

بررسی تأثیر HEMA بر استحکام باند برشی باندینگ مینایی به عاج پس از

یک سال

دکتر رویا امینیان^{*}، دکتر گلرخ سعیدی^{**}

Effect of HEMA on shear bond strength of enamel bonding to dentin after 1 year

¹Aminian R. DMD, MS, ²Saeedi G. DDS. MS.

¹Assistant Prof., Dept. of Operative Dentistry, Dental School, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran-Iran,

²Assistant Prof., Dept. of Operative Dentistry, Dental School, Kerman University of Medical Sciences, Kerman-Iran.

Key Words: HEMA, Shear Bonding Strength, Dentin, invitro

Purpose: Adhesion to dentin is the major problem in using tooth color composite resins. The way proposed is the use of hydrophile resins, of which, HEMA is the most important one. Because of the importance of the subject, this study was conducted to evaluate the effect of HEMA on shear bond strength of enamel bonding agent to dentin after 1 year water storage.

Methods & Materials: This invitro study carried out experimentally on 36 extracted premolar teeth. The teeth randomly assigned to 4 groups, each group containing 6 samples. In group 1, the solution of %35 HEMA and Acetone and in group 2, the solution of %35 HEMA and Water was used. Multipurpose Scotchbond primer was used in group 4. In group 1 and 2, enamel bonding and in group 4 the adhesive was used. In group 3, teeth were dried and enamel bonded after etching. Composite cylinders were bonded on the areas with the same dimensions. The prepared samples were thermocycled 1000 times at 55°C and 5°C after keeping in distilled water for 1 year. Shear bond strength of the samples were tested by Instron machine.

Results: Results showed that the "HEMA and Acetone" group had the highest strength (25.12±3.52), and then, "Scotchbond" group (23.55±1.6). "HEMA and Water" group (14.31±5.6) and "enamel bonding" group (4.25±2.61) had the next ranks respectively. Analysis of variance test showed that the overall difference between them was statistically significant (P<0.0001). Difference in strength of HEMA and Scotchbond was not significant but was significantly different from other groups.

Conclusion: Shear bond strength of "HEMA and Acetone" and "HEMA and Scotchbond" became acceptable after thermocycling and storage in distilled water for one year but not in enamel bonding group. *Beheshti Univ. Dent. J. 2005; 22(4):557-566*

خلاصه

سابقه و هدف: در سالهای اخیر استفاده از مواد ترمیمی رزینی هم رنگ دندان همگام با افزایش توجه بیماران و دندانپزشکان به زیبایی دندانها افزایش یافته است. یکی از بزرگترین مشکلات استفاده از این مواد، عدم چسبندگی به عاج است که استفاده از رزینهای هیدروفیل راه حل پیشنهادی این مشکل می باشد. یکی از این رزینها که مورد توجه محققان قرار گرفته، HEMA می باشد. لذا این تحقیق با هدف بررسی تأثیر HEMA در افزایش استحکام باند برشی رزینهای هیدروفوب باندینگ مینایی به عاج غیر زنده در شرایط invitro، بعد از یکسال نگهداری نمونه ها انجام شد.

^{*}استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

^{**}استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان

مواد و روشها: مطالعه به روش تجربی روی ۳۶ دندان پرمولر سالم انجام شد. دندانها بصورت تصادفی ساده در ۴ گروه ۹ تایی قرار گرفته و آماده سازی شدند. در گروه اول پرایمر محلول ۳۵ درصد HEMA و استون، در گروه دوم پرایمر محلول ۳۵ درصد HEMA و آب و در گروه چهارم پرایمر اسکاچ باند چندمنظوره استفاده شد. سپس در گروه اول و دوم باندینگ مینایی و در گروه چهارم از adhesive موجود در بسته اسکاچ باند چندمنظوره مورد استفاده قرار گرفت. در گروه سوم بعد از اچ کردن، سطح دندانها کاملاً خشک شد و بعد باندینگ مینایی روی سطح قرار داده شد. سپس سیلندرهای کامپوزیتی در ابعاد یکسان روی ناحیه باند شدند. نمونه های آماده شده بعد از یک سال نگهداری در آب مقطر در دمای اتاق ۱۰۰۰ بار تحت سیکل حرارتی 55°C و 5°C قرار گرفتند. سپس آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون Tukey در مورد داده صورت گرفت. در مرحله بعدی استحکام باند برشی توسط دستگاه Instron اندازه گیری شد.

