Dowle pin استفاده شد تا اطمینان حاصل گردد که حین اعمال نیروی برشی دیسک از آکریل جدا نشود. برای هم سطح سازی سطح دیسک و سطح آکریل اطراف آن به گونه‌ای که گلپز پرسلن از دست نرود، ابتدا دیسک پرسلنی توسط Dowle pin با موم Fix شد، سپس داخل یک قالب سیلیکونی که ابعاد داخلی آن ۱/۵×۱/۵ سانتی‌متر بود، قرار گرفت و داخل قالب با موم گرم پر شد. پس از سرد شدن موم، قالب سیلیکونی از اطراف مکعب مومی برداشته شده و پروسه مفل گذاری انجام گرفت. به این ترتیب موم با آکریل جایگزین گشته و پس

هوا شسته شده و برای ۵ ثانیه خشک گردیدند (طبق دستورالعمل کارخانه) و در گروه‌های ۳، ۴، ۷ و ۸ از الکل ایزوپروپیل ۷۰٪ (به عنوان گروه کنترل) استفاده شد. بعد یک لایه Light-cure adhesive primer (3M, UniTek, Monorovia, Ca, USA) به سطح پرسنل زده شد و با پوآر ملایم هوا نازک گردید و برای ۱۰ ثانیه توسط دستگاه لایت، کیور شد. براکت پس از قرار دادن کامپوزیت 3M در پشت آن در وسط سطح پرسنل آماده شده قرار داده شد و با نیروی دست عمل کننده روی سطح فشرده شد تا اضافات کامپوزیت از اطراف Base براکت بیرون بزند. اضافات کامپوزیت با یک سوند از اطراف براکت برداشته شد. نور دستگاه لایت جهت پلیمریزاسیون کامپوزیت برای ۳۰ ثانیه مورد استفاده قرار گرفت. شکل ۲ نمونه‌ها را قبل و بعد از باند براکت نشان می‌دهد.



الف



ب

شکل ۲- (الف و ب) نمونه‌ها قبل و بعد از باند براکت

بیشتری به کارهای کلینیکی متداول دارد. براساس نظر سرویس فنی این شرکت مساحت قاعده این براکت‌ها برابر با حدوداً  $10 \text{ mm}^2$  می‌باشد.

اسید هیدروفلوئوریک (Hydrofluoric acid) به کار رفته در این تحقیق ژل ۱۱٪ (Kimia-Iran) با شماره سریال ۰۱۲۰۱۰ بود. pH این اسید کمتر از ۲ بوده و در صورت تماس با پوست، چشم و یا مخاط توانایی صدمه زدن به آنها را دارد. HF مایع فرار است و باعث تحریک سیستم تنفسی می‌شود. شرکت مذکور برای کاهش این صدمات، این اسید را در حالت ژل عرضه نموده است. اسید فسفریک مورد استفاده در این تحقیق نیز ژل ۳۷٪ (Kimia-Iran) با شماره سریال ۰۳۱۰۱۹ بود. pH این اسید نیز کمتر از ۲ بوده در صورت تماس با پوست یا چشم به آن آسیب می‌زند. این اسید نیز در حالت ژل عرضه شده است. رزین کامپوزیت و پرایمر مورد استفاده جهت باندینگ براکت‌ها (3M, UniTek, Monrovia, Ca, USA) Transbond XT با LOT number: ۶XL بوده که نوعی کامپوزیت فوری رایج در ارتودنسی است. دستگاه لایت مورد استفاده برای Curing آن نیز دستگاه LED Demetron II ساخت USA با شدت تابش نور  $800 \text{ mW/cm}^2$  بود. سایلن به کار رفته در این تحقیق Advantage porcelain Conditioner (Ortho Organizer (O2)- USA) با LOT number: ۹۲۰۰۸-۷۳۰۶ بود که طبق دستورالعمل کارخانه به کار گرفته شد. این پرسنل کاندیشنر، قابل اشتعال است و باید با دقت استفاده شود. همچنین از تماس با چشم و پوست و مخاط باید اجتناب شود. با فرز تنگستن کارباید Multibur توربین (۳۰ پره‌ای) گلیز سطحی پرسنل در گروه‌های ۲، ۴، ۶ و ۸ برداشته شد. این بلوک‌ها سپس شسته شده و خشک گردیدند. در ۴ گروه دیگر یعنی گروه‌های ۱، ۳، ۵ و ۷ گلیز پرسنل دست نخورده باقی ماند. گروه‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ با اسید هیدروفلوریک ۱۱٪ برای مدت ۹۰ ثانیه اچ شده و سپس با کمک پوآر آب برای ۱۰ ثانیه شسته شده و برای ۵ ثانیه خشک گردیدند.

