

بررسی ریزش ترمیم‌های کلاس V کامپوزیت در دندان‌های پرمولر با و بدون استفاده از جریان الکتریسیته حین اعمال مواد باندینگ عاجی مختلف در محیط آزمایشگاه

دکتر نرگس دری¹⁺ - دکتر آزیتا کاویانی¹ - دکتر علی نوری²

۱- استادیار گروه آموزش دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

۲- رزیدنت رادیولوژی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران

Evaluation of class V composite restorations microleakage in premolars with/without electric current while applying variant dentin bondings

Narges Dorri¹⁺, Azita Kaviani¹, Ali Noori²

1⁺- Assistant Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran (Narges.dorri@yahoo.com)

2- Resident of radiology, School of medicine, Jundishapour University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

Background and Aims: Composites success in preventing microleakage of range between composite and tooth need desirable bonding material for proper sealing. The purpose of this study was to evaluate class V composite restorations microleakage in premolars with/without electric current while applying variant dentin bonding in vitro.

Materials and Methods: 120 non-carious human premolars were used for this study and Standardized class v cavities were prepared. The tooth roots were cut the by discs at a distance of 5 mm from CEJ and pulp tissue was removed. The teeth were divided into six groups of 20. In the first group, electric current was applied, Single bond (3M ESPE, St Paul, MN, USA) with a broom motion attached to the cathode and a sponge containing bonding was used as anode. The used current was 15 μ A and the Single bond in the second group was used without electricity. Then tow bondings PQ1 (Ultradent, Germany) and Optibond solo plus (Kerr, USA) were used with and without electricity. After adhesive application and curing the bonding agents, cavitis were restored by a composite (Valux Plus. The root ends were sealed by wax and all teeth surfaces, except 1 mm around the restorations were covered with a nail varnish. The specimens were thermocycled for 1000 cycles and were placed in fushin for 24 hours and were then sectioned vertically and examined under a stereomicroscope. Data were scored on a 0-4 scale based on microleakage at the gingival margins and analyzed using Kruskal-Wallis and Mann-whitney test.

Results: Based on the results, the extent of microleakage in the groups of electric current was significantly less than the groups without using the electric current (P=0.05). The lowest degree of microleakage was found in PQ1 group, and the greatest difference between the groups with and without electricity was also found in PQ1 group. Single bond and Optibond Solo Plus with electric current showed lower degree microleakge.

Conclusion: The result showed that use of electricity during the application of dental adhesives could reduce the extent of microleakage.

Key Words: Dental bonding; Composite; Restoration

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2014;27(2):99-107

+ مولف مسوول: اهواز- دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز- دانشکده دندانپزشکی- گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی

تلفن: ۰۹۱۸۸۱۳۱۴۲۳ نشانی الکترونیک: Narges.dorri@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: برای موفقیت کامپوزیت‌ها در جلوگیری از ریزش در حد فاصل کامپوزیت و دندان نیاز به وجود سیل مطلوب توسط ماده باندینگ است. هدف از این تحقیق بررسی ریزش ترمیم‌های کلاس V در دندان‌های پرمولر با و بدون استفاده از جریان الکتریسیته حین اعمال مواد باندینگ عاجی مختلف در محیط آزمایشگاه بود.

روش بررسی: در این تحقیق از ۱۲۰ دندان پرمولر سالم که به دلایل ارتودنسی کشیده شدند استفاده شد و به منظور ضدعفونی دندان‌ها به مدت ۲۴ ساعت در هیپوکلریت سدیم قرار داده شدند. در تمامی دندان‌ها حفرات کلاس V روی سطوح باکال تراشیده شدند. ریشه دندان‌ها در فاصله ۵ میلی‌متری از CEJ توسط دیسک قطع شده و بافت پالپی خارج شد. دندان‌ها به ۶ گروه ۲۰ تایی تقسیم شدند. در گروه اول Single bond (3M ESPE, St Paul, MN, USA) با اعمال جریان الکتریسیته با یک حرکت جارویی پیوسته به عنوان کاند و اسفنج حاوی ماده باندینگ به عنوان آند استفاده شد. شدت جریان به کار رفته ۱۵ μ A بود و در گروه دوم Single bond بدون جریان الکتریسیته به کار برده شد. سپس باندینگ‌های PQ1 (Ultradent, Germany) و Optibond solo plus (Kerr, USA) نیز با و بدون جریان الکتریسیته به کار برده شدند. بعد از کاربرد باندینگ و کیور ماده باندینگ مطابق دستور کارخانه، ترمیم دندان‌ها توسط کامپوزیت Valux Plus انجام شد و کامپوزیت، کیور و سپس توسط دیسک، پرداخت شد. کانال توسط موم چسب سیل شد و تمام سطوح دندان به جز ۱ میلی‌متر اطراف ترمیم با لاک پوشانده شد، سپس تحت ۱۰۰۰ سیکل ترموسیکل (Fuel engineering LTD, Iran) بین ۵ درجه و ۵۵ درجه سانتی‌گراد با Dwell time ۵ ثانیه قرار گرفتند. نمونه‌ها ۲۴ ساعت در فوشین قراردادده شدند. برای مشاهده زیر میکروسکوپ برش‌های فاسیو لینگوالی داده شده و توسط استریو میکروسکوپ با بزرگنمایی $\times 40$ بررسی شدند، بررسی ریزش بر طبق نفوذ رنگ در مارچین ژئویالی با رتبه‌بندی از ۰-۴ انجام شد. نتایج به دست آمده توسط تست Mann-Whitney و تست کروسکال-والیس ارزیابی شد.