یافته ها: نتایج نشان داد که بیشترین استحکام مربوط به گروه HEMA و استون ($25/21 \pm 3/52$) بود و بعد از آن به ترتیب گروههای اسکاچ باند ($23/55 \pm 1/6$)، HEMA و آب ($14/31 \pm 5/6$) و باندینگ مینایی ($4/25 \pm 2/61$) بیشترین استحکام باند برشی را نشان دادند. آزمون آنالیز واریانس یکطرفه نشان داد که این اختلاف از نظر آماری معنی دار است ($P < 0/0001$). آزمون مقایسه های متعدد Tukey نیز نشان داد که گروه HEMA و آب با سه گروه تفاوت آماری معنی داری داشت. گروه اسکاچ باند و گروه HEMA و استون با یکدیگر اختلاف آماری معنی داری نداشتند ولی با سایر گروهها تفاوت آماری معنی داری نشان دادند.

نتیجه گیری: پس از یک سال نگهداری نمونه ها در آب مقطر و انجام سیکلهای حرارتی باند گروههای HEMA و استون، HEMA و اسکاچ باند در حد مطلوبی است اما در گروه باندینگ مینایی کاهش شدید استحکام باند مشاهده می شود.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۱/۱۰/۲۱ تاریخ تأیید مقاله: ۸۲/۳/۲۶

واژه های کلیدی: HEMA، استحکام باند برشی، عاج، Invitro

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، سال ۱۳۸۳؛ جلد (۴) ۲۲: صفحه ۵۵۷ الی ۵۶۶

##

مقدمه

زودرس ترمیم در نواحی عاجی می شوند^(۱)، همچنین استفاده از آنها هزینه بالایی به همراه دارد. از طرف دیگر پرایمر به عنوان عامل پیشتاز تسهیل کننده چسبندگی به عاج در تحقیقات مختلفی مورد استفاده قرار گرفته است. پرایمر شامل منومرهای آبدوستی است که در حلال های آلی بسیار فرار مانند استون و اتانول حل می شوند. این حلالها، آب موجود در سطح عاج و شبکه کلاژن اچ شده را خارج و نفوذ منومرها به فضای بسیار کوچک (در حد نانومتر) شبکه های کلاژنی اکسپوز شده را تسهیل می نمایند. نتایج تحقیقات مختلف نشان داده است استفاده از رزینهای هیدروفیل مانند HEMA که

یکی از اهداف ترمیم های کامپوزیتی، ایجاد چسبندگی بهتر و بیشتر ماده ترمیمی می باشد که در مورد چسبندگی به عاج این مشکل اهمیت بیشتری پیدا می کند^(۱). استفاده از رزینهای کامپوزیتی با توجه به توانایی آن در چسبندگی به دندان و نیز عدم وجود مواد مضر سلامتی (مثل جیوه) و هم چنین اهمیت مسأله زیبایی با توجه به هم رنگ بودن آن با دندان روز به روز بیشتر می شود^(۲). در این ترمیم ها از باندینگ مینایی و یا سیستمهای چسبنده ای استفاده می شود که به علت خاصیت آب گریزی قادر نیستند به عاج که یک بافت آب دوست و غالباً مرطوب است نفوذ نموده و موجب شکست

آکریل فوری و سپس در آب مقطر قرار داده شدند. بعد از ۲۴ ساعت توسط فرز سطح کافی (به میزان ۵ میلی متر مربع) از عاج اکسپوز شد تا لوله ۲ میلی متری در وسط آن به راحتی قرار گیرد و توسط دیسکهای ۶۰۰ grit، سطوح عاجی در محیط مرطوب پالیش شدند و به طور تصادفی در ۴ گروه ۹ تایی قرار گرفتند.

