

مقاله علمی (تحقیقی)

بررسی قدرت باند برشی باندینگ‌های مختلف

One bottle, Self etching primer

و Multi step به مینا و عاج

دکتر اسماعیل یاسینی*

دکتر مهر داد برادران نقشینه**

چکیده

هدف از این مطالعه تعیین قدرت باند برشی عوامل باندینگ‌های مختلف One bottle و Self etching primer و Multi step روی سطوح مینایی و عاجی در In vitro می‌باشد. به همین منظور عوامل باندینگ مختلف بر روی سی سطح صاف مینایی که از دندانهای کشیده شده انسان تهیه شده بود مورد ارزیابی قرار گرفت. دندانهای مورد آزمایش به صورت اتفاقی در شش گروه پنج تایی تقسیم شد که عبارتند از گروه‌های:

۱. Single bond

۲. Scotch bond

۳. Etch α prime

۴. Excite

۵. Syntac

۶. Margin bond

عوامل باندینگ اول و چهارم One bottle بود، دوم و پنجم Multi step و سوم Self

* دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.

** متخصص دندانپزشکی ترمیمی.

etching primer می باشد. این بررسی در دو گروه مینایی و عاجی انجام شد که گروه مینایی شامل شش گروه پنج تایی و گروه عاجی شامل پنج گروه ده تایی می باشد. تمام شش گروه عامل باندینگ فوق طبق دستور کارخانه سازنده بر روی سطوح مینایی گذاشته و سپس Cure شدند همین عوامل باندینگ ذکر شده به جز Margin bond بر روی سطوح عاجی با کال و لینگوال قرار داده شد و Cure شدند. سپس استوانه کامپوزیتی بر روی سطوح مینایی و عاجی توسط مولد پلاستیکی قرار گرفت و طبق دستور کارخانه Cure شد. نمونه ها هزار مرتبه ترموسایکل شد و سپس در استوانه آکریلی خود سخت شونده مانع شد. استحکام برشی آنها توسط ماشین Instron اندازه گیری گردید.

یافته های حاصل از این مطالعه نشان داد که شش گروه مینایی با آنالیز واریانس یک طرفه ANOVA مورد ارزیابی قرار گرفت و تفاوت معنی داری بین این شش گروه دیده نشد ($P < 0/05$). میانگین استحکام باند در سطوح مینایی 19 Mpa تا $28/5 \text{ Mpa}$ بدست آمد که حداقل آن مربوط به Margin bond و حداکثر آن مربوط به Single bond می باشد. پنج گروه عاجی با Kruskal Wallis یا یکدیگر مقایسه شدند و تفاوت معنی داری در استحکام باند برشی بین آنها دیده نشد ($P < 0/05$).

میانگین استحکام باند برشی $18/4 \text{ Mpa}$ تا $22/8 \text{ Mpa}$ در عاج بدست آمد که حداقل آن مربوط به Single bond و حداکثر آن مربوط به Syntac بود. کلید واژه ها: قدرت باند برشی - ترموسایکلین - باندینگ مینا - باندینگ عاجی.

مقدمه

بعد از اینکه بونوکور در سال ۱۹۹۵ سیستم اسید اچینگ در مینا را در دندانپزشکی معرفی کرد تحقیقات زیادی جهت دستیابی برای باندینگ مواد رزینی به عاج انجام گرفت. اکثر دنتین باندینگ های امروزی اثر باندینگ آنها بر مبنای حل یا برداشت یا تغییر در اسمیر لایر است و تفاوت سیستم های باندینگ از نظر کاربرد کلینیکی آنها در دو یا سه مرحله یا حتی مراحل بیشتر است که شامل کاندیشنر کردن مینا و عاج، کاربرد پرایمر و عوامل باندینگ می باشد. پس از اچ کردن مینا و عاج و شستشوی اسید از سطح دندان، سطح مینا دارای خلل و فرج میکروسکوپی می گردد و سطح عاج دیمینرالیزه شده به صورت یک شبکه کلاژن که حمایت هیدروکسی آپاتیت خود را از دست داده در می آید. این شبکه کلاژن (Collagen-Rich Layer) دارای انرژی آزاد سطحی کم است و فضاهایی که حدود ۲۰-۱۵ نانومتر بین فایبرهای کلاژن که توسط هیدروکسی آپاتیت پر شده بود توسط آب اشغال شده و این آب به وسیله مونومر جانشین می شود (۱).