یافته‌ها: براساس نتایج به دست آمده، ریزش ترمیم‌ها در گروه‌هایی که از جریان الکتریکی برای اعمال ماده باندینگ استفاده شد به صورت معنی‌داری کمتر از گروه‌های بدون استفاده از جریان الکتریکی بود ($P=0/05$). کمترین میزان ریزش در گروه PQ1 با جریان الکتریسیته دیده شد، بیشترین تفاوت در حالت با و بدون جریان الکتریسیته نیز در گروه PQ1 دیده شد و بعد از آن Single bond و Optibond solo plus در حالت با جریان ریزش کمتری نشان دادند.

نتیجه‌گیری: استفاده از جریان الکتریسیته در طول استفاده از باندینگ‌های دندان می‌تواند باعث کاهش میکرولیکیج شود که این مساله به وسیله نفوذ رنگ مشخص شده است.

کلید واژه‌ها: باندینگ دندان، کامپوزیت، ترمیم

وصول: ۹۲/۰۶/۱۲ اصلاح نهایی: ۹۳/۰۳/۰۸ تأیید چاپ: ۹۳/۰۳/۱۰

مقدمه

کیفیت هیبرید شدن عاج مهمتر از ضخامت لایه هیبرید است (۱). وجود فیبریل‌های کلاژنی در داخل لایه هیبرید که به طور کامل توسط ماده باندینگ انفیلتره نشده‌اند می‌تواند باعث تضعیف باند رزین-دنتین شود که در کلینیک منجر به میکرولیکیج وسیع خواهد شد (۸-۶).

امروزه تمام آدهزیوهای عاجی به صورت مکانیکی توسط اسفنج‌ها یا برس‌های یکبار مصرف بر روی دندان اعمال می‌گردند. اخیراً تکنیکی معرفی شده که از یک میدان الکتریکی برای افزایش انفیلتراسیون رزین به داخل ماتریکس کلاژنی دیمینرالیزه استفاده می‌شود (۹). این دستگاه الکتریکی با ایجاد یک اختلاف پتانسیل الکتریکی میان سطح اچ‌شده دندان و اسفنج حاوی رزین، باعث ایجاد یک جریان ثابت الکتریسیته حین اعمال ماده باندینگ می‌گردد (۱۰). جریان الکتریسیته می‌تواند از طریق تغییر شارژ سطحی و پتانسیل ایجاد باندهای هیدروژنی در سوبسترای عاجی باعث نفوذ بهتر رزین

با وجود پیشرفت‌های اخیر در زمینه آدهزیوها در دندانپزشکی و کاهش تعداد مراحل کار و سادگی روش‌های کلینیکی، سیستم‌های باندینگ ساده جدید که One bottle etch and rinse هستند نسبت به انواع گذشته، نتایج بهتری را از لحاظ ریزش در تست‌های آزمایشگاهی نشان ندادند و باعث بهتر شدن عملکرد بالینی ترمیم‌های چسبنده به دندان نشدند (۱،۲).

مطالعات گذشته نشان دادند که یکی از بزرگترین موانع و مشکلات سیستم‌های Etch-and-rinse نفوذ ناکامل به داخل ماتریکس عاجی است که مربوط به کلاپس فیبریل‌های کلاژن بعد از برداشتن فاز معدنی است. لایه فیبریل‌های قطع شده کلاژن ممکن است با نفوذ آدهزیو و شکل‌گیری لایه هیبرید تداخل کند (۳-۵). یک توافق کلی وجود دارد که در پایداری طولانی مدت سیل ترمیم‌های باند شونده،

جدول ۱- ترکیب مواد مورد استفاده شده

ماده مورد استفاده	کارخانه و کشور سازنده	ترکیب ماده
Ultra-etch	Ultradent, South Jordan, UT, USA	35% Phosphoric acid
Z ₁₀₀	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Zirconia-silica filler, BIS-GMA, TEGDMA
Single bond	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Ethyl alcohol, BIS-GMA, HEMA, Glycerol 1, 3-Dimethacrylate, Acrylic acid copolymer, Itaconic acid, Diurethane dimethacrylate, Water
Fuchsin dye	Merck, Germany	Rosaniline Chloride, Magenta, Magenta I, p-Fuchsin, Basic violet 14, Hydrochloride, 4-((4-Aminophenyl) (4-Imino-2,5-Cyclohexadien-1-ylidene)methyl)- 2-Methyl-benzenamine, Monohydrochloride, 4- ((4-Aminophenyl) (4-Imino-2, 5-Cyclohexadien-1-Ylidene)methyl)- 2-Methylbenzenamine HCl;
PQ1	Ultradent, Germany	Ethyl alcohol solvent 8.5%, 40% filler, Fluroutite, 2Hydroxyethyl methacrylate, Cam phor quinone, Metacrylic acid 6%
Opti bond solo plus	Kerr, USA	Ethanol solvent, 15% Filler, 0.4 μ Barium glass, Gp DM-HEMA-BIS-GMA, Sodium hexa flurosilicate, Fumed silica, MEHQ, ODMAB

سازی فشار پالپی، در محیط آزمایشگاه بود.

