تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۷، شماره ۴، زمستان ۱۳۸۴، ۵۵-۶۰

بررسی تأثیر آماده‌سازی نسوج دندانی بر مقاومت به شکست ترمیمهای کامپامر

دکتر سیدمصطفی موسوی نسب* - دکتر محمود جانقربانی - دکتر سعید شکوهی مهر****

*- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

**- دندانپزشک.

چکیده

زمینه و هدف: *کامپامرها از نظر خواص سطحی و مکانیکی بین کامپوزیت رزین‌ها و سمان‌های گلاس‌آینومر قرار گرفته‌اند. کامپوگلاس یک اسم تجاری از کامپومرهاست که جهت باند آن به دندان از عامل باندینگ تکی سینتک (Syntac) استفاده می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر آماده‌سازی نسوج دندانی بر مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپوگلاس قبل از کاربرد عامل سینتک می‌باشد.*

روش بررسی: *در یک مطالعه تجربی سی دندان پرمولار سالم فک بالا انتخاب و به سه گروه ده‌تایی تقسیم گردیدند. حفرات MOD تهیه و با کامپوگلاس به ترتیب زیر ترمیم شدند.*

گروه ۱: شامل دندانهای ترمیم شده آماده‌سازی نشده که قبل از ترمیم فقط از عامل سینتک استفاده گردید.

گروه ۲: شامل دندانهای ترمیم شده و آماده‌سازی شده با اسید فسفریک قبل از کاربرد عامل سینتک.

گروه ۳: شامل دندانهای ترمیم شدهٔ آماده‌سازی شده با اسید پلی‌آکریلیک قبل از کاربرد عامل سینتک.

نمونه‌ها تحت آزمایش فشاری و یافته‌ها تحت آنالیز آماری ANOVA قرار گرفتند.

یافته‌ها: *میانگین اعداد بدست آمده در گروههای ۱-۳ به ترتیب برابر ۱۵۸۵/۷۰، ۱۴۶۵/۲۰ و ۱۵۳۵/۶۰ نیوتن می‌باشد. یافته‌های آماری نشان داد که بین گروهها از نظر مقاومت به شکست مقاومت معنی‌داری وجود ندارد.*

نتیجه‌گیری: *شرایط این مطالعه آماده‌سازی نسوج دندانی با اسید فسفریک و اسید پلی‌آکریلیک قبل از کاربرد عامل سینتک، تأثیر چندانی در افزایش مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپوگلاس نداشت.*

کلید واژه‌ها: *استحکام فشاری - اسید فسفریک - کامپامر - پلی اسید مدیفاید - کامپوزیت رزین*

وصول مقاله: ۸۳/۹/۱۹ اصلاح نهایی: ۸۴/۵/۱ پذیرش مقاله: ۸۴/۷/۱۲

نویسنده مسئول:گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان s_mousavinasab@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

هدف دندانپزشکی ترمیمی برگرداندن فانکشن، استحکام و زیبایی دندان به حالت اولیه می‌باشد. بالا رفتن سن جمعیتها، افزایش پوسیدگی سطح ریشه را به همراه دارد که به طور ایده‌آل با مواد همرنگ دندان ترمیم می‌شوند. کامپومرها که ترکیبی از سمان‌های گلاس آینومر و کامپوزیت رزین‌ها می‌باشند به منظور دسترسی به خواص مطلوبتر مواد ترمیمی معرفی گردید.(۱)

در کیت کامپومرها یک عامل باندینگ وجود دارد که در دستورالعمل توصیه‌ای به انجام کاندیشنینگ و یا اچینگ نسوج دندانی قبل از کاربرد عامل باندینگ نشده است. در یک مطالعه

اچینگ عاج و مینا قبل از کاربرد کامپوگلاس، استحکام باند آن را فقط به مینا افزایش داده است.(۲) و توصیه به اسید اچینگ مینای دندانهای شیری و دائمی در ترمیم با کامپامرها شده است.(۳)

در مطالعه دیگر کاربرد اسید فسفریک در مقایسه با پرایمرهای ان آر سی (NRC) استحکام برشی دیرکت (Dyract) که یک اسم تجاری از کامپومرهاست را به عاج به میزان زیادی افزایش داده است.(۴)، ولی در یک مطالعه دیگر تأثیر روشهای مختلف آماده‌سازی بر موفقیت کلینیکی دیرکت بررسی و تفاوتی بین کاربرد اسید فسفریک و پرایمرهای ان آر سی دیده نشده است.(۵)

یکی از اهداف معرفی کامپومرها وجود ماده‌ای است که بدون استفاده از اسید برای اچینگ سطح، باعث استحکام اتصال کافی به دندان شود، برهمین اساس تولید کننده‌ها و برخی مطالعات اظهار می‌دارند که در استفاده از پرایمر اسید مخصوص همراه با کیت کامپومرها اتصال کافی به نسج دندان ایجاد می‌شود(۶) ولی احتمال کاهش تