

## اثر زمان کیورینگ و دفعات کاربرد باندینگ تک مرحله‌ای بر استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج

دکتر حمید کرمانشاه<sup>۱</sup> - دکتر اسماعیل یاسینی<sup>۲</sup> - دکتر محمدجواد خرازی فرد<sup>۳</sup> - دکتر طاهره بیطرف<sup>۴</sup>

۱- استادیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استاد گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- مشاور آمار و متدولوژی مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- دندانپزشک و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

### چکیده

**زمینه و هدف:** تغییر در زمان و دفعات کاربرد باندینگ می‌تواند در باند کامپوزیت‌ها تأثیر بگذارد. هدف از این مطالعه اثر زمان و دفعات کاربرد باندینگ تک مرحله‌ای (با کیورینگ هر لایه) بر استحکام باند کامپوزیت به عاج می‌باشد.

**روش بررسی:** در این مطالعه آزمایشگاهی سطح عاج باکالی ۷۲ دندان خلفی سالم خارج شده از دهان به مدت پنج ثانیه با اسید فسفریک ۳۷٪ آج شده، به مدت ۱۵ ثانیه شستشو و به مدت ۲-۳ ثانیه خشک شدند سپس دندانها به شش گروه تقسیم گردیدند.

گروه ۱: یک لایه باندینگ و عدم کیورینگ،

گروه ۲: یک لایه باندینگ و کیورینگ ده ثانیه،

گروه ۳: یک لایه باندینگ و کیورینگ بیست ثانیه،

گروه ۴: دو لایه باندینگ و عدم کیورینگ،

گروه ۵: دو لایه باندینگ و کیورینگ هر لایه به مدت ده ثانیه،

گروه ۶: دو لایه باندینگ و کیورینگ هر لایه به مدت بیست ثانیه.

پس از کیورینگ کامپوزیت به مدت چهل ثانیه، نمونه‌ها ترموسایکل شده و استحکام باند برشی آنها توسط دستگاه اینسترون اندازه‌گیری و داده‌ها توسط آزمونهای آماری Two-way ANOVA و Tukey's HSD تحلیل شدند.

**یافته‌ها:** متوسط استحکام باند برشی به مگاپاسکال در گروه ۱: ۱۵/۵۷، گروه ۲: ۱۶/۲۲، گروه ۳: ۱۶/۶۸، گروه ۴: ۱۷/۳۹، گروه ۵:

۱۸/۱۸، گروه ۶: ۲۰/۰۲ بود. ( $p < ۰/۰۰۱$ ) و نیز در بیست ثانیه به طور معناداری بیش از سایر زمانها بود. ( $p < ۰/۰۵$ )

**نتیجه‌گیری:** پلی‌مریزاسیون بیشتر و افزایش ضخامت آدهزیو STAE تا دو لایه با کیورینگ هر لایه، سبب بهبود استحکام باند می‌شود.

**کلیدواژه‌ها:** باندینگ دندان - آزمون مواد - استرس.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۸/۱۰/۲

e.mail:taherehbitaraf@yahoo.com

اصلاح نهایی: ۱۳۸۸/۷/۱۵

نویسنده مسئول: دکتر طاهره بیطرف، مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

وصول مقاله: ۱۳۸۸/۳/۱۸

### مقدمه

مصرف روزافزون باندینگ‌ها در دندانپزشکی، به خصوص دندانپزشکی ترمیمی و ارائه‌زمان و دفعات مختلف کاربرد آنها در مقالات و دستورالعملهای شرکت‌های سازنده، نیاز به بررسی بیشتر در مورد نحوه کاربرد باندینگ‌ها را ضروری می‌سازد.

از جمله سیستم‌های اتصال به عاج، باندینگ‌های One bottle (نسل پنجم) می‌باشد که شامل دو مرحله:

### ۱- اچینگ سطح

۲- کاربرد مخلوط پرایمر و آدهزیو می‌باشد که مکانیسم اتصال آن بر اساس ایجاد هیبریدلایر در عاج است. (۱)، موفقیت دنتین باندینگ‌ها در قرار دادن صحیح آنها قبل از ترمیم دندان با کامپوزیت است. نشت ناشی از پلی‌مریزاسیون کامپوزیت باعث استرس بین دیواره دندان و باند ترمیم می‌شود که نتیجه آن ایجاد فاصله (Gap) است.