در گروه‌های ۵، ۶، ۷ و ۸ اسید فسفریک ۳۷٪ به مدت ۶۰ ثانیه استفاده شد و سپس برای ۱۵ ثانیه شسته شده و خشک گردیدند. در گروه‌های ۱، ۲، ۵ و ۶ یک لایه سایلن (OZ) به مدت ۶۰ ثانیه به سطح پرسنل اچ شده زده شد و سپس به مدت ۱۰ ثانیه با پوآر آب و

قاعده براکت (برحسب  $\text{mm}^2$ )، استحکام باند برشی برحسب واحد مگاپاسکال به دست آمد ( $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$ ). پس از انجام آزمون، نمونه‌ها به منظور بررسی محل شکست مورد مطالعه قرار گرفتند. برای این منظور سطح دیسک‌های سرامیکی با Stereomicroscope با بزرگنمایی ۴x بررسی شد و شاخص میزان ادهزیو باقی مانده (Adhesive Remnant Index [ARI]) برای هر نمونه ثبت شد. شاخص ARI براساس مقدار ادهزیو باقی مانده روی سطح دیسک‌های سرامیکی پس از دبان‌دینگ از عدد ۱ تا ۳ به ترتیب زیر رتبه‌بندی گردید (۶):

۱- بیش از ۹۰٪ کامپوزیت روی سطح سرامیک باقی مانده است: (Cohesive failure).

۲- بین ۱۰-۹۰٪ از کامپوزیت روی سطح سرامیک باقی مانده است: (Combination adhesive-cohesive failure).

۳- کمتر از ۱۰٪ کامپوزیت روی سطح سرامیک باقی مانده است (Adhesive failure)

با استفاده از آنالیز 3-Way ANOVA اثر نوع اسید مصرفی، بودن یا نبودن سایلن و زیر کردن یا زیر نکردن سطح پرسلن را روی استحکام باند برشی تعیین شد.

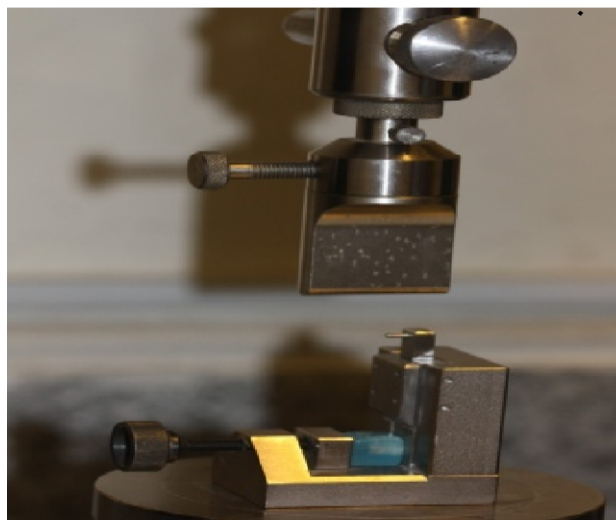
شاخص ادهزیو باقی مانده در ۸ گروه با استفاده از تست Dunn آزمون تکمیلی و Kruskal-Wallis از نوع غیر پارامتریک بررسی شد. همه اطلاعات با استفاده از نرم افزار SPSS پردازش شدند.

## یافته‌ها

اطلاعات توصیفی میانگین و انحراف معیار S.B.S و شاخص ادهزیو باقی مانده (ARI) در گروه‌های مختلف در جدول ۱ آمده است. آزمون 3-Way ANOVA برای بررسی اثر این ۳ متغیر (بودن یا نبودن گلیز، نوع اسید و بودن یا نبودن سایکلن) انجام شد. باتوجه به اینکه اثر Interaction دوتایی و سه تایی بین این ۳ متغیر معنی‌دار نشد ( $P > 0.05$ )، می‌توان به طور کلی گفت:

۱- بودن یا نبودن گلیز به طور معنی‌داری بر روی S.B.S اثر دارد. به گونه‌ای که اگر نوع اسید و بودن یا نبودن سایلن در دو گروه یکسان باشد، استحکام باند در گروه بدون گلیز به طور معنی‌داری بیشتر از گروه دارای گلیز بود ( $P < 0.001$ ).

سپس نمونه‌ها تحت ترموسایکلینگ در حمام آبی بین دمای ۵ درجه سانتی‌گراد و ۵۵ درجه سانتی‌گراد برای ۱۰۰۰ سیکل قرار گرفتند. زمان ماندن در هر حمام ۲۰ ثانیه و زمان انتقال بین دو حمام در دستگاه ۵ ثانیه بود. قابل ذکر است نمونه‌ها در آب مقطر ۳۷ درجه به مدت ۲۴ ساعت (قبل از ترموسایکلینگ) و نیز ۷ روز (بعد از ترموسایکلینگ) نگهداری شدند و سپس تحت آزمایش (S.B.S) Shear Bond Strength قرار گرفتند. جهت اندازه‌گیری استحکام باند برشی (S.B.S) از دستگاه Universal testing machine نوع (Zwick (Z020 Germany) استفاده گردید. برای اندازه‌گیری دقیق نیرو از Load cell با حداکثر اندازه‌گیری ۵ KN در دستگاه استفاده گردید. قطعه ساخته شده برای قسمت پایینی دستگاه که بلوک‌های آکرلی در آن قرار می‌گرفتند طوری ساخته شده بود که پس از ثابت کردن بلوک در آن، Cross head دستگاه موازی سطح پرسلن قرار می‌گرفت. شکل ۳ قسمت فوقانی و تحتانی دستگاه را هنگام انجام آزمایش نشان می‌دهد.



شکل ۳- قسمت فوقانی و تحتانی دستگاه هنگام انجام آزمایش

دستگاه طوری تنظیم شد که نیروی برشی با سرعت  $0.5 \text{ mm/min}$  به براکت تا هنگام دبان‌دینگ اعمال شود. نیرو برحسب واحد نیوتن (N) اندازه‌گیری شد. ضمن اعمال نیرو، توسط کامپیوتر متصل به دستگاه، نمودار برای هر نمونه رسم می‌شد که افزایش نیرو تا هنگام دبان‌دینگ (Fracture) را ثبت می‌کرد. پس از اندازه‌گیری نیروی باند برشی (S.B.S) نمونه‌ها، از تقسیم نیرو (برحسب نیوتن) بر مساحت

جدول ۱- اطلاعات توصیفی استحکام باند برشی (S.B.S) در گروه‌های مختلف بر حسب مگاپیکسل

گروه	گلیز	اسید	سایلن	تعداد نمونه‌ها	با ۹۵٪ حدود اطمینان		میانگین	انحراف معیار	شاخص ARI		
					حداقل نیرو (N)	حداکثر نیرو			۱	۲	۳
۱	با گلیز	HF	+	۱۰	۸/۱۸	۱۷/۹۴	۱۳/۰۵	۷/۷۰	۹	۱	۰
۲	بدون گلیز	HF	+	۱۰	۱۸/۴	۳۱/۹۲	۲۵/۱۶	۱۰/۶۶	۰	۳	۷
۳	با گلیز	HF	-	۱۰	۲/۹۸	۱۰/۴۲	۶/۷۰	۵/۸۶	۱۰	۰	۰
۴	بدون گلیز	HF	-	۱۰	۹/۷۱	۲۱/۰۷	۱۵/۳۹	۸/۹۷	۹	۱	۰
۵	با گلیز	H <sub>۳</sub> PO <sub>۴</sub>	+	۱۰	۷/۷۵	۱۷/۷۹	۱۲/۷۶	۷/۹۱	۱۰	۰	۰
۶	بدون گلیز	H <sub>۳</sub> PO <sub>۴</sub>	+	۱۰	۸/۵۹	۱۸/۵۵	۱۳/۵۷	۷/۸۵	۹	۱	۰
۷	با گلیز	H <sub>۳</sub> PO <sub>۴</sub>	-	۱۰	۰/۱	۰/۹۸	۰/۵۴	۰/۶۷	۱۰	۰	۰
۸	بدون گلیز	H <sub>۳</sub> PO <sub>۴</sub>	-	۱۰	۵/۲	۱۳/۴۸	۹/۳۴	۶/۵۲	۱۰	۰	۰

### بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق جهت اسپینگ سطح سرامیک با ژل HF ۱۱٪، این اسید به مدت ۹۰ ثانیه به کار رفت. گرچه Yu و همکاران (۷) بهترین زمان اسپینگ با HF ۱۰٪ را یک دقیقه می‌دانند، ولی Chen و همکاران (۸) معتقدند که اسپینگ با HF ۵٪ برای ۲ دقیقه بالاترین قدرت باند را ایجاد می‌کند. طبق نظر این محققین اسپینگ در ۱۸۰ ثانیه قدرت باند کمتری را نسبت به ۱۲۰ ثانیه ایجاد می‌کند ولی یافته اخیر از نظر آماری معنی‌دار نیست. طبق نظر برقی و همکاران (۹) زمان‌های اسپینگ پیشنهاد شده برای پرسن بین ۶۰ ثانیه تا ۳ دقیقه است، که بسته به غلظت ماده اچ کننده، نوع ماده اچ کننده (ژل یا مایع) و میزان لوسایت پرسن (بالا یا متوسط) متفاوت می‌باشد. با توجه به اینکه میزان لوسایت موجود در پرسن فلدسپاتیک متوسط است و نیاز به زمان کمتری برای اچ شدن دارد، زمان ۹۰ ثانیه کافی به نظر می‌رسد. همچنین در این مطالعه از HF به صورت ژل استفاده شد، به این دلیل که اکثر محصولات که به صورت ژل تهیه می‌شوند، بافر هستند و تبخیر نمی‌شوند، برای استفاده کننده راحت‌ترند و یک حجم زیادی از ماده روی سطح پرسن برای مدت زمان اسپینگ کافی باقی می‌ماند. بنابراین برای ژل‌های اچ کننده، زمان کمتر اسپینگ مورد نیاز است (۹).

Fox و همکاران (۱۰) در جهت ایجاد دستورالعملی برای آزمایش‌های قدرت باند توصیه می‌کنند که بعد از باندینگ، نمونه‌ها باید ۲۴ ساعت در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شوند. این در حالی

۲- نوع اسید به طور معنی‌داری بر روی S.B.S اثر دارد. به گونه‌ای که اگر بودن یا نبودن گلیز و بودن یا نبودن سایلن در دو گروه یکسان باشد، استحکام باند در گروه اسید هیدروفلوریک (HF) به طور معنی‌داری بیشتر از گروه کار شده با اسید فسفریک بود ( $P < 0.001$ ).

۳- بودن یا نبودن سایلن به طور معنی‌داری بر روی S.B.S اثر دارد. به گونه‌ای که اگر نوع اسید و بودن یا نبودن گلیز در دو گروه یکسان باشد، استحکام باند در گروه دارای سایلن به طور معنی‌داری بیشتر از گروه بدون سایلن بود ( $P < 0.001$ ).

بر اساس شاخص آدهزیو باقی مانده (ARI) پس از دبانند کردن، در همه گروه‌ها به جز گروه ۲ (بی‌گلیز + HF + سایلن)، اکثر نمونه‌ها دارای Bond failure از نوع Adhesive failure بودند، یعنی تقریباً هیچ کامپوزیتی روی سطح پرسن وجود نداشت. حتی در ۲ نمونه از گروه ۲ به علت میزان بالای نیروی آدهزیو بین کامپوزیت و پرسن قسمت Mesh براکت از قسمت تراش خورده (روی) براکت جدا شد. از نظر آماری تفاوت معنی‌دار بین الگوی شکست گروه ۲ و بقیه گروه‌ها وجود داشت ( $P < 0.001$ ). همچنین در بررسی میکروسکوپی سطح پرسن، گروه ۲ دارای بیشترین میزان آسیب به سطح پرسن بود و در بقیه گروه‌های بدون گلیز نیز نسبت به گروه‌های دارای گلیز آسیب بیشتری در سطح پرسن مشاهده شد که احتمالاً به علت افزایش گیر مکانیکال و مساحت باند شده یا Microcrack های ایجاد شده به هنگام دگلیز کردن است.