روش بررسی

انتخاب دندان

۱۲۰ دندان پرمولر که به دلایل درمان ارتودنسی کشیده شدند و در ارزیابی Visual هیچ پوسیدگی و نقص هیپوپلاستیک نداشتند برای این مطالعه انتخاب شدند. قبل از استفاده، دندان‌ها حداکثر به مدت ۱ ماه در آب مقطر نگهداری شده بودند. جرم‌ها توسط اسکیلر دستی برداشته شد. دندان‌ها در آب مقطر در دمای ۴ درجه نگهداری شدند.

تراش حفره و قطع ریشه

در همه دندان‌ها حفرات کلاس V استاندارد با طول ۴ میلی‌متر، عرض ۳ میلی‌متر و عمق ۲ میلی‌متر، به وسیله هندپیس با سرعت بالا و مقادیر متناهی آب و توسط فرز تیپ‌الماسی (D&Z, Germany) روی سطوح باکال تراشیده شد به گونه‌ای که مارژین جینجیوالی تراش، ۱ میلی‌متر پایین‌تر از CEJ قرار داشته باشد. بول ۰/۵ میلی‌متر روی تمام مارژین‌های مینایی داده شد (شکل ۱). نیمه اپیکالی ریشه‌ها توسط یک دیسک جدا شدند تا پالپ چمبر اکسپوز شود. برای هر ۱۰ دندان از یک عدد دیسک جدید استفاده شد. سپس بافت پالپی با استفاده از یک باربد بروچ کوچک خارج شد، پالپ چمبر با محلول هیپوکلریت سدیم ۵/۲٪ به مدت ۳۰ ثانیه شستشو داده شده و ۳۰ دقیقه در آب قرار گرفت تا اثرات هیپوکلریت سدیم از بین برود (۴).

درون عاج دیمینرالیزه شود. در نتیجه استفاده از تکنیک کاربرد ادهزیو به کمک جریان الکتریکی کیفیت هیبرید شدن عاج و استحکام باند را در مقایسه با تکنیک‌های مرسوم کاربرد مکانیکی ادهزیو بهبود می‌دهد.

رطوبت عاج فاکتور مهمی است که روی استحکام باند به عاج اثر می‌گذارد. توانایی ادهزیو‌ها برای سیل عاج، فاکتور بسیار مهمی در طول عمر ترمیم است. به دلیل هیدراته بودن و پیچیدگی بافتی عاج وجود عاج اینترتوبولار، عاج پری توبولار و توبول‌های عاجی (باند به عاج و سیل کامل سطح عاج اکسپوز، بسیار دشوار است) (۱۱). توبول‌های عاجی ۳۹-۲۰٪ از سطح عاج را تشکیل می‌دهند و مایع داخل آن‌ها ۲۲٪ از حجم عاج را تشکیل می‌دهد (۱۲). فشار بافتی طبیعی در عاج باعث یک جریان مایع به سمت خارج از طریق توبول‌ها می‌شود و وقتی یک حفره تراشیده می‌شود همین فشار پالپی باعث مرطوب شدن یکنواخت سطح عاج می‌گردد (۱۳). این فشار پالپی تقریباً ۳۴-۴۰ سانتی‌متر H₂O تخمین زده می‌شود (۱۴). در این تحقیق برای ایجاد این فشار به صورت مصنوعی از سرنگ پلاستیکی به ارتفاع ۱۰ حاوی آب مقطر که در ارتفاع ۲۵ سانتی‌متر از سطح دندان قرار گرفت، استفاده شد. این عمل حداکثر مشابهت نمونه‌ها را با دندان زنده ایجاد می‌کند (۱۵، ۱۶). در این مطالعه از باندینگ‌های Optibond solo plus، PQ1، Single bond استفاده شد (جدول ۱). هدف از این تحقیق بررسی ریزش ترمیم‌های کلاس V کامپوزیت در دندان‌های پرمولر با و بدون استفاده از جریان الکتریسیته حین اعمال این ماده باندینگ و تحت شرایطی که بیشترین شباهت را با دندان زنده دارد یعنی با شبیه

اعمال فشار پالپی

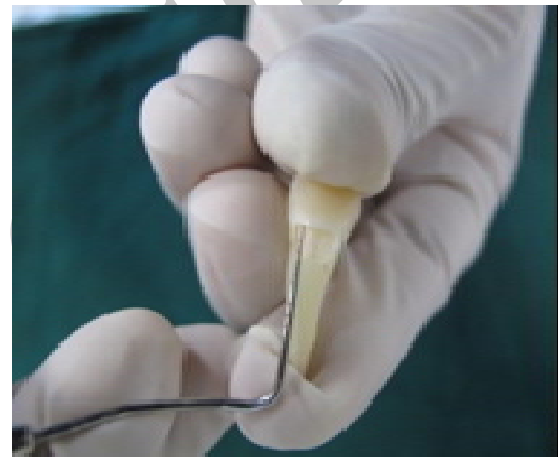
تمام قطعات تاجی با استفاده از موم چسب به یک صفحه چسبانده شدند که به مرکز آن یک لوله استینلس استیل با گیج ۱۸ وارد می‌شد. اطراف محل ورود لوله به پالپ چمبر توسط موم چسب کاملاً سیل شد. این لوله اجازه ارتباط با پالپ چمبر را می‌داد و از طریق یک لوله پلاستیکی به یک سرنگ پلاستیکی به ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر متصل شد. مخزن سرنگ با آب مقطر پر شد تا با بالا بردن از سطح دندان باندازه ۲۵ سانتی‌متر، فشار ۳۵ سانتی‌متر H_2O را در سطح عاج ایجاد کند و این فشار در تمام دندان‌ها اعمال شد. فشار نرمال پالپ برابر با ۴۰-۳۴ سانتی‌متر H_2O می‌باشد و ایجاد این فشار در نمونه‌ها، برای شبیه‌سازی فشار طبیعی دندان زنده لازم است (شکل ۲).