را در استحکام باند و یا تطابق اینترفاسیال مؤثر دانستند. (۲۳-۲۵)

بنابراین با توجه به تناقضات موجود هدف از این مطالعه تأثیر افزایش ضخامت لایه ادهزیو یا روش کیور کردن هر لایه و زمان پلی‌مریزاسیون متفاوت لایه‌ها بر استحکام باند برشی کامپوزیت به عاج می‌باشد.

### روش بررسی

در این مطالعه مداخله‌ای آزمایشگاهی ۷۲ عدد دندان پره‌مولر یا مولر سالم انسانی (فاقد هرگونه ترک، پرکردگی، شکستگی و یا هرگونه نقص دیگری) جمع‌آوری شده و پس از ضدعفونی با محلول تیمول ۰/۱٪، تا زمان انجام آزمایش در نرمال سالین نگهداری شدند.

برای تهیه نمونه‌ها، ابتدا دندانها در رزین آکریلی Cold cure مانند شده، سپس سطح باکال کلیه دندانها به کمک هندپیس مستقیم با دور کم و دیسک الماسی تا رسیدن به عاجی که بتوان روی آنها سیلندرهای کامپوزیتی، به ابعاد ۳×۲ میلی‌متر قرار داد، تراش داده شدند، پس از آن سطح عاج به مدت پنج ثانیه با اسیدفسفریک ۳۷٪ اچ شده و به مدت ۱۵ ثانیه با پوار آب و هوا شستشو داده شد و ۲-۳ ثانیه با پوار هوا خشک گردید به طوری که مختصری رطوبت در سطح عاجی باقی ماند و دندانها به شش گروه زیر تقسیم شدند.

گروه ۱: در سطح اچ شده یک لایه باندینگ (Stae, SDI, Aust) به وسیله برس یک بار مصرف قرار داده شد و پس از سی ثانیه به مدت ۲-۳ ثانیه و از فاصله دو سانتی‌متری هوا دمیده شد و سپس از سیلندرهای کامپوزیتی (SDI, Aust, Ice) استفاده گردید و به مدت چهار ثانیه از تمام جهات، کامپوزیت تحت نور آبی دستگاه لایت 75 Coultoux با شدت چهارصد میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع کیور شدند.

گروه ۲: مطابق گروه ۱ پس از قرار دادن باندینگ و بعد از سی ثانیه و دمیدن هوا، باندینگ به مدت ده ثانیه کیور گردید. پس از آن سیلندرهای کامپوزیتی قرار گرفت و کیور شدند.

گروه ۳: مطابق گروه ۲ پس از کاربرد باندینگ، به مدت بیست ثانیه کیور شدند و سپس سیلندرهای کامپوزیتی را قرار داده و کیور کردند. (این روش باندینگ مطابق با دستور

(۲-۵)، تنها تطابق کامل ماده پرکردگی با دندان است که از ریزش و در نتیجه عود پوسیدگی و صدمه به پالپ جلوگیری می‌کند. (۴)

باند به مینا از نظر کلینیکی قابل اعتماد است ولی با توجه به خصوصیات عاج از جمله توبول‌های عاجی، وجود رطوبت، باندینگ به عاج را مشکلتر از مینا می‌سازد. (۶-۷)

از عواملی که بر استحکام باند تأثیر می‌گذارد می‌توان به نفوذ رزین به داخل کلاژن‌اکسپوز شده، روشهای مختلف کاندیشن کردن، شستشو، کاربرد ادهزیو رزین، تبخیر حلال، مقدار پلی‌مریزاسیون ادهزیو و برداشت کلاژن توسط یک ماده پروتئولیتیک اشاره کرد. (۸-۱۴)

حلالهای نظیر اتانول- استون معمولاً جهت تسهیل نفوذ مونومر به عاج و ایجاد تماس مستقیم رزین با الیاف کلاژن بوده که نتیجه آن مخلوطی از الیاف کلاژن و رزین پلی‌مریزه است که تحت عنوان هیبرید لایر گفته می‌شود. (۱۵-۱۶)