خشک کردن عاج باعث از دست رفتن آب و در نتیجه کلاپس الیاف کلاژن می‌گردد و در نهایت مونومر نمی‌تواند در عاج دکلسیفیه نفوذ کند. بنابراین پیشنهاد می‌شود که عاج دیمینرالیزه مرطوب (WET) نگه داشته شود. نظریه Wet bonding در عاج ابتدا توسط Kanca در ۱۹۹۲ شرح داده شد. ایشان در تحقیق خود مشخص کردند که وجود رطوبت در عاج باعث افزایش استحکام باند می‌شود (۲). در تحقیقی دیگر Kanca در سال ۱۹۹۳ ادعا کرد که استحکام باند برای مینای مرطوب و خشک با کاربرد دنتین باندینگ یکسان است (۳). در تحقیقی دیگر که در سال ۱۹۹۷ توسط Swift و همکاران انجام شد مشخص گردید که رطوبت آب عاج تأثیر کمی در افزایش باند در سیستم‌های Scotchbond multi - Purpose plus دارد اما در مورد سیستم‌های One step بی‌تأثیر است (۴).

در سیستم‌های Multi system پس از اچ کردن مینا و عاج و شستشوی آنها، از پرایمر و سپس از عوامل باندینگ استفاده می‌شود. پس از آن کارخانجات مختلفی جهت ساده کردن و بدست آوردن باندینگ‌های قوی تحقیقات زیادی انجام دادند تا اینکه از ترکیب پرایمر با عوامل باندینگ سیستم‌های One bottle را ایجاد کردند. در این سیستم نیز پس از استفاده از کاندیشنینگ و شستشوی سطح از سیستم تک‌جزیی حاوی پرایمر و عوامل باندینگ استفاده می‌شود.

در سیستم‌های Multi system و One bottle با استفاده از کاندیشنر و شستشو و خشک کردن سطح عاج، احتمال رفتن آب بین الیاف کلاژن و در نتیجه کلاپس این الیاف وجود دارد و در نتیجه عدم نفوذ رزین به اندازه کافی بین الیاف کلاژن احتمال ایجاد باند ضعیف موجود است. لذا کارخانجات سازنده جهت اجتناب از مشکلات فوق، سیستم جدیدی با سم Selfe etching primer معرفی کردند که در این سیستم اسید و پرایمر با هم مخلوط شده و اسید به کار برده اسید ضعیف است. در این سیستم چون عمل شستشو و خشک کردن وجود ندارد لذا احتمال کلاپس الیاف کلاژن نیز منتفی می‌باشد و باند ایجاد شده در این سیستم باند قابل قبول و بادوامی ایجاد می‌کند (۱، ۲، ۵، ۶).

در هر صورت باید توجه داشت که اتصال موارد کامپازیتی به عاج به راحتی مینا نمی‌باشد (۸) و (۹) که این مسئله را می‌توان به مواد آلی عاج، هموزن نبودن عاج، وجود مایع و زوائد ادنتوپلاستیک در توبول‌ها وجود لایه اسمیر نسبت داد (۱۰ و ۱۱).

با توجه به سیستم‌های مختلف باندینگ‌ها تحقیقی جهت بررسی قدرت باند این مواد بر روی مینا و عاج و مقایسه آنها با یکدیگر انجام گرفت که امید است این تحقیق مورد استفاده دندانپزشکان قرار بگیرد.

روش بررسی

این تحقیق در دو گروه مینایی و عاجی انجام شد که گروه مینایی شامل شش گروه پنج‌تایی و گروه عاجی شامل پنج گروه ده‌تایی می‌باشد. تمام نمونه‌ها روی مولرهای سالم و یا با پوسیدگی اندک اکلوژالی انجام شده که حداکثر دو ماه از کشیدن آنها گذشته بود و پس از استریل کردن به وسیله کلرامین ۰/۵٪، در سرم فیزیولوژیک نگهداری شد.