می‌دانند. Barcelo Santana و همکاران (۲۳) نیز مقادیر ایده‌آل استحکام باند را بین ۶ تا ۱۰ مگاپاسکال ذکر می‌کنند. در مطالعه حاضر حتی با در نظر گرفتن مقادیر ایده‌آل استحکام باند بین ۶ تا ۱۰ مگاپاسکال، مقادیر استحکام باند برشی در همه گروه‌ها به جز گروه ۷ ( $H_2PO_4$ ، بدون سایلن، با گلیز)، ۳ (HF)، بدون سایلن، با گلیز) و ۸ ( $H_2PO_4$ ، بدون سایلن، با گلیز) ۱۰۰٪ بیشتر از این مقدار است.

در ارتودنسی به خوبی مشخص شده است که استحکام باند برشی (S.B.S) در یک اتصال، بیشتر از استحکام باند کششی (T.B.S) Tensile Bonding Strength می‌باشد (۲۶-۲۴). Merrill و همکاران (۲۶) معتقدند که نیروی دبان‌دینگ کششی کمتر از برشی بوده و در واقع نیروی کششی، ۲۸٪ قدرت نیروی دبان‌دینگ برشی می‌باشد. Zelos و همکاران (۲۵) هم نشان دادند که متوسط استحکام باند برشی (Shear) همیشه ۲ تا ۳ برابر استحکام باند کششی (Tensile) می‌باشد. در مطالعه آنها میانگین نیروی برشی کل نمونه‌ها ۱۰/۷۰ kg و متوسط نیروی کششی معادل ۳/۹۲ kg بوده است. Ghassemi-Tary (۲۴) نیز در مطالعه خود متوسط نیروی برشی را ۳۱/۹ نیوتن و متوسط نیروی کششی را ۲۰/۰ نیوتن (واحد مقادیر نیرو از پوند به نیوتن تبدیل شده است) ذکر نمود. در واقع تفاوت در نوع آزمایش کششی یا برشی باعث شده که امکان مقایسه نتایج آزمایشات استحکام باند مطالعه حاضر با بسیاری از مطالعات وجود نداشته باشد.

Thurmond و همکاران (۲۷) در آزمایش بین گروه کاربرد HF + سایلن و گروه کاربرد اسید فسفریک + سایلن مقادیر استحکام باند برشی (S.B.S) بالاتری را برای گروه HF + سایلن نسبت به گروه اسید فسفریک + سایلن هم در اندازه‌گیری بعد از ۲۴ ساعت هم در اندازه‌گیری بعد از ۳ ماه نگهداری در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد به دست آوردند که از نظر آماری معنی‌دار بود ( $P < 0.05$ ). همچنان که در مطالعه ما نیز در گروه ۱ و ۲ (HF + سایلن) مقادیر S.B.S بیشتر از گروه ۵ و ۶ ( $H_2PO_4$  + سایلن) بود. البته Thurmond و همکاران (۲۷) متذکر می‌شوند که با توجه به افزایش آسیب به سرامیک با بالاتر رفتن قدرت باند از مقدار ۱۳ MPa می‌توان با جایگزین نمودن اسید فسفریک به جای HF نه تنها از خطرات بالقوه این اسید به دور بود، بلکه احتمال آسیب به سرامیک هم کاهش داد.