معمولاً یک یا دو لایه دنتین باندینگ بر روی سطح دندان استفاده می‌شود. ولی تحقیقات نشان داده‌اند که کاربرد یک لایه باند ضعیفی به وجود می‌آورد زیرا لایه نازکی از ادهزیو در سطح دندان قرار گرفته و به علت لایه مهارکننده اکسیژن (Oxygen inhibition) لایه ادهزیو پلی‌مریزه شده ضعیف است و باعث تضعیف باند می‌شود. (۱۷)

Choi و همکاران در تحقیقات خود ادعا کردند که افزایش لایه‌های ادهزیو از یک لایه به سه لایه استرس انقباضی ناشی از پلی‌مریزاسیون کامپوزیت را کاهش می‌دهد. (۱۸) Hashimoto و همکاران گزارش کردند اصلاح استحکام باند به وسیله دو مکانیسم متفاوت صورت می‌پذیرد:

۱- کاربرد لایه‌های متعدد و عدم کیورینگ هر لایه که سبب جایگزین شدن ادهزیو رزین به جای آب اضافه در داخل توبول‌ها می‌شود.

۲- کاربرد چند لایه باندینگ و کیورینگ هر لایه، که موجب افزایش ضخامت لایه ادهزیو بدون تغییر در کیفیت لایه هیبرید می‌باشد. (۱۹)

برخی مطالعات تأثیر افزایش ضخامت ادهزیو را بر کاهش ریزش، استرس انقباضی کامپوزیت و بهبود استحکام باند مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که افزایش ضخامت لایه ادهزیو اثر مثبت در خواص مکانیکی مذکور دارد (۱۷-۱۸، ۲۰-۲۲) درحالی‌که برخی مطالعات این افزایش ضخامت

شرکت سازنده می‌باشد).

گروه ۴: پس از قرار دادن باندینگ و گذشت سی ثانیه و دمیدن هوا، مجدداً یک لایه باندینگ دیگر قرار گرفت و پس از سی ثانیه و دمیدن هوا، سیلندر کامپوزیتی گذاشته شد و کیور شدند.

گروه ۵: مطابق گروه ۴ بعد از قرار دادن باندینگ، به مدت ده ثانیه کیور شده و مجدداً لایه دوم باندینگ قرار داده شد و پس از سی ثانیه و دمیدن هوا، به مدت ده ثانیه کیور شدند. در نهایت سیلندرهای کامپوزیتی گذاشته شده و کیور گردید. گروه ۶: پس از قرار دادن باندینگ و کیورینگ آن به مدت بیست ثانیه، لایه دوم باندینگ گذاشته شد و پس از سی ثانیه و دمیدن هوا، باندینگ به مدت بیست ثانیه کیور گردید و سپس سیلندرهای کامپوزیتی قرار داده شده کیور شدند.

سیلندرهای کامپوزیتی به کاررفته به قطر سه میلی‌متر و ارتفاع دو میلی‌متر در مولدی که از لوله سرم توسط بیستوری تهیه شده بود ساخته شدند. کامپوزیت به وسیله کندانسور داخل مولد که با پنس بر سطح باند شده دندان نگه داشته شده بود، پک و در ادامه کیور گردیدند. (۲۶)

بعد از تهیه نمونه‌ها، کلیه دندانها به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر نگهداری و در دستگاه ترموسایکلین به میزان هزار سیکل، در دو حمام ۵ و ۵۵ درجه با زمان اکسپوزر سی ثانیه در هر حمام و زمان بین دو حمام ده ثانیه قرار گرفت، سپس میزان استحکام باند برشی نمونه‌ها توسط دستگاه Universal testing machine (Zwick/Roell Z020, Germany) تحت سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه اندازه‌گیری شد (شکل ۱) و مقادیر به دست آمده با استفاده از آزمونهای آماری Two-way ANOVA و آزمون تکمیلی Tukey's HSD (با توجه به عدم معناداری آزمون اختلاف واریانس‌ها) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. ( $p < 0/05$ ) به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

میزان متوسط استحکام باند برشی و انحراف استاندارد گروههای مورد مطالعه در جدول و نمودار ۱ ارائه شده است.