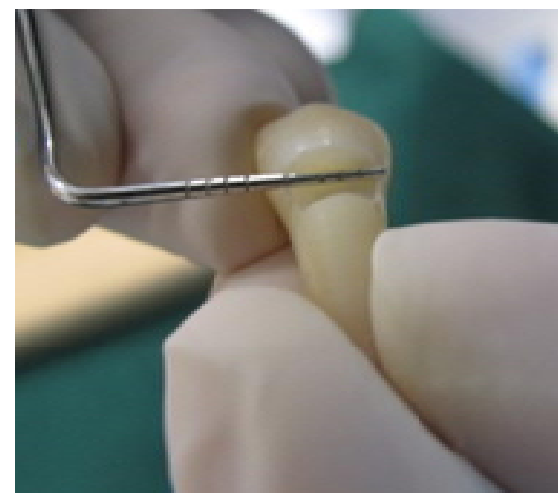
(الف)



شکل ۲- ایجاد فشار پالپی و مراحل انجام کار



(ب)



(ج)

ترمیم

۱۲۰ دندان پرمولر به شش گروه کنترل و آزمایش تقسیم شدند که هر گروه شامل ۲۰ دندان بود. در حالیکه نمونه‌ها به سرنگ متصل شده و فشار پالپی اعمال شد، نمونه‌ها با ژل اسید فسفریک (Ultra-etch, Ultradent, USA) ۳۵٪ به مدت ۱۵ ثانیه اچ شده و ۱۰ ثانیه نیز شستشو داده شدند. در نیمی از دندان‌ها (گروه آزمایش) مواد باندینگ با استفاده از دستگاه تولید جریان الکتریسیته اعمال شد، به این صورت که یک جریان الکتریسیته با شدت ۱۵ μA میان عاج اچ شده به عنوان کاتد و اسفنج حاوی ماده باندینگ به عنوان آند ایجاد شد. اپلیکاتور الکتریکی با یک حرکت جارویی پیوسته به کار رفت به این ترتیب جریانی یکنواخت در تمام سطح عاج اچ شده ایجاد شد (شکل ۳).

شکل ۱- تصویر ابعاد حفره

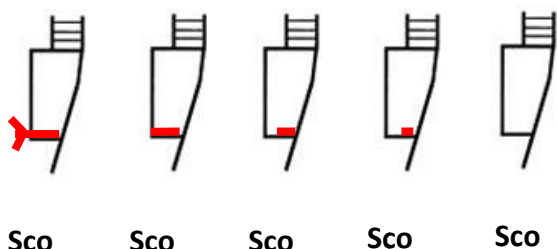
۰- عدم نفوذ رنگ

۱- نفوذ رنگ تا یک سوم عمق حفره

۲- نفوذ رنگ بیشتر از یک سوم و کمتر از دو سوم عمق حفره

۳- نفوذ رنگ تا دیواره اگزیرال

۴- نفوذ رنگ فراتر از دیواره حفره



شکل ۴- نفوذ رنگ به روشی Scoring متداول ۴-۰

تجزیه و تحلیل اطلاعات (روش های آماری)

تفاوت های آماری بین گروه ها با تست کروسکال - وایس و مقایسه دو دویی با تست Mann-whitney با معنی داری $P < 0.05$ انجام شد.

یافته ها

طبق نتایج این تحقیق، کاربرد جریان الکتریسیته حین اعمال مواد باندینگ در کاهش ریزش در ترمیم های کامپوزیت، مؤثر بود و دستگاه تولید جریان الکتریسیته می تواند باندینگ مؤثرتری ایجاد نماید که این مسأله در مقایسه ریزش بین گروه کنترل و گروهی که ماده باندینگ با جریان الکتریسیته اعمال شد، مشاهده گردید. ریزش در گروه هایی که حین اعمال ماده باندینگ از جریان الکتریکی استفاده شد بود، به صورت معنی داری نسبت به گروه کنترل، کمتر بود ($P=0.05$). کمترین میزان ریزش در گروه PQ1 با جریان الکتریسیته دیده شد، بیشترین تفاوت در حالت با و بدون جریان الکتریسیته نیز در گروه Optibond solo plus و Single bond و بعد از آن در حالت با جریان ریزش کمتری نشان دادند.

بحث و نتیجه گیری

عاج حاوی فیبریل های کلاژن تایپ I است که در یک ماتریکس



شکل ۳- دستگاه تولید جریان الکتریکی

در گروه کنترل مواد باندینگ با همین روش به کار رفت اما دستگاه تولید جریان الکتریکی خاموش بود و در نتیجه در گروه کنترل، هنگام استفاده از ماده باندینگ، جریان الکتریسیته به دندان ها اعمال نمی شد. ماده باندینگ به مدت ۱۰ ثانیه با یک حرکت جارویی پیوسته روی سطح عاج قرار داده شد، به مدت ۵ ثانیه با جریان ملایم هوا خشک گردید و سپس به مدت ۲۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور (Coltolux 50, Coltene/Whaledent Inc, Cuyahoga Falls OH, USA) کیور شد. کامپوزیت میکروهیبرید Valux plus (3M ESPE, St Paul, MN, USA) با Shade A3 به صورت یک Increment در داخل حفرات قرار داده شد و برای ۴۰ ثانیه کیور گردید. سپس سطح تمام ترمیم ها با دیسک های فینیشینگ پرداخت شدند.