است که Zachrisson و همکاران (۱۱) با اشاره به توصیه سازمان بین‌المللی، استاندارد نمودن آزمایش‌های کیفیت مواد چسباننده، نگهداری در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد برای کوتاه مدت (۲۴ ساعت) یا دراز مدت (۶ ماه) و سپس ترموسایکل نمودن برای ۵۰۰ بار یا بیشتر بین ۵ درجه سانتی‌گراد و ۵۵ درجه سانتی‌گراد را توصیه می‌کنند. این محققین معتقدند که نتایج مطالعاتی که در آنها نمونه‌های سرامیکی بعد از باندینگ در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری نشده‌اند و ترموسایکل (برای ۵۰۰ بار یا بیشتر) نگهشته‌اند، می‌تواند گمراه‌کننده باشد. Shurtleff و Eikenberg (۱۲) هم در مطالعه خود نشان دادند که تنها ترموسایکل کردن برای شبیه‌سازی شرایط دهانی قبل از آزمایشات استحکام باند مواد، کافی نمی‌باشد و برای انطباق بهتر نتایج با کلینیک، بهتر است قبل از ترموسایکل کردن، نمونه‌ها برای مدتی در رطوبت ۱۰۰٪ نگهداری شوند. محققین دیگری نیز تأثیر ترموسایکل کردن در کاهش قدرت باند را نشان دادند (۱۳، ۱۴)، البته برخلاف نظر Smith و همکاران (۱۵) است که اثر ترموسایکل کردن را مهم ندانسته‌اند. به همین منظور در مطالعه حاضر علاوه بر نگهداری در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد برای ۲۴ ساعت، نمونه‌ها برای ۱۰۰۰ سیکل بین دو دمای ۵ درجه سانتی‌گراد و ۵۵ درجه سانتی‌گراد تحت ترموسایکل قرار گرفتند و نیز مانند Eustaquio و همکاران (۶) پس از ترموسایکل شدن نیز به مدت ۷ روز، قبل از شروع انجام تست، در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند.

سرعت دستگاه (Cross head speed) جهت اعمال نیرو از ۵ cm/min (معادل ۵۰ mm/min) (۱۱) تا ۰/۵ mm/min (معادل ۶، ۱۳، ۱۶، ۱۷) در مقالات مطالعه شده متفاوت بوده است که البته می‌تواند بسیار متغیرتر نیز باشد، اما این سرعت به طور معمول روی ۰/۵ mm/min تنظیم می‌شود (۱۸). در این مطالعه نیز از همین سرعت استفاده شد.

برطبق گفته Karan و همکاران (۱۹)  $14 \text{ kg/cm}^2$  (معادل تقریباً ۱/۵ Mpa) حداکثر نیرویی است که می‌تواند از طرف دستگاه‌های ارتودنسی به یک دندان وارد شود، در حالیکه Reynolds (۲۰) مقادیر  $50 \text{ kg/cm}^2$  (معادل تقریباً ۵ MPa) را جهت حصول موفقیت کلینیکی لازم می‌داند. Endo و همکاران (۲۱) و Pannes و همکاران (۲۲) حد استحکام باند برشی قابل قبول کلینیکی را بین ۶ تا ۸ مگاپاسکال

در مطالعه Bourke و Rock (۳۲) در گروه‌هایی که از سایلن + HF یا سایلن +  $H_2PO_4$  برای آماده سازی سطح پرس‌لن استفاده نمودند، گروه‌های دارای گلیز استحکام باند برشی بیشتری داشتند که با مطالعه ما متناقض است. همچنین این محققین تفاوتی را بین گروه‌های بدون گلیز + HF + سایلن و بدون گلیز +  $H_2PO_4$  + سایلن نیافتند که این نیز با مطالعه ما متناقض است. ولی به هر حال این محققین نتیجه گرفتند که برداشتن گلیز یا کاربرد HF قبل از باند نمودن غیر ضروری است. به علاوه کاربرد HF با افزایش صدمه به سطح سرامیک همراه است ولی تحقیق حاضر برداشتن گلیز را بیشتر عامل آسیب به سطح سرامیک می‌داند تا کاربرد HF. روش توصیه شده توسط آنها برای باند به پرس‌لن فلدسپاتیک شامل کاربرد اسید فسفریک ۳۷٪ برای ۶۰ ثانیه روی پرس‌لن دارای گلیز به علاوه استفاده از سایلن قبل از باندینگ بوده است. به عقیده این محققین تأثیر اسید فسفریک نه به خاطر اچ کردن، بلکه به دلیل خنثی کردن حالت بازی در سطح سرامیک و بدین ترتیب افزایش فعالیت شیمیایی سایلن می‌باشد.