گروه مینایی: شامل شش گروه پنج‌تایی بود که سطوح باکال و لینگوال دندانها را با فرز الماسی شماره ۲۲۰-۵۰۴ کارخانه D&Z صاف کرده و سپس به وسیله دیسک‌های سیلیکون کارباید این سطوح پرداخت شدند. حد تراش جهت استاندارد شدن به اندازه‌ای بود که بتوان مکعبهای کامپازیتی به قطر حدود ۲/۵ میلی‌متر و ارتفاع سه میلی‌متر را بر روی مینا قرار داد. شش باندینگ مورد استفاده در این گروه عبارتند از:

۱ - Single bond dental adhesive system (3M)

۲ - Scotch bond multi purpose (3M)

۳ - Prime & etch (degussa)

۴ - Excite (viva dent)

۵ - Margin bond (coltene)

۶ - Syntac (viva dent)

تمامی دندانان طبق دستور کارخانه اچ شدند (به جز گروه سوم که طبق دستور کارخانه نیازی به اچ کردن نداشت) و سپس پس از شستشو و مختصری خشک کردن، دو لایه باندینگ بکار برده و کیور شدند و مولد پلاستیکی به قطر ۲/۵ میلی‌متر بر روی دندانها قرار گرفت و کامپازیت توصیه شده در هر باندینگ استوانه‌ای به ارتفاع سه میلی‌متر بر روی هر دندان گذاشته و سپس طبق زمان توصیه شده از سه سمت کیور شد.

گروه عاجی: شامل پنج گروه ده‌تایی بود که سطوح باکال و لینگوال دندانها با فرز الماسی شماره ۲۲۰-۵۰۴ کارخانه D&Z تا حدی که برای قرار دادن مکعبهای کامپازیتی به عاج برسند

صاف و سپس به وسیله دیسک‌های سیلیکون کارباید این سطوح پرداخت شدند. در گروه عاجی نیز مشابه گروه مینایی حد تراش جهت استاندارد شدن به اندازه‌ای بود که یک میلی‌متر از DEJ برداشته شد و مقدار تراش به میزان مکعبهای کامپازیتی به قطر حدود ۲/۵ میلی‌متر بود.

باندینگ‌های مورد استفاده در این گروه عبارت بودند از:

۱ - Single bond dental adhesive system (3M)

۲ - Scotch bond multi purpose (3M)

۳ - Etch & Prime (Degussa)

۴ - Excite (Viva dent)

۵ - Syntac (Viva dent)

تمامی گروه‌ها به جز گروه سه طبق دستور کارخانه سازنده اج شده و پس از کاربرد دو لایه باندینگ کیور شد. مولد پلاستیکی به قطر ۲/۵ میلی‌متر و ارتفاع سه میلی‌متر از کامپازیت بر روی دندانها قرار گرفت و از سه سمت کیور گردید. سپس نمونه‌ها هزار مرتبه بین ۵-۵۵ درجه سانتی‌گراد و با سی‌ثانیه تأخیر در بین هر مرحله ترموسایکل شد. تمامی نمونه‌ها تا حدود یک میلی‌متری اپیکالی‌تر از CEI در استوانه‌ای از آکریل خود سخت شونده به قطر ۲/۵ سانتی‌متر و طول چهار سانتی‌متر قرار گرفت به گونه‌ای که نوک کاسپ باکال و لینگوال در یک سطح قرار داده شد و سطوح باکال و لینگوال دندانها بر سطح آکریل زیرین خود عمود بودند.

در نهایت استحکام باند برشی هر نمونه توسط دستگاه Instron با سرعت پنج میلی‌متر در دقیقه تعیین شد و مقدار آن بر حسب مگاپاسکال محاسبه گردید.

داده‌های بدست آمده در گروه مینایی توسط آنالیز واریانس یک طرفه (One way ANOVA) و نرم‌افزار SPSS و در گروه عاجی از آزمون Kruskal Wallis مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

نتایج

در گروه مینایی، میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام باند برشی مینا در شش گروه آزمایشی در جدول شماره ۱ نشان داده شده است.