سطوح عاجی به مدت ۱۵ ثانیه با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شده و بعد توسط اسپری آب و هوا به مدت ۱۵ ثانیه شسته و توسط فیلترهای کاغذی خشک شدند، به طوری که رطوبت روی عاج دیده می شد. فقط گروه چهارم در این مرحله کاملاً خشک شد.

محلولهای پرایمر آزمایشی در ۲ گروه اول و دوم به ترتیب عبارت بودند از HEMA ۳۵٪ با حلال استون و آب که این محلول ها ۳۰ ثانیه روی عاج ماندند، سپس توسط فشار به مدت ۶ ثانیه خشک شدند تا حلال اضافی خارج شود. در مرحله بعدی باندینگ مینایی (Margin Bond/Coltene) روی آنها قرار داده شد، با فشار هوا نازک شده و توسط دستگاه لایت کیور (Ardin/IRAN) ۲۰ ثانیه نور داده شد.

در گروه سوم، باندینگ مینایی به تنهایی روی عاج قرار داده شد و به وسیله نور، ۲۰ ثانیه سخت گردید. در گروه چهارم، پرایمر و adhesive موجود در بسته بندی اسکاچ باند (Scotch Bond/3M/USA) طبق دستور کارخانه سازنده استفاده شد.

در مرحله بعد، یک لوله پلاستیکی به قطر داخلی ۲ میلیمتر و ارتفاع ۳ میلی متر که داخل آن با کامپوزیت

ویسکوزیته کمتری دارند، می تواند باعث چسبندگی بیشتر و بهتر ماده ترمیمی به دندان شده و نتایج قابل قبول تری برای ترمیم فراهم آورد^(۱۱-۱۳). با این حال یک سری از تحقیقات نشان داده اند پرایمرهای حاوی HEMA قادر نیستند gapهای بین ماده ترمیمی و دندان را کاملاً از بین ببرند^(۱۳و۱۲). علاوه بر آن بعضی از محققین به ایجاد واکنش های آلرژیک پوستی در اثر استفاده از این پرایمرها اشاره نموده اند^(۱۴و۱۵).

با توجه به اهمیت موضوع و همچنین تناقضات موجود در پیشینه تحقیق، این مطالعه با هدف بررسی تأثیر HEMA بر استحکام باند برشی باندینگ مینایی به عاج پس از یک سال نگهداری نمونه ها به صورت Invitro صورت گرفت. دلیل استفاده از تست استحکام باند برشی، استفاده مکرر از آن در تحقیقات مشابه و فراهم آوردن امکان مقایسه نتایج حاصله با آنها بود.

##

مواد و روشها

تحقیق به روش تجربی بر روی ۳۶ دندان پرمولر سالم تازه کشیده شده انسانی و فاقد پوسیدگی، سایش، آنومالیهای مادرزادی و ترمیم های قبلی صورت گرفت که از سطح درمانگاههای دندانپزشکی شهر تهران جمع آوری شده بودند. دندانها قبل از مراحل کار ابتدا با آب شسته و تمیز شدند و بقایای جرم و PDL از روی آنها پاک شده و به مدت یک هفته در محلول کلرامین ۰/۵ درصد و در درجه حرارت ۴۰°C قرار داده شدند. قبل از انجام تستهای باندینگ، دندانها از قسمت ریشه در

تهران اندازه گیری شد. کلیه مراحل آماده سازی دندان توسط رزیدنت سال آخر رشته ترمیمی و آزمایش استحکام توسط مهندس مکانیک انجام شد. بعد از انجام آزمایش، یافته ها توسط آزمون آماری آنالیز واریانس (ANOVA) یکطرفه و تست مقایسه دو به دو (Tukey) بررسی شدند. در جدول شماره ۱ ترکیب مواد مصرفی در گروه های چهار گانه آمده است.