با توجه به نتایج آزمون Two-way ANOVA متغیر Curing و Bonding اختلاف آماری معنی‌داری داشتند. ( $p < 0/001$ ) ولی Interaction باندینگ و کیورینگ اختلاف آماری

معنی‌داری نداشت. ( $p = 0/065$ )

در مطالعه حاضر میزان استحکام باند در گروههایی که دو لایه باندینگ به کاربرده شده بود بیش از گروههایی بود که یک لایه باندینگ داشتند. ( $p < 0/001$ ) و این تفاوت با توجه به عدم معنی‌داری اثر برهم کنش متغیرها در هر سه زمان کیورینگ دیده شده است. با توجه به عدم معناداری اثر برهم کنش متغیرها، میزان استحکام باند در بیست ثانیه، به طور معناداری بیش از ده ثانیه و در ده ثانیه به طور معناداری بیشتر از صفر ثانیه بود. ( $p < 0/05$ )

با توجه به معناداری اثر زمان کیورینگ و آزمون تکمیلی Tukey HSD و با عنایت به عدم معناداری اثر برهم کنش متغیرها، میزان استحکام باند در بیست ثانیه، به طور معناداری بیش از ده ثانیه و در ده ثانیه به طور معناداری بیشتر از صفر ثانیه بود. ( $p < 0/05$ )

### بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که هم زمان کیورینگ و هم دفعات کاربرد باندینگ (SDI) بر میزان استحکام باند برشی مؤثر است. بسیاری از مطالعات، استحکام باند برشی باندینگ‌های تک شیشه‌ای را مورد ارزیابی قرار داده که مقادیر به دست آمده در این مطالعه در محدوده مقادیر گزارش شده سایر مطالعات بود. (۲۵، ۲۷-۳۶)

در مطالعه حاضر استحکام باند گروههایی که در آن دو لایه باندینگ به کاربرده شده بود بیشتر از گروههای تک لایه بود.

Bayne و همکارانش در مطالعات خود، تأثیر افزایش ضخامت سیستم اتصال دهنده در بهبود استحکام باند را نشان دادند. (۱۹)، یکی از راههای بهبود استحکام باند افزایش ضخامت سیستم اتصال دهنده در حد پنجاه تا صد میکرون است به گونه‌ای که با اعمال لایه‌های متعدد، ضخامت افزایش یافته و این لایه به صورت آزادکننده استرس (Stress Breaker) عمل کرده و مقاومت در برابر شکست را افزایش می‌دهد. (۱)

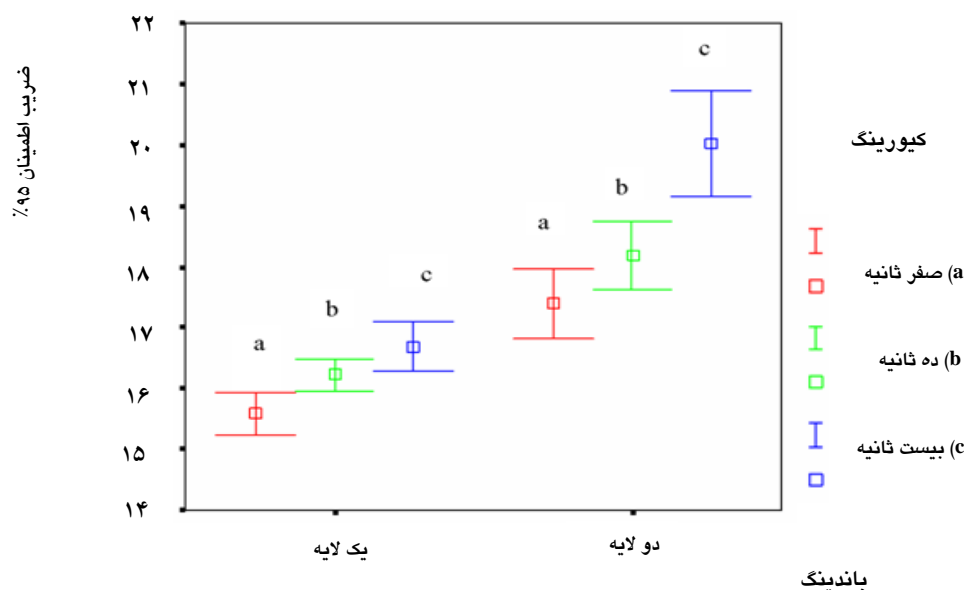
Choi و همکارانش، تأثیر ضخامت ادهزیو رزین بر تنش انقباضی پلی‌مریزاسیون کامپوزیت باند شده و مارژینال لیکج در حفره CI V را مورد بررسی قرار دادند و چنین نتیجه گرفتند که با افزایش ضخامت ادهزیو، استرس انقباضی و مارژینال لیکج کاهش می‌یابد. (۱۸) Reis و همکارانش نشان دادند ادهزیو one-step self-etch