کانال توسط موم چسب سیل شد و تمام سطوح دندان به جز ۱ میلی متر اطراف ترمیم با لاک پوشانده شد. دندان ها تحت ۱۰۰۰ سیکل ترموسیکل (Fuel engineering LTD, Iran) بین ۵ درجه و ۵۵ درجه سانتیگراد با Dwell time ۵ ثانیه قرار گرفتند. نمونه ها ۲۴ ساعت در فوشین قرار گرفتند. برای مشاهده زیر میکروسکوپ برش های باکولینگوالی داده شده و توسط استریو میکروسکوپ با بزرگنمایی $40\times$ بررسی شدند تا میزان نفوذ فوشین در اینترفیس بررسی شود.

بررسی ریزش بر طبق نفوذ رنگ در مارجین ژئویوالی با رتبه بندی از ۰-۴ انجام شد (شکل ۴).

کلاژنی دیمینالیزه نیز توسط جریان الکتریسیته قابل انجام است. این مسأله می‌تواند به افزایش تراوایی داخلی عاج نسبت داده شود و یا اینکه به سرعت بالاتر نفوذ منومرهای یونی مربوط باشد که به دلیل گرادیان الکتریکی، اتفاق افتاده است (۳۱).

نفوذ ادهزیو با کاربرد جریان‌های الکتریکی تسهیل می‌شود زیرا در ادهزیوها اجزاء رزینی قطبی، مانند پلی الکترولیت پلی الکترونیکی اسید، PENTA HEMA, BPDM موجودند که تحت فعل و انفعال با میدان الکتریکی ایجاد شده توسط دستگاه قرار می‌گیرند. به عنوان مثال Single bond دارای پلی الکترونیکی اسید است که یک پلیمر دارای بار الکتریکی می‌باشد. بنابراین (Iontophoresis) یونتوفورزیس می‌تواند حرکت یون‌ها در طول عاج را تسریع نماید (۲۹). یونتوفورزیس همچنین می‌تواند آب اضافی را از لایه هیبرید خارج کند. از آنجا که به نظر می‌رسد عاج دیمینالیزه اشباع از آب، دارای یون‌های نمکی متعلق به کلاژن و مایع عاجی است، میدان‌های الکتریکی حاصل از یونتوفورزیس باعث القای حرکت الکترو اسمزی مایع می‌شوند. به این معنی که جذب یون‌ها به طرف الکتروود به کار برده شده بر طبق قوانین اسمزی، مایع باندینگ را وادار به پیروی از خود می‌کند. این عمل همزمان با ورود منومرهای با شارژ مخالف به داخل لایه هیبرید اتفاق می‌افتد. اعمال جریان الکتریکی همچنین می‌تواند به صورت گذرا باعث تغییر خصوصیات بیوشیمیایی ماتریکس ارگانیک عاج شود (۳۲). به علاوه وجود مولکول‌های دوقطبی آب نیز باعث طبیعت قطبی کلاژن می‌شوند (۳۳-۳۵) زیرا حین فرآیند Wet bonding، کلاژن‌ها در حالت هیدراته قرار دارند. به علاوه، پروتئوگلیکان‌های وابسته به فیبریل‌های کلاژنی عاج نیز دارای گروه‌های طرفی گلیکوزآمینوگلیکان هستند که دارای بار منفی بوده و مسئول جذب بالای آب توسط کمپلکس پروتئوگلیکان-کلاژن می‌باشند (۳۶،۳۷). در نتیجه یک هیدروژل پلی الکترولیتی بوجود می‌آید که ضریب انتشار مواد در آن تقریباً مشابه آب آزاد و غیر باند شده است (۳۸).

از آنجا که کلاژن و پروتئوگلیکان هر دو، قطبی هستند به نظر می‌رسد که جریان الکتریکی می‌تواند ترتیب سه بعدی شبکه عاج دیمینالیزه را تحت تأثیر قرار داده و روی نفوذ ادهزیو اثر مطلوبی بگذارد. از طریق معلق کردن این ماتریکس ارگانیک که قطبیت بالا دارد در محیط آبی همچنان که در Wet bonding انجام می‌گیرد، نه

به شدت هیدروفیل که از پروتئوگلیکان‌ها و سایر پروتئین‌های غیرکلاژنی و آب تشکیل شده، قرار گرفته‌اند (۲۵-۱۷). به طور ایده‌آل بعد از اچ کردن با اسید، ادهزیو باید به طور کامل به داخل شبکه ظریف فیبریل‌ها نفوذ نماید. نفوذ مناسب رزین باعث کمترین ریزش و بالاترین دوام و پایداری در باند می‌گردد (۲۳، ۲۱، ۵، ۴)، زیرا فیبریل‌های کلاژن که توسط رزین بخوبی انفیلتره نشوند به مرور زمان هیدرولیز شده و باند ترمیم به مخاطره خواهد افتاد (۲۷، ۲۶، ۷).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که دستگاه تولید جریان الکتریسیته می‌تواند باندینگ مؤثرتری ایجاد نماید که این مسأله در مقایسه ریزش بین گروه کنترل و گروهی که ماده باندینگ با جریان الکتریسیته اعمال شد، مشاهده گردید. ریزش در گروه‌هایی که حین اعمال ماده باندینگ از جریان الکتریکی استفاده شده بود، به صورت معنی‌داری نسبت به گروه کنترل، کمتر بود. می‌توان برای توضیح این نتیجه چند مسأله را مورد بررسی قرار داد.