#

جدول ۱. ترکیب مواد مصرفی در گروههای چهارگانه

| Adhesive resin | Primer | Conditioner | ترکیب گروه |
|----------------|---------------------------------------|-------------|---------------|
| Margin bond | HEMA %35 و استون | اسید فسفریک | ۱ |
| Margin bond | HEMA %35 و آب | اسید فسفریک | ۲ |
| Margin bond | | اسید فسفریک | ۳ |
| Bis- GMA, HEMA | HEMA و آب و کوپلیمر اسید پلی آلکنوئیک | اسید فسفریک | ۴ |

#

یافته ها

آزمون مقایسه های متعدد Tukey در جدول ۳ نشان داده شده که براساس آن اختلاف میزان استحکام باند برشی چهار گروه مورد بررسی از نظر آماری معنی دار می باشد ($P < 0/0001$). با توجه به معنی دار بودن نتیجه آزمون آنالیز واریانس، آزمون Tukey در مورد داده ها صورت گرفت که بر اساس آن گروه HEMA و آب با سه گروه HEMA و استون، Scotchbond و باندینگ مینایی همچنین گروه Scotchbond با باندینگ مینایی HEMA و آب و گروه HEMA و استون با گروه باندینگ مینایی HEMA و آب اختلاف آماری معنی دار داشتند

نوری (Tetric ceram/Vivadent) پر شده بود، روی سطوح باند شده قرار داده و ۴۰ ثانیه از همه طرف نور داده شد. نمونه ها به مدت یک سال در آب مقطر در دمای اتاق نگهداری شده و سپس ترموسایکل گردیدند (۱۰۰۰ بار تحت سیکل حرارتی $55^{\circ}C$ و $-5^{\circ}C$ هر درجه ۳۰ ثانیه) بعد از آن استحکام باند برشی بر حسب واحد مگاپاسکال توسط یک دستگاه Instron در دانشکده فیزیک دانشگاه

نتایج تست استحکام باند برشی در گروههای مختلف در جدول شماره ۲ نشان داده شده است. بنا به اطلاعات جدول مذکور بیشترین استحکام باند برشی بعد از ۱ سال، متعلق به گروه HEMA و استون ($25/21 \pm 3/5$) بود، و بعد از آن به ترتیب گروه های اسکاچ باندد ($23/55 \pm 1/6$)، HEMA و آب ($14/31 \pm 5/6$) و باندینگ مینایی ($4/25 \pm 2/6$) بیشترین استحکام باند برشی به عاج را بعد از یک سال نشان دادند. (جدول شماره ۲)

آزمون آنالیز واریانس یکطرفه (One-way Anova) و

($P < 0.0001$) و تنها اختلاف بین گروه HEMA و استون ($P < 0.0001$) (جدول شماره ۳) با گروه Scotch bond از نظر آماری معنی دار نبود

جدول شماره ۲- استحکام باند برشی در گروههای مختلف

| Max-Min | CI | SE | Mean \pm SD | استحکام باند برشی گروهها |
|---------------|---------------|------|-----------------|-----------------------------|
| ۳۱/۵۸ - ۲۰/۷۸ | ۲۲/۵ - ۲۷/۹۲ | ۱/۱۸ | ۲۵/۲۱ \pm ۳/۵ | HEMA و استون |
| ۲۰/۷۸ - ۵/۸۱ | ۱۰/۰ - ۱۸/۶۲ | ۱/۸۷ | ۱۴/۳۱ \pm ۵/۶ | HEMA و آب |
| ۶/۶۵ - ۰ | ۲/۲۴ - ۶/۲۵ | ۰/۸۷ | ۴/۲۵ \pm ۲/۶ | باندینگ مینایی |
| ۲۶/۶ - ۲۱/۶۱ | ۲۲/۳۲ - ۲۴/۷۹ | ۰/۵۴ | ۲۳/۵۵ \pm ۱/۶ | Scotch bond |