بهرتر استرس در طول آزمایش می‌شود. (۲۰)  
 Albuquerque و همکاران نشان دادند دو بار کاربرد ادهزیو One-step self-etch و یا پوشش رزین هیدروفوب اضافه در استحکام باند میکروتنسایل دردتین مؤثر است اگر چه این دو روش در مینا بستگی به ماده ادهزیو دارد. (۱۷)

می‌تواند دو بار به کاربرده شود. همچنین کاربرد لایه اضافه رزین هیدروفوب بر روی باندینگ سبب بهبود استحکام باند می‌شود. اصلاح استحکام باند توسط لایه رزین هیدروفیل اضافه می‌تواند به دلیل افزایش ضخامت ادهزیو باشد که سبب کاهش انقباض پلی‌مریزاسیون کامپوزیت و انتشار

جدول ۱: میزان متوسط استحکام باند برشی و انحراف معیار گروه‌های مورد مطالعه

انحراف معیار	میانگین استحکام باند (مگاپاسکال)	حداکثر استحکام باند (مگاپاسکال)	حداقل استحکام باند (مگاپاسکال)	تعداد نمونه	کیورینگ (ثانیه)	
					باندینگ (لایه)	باندینگ (لایه)
۰/۵۵	۱۵/۵۷	۱۶/۳۰	۱۴/۷۰	۱۲	-	۱
۰/۴۱	۱۶/۲۲	۱۷/۳۰	۱۵/۷۰	۱۲	۱۰	۱
۰/۶۴	۱۶/۶۸	۱۸/۰۰	۱۵/۷۰	۱۲	۲۰	۱
۰/۹۱	۱۷/۳۹	۱۸/۴۰	۱۵/۱۰	۱۲	-	۲
۰/۸۶	۱۸/۱۸	۱۹/۳۰	۱۶/۷۰	۱۲	۱۰	۲
۰/۳۶	۲۰/۰۲	۲۲/۳۰	۱۷/۵۰	۱۲	۲۰	۲



نمودار ۱: میانگین و حدود اطمینان ۹۵٪ میانگین استحکام باند برشی در گروه‌های آزمایشی

Lodovici و همکارانش نشان دادند لایه ضخیم ادهزیو به عنوان لایه قابل انعطاف میانی نتوانست خرابی ناشی از سیکل بارگذاری مکانیکی یا گرمایی را در ادهزیو سه مرحله‌ای و دو مرحله‌ای کاهش دهد. (۲۲)

De Goes و همکاران بیان کردند کاربرد لایه رزین با ویسکوزیته کم بر روی باندینگ سبب افزایش باند میکروتنسایل شده که برای یکی از باندینگ‌های مورد مطالعه (Clearfill & E Bond) معنی‌دار بوده است. (۲۱)

رزین نفوذ کرده، از عوامل مهم استحکام اتصال عاج به رزین در ناحیه دمنیرالیزه سطح عاج است. در صورتی که منومرهای رزینی در عاج دمنیرالیزه نفوذ کنند ولی در آنجا پلی‌مریزه نشوند طول عمر اتصال عاج-رزین، دچار مشکل می‌شود و پلی‌مریزاسیون ناکافی درون لایه هیبرید، به عنوان منبع ذخیره‌ای برای آزاد شدن منومر می‌باشد که در عین حال اثرات سمی دارد. (۳۹)