مطالعه Pannes و همکاران (۲۲) نتایج آماده سازی سطح پرس‌لن با اسید فسفریک و سایلن پرایمر را قبل از باندینگ براکت‌های ارتودنسی به پرس‌لن فلدسپاتیک متصل به فلز Noble (PFM) از نظر کلینیکی در طیف قابل قبول می‌داند، ولی معتقد است که همه محصولات باندینگ معرفی شده برای این مورد مناسب نیستند. ولی کامپوزیت 3M Transbond XT American ortho spectrum و GC American Fuji LC جزء گروه‌های قابل قبول هستند. در این مطالعه نیز از کامپوزیت 3M Transbond XT استفاده شده است و روش اسید فسفریک + سایلن، قابل پیشنهاد می‌باشد. در تأیید این قضیه، در مطالعه Turk و همکاران (۳۳) نیز که به مقایسه سمان گلاس آینومر تقویت شده با رزین و Transbond XT با روش‌های مختلف آماده سازی سطح پرس‌لن پرداختند، استفاده از اسید فسفریک ۳۷٪ + سایلن را برای چسباندن براکت فلزی به سطح پرس‌لن گلیز شده و بدون گلیز در حد استحکام قابل قبول در کلینیک می‌دانند.

بهترین و کاربردی‌ترین روش طبق نتایج این مطالعه، آماده سازی سطح پرس‌لن بدون برداشتن گلیز، با اسید فسفریک ۳۷٪ به مدت ۶۰ ثانیه و استفاده از سایلن به مدت ۶۰ ثانیه و چسباندن براکت با

مطالعه ما با در نظر گرفتن حدود اطمینان ۹۵٪، گروه ۵ ( $H_2PO_4$  + سایلن + با گلیز) با S.B.S بین ۷/۷۵ و ۱۷/۷۹ مگاپاسکال به نظر می‌رسد، از نظر کار کلینیکی نسبت به بقیه برتری دارد. Aida و همکاران (۲۸) نتیجه گرفتند که با کاربرد سایلن مناسب می‌توان مرحله اچینگ با HF را حذف نمود، که در تأیید نتایج ما می‌باشد. Kussano و همکاران (۲۹) تفاوت معنی‌داری در مقادیر استحکام باند بین کاربرد اسید فسفریک و یا HF در صورت استفاده از سایلن نیافتند. تحقیق Saygili و Sahmali (۳۰) نیز حاکی از تمایل ضعیف اچ با HF در بهبود استحکام باند بوده است که این دو با مطالعه حاضر متناقض می‌باشند.

در مطالعه ما اسید HF به طور معنی‌داری استحکام باند بیشتری نسبت به گروه اسید فسفریک می‌دهد ولی به دلیل مشکلاتی که کار کردن با این اسید وجود دارد و نیز مقادیر خیلی بالای میزان استحکام باند با این اسید که هنگام دبانده کردن براکت به نفع ما نیست و باعث شکستگی یا نقص در سطح پرس‌لن می‌شود، از نظر کلینیکی مقدار استحکام باند به دست آمده با اسید فسفریک + سایلن برای ما کافی است.

در باندینگ ارتودنسی، همیشه حداکثر استحکام آدهزیو مطلوب نمی‌باشد و می‌تواند باعث صدمه به سطح باند شده گردد (۳۱). در این مطالعه بهترین و کاربردی‌ترین روش برای آماده سازی سطح پرس‌لن برای چسباندن براکت فلزی، گروه صورتی شناخته شد. در این گروه گلیز سطح پرس‌لن برداشته نشد که از نظر زیبایی به نفع بیمار است و از اسید  $H_2PO_4$  ۳۷٪ برای ۶۰ ثانیه استفاده شد که در مقابل استفاده از HF مزایای بسیاری زیرا اینکه نسبت به HF، استفاده روتین‌تری دارد و در دسترس‌تر است، همچنین خطر آسیب به مخاط و دستگاه تنفس کمتری نسبت به HF دارد، که به نفع بیمار و کلینیسین است. همچنین در این گروه یک بار از سایلن به عنوان Coupling agent برای مدت ۶۰ ثانیه روی سطح پرس‌لن (طبق دستورالعمل کارخانه) استفاده شد که پس از شستشو، براکت با کامپوزیت ارتودنسی به سطح پرس‌لن باند شد. پس از دبانده‌نگ هم نوع شکست باند از نوع Adhesive failure بود که تقریباً تمام کامپوزیت از روی سطح پرس‌لن برداشته شده بود و نیازی به Finishing و Polishing کمتری وجود داشت که به جهت راحتی و صرفه جویی در وقت به نفع بیمار و کلینیسین است.