جدول شماره ۳. آزمون آنالیز واریانس یکطرفه و آزمون مقایسه های متعدد Tukey

| سطح معنی داری | مقدار F | میانگین مربعات | درجه آزادی | جمع مربعات | بین گروهها |
|---------------|---------|----------------|------------|------------|-------------|
| $P < 0.0001$ | ۶۳/۱۲ | ۸۴۰/۲۸۵ | ۳ | ۲۵۲۰/۸۵۴ | بین گروهها |
| | | ۱۳/۳۱۳ | ۳۲ | ۴۲۶/۰۰۲ | داخل گروهها |
| | | | ۳۵ | ۲۹۴۶/۸۵۶ | جمع |

| سطح معنی داری | تفاوت در میانگین | گروه | گروه |
|-----------------------|------------------|----------------|----------------|
| $P < 0.0001$ | ۱۰/۹ | HEMA و استون | HEMA و آب |
| $P < 0.0001$ | ۹/۲۴ | Scotch bond | |
| $P < 0.0001$ | ۱۰/۱ | باندینگ مینایی | |
| $P < 0.0001$ | ۱۰/۹ | HEMA و آب | HEMA و استون |
| (Not Sig.) $P < 0.08$ | ۱/۶۶ | Scotch bond | |
| $P < 0.0001$ | ۲۰/۹۷ | باندینگ مینایی | |
| $P < 0.0001$ | ۹/۲۴ | HEMA و آب | Scotch bond |
| (Not Sig.) $P < 0.08$ | ۱/۶۶ | HEMA و استون | |
| $P < 0.0001$ | ۱۹/۳ | باندینگ مینایی | |
| $P < 0.0001$ | ۱۰/۱ | HEMA و آب | باندینگ مینایی |
| $P < 0.0001$ | ۲۰/۹۷ | HEMA و استون | |
| $P < 0.0001$ | ۱۹/۳ | Scotch bond | |

بحث

تفاوت معنی داری داشتند ($P < 0.0001$)، که با نتایج سایر تحقیقات انجام شده در این زمینه مطابقت دارد.

تحقیق نشان داد استحکام باند برشی بعد از یک سال در گروههای HEMA و آب و HEMA و استون از نظر آماری

بر خلاف نتیجه این تحقیق استحکام باند برشی گروه HEMA و آب از گروه HEMA و استون کمتر بود.

علت این مسأله احتمالاً حساسیت استون نسبت به خشک بودن عاج است. شکیب به مدت زیادی از فیلترهای کاغذی برای خشک کردن عاج استفاده کرده و آب زیادی از عاج گرفته بود. (هر چند عاج کاملاً dessicate نشده^(۱۸)، پس احتمالاً به علت کلاپس شبکه کلاژنی، استون نتوانسته به خوبی به داخل عاج دمیترالیزه نفوذ کند و این مساله منجر به کمتر شدن استحکام باند در گروه HEMA و استون در مقایسه با گروه HEMA و آب شده است که این مسأله برخلاف نتیجه این تحقیق می باشد.

در این تحقیق در گروه شاهد از اسکاچ باند چندمنظوره (SBMP) استفاده شد که پرایمر آن حاوی HEMA (۴۷٪)، آب (۴۰٪) و اسیدهای پلی آلکنوئیک (۱۳٪) بود. استحکام باند برشی SBMP با گروه HEMA و استون، تفاوت معنی دار آماری نداشت اما استحکام باند برشی SBMP نسبت به گروه HEMA و آب بیشتر و این اختلاف معنی دار بود ($P < 0.0001$). علت این مسأله می تواند تأثیر سایر ترکیبات موجود در SBMP باشد.

در این تحقیق، گروه سوم (باندینگ مینایی) کمترین استحکام باند را در بین ۴ گروه، بعد از یک سال نشان داد. علت این مسأله را می توان در خصوصیات سوبسترای عاجی و قدرت نفوذ رزین در این سوبسترا جستجو کرد.

از سوی دیگر فقط در گروه باندینگ مینایی، عاج کاملاً

Aldrige و همکاران در تحقیقی در سال ۱۹۹۸ گزارش کردند که در بین حلالهای مختلف (آب، الکل و استون)، محلول HEMA و استون بیشترین اثر را روی سطح اچ شده و مرطوب عاج دارا می باشد. اضافه کردن استون به آب باعث کاهش کشش سطحی مخلوط و افزایش فشار بخار می گردد که در نتیجه حلال سریعتر تبخیر می شود^(۱۶).