Sano و همکارانش و Li و همکارانش، گزارش کردند که پلی‌مریزاسیون ناقص رزین سبب ایجاد حباب در هیبرید لایر و نانولیکچ آن می‌شود. (۴۰ - ۴۱)

با توجه به مطالعات بالا، در اثر کیورینگ کمتر از حد استاندارد در مطالعه حاضر که سبب پلی‌مریزاسیون ناکافی ادهزیو رزین شد، باندینگ به استحکام مورد نظر نرسید و استحکام باند برشی گروههایی که بیست ثانیه کیور شده بودند بیشتر از سایر گروهها بود. (۳۸ - ۴۰)

### نتیجه‌گیری

طبق شرایط این مطالعه آزمایشگاهی می‌توان نتیجه‌گیری کرد که پلی‌مریزاسیون بیشتر و افزایش ضخامت ادهزیو لایر Stae تا دو لایه (با روش کیور کردن هر لایه) سبب بهبود استحکام باند برشی می‌شود.

Lindberg و همکاران نشان دادند کاربرد لایه کامپوزیت رزینی Flowable در بهبود تطابق اینترفاسیال در ترمیمهای CI II مؤثر نیست. (۲۳)

Kemp-Scholte و همکاران نشان دادند کاربرد لایه میانی علاوه بر باندینگ سبب انعطاف پذیری بیشتر و کاهش استرس انقباضی و کاهش مارژینال لیکچ می‌شود ولی در استحکام باند تأثیری ندارد. (۲۴)

با توجه به مطالعات بالا، برای توجیه افزایش استحکام باند با افزایش تعداد لایه‌ها در مطالعه حاضر، می‌توان به نقش آزاد کننده استرس ادهزیو اشاره کرد که با افزایش ضخامت ادهزیو و انعطاف‌پذیری، نقش Stress Breaker را ایفا کرده و سبب کاهش تنش وارد شده با جذب استرس در ضخامت خود شده و موجب افزایش استحکام باند می‌شود. (۱، ۱۷، ۲۱-۳۱) اگر چه این نظریه با مطالعه Lodovici و همکارانش، Kemp-Scholte و همکارانش و Lindberg و همکارانش مخالف است. (۲۲-۲۴)

تجزیه و تحلیل داده‌ها در مطالعه حاضر بیانگر افزایش استحکام باند با افزایش زمان پلی‌مریزاسیون است. یکی از موارد کاهش استحکام باند کیورینگ ناکافی باندینگ است که برای رفع آن باید به اندازه توصیه شده کیور شوند. (۳۸)

برای ایجاد باندی قوی و قابل اطمینان باید ادهزیو رزین نفوذ کرده و به طور کامل کیور شود. درصد پلی‌مریزاسیون

## REFERENCES

1. Raberson TM, Heymann H, Swif E, Sturdevanet DM. Sturdevanet's art and science of operative dentistry. 5<sup>th</sup> ed. [S.L]: Mosby, Elsevier; 2006, 184-189.
2. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res. 1984 Dec; 63(12):1396-9.
3. Wendt SL Jr, Leinfelder KF. Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. Am J Dent. 1994 Aug; 7(4):207-11.
4. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent. 1998 Jan; 26(1): 1-20.
5. Dickinson GL, Gerbo LR, Leinfelder KF. Clinical evaluation of a highly wear resistant composite. Am J Dent. 1993 Apr; 6(2):85-7.
6. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quint Int. 1992 Feb; 23(2):135-41.

7. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K, Pashley DH. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent*. 1999 Spring; 1(1):7-23.
8. Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*. 1992 Jun; 5(3):127-9.
9. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*. 1995 Mar; 11(2):11-25.
10. Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quint Int*. 1995 Oct; 26(10):733-8.
11. Toledano M, Osorio R, Perdigão J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vilchez MA. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *Biomed Mater Res*. 1999 Nov; 47(2):198-203.
12. Toledano M, Perdigão J, Osorio R, Osorio E. Effect of dentin deproteinization on microleakage of class V composite restorations. *Oper Dent*. 2000 Nov-Dec; 25(6):497-504.
13. Perdigão J, Lopes M, Geraldini S, Lopes GC, García-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater*. 2000 Sep; 16(5):311-23.
14. Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater*. 1999 Sep; 15(5):323-31.
15. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Biomed Mater Res*. 1982 May; 16(3): 265-73.
16. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I .Bonding to dentin. *Quintessence Int*. 1992 Jan; 23(1): 39-41.
17. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent*. 2008 Sep-Oct; 33(5):564-70.
18. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*. 2000 Mar; 79(3):812-7.
19. Bayne SC, Wilder AD, Heymann HO, Sturdevant JR, Roberson TM. 2 year clinical evaluation of optibond stress-breaking DBA in class V's. *Trans Acad Dent Mater*. 1995; 8:115-25.
20. Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Bauer JR, Grande RH, Klein-Junior CA, Baumhardt-Neto R, Loguercio AD. Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *J Dent*, 2008 May; 36(5):309-15.
21. De Goes MF, Giannini M, Di Hipólito V, Carrilho MR, Daronch M, Rueggeberg FA. Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Braz Dent J*. 2008 Winter; 19(1):51-6.
22. Lodovici E, Reis A, Geraldini S, Ferracane JL, Ballester RY, Rodrigues Filho LE. Does adhesive thickness affect resin-dentin bond strength after thermal/load cycling? *Oper Dent*. 2009 Jan-Feb; 34(1):58-64.
23. Lindberg A, van Dijken JW, Hörstedt P. In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clin Oral Invest*. 2005 Jun; 9(2):77-83.
24. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*. 1990 Jun; 69(6):1240-3.

25. Al-Ehaideb Ali, Mohammed H. Shear bond strength of one bottle dentin adhesive. J prosth Dent. 2000 Oct; 84(4): 408-412.
26. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. J Prosthet Dent. 2002 Nov; 88(5):511-5.
27. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. J Prosthet Dent. 2002 Nov; 88(5):511-5.
28. Perdigao J, Ramos J. Invitro Interfacial relationship between human dentin and one bottle dental adhesive. Dent Mater. 1997 Jul; 13(4): 218-227.
29. Sattabanasuk V, Shimada Y. The bond of resin to different dentin surface charecteristics. Oper Dent. 2004 May-Jun; 29(3): 333-341.
30. Abdalla AI, Davidson CL. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesive to contaminated dentin surfaces. Am J Dent. 1998 Dec; 11(6):281-285.
31. Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Interfacial micromorphology and shear bond strength of single-bottle primer/adhesives. Dent Mater. 1997 Sep; 13(5):316-24.
32. Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, May KN Jr, Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. Am J Dent. 1998 Jun; 11(3):114-7.
33. Giannini M, Seixas CA, Reis AF, Pimenta LA. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. J Esthet Restor Dent. 2003 Jan; 15(1):43-8.
34. EL-Din Ak, Abd el-mohsen MM. Effect of changing application times on adhesive system bond strength. Am J Dent. 2002 Oct; 15(5):321-4.
35. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. Dent Mater. 2005 Sep; 21(9):864-81.
36. De Castro AK, Hara AT, Pimenta LA. Influence of collagen removal on shear bond strength of one-bottle adhesive systems in dentin. J Adhes Dent. 2000 Winter; 2(4):271-7.
37. Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H, Pashley DH. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. Oper Dent. 2004 Jul-Aug; 29(4):416-23.
38. CraiG RG. Restorative Dental Material. 20<sup>th</sup> ed. [S.L]: Mosby Elsevier; 2006, 214-231.
39. Pursamimi P, Fathpour K. Adhision in dentistry. 1<sup>th</sup>ed. Esfahan: Money Publisher; 1381, 61-62.
40. Sano H, Shono T, Takatsu, Hosoda h. Microporous denth zone beneath resin-impregnated layer. Oper Dent. 1994 Mar-Apr; 19(2):59-64.
41. Li HP, Burrow MF, Tays MJ. The effect of long term storage on nanoleakage. Oper Dent. 2001 Nov-Dec; 26 (6): 609-676.