تفاوت پتانسیل الکتریکی بین عاج اچ شده و ادهزیو می‌تواند باعث بهبود نفوذ منومرهای ادهزیو گردیده و یا با تغییر خصوصیات سطح اچ شده عاج در پخش شدن بهتر ادهزیو روی سطح عاج مؤثر باشد. جریان‌های الکتریکی می‌توانند باعث Dielectric dispersion در بافت‌ها شوند که این مسأله خود عامل بهبود انتشار یون‌ها و پلاریزاسیون در اینترفیس می‌گردد (۲۸). در بین مواد باندینگ استفاده شده در این تحقیق PQ1 به علت وجود فیلر زیاد کمترین میزان ریزش را نشان داد و این مسئله در حالت با جریان الکتریسیته مشهودتر بود، بعد از PQ1، Single bond به علت وجود حلال اتانول آب ریزش کمتری را نسبت به Opti bond solo plus با حلال اتانول نشان می‌دهد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که دستگاه تولید جریان الکتریسیته می‌تواند باندینگ مؤثرتری ایجاد نماید که این مسأله در مقایسه ریزش بین گروه کنترل و گروهی که ماده باندینگ با جریان الکتریسیته اعمال شد، مشاهده گردید.

در گذشته نیز از جریان‌های الکتریکی در تسهیل تراوایی مواد یونی مثل داروها، مواد بی حسی (به درون عاج) استفاده می‌گردید. به طور مثال اعمال داروها از طریق عاج سالم و یا عاج Caries affected توسط Iontophoresis صورت می‌پذیرفت (۳۱-۲۹) به همین ترتیب، نفوذ منومرهای رزینی به داخل شبکه

وجود دارد، باید دقت شود که حین مراحل باندینگ، مخصوصاً وقتی که از مطالعات *in vitro* برای شبیه سازی مطالعات *in vivo* استفاده می‌گردد، به این مسأله توجه شود و با اعمال فشار پالپی شبیه‌سازی شده در آزمایش‌های لابراتواری، نتایج مشابه تری با شرایط *in vivo* ایجاد گردد (۲۲، ۲۰، ۱۱). عاج عمقی یک سوبسترای بسیار تراوا است که در آن جریان مایع توبولی به سمت خارج در طول توبول‌های عاجی اتفاق می‌افتد (۵۰). برای ایجاد یک سیل مناسب در عاج، منومرهای رزینی باید به داخل اوریفیس توبول‌ها که پر از آب هستند وارد شده و در فضاهای بین فیبریل‌های کلاژن منتشر شده و پلیمریزه شوند (۵۱، ۵۲). مشخص شده که منومرهای هیدروفیل مثل HEMA که در ترکیب PQ1، Opti bond solo plus و Single Bond وجود دارند می‌توانند در داخل هیبرید لایر از توبول‌های عاجی، آب جذب نمایند (۵۳) و وجود همین آب در اینترفیس رزین-عاج باعث تخریب باند و افزایش ریزش در مطالعات *in vivo* می‌گردد.

ما در این تحقیق اثر کاربرد جریان الکتریکی بر روی ریزش سه ماده باندینگ Etch-and-rinse را بررسی کردیم. شدت جریان کاربردی $15 \mu A$ بود. در تمام دندان‌ها به منظور شبیه سازی شرایط واقعی، فشار پالپی معادل ۳۵ سانتی‌متر آب ایجاد شد. نتایج حاصل از آنالیز کروسکال والیس نشان داد که ریزش در مواردی که جریان الکتریکی حین اعمال ماده باندینگ استفاده شد نسبت به گروهی که از جریان الکتریکی استفاده نشد به صورت معنی‌داری کمتر بود، PQ1 به علت وجود فیلر زیاد کمترین میزان ریزش را نشان داد و این مسئله در حالت با جریان الکتریسیته مشهودتر بود، بعد از PQ1، Single bond به علت وجود حلال اتانول آب ریزش کمتری را نسبت به Opti bond solo plus با حلال اتانول نشان می‌داد (جدول ۲). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که دستگاه تولید جریان الکتریسیته می‌تواند باندینگ مؤثرتری ایجاد نماید که این مسأله در مقایسه ریزش بین

تنها قطبیت پروتئین‌های منفرد تغییر می‌کند بلکه ساختار پروتئینی کواترنری با ایجاد باندهای هیدروژنی اینترا و اینترفیبریلار در بین الیاف کلاژن و پروتئوگلیکان‌های باقیمانده نیز می‌تواند مورد تغییر قرار گیرد (۳۹، ۳۷). به علاوه، فیبریل‌های کلاژن دارای توانایی پیژوالکتریک هم هستند که باعث می‌شود بتوانند ساختار سه بعدی خود را بسته به میزان آبی که جذب می‌کنند تغییر دهند (۴۲-۲۹، ۴۰). با اینکه چگونگی عبور جریان الکتریسیته از نسج دندان کاملاً توضیح داده نشده ولی در دندانپزشکی از دستگاه‌هایی که جریان الکتریسیته تولید می‌کنند استفاده‌های زیادی می‌شود. از این قبیل دستگاه‌ها می‌توان به Apex locator (۴۳)، Pulp tester (۴۴) و یا Caries detector (۴۵) اشاره کرد.