Jacobson و Solderholm (۱۹۹۵) هم گزارش کردند که پرایمر (HEMA/Aceton) در مقایسه با (HEMA/Water) قدرت باند بیشتری دارد. علت این امر آن است که آب اضافی پرایمر می تواند با پلیمریزیشن Bis GMA/HEMA تداخل ایجاد کند. همچنین تبخیر آب نسبت به استون با سرعت کمتری صورت می گیرد، در نتیجه نفوذ HEMA در شبکه کلاژنی کمتر می شود^(۶).

Swift و Elhabashly (۱۹۹۴) هم گزارش کردند که استحکام باند برشی پرایمرهای Acetone-based بر روی عاج مرطوب بیشتر از پرایمرهای Water-based است^(۱۷).

شکیب در سال ۱۳۸۰ تحقیقی انجام داد که در تمام مراحل (اعم از انتخاب گروهها و مراحل کار) مشابه با این تحقیق است تنها تفاوت در این بود که در تحقیق حاضر نمونه ها تحت ۱۰۰۰ سیکل حرارتی قرار گرفتند و یک سال در آب مقطر نگهداری شدند. ولی در تحقیق شکیب بیشترین استحکام باند متعلق به گروه HEMA و آب بود و بعد از آن به ترتیب گروههای اسکاچ باند چندمنظوره (SBMP)، HEMA و استون و باندینگ مینایی بیشترین استحکام باند برشی را داشتند^(۱۸). یعنی

استرسهای حرارتی داخل دهان، استحکام باند تغییر نمی کند^(۲۵).

البته تعداد سیکلهای حرارتی که در تحقیق آنها استفاده شد (با توجه به سایر تحقیقات انجام شده در این زمینه) کافی نبوده، که این امر می تواند در نتیجه تحقیق مؤثر باشد.

Kiyomoura در ۱۹۸۷ در تحقیقی دوام باند رزین به عاج را مورد بررسی قرار داد. او نمونه هایش را ۵ سال در آب 37°C نگهداری کرد. وی مشاهده کرد که بعد از چند ماه استحکام باند از ۱۸Mpa به ۱۰Mpa رسید و بعد از ۵ سال به ۴Mpa کاهش یافت^(۲۶).

Burrow در ۱۹۹۴ طی یک مطالعه *in vitro* به این نتیجه رسید که بعد از یک سال استحکام باند رزین - عاج ثابت است. وی در ۱۹۹۶ طی تحقیقی استحکام باند کششی یک باندینگ رزین (با و بدون کاربرد پرایمر) به عاج گاو را اندازه گیری کرد. نمونه ها بعد از ۱ روز، ۱ ماه، ۳ ماه، ۶ ماه، ۱ سال و ۳ سال تحت آزمایش قرار گرفتند. آنها به این نتیجه رسیدند که پرایمر کردن فقط در کوتاه مدت منجر به افزایش استحکام باند می شود. تا ۱ سال تغییر محسوسی در استحکام باند بوجود نمی آید اما بعد از ۳ سال کاهش محسوسی در استحکام باند مشاهده می شود^(۲۷). نتیجه تحقیق آنها می تواند از نظر تأثیر مدت زمان نگهداری نمونه ها در محیط آبی بر استحکام باند قابل استفاده باشد زیرا در این تحقیق از زمانهای مختلف و نیز دوره های نگهداری طولانی مدت استفاده شده است.

خشک شد که این مسأله می تواند منجر به کلاپس شبکه کلاژنی شده و در نتیجه نفوذ رزین به داخل این شبکه و در برگرفتن فیبریلهای کلاژنی توسط آن کاهش یابد^(۱۹،۲۰) که این مسأله در نهایت به تضعیف باند منجر می گردد. از طرف دیگر ماهیت هیدروفوبیک باندینگ مینایی و رطوبت داخلی عاج در تضعیف شدن این باند مؤثر است. سایر تحقیقات صورت گرفته در این زمینه نتایج تحقیق حاضر را تأیید نمود که از آن جمله می توان به تحقیقات Mizunuma، (۱۹۵۶) Bounocore، (۱۹۸۶) Nakabayashi (۱۹۹۱) و Suzuki (۱۹۹۰) اشاره نمود^(۲۱-۲۴).