همان‌گونه که در جدول ملاحظه می‌شود بیشترین باند بدست آمده مربوط به Single bond

بوده است ($28/5 \pm 3/9$) و کمترین قدرت باند مربوط به Margin bond (19 ± 8) می باشد. قدرت استحکام برشی سه باندینگ Single bond و Scotch bond و Syntac در مینا بیشترین قدرت باند را نشان داد. پس از آن Excite و Etch & prime بود و کمترین آن مربوط به Margin bond می باشد.

در گروه عاجی، میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام باند برشی عاج در پنج گروه آزمایشی در جدول ۲ نشان داده شده است.

همان گونه که در جدول مشاهده می شود بیشترین قدرت باند برشی بدست آمده در عاج مربوط به Syntac و کمترین آن مربوط به Single bond می باشد. ضمناً قدرت باند در پنج نوع باندینگ گروه عاجی به یکدیگر نزدیک می باشد.

جدول ۱- میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام برشی شش گروه بر حسب Mpa در مینا

نوع باندینگ	حداقل استحکام Mpa	حداکثر استحکام Mpa	$\bar{X} \pm SD$ Mpa
Single bond	۲۳/۳	۳۳/۴	$28/5 \pm 3/9$
Scotch bond	۲۴	۳۱/۷	$27 \pm 3/1$
Etch & prime	۱۳/۳	۳۰/۹	$22 \pm 6/8$
Excite	۱۸/۳	۲۸/۷	$23 \pm 4/1$
Margin bond	۹/۳	۲۹/۳	$19/ \pm 8$
Syntac	۲۳/۸	۳۲/۴	$24 \pm 3/4$

جدول ۲- میانگین، انحراف معیار، حداقل و حداکثر استحکام برشی در پنج گروه بر حسب Mpa در عاج

نوع باندینگ	حداقل استحکام Mpa	حداکثر استحکام Mpa	$\bar{X} \pm SD$ Mpa
Single bond	۱۰/۷	۲۷/۹	$18/4 \pm 7/6$
Scotch bond	۱۷/۳	۲۳/۷	$20/4 \pm 2/6$
Etch & prime	۱۴	۲۹/۳	$22 \pm 5/9$
Excite	۱۶	۲۶/۵	$20/9 \pm 4/7$
Syntac	۲۰/۶	۲۵/۵	$22/8 \pm 2/1$

داده‌های بدست آمده در این تحقیق در گروه مینایی که شرایط لازم را جهت آزمون دارا بود با واریانس یک طرفه ANOVA تحلیل شد، تفاوت معنی‌داری در بین شش زیرگروه آزمایشی دیده نشد ($P < 0/05$). ولی در گروه عاجی به علت هموزن نبودن داده‌های بدست آمده و اینکه شرایط لازم برای انجام آزمون ANOVA را نداشت از آزمون Kruskal Wallis استفاده شد. در این گروه نیز تفاوت معنی‌داری بین پنج زیرگروه آزمایشی مشاهده نشد ($P < 0/05$).

در گروه مینایی Margin bone کمترین قدرت باند به مینا را داشت که این تفاوت تا حدودی زیاد ولی معنی‌دار نبود. البته این باند در مینا 19 ± 8 Mpa، بدست آمد که باند قابل قبولی است. همچنین Etch & Prime نیز قدرت باند کمتری نسبت به باندینگ‌های دیگر در مینا از خود نشان داد. در سیستم‌های Self etching مثل Etch & Prime چون اسید موجود در آنها از اسیدهای ضعیف استفاده می‌شود لذا باند در مینا ضعیفتر است. اسیدهای بکار رفته در سیستم Self etching شامل اسید فسفریک ۱۰٪ یا اسید سیتریک ۱۰٪ یا اسید اکزالیک ۱/۶٪ یا اسید نیتریک ۲/۵٪ و یا اسید مالئیک ۱۰٪ که در مقایسه با اسید فسفریک ۳۷٪ که جهت اچ کردن مینا بکار می‌رود چون اسیدهای ضعیفی هستند لذا الگوی مشابه الگوی اچینگ اسید فسفریک ۳۷٪ ایجاد نمی‌کند.