## تشکر و قدردانی

ضمن تشکر از زحمات آقای دکتر محمد جواد خرازی فرد برای مشاوره آماری، از معاونت پژوهشی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد قدردانی می‌گردد.

کامپوزیت است. یکی از مهم‌ترین مزایای این روش جایگزین کردن اسید فسفریک به جای HF است که دارای خطرات بالقوه فراوانی برای بافت‌های دهان، پوست و سیستم تنفسی (هم برای بیمار و هم برای پزشک) می‌باشد.

## منابع:

- 1- Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod*. 1984;86(6):503-6.
- 2- Kao EC, Boltz KC, Johnston WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(6):458-68.
- 3- Moore PA, Manor RC. Hydrofluoric acid burns. *J Prosthet Dent*. 1982;47(3):338-9.
- 4- Ozcan M, Vallittu PK, Peltomaki T, Huysmans MC, Kalk W. Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(2):220-7.
- 5- Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C, Laffoon J. Bonding orthodontic brackets to porcelain using different adhesives/enamel conditioners: a comparative study. *World J Orthod*. 2005;6(1):17-24.
- 6- Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(5):421-5.
- 7- Yu H, Du C, Cao Y. Shear bond test of HF and etching machinable porcelain bonded to enamel with different concentration and disposing time. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 1998;16(2):169-71.
- 8- Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent*. 1998;26(1):53-8.
- 9- Barghi N, Fischer DE, Vatani L. Effects of porcelain leucite content, types of etchant and etching time on porcelain-composite bond. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(1):47-52.
- 10- Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod*. 1994;21(1):33-43.
- 11- Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buynkyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(4):420-30.
- 12- Eikenberg S, Shurtleff J. Effect of hydration on bond strength of a silane-bonded composite to porcelain after seven months. *Gen Dent*. 1996;44(1):58-61.
- 13- Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(4):387-92.
- 14- Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*. 1998;25(9):699-705.
- 15- Smith GA, Mcinnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(3):245-52.
- 16- Cochran D, O'keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(3):297-300.
- 17- Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*. 2005;21(2):139-44.
- 18- Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
- 19- Karan S, Buyukyilmaz T, Toroglu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(2):144.e7-14.
- 20- Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*. 1975;2:171-8.
- 21- Endo T, Ozoe R, Shinkai K, Shimomura J, Katoh Y, Shimooka S. Comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets bonded to deciduous and permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(2):198-202.
- 22- Pannes DD, Bailey DK, Thompson JY, Pietz DM. Orthodontic bonding to porcelain: a comparison of bonding systems. *J Prosthet Dent*. 2003;89(1):66-9.
- 23- Barcelo Santana HF, Hernandez Medina R, Acosta Torres SL, Sanchez Herrera LM, Fernandez Pedrero AJ, Ortiz Gonzalez R. Evaluation of bond strength of metal brackets by a resin to ceramic surfaces. *J Clin Dent*. 2006;17(1):5-9.
- 24- Ghassemi-Tary B. Direct bonding to porcelain: an in vitro study. *Am J Orthod*. 1979;76(1):80-3.
- 25- Zelos L, Bevis RR, Keenan KM. Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(1):10-21.
- 26- Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(3):290-7.
- 27- Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355-9.
- 28- Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent*. 1995;73(5):464-70.
- 29- Kussano CM, Bonfante G, Batista JG, Pinto JH. Evaluation of shear bond strength of composite to porcelain according to surface treatment. *Braz Dent J*. 2003;14(2):132-5.
- 30- Saygili G, Sahmali S. Effect of ceramic surface treatment

on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(7):758-64.

**31-** Jost-Brinkmann PG, Can S, Drost C. In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic and composite. Part 2: bonding to porcelain and composite resin. *J Orofac Orthop.* 1996;57(3):132-41.

**32-** Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br J Orthod.* 1999;26(4):285-90.

**33-** Turk T, Sarac D, Sarac YS, Elekdag-Turk S. Effects of Surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2006;28(5):450-6.