در این تحقیق نمونه ها به مدت یک سال در آب مقطر در دمای اتاق نگهداری شدند و سپس تحت ۱۰۰۰ سیکل حرارتی (55°C و 5°C) قرار گرفتند. هدف این بود که تا حد ممکن شرایطی همانند محیط دهان برای نمونه ها ایجاد گردد (قرارگیری در محیط آبی و در معرض استرسهای حرارتی). البته در مورد تأثیر این ۲ عامل بر استحکام باند تحقیقات بسیاری صورت گرفته و نتایج متفاوتی حاصل شده است که در ذیل به چند مورد از آنها اشاره می شود.

Chan و همکاران در تحقیقی در سال ۱۹۸۵ نمونه هایی را که در آنها از اسکاچ باند بعنوان عامل باند عاجی استفاده شده بود، به مدت یک سال در آب نگهداری کردند و بعد از ۵۰۰ سیکل حرارتی استحکام باند نمونه ها را اندازه گیری نمودند. آنها به این نتیجه رسیدند که در اثر قرار دادن نمونه ها در آب و در معرض

پیدا نکرد^(۲۵). البته ممکن است علت این مسأله کافی نبودن تعداد سیکلهای بکار رفته در این تحقیق باشد. Masahi و همکاران در ۱۹۹۸ در مورد تعداد سیکلهای حرارتی تحقیقی انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که تغییر در استحکام باند باندینگهای مختلف در اثر سیکلهای حرارتی، متفاوت است^(۳۰).

علاوه بر این ۳۰۰۰۰ سیکل حرارتی در مقایسه با سیکلهای کمتر (۳۰۰۰ و ۱۰۰۰۰) در مورد بعضی باندینگها، کاهش معنی داری در استحکام باند ایجاد می کرد.

#

نتیجه گیری

- ۱- با وجود انجام سیکلهای حرارتی و یکسال storage در آب، باند گروه HEMA و استن در حد SCBM می باشد.
- ۲- استحکام باند HEMA در آب نسبت به SBMP پس از یک سال متغیر می باشد.
- ۳- استحکام باند مینایی به عاج در مقایسه با سایر گروههای آزمایشی نامطلوب می باشد.

Sano و همکاران در ۱۹۹۹ در تحقیقی بر روی پرایمرهای self-etch استحکام باند کششی رزین به عاج را بعد از یک سال بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که با گذشت زمان استحکام باند کششی از نظر آماری تغییر معنی داری ندارد^(۲۸).

Hashimoto و همکاران در سال ۲۰۰۰ تحقیقی *in vivo* بر روی مولرهای شیری پوسیده انجام دادند و کاهش معنی دار استحکام باند کششی را طی ۱-۳ سال گزارش کردند^(۲۹).

در این تحقیق نمونه ها تحت ۱۰۰۰ سیکل حرارتی (۵۵ °C و ۵ °C، ۳۰ ثانیه در هر دما) قرار گرفتند. دلیل استفاده از سیکلهای حرارتی در این تحقیق این بود که ترمیها در دهان تحت تأثیر تغییرات حرارتی قرار می گیرند که این مسأله می تواند بر استحکام باند طولانی مدت موثر باشد.

Chan در ۱۹۸۵ نمونه های باند شده اسکاچ باند را بعد از یک سال نگهداری تحت ۵۰۰ سیکل حرارتی قرار داد، اما تفاوت معنی داری در استحکام باند برشی نمونه ها

References:

1. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW, Santos JD: Fundamentals of operative dentistry. 1st Ed. Illinois: Int. Quintessence 1996;Chap 6:141-181
2. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR: The art and Science of operative dentistry. 3rd Ed. St Louis: The CV Mosby Co. 1995;Chap 6:241-249
3. Manabe A, Itoh K, Wakumoto S: The optimum combination of dentin bonding systems. *Dent Mater* 1991;7:145-147
4. Eick JB, Robinson SJ, Cobb CM: The dentinal surface. It's influence on dentinal adhesion. *Quintessence International* 1992;23:43-51
5. Marashima I, Mirasava T: Adsorption of 2-Hydroxyethyl methacrylate on dentin from aqueous solution. *Dent Mater* 1990;9:36-46