در تحقیقی که در ۱۹۹۷ توسط Perdig و در ۱۹۹۹ توسط Hannig انجام شد به این نتیجه رسیدند که هر چند که سیستم‌های Self etching الگوی اچینگ مشابه اسید فسفریک ۳۷٪ ایجاد نمی‌کنند ولی باند قابل قبولی ایجاد می‌نمایند و این سیستم می‌تواند به عنوان یک جانشین برای اچ کردن سطح دندان به جای اسید فسفریک در سطح مینا باشد که در نتیجه ایجاد باند با دوام و سیل قابل قبولی می‌کند.

در تحقیق Retief در ۱۹۹۴ مشخص شد که Shear bond strength مورد نیاز جهت مقابله با انقباض ناشی از پلی‌مریزاسیون کامپازیت و یک سیل قابل قبول ۲۴-۱۷ Mpa است. باند بدست آمده در این تحقیق در مورد Etch & Prime در مینا $22 \pm 6/8$ Mpa، و در عاج $22 \pm 5/9$ Mpa بود که این باند قابل قبول می‌باشد.

هر چند باند ایجاد شده توسط دنتین باندینگ‌ها در مینا بیشتر از عاج است (۱۸ و ۱۹) ولی در مورد Etch & Prime در تحقیق حاضر در مینا و عاج برابر بودند چون این ماده دارای

مونومر فعال Penta* می‌باشد که نقش اچ کننده را نیز دارا ست و چون زمان اچینگ مینا باید بیش از زمان درمان عاج باشد و این زمان در این باندینگ یکسان می‌باشد لذا یکسان بودن باند در این باندینگ در مینا و عاج تا حدودی توجیه پذیر است.

در ۱۹۹۴ Chappell در مطالعات خود استحکام باند برشی Scotch bond multi purpose را به طور معنی داری بیشتر از Syntac در عاج بدست آورد که حتی پس از هشت ماه نگهداری در انکوباتور هیچ تغییری در نتایج آزمون به دست نیامد که نشان دهنده عدم اضمحلال عامل باندینگ در این مدت است. عامل اچ کننده Scotch BMP اسید مالئیک همراه با یک غلیظ کننده غیر سلیکاتی است. عامل اچ کننده لایه اسمیر را برداشته توبول‌ها را باز کرده و کمی از عاج اینتر توبولار را دمینرالیزه می‌کند. در آزمون استحکام باند این ماده بیشتر شکستها کوهزویو درون عاج یا کامپوزیت بوده است که نتایج این تحقیق با یافته‌های این مطالعه همخوانی نداشت.

ولی تحقیقی که توسط Holdergger در ۱۹۹۷ انجام گردید نشان داد که بین سیستم‌های One bottle با سایر سیستم‌ها از نظر باند برشی در عاج اختلاف معنی داری وجود ندارد که مطالعه حاضر نیز در یافته‌های خود به این نتیجه رسیده‌اند.

همچنین Lopes در سال ۲۰۰۲ در تحقیق خود نشان داد که در سیستم‌های مختلف Total etch و Self etching از نظر باند برشی اختلاف آماری بین آنها وجود ندارد و باند ایجاد شده در تمام گروهها قابل قبول می‌باشد که این تحقیق نیز مشابه نتایج تحقیق حاضر می‌باشد. Swift در ۱۹۹۷ در مطالعات خود بر روی عوامل باندینگ عاجی تک مرحله‌ای نشان داد Scotch BMP و Single bond به مقدار رطوبت سطح عاج حساسیت ندارند. این امر به دلیل محتوی آب آنهاست و اگر بر سطح عاج آب کمی موجود باشد این سطح با آب موجود در پرایمر یا ادهزیو مجدداً هیدراته می‌شود. اگر هم بر سطح، آب زیادی وجود داشته باشد این آب غلظت رزین و پرایمر یا ادهزیو را رقیق کرده ولی در حدی نیست که بر استحکام باند اثر منفی داشته باشد. بر طبق این تحقیق تفاوت معنی داری در هیچ یک از گروههای آزمایشی از نظر قدرت باند برشی وجود نداشت و تمامی آنها دارای حداقل استحکام باند مورد نیاز (۱۷ Mpa) بودند.

Bayne در ۱۹۹۴، Swift در ۱۹۹۵ و Finger در ۱۹۹۶ نشان دادند که استحکام باند برشی

* Dipentaerthriol Pentacrylate Phosphoric Acid.