از آنجاکه عاج یک هادی مناسب برای عبور جریان الکتریسیته نمی‌باشد، جریان یافتن الکتریسیته در آن به ضخامت عاج، وجود آب و سایر محلول‌ها (۴۶) و رطوبت نسبی محیط بستگی دارد (۴۷) در یک تحقیق دیگر نیز نشان داده شد که مقاومت و امپدانس عاج به وجود اسمیر لایر و ضخامت آن وابسته است (۴۸). اسپینگ سطح عاج و اکسپوزر آن به یک محیط مرطوب مثل پنبه آغشته به ماده باندینگ، از طریق کاهش مقاومت، باعث افزایش جریان یافتن الکتریسیته در عاج می‌گردد. در این تحقیق برای اینکه به تمام نمونه‌ها جریان یکسان ۱۵ میکروآمپری وارد شود، در مورد هر نمونه با زیاد و کم کردن C-Value (شدت جریان)، میزان جریان خروجی، متناسب با مقاومت اهمی هر نمونه دندانی اعمال گردید. در تحقیقی که بر روی معیارهای سازگاری جریان الکتریسیته برای استفاده *in vivo* انجام شده است (۴۷، ۴۹) جریان $50-20 \mu A$ ، مقادیر قابل تحمل برای بدن انسان عنوان شدند.

از آنجاکه عاج یک نسج هیدراته است و در توبول‌های عاجی فشاری معادل ۴۰-۳۴ سانتی‌متر H_2O از سمت پالپ به سمت خارج

جدول ۲- میزان نفوذ رنگ براساس رتبه‌بندی ریزش در گروه‌ها

میزان نفوذ رنگ										
بدون جریان الکتریسیته					با جریان الکتریسیته					
گروه	۰	۱	۲	۳	۴	۰	۱	۲	۳	۴
Single Bond	۲	۲	۶	۷	۳	۴	۷	۵	۳	۱
Optibond	۲	۴	۵	۶	۳	۲	۶	۵	۳	۱
PQ1	۲	۶	۵	۳	۴	۱	۶	۵	۲	۱

می‌باشد و هزینه این پایان نامه از محل اعتبار طرح تحقیقاتی مصوب شماره ۸۸۲۹۴-U تامین شده است و کلیه حقوق این پایان‌نامه برای معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی جندی شاپور اهواز محفوظ است.

گروه کنترل و گروهی که ماده باندینگ با جریان الکتریسیته اعمال شد، مشاهده گردید.

تشکر و قدردانی

این مقاله بر گرفته شده از پایان نامه به شماره ۴ و ثبت ۸۸/۱۰/۱۵

منابع:

- 1- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84(2):118-32.
- 2- Tay FR, Pashley D.H. Have dentin adhesives become too hydrophilic?. *J Can Dent Assoc*. 2003; 69(11):724-31.
- 3- Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent*. 1994;19(2):59-64.
- 4- Spencer P, Swafford JR. Unprotected protein at the dentin adhesive interface. *Quintessence Int*. 1999;30(7):501-7.
- 5- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, et al. A novel approach to AFM characterization of adhesive tooth-biomaterials interfaces. *J Biomed Mater Res*. 1999;47(1):85-90.
- 6- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004;83(6):454-8.
- 7- Hashimoto M, Tay F R, Ohno H, Sano H, Kaga M, Yiu C. SEM and TEM analysis on water degradation of human dentinal collagen. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;66(1):287-98.
- 8- Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D H, Mazzotti G, Teti G, et al. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: a FEISEM study. *Oper Dent*. 2004;29(5):538-46.
- 9- Pasquantonio G, Suppa P, Tay FR, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Microtensile Bond strength of adhesives applied with an electric device. *J Dent Res*. 2005 (Spec Iss A); 84: Abs 152.
- 10- Pasquantonio G, Breschi L, Petrone A. Method and device for preparing the hard structures of teeth for the application of dental restorative materials. US Patent. 2003;6,641,396.
- 11- Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch and rinse and self-etching adhesives. *Oper Dent*. 2007;32(3):242-50.
- 12- Mjor IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol*. 1996;41(5):401-12.
- 13- Sasazaki H, Okuda R, Shimono M, Maeda T, Suda H, Takahashi K. Effect of etching on the exudation of internal fluids in dentin/pulp complex. quintessence publishing. Tokyo. 1996;280-2.
- 14- Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod*. 1995;21(4):191-4.
- 15- Mazzoni A , Yamauti MD. Dentinal fluid dynamics in human teeth in vivo. *J endod*.1994;21(2):181-2.
- 16- Pashley DH, Matthews WG. The effect of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentin in vitro. *Arch Oral Biol*. 1993;38(7):577-82.
- 17- Gagliardi RM, Avelar RP. Evaluation of microleakage using different bonding agents. *Oper Dent*. 2002;27(6):582-6.
- 18- Brackett WW, Haisch LD, Pearce MG, Brackett MG. Microleakage of class v resin composite restorations placed with self-etching adhesives. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):42-5.
- 19- Pasquantonio G, Tay FR, Mazzoni A, Suppa P, Ruggeri A, Falconi M, et al. Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2007;23(4):513-8.
- 20- Hosaka K, Nakajima M, Yamauti M, Aksornmuang J, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of simulated pulpal pressure on all-in-one adhesives bond strengths to dentine. *J Dent*. 2007;35(3):207-13.
- 21- Breschi L, Mazzoni A , Pashley DH, Pasquantonio G, Ruggeri A, Suppa P, et al. Electric-current-assisted application of self-etch adhesives to dentin. *J Dent Res*. 2006;85(12): 1092-6.
- 22- Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentine permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2007;23(6):705-13.
- 23- Owens BM, Johnson WW, Harris EF. Margin permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Oper Dent*. 2006;31(1):60-70.
- 24- Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent*. 2007;32(2):179-84.
- 25- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M, The dentine substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997;25(6):441-58.
- 26- 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(5):302-7.
- 27- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H , Oguchi H. In vivo degradation of resin-bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000;79(6):1385-91.
- 28- Jastrzebska M, Kocot A. Ionic diffusion and space charge polarization in structural characterization of biological tissues. *Eur Phys J E Soft Matter*. 2004;14(2):137-42.
- 29- Pashley DH, Livingston MJ, Outhwaite WC. Dentin permeability: changes produced by iontophoresis. *J Dent Res*. 1978;57(1):77-82.