6. Jacobson T, Solderholm KJ: Some effects of water on bonding to dentin. *Dent Mater* 1995;**8**:125-30
7. Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, et al: The effect of acetone, ethanol, HEMA and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix. *J Dent Res* 1996;**75**:1851-1858
8. Xu J, Stangel I, Butler IS, et al: An FT-Raman spectroscopic investigation of dentin and collagen surfaces modified by 2-Hydroxyethyl methacrylate. *J Dent Res* 1997;**76**:596-601
9. Perdiago J, Edward J, Swift JR, Heymann HO: Effect of a re-wetting agent on the performance of acetone based dentin adhesives. *Am J Dent* 1998;**11**:207-213
10. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999;**15**:282-295
11. Franklin R: Morphological spectrum of acid conditioned dentin following the application of a waterbased adhesive. *Dent mater* 1998;**14**:329-338
12. Yanagawa T: Adaptation of a resin composite in-vivo. *J Dent* 1996;**24**:71-75
13. Ohba M, Manabe A, Itoh K: 2-Hema-free dentin bonding system to prevent contraction gap. *Dent mater* 1998;**17**:83-88
14. Katsuno K, Manabe A, Itoh K: A delayed hypersensitivity reaction to dentin primer in the guinea-pig. *J Dent* 1995;**23**:295-299
15. Kurihara A, Manabe A, Katsuno K: Evaluation of skin irritation and sensitization of two diol solution used as experimental dentin primer in humans and guinea pig. *Dent Mater* 1996;**15**:226-232
16. Aldridge D, Swift E: Bond strength of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent* 1998;**11**:114-117
17. Elhabashly A, Swift E: Bonding to etched, physiologically hydrated dentin. *Am J Dent* 1994;**7**:50-52
۱۸. عبده تبریزی - م، شکیب - ع: بررسی تأثیر HEMA بر استحکام باند برشی باندینگ مینایی به عاج. پایان نامه دکترای تخصصی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، شماره ۲۴۶، سال تحصیلی ۱۳۸۰.
19. Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH: In vitro study on the dimensional changes of dentin after demineralization. *Arch Oral Biol* 1996;**41**:369-377
20. Carnalho RM, Zhang Y, Shano M, Pashley DM: Shrinkage force of demineralized dentin during air-drying. *J Dent Res* 1996d;**76**:238
21. Buonocore MG, Wileman W, Brudenold F: A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;**35**:896-851
22. Mizunuma T: Relationship between bond strength of resin to dentin and structured change of dentin collagen during etching. Influence of ferric chloride to structure of the collagen. *J Jpn Dent Mater* 1986;**5**:54-64
23. Nakabayashi N, Takarada K: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992;**8**:125-130
24. Suzuki K, Takahashi M, Nakai M: Treatment of dentin by aqueous solution of amino acid derivative-HEMA. *Adhesive Dent* 1990;**8**:43-51
25. Chan DC, Reinharde JW, Boyer DB: Composite resin compatibility and bond longevity of a dentin bonding agent. *J Dent Res* 1985;**64**:1402-1404
26. Kiyomura M: Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin. Long-term stability and influence of water. *J Jpn Dent Mater* 1987;**6**:860-872

27. Burrow MF, Satoh M, Tagami J: Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996;**12**:302-307
28. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, *et al*: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer. *J Dent Res* 1999;**78**:906-911
29. Hashimoto R, Ohno M, Kaga M, Sano H, Oguchi H: In vivo degradation of resin-dentin bonds in human over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;**79**:1385-1390
30. Masahi M, Mikitake S, Mides O, Moore A: Influence of thermocycling of dentin bond strength of two steps bonding systems. *Am J Dent* 1998;**11**:118-122