با کاربرد ادهزیوهای عاجی مختلف در مینا بیشتر از عاج است که مشابه نتایج یافته‌های حاضر می‌باشد. این امر به دلیل مقدار زیاد ماده آلی موجود در ساختمان توبولی در عاج و وجود اذتوبلاست‌ها و جریان مایع به سمت خارج در عاج است که این مسئله می‌تواند در عمل باندینگ عاج اثر بگذارد.

این تحقیق به صورت In vitro انجام شد که در تحقیق Pashley در ۱۹۹۸ نشان دادند که باند برشی باندینگ‌ها بر روی عاج در حالت In vivo و In vitro در زمانهای مختلف از نظر آماری تفاوتی ندارد.

لذا با توجه به نتایج بدست آمده استفاده از هر نوع باندینگ در این بررسی نشان داد که تفاوت چندانی ندارد ولی در زمان کاربرد یک باندینگ چه در مینا و یا عاج، علاوه بر قدرت استحکام باند باید به سهولت استفاده از آن نیز توجه داشت که این سهولت خود باعث:

۱ - صرف وقت کمتر

۲ - احتمال آلوده شدن کمتر

۳ - احتمال اشتباه کمتر در کاربرد با تکنیک راحت‌تر که پیشنهاد می‌شود از باندینگ‌هایی

استفاده گردد که کاربرد آنها سهلتر و مراحل کاری کمتری دارند.

REFERENCES

1. Roulet Jean F, Degrange M. Adhesion the silent revolution in dentistry. Germany: Quintessence Publishing Co; 2000, 45-54.
2. Kanca J. Resin bonding to wet substract I. Bonding to dentin. Quint Int 1992;23: 39-41.
3. Kanca III J. Resin bonding to wet substract II. Bonding to enamel. Quint Int 1992;23: 625-627.
4. Swift EJ, Edward, Bayne C, Stepen. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. Am J Dent 1997;10: 184-188.
5. Gagliardi RM, Avelar RP. Evaluation of microleakage using different bonding agents. Oper Dent 2002; 27: 582-586.
6. Roberson M. Theodore, Heymannn O. Harald, Swift J, Edward. Art & Science of Operative Dentistry, 4th ed. USA: Mosby Co; 2002.
7. Hanning M, Reihardt KJ, Bott B, Self. Etching primer vs phosphoric Acid: An alternative concept for composite-to enamel bonding. Oper Dent 1999; 24: 172-180.
8. Reifes PE, Cochran MA, Moore BK. An In vivo shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems on enamel. Oper Dent 1995; 20: 174-179.
9. Swift EJ, Perdingao J, et al. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quint Int 1995; 26: 95-110.
10. Triolo PT, Swift EJ, Barkmeier WW. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. Oper Dent 1995; 20: 46-50.
11. Pashley DH. Interactions of dental materials with dentin in proceedings of conference on enamel-dentin-pulp-bone-periodontal

- tissue interactions with dental materials. *Trans Acad Dent Mat* 1990; 3: 55-73.
12. Perdigao J, Lopes L, et al. Effect of a self-etching primer on enamel shear bond strength and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; 10: 141-146.
13. Hanning M, Renihardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: An alternative concept for composite-to enamel bonding. *Oper Dent* 1999; 24: 172-180.
14. Retief DH, Mandras RS, et al. Shear bond strength required to prevent microleakage at the dentin/restoration interface. *Am J Dent* 1994; 7: 43-46.
15. Chappell R, Eick JD. Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dental adhesive. *Quint Int* 1994; 24: 359-368.
16. Holdergger C, Paul S J, et al. Bond strength of one-bottle dentin bonding agents on human dentin. *Am J Dent* 1997; 10: 71-76.
17. Lopes CG, Barateri NL, et al. Dental adhesive: Present state of the art and future perspective. *Quint Int* 2002; 33: 213-224.
18. Bayne SC, Heymann HO, et al. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Res* 1994; 125: 687-701.
19. Finger WJ, Fritz U. Laboratory evaluation of one component enamel/dentin bonding agents. *Am J Dent* 1996; 9: 206-10.
20. Pashley EL., Tao L., et al. Comparison of in vivo vs in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1998; 67: 467-470.

* * *