- 30- Puapichartdumrong P, Ikeda H, Suda H. Facilitation of iontophoretic drug delivery through intact and caries-affected dentine. *Int Endod J*. 2003;36(10):674-81.
- 31- Padula C, Colombo G, Nicoli S, Catellani PL, Massimo G, Santi P. Bioadhesive film for the transdermal delivery of lidocaine: in vitro and in vivo behavior. *J Control Release*. 2003;88(2):277-85.
- 32- Pethig R. Dielectric properties of body tissues. *Clin Phys Physiol Meas*. 1987;8:5-12.
- 33- Jayasuriya AC, Scheinbeim JI, Lubkin V, Bennett G, Kramer P. Piezoelectric and mechanical properties in bovine cornea. *J Biomed Mater Res A*. 2003;66(2):260-5.
- 34- Kaltz EP, David CW. Energetics of intrachain salt linkage formation in collagen, *Biopolymers*. 1990;29(4-5):791-8.
- 35- Kaltz EP, David CW. Unique side-chain conformation encoding for chirality and Azimuthal orientation in the molecular packing of skin collagen. *J Mol Biol*. 1992;228(3):963-9.
- 36- Bourdon MA, Oldberg A, Pierschbacher M, Ruoslahti E. Molecular cloning and sequence analysis of a chondroitin sulfate proteoglycan cDNA. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1985;82(5):1321-5.
- 37- Breschi L, Gobbi P, Lopez M, Prati C, Falconi M, Teti G. Immunohistochemical analysis of dentin: a double labeling technique. *J Biomed Mater Res*. 2003;67(1):11-7.
- 38- Comper WD, Laurent TC. Physiological function of connective tissue polysaccharides. *Physiol Rev*. 1978;58(1):255-315.
- 39- Ramachandran GN, Chandrasekharan R. Interchain hydrogen bonds via bound water molecules in the collagen triple helix. *Biopolymers*. 1968;6(11):1649-58.
- 40- Ghosh S, Mei BZ, Lubkin V, Scheinbeim JI, Newman BA, Kramer P, et al. Piezoelectric response of scleral collagen. *J Biomed Mater Res*. 1998;39(3):453-7.
- 41- Marino AA, Gross BD. Piezoelectricity in cementum, dentine and bone. *Arch Oral Biol*. 1989;34(7):507-9.
- 42- Ueda H, Fukada E. Piezoelectric relaxations in collagen gelatin system. *Polym J*. 1979;11(2):103-11.
- 43- Sunada I. New method for measuring the length of the root canal. *J Dent Res*. 1962;41(2):375-87.
- 44- Daskalov I, Indjov B, Mudrov N. Electrical dental pulp testing. Defining parameters for proper instrumentation. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 1997;16(1):46-50.
- 45- Huysmans MC, Verdonshot EH, Rondel P. Electrical conductance and electrode area on sound smooth enamel in extracted teeth. *Caries Res*. 1995;29(2):88-93.
- 46- Eldarrat A, High A, Kale GM. Age-related changes in cyclic voltammetry and potentiodynamic studies of normal human dentine. *J Mater Sci Mater Med*. 2003;14(11):979-84.
- 47- Krizaj D, Jan J, Valencic V. Modeling AC current conduction through a human tooth. *Bioelectromagnetics*. 2004;25(3):185-95.
- 48- Eldarrat AH, High AS, Kale GM. In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *J Dent*. 2004;32(7):547-54.
- 49- Daskalov I, Indjov B, Mudrov N. Electrical dental pulp testing. Defining parameters for proper instrumentation. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 1997;16(1):46-50.
- 50- Gale MS, Darvell BW. Dentin permeability and tracer tests. *J Dent*. 1999;27(1):1-11.
- 51- Grégoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A. Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*. 2003;90(1):42-9.
- 52- Özok AR, Wu MK, de Gee AJ, Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and the microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater*. 2004;20(5):479-86.
- 53- Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, and self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent*. 2004;17(5):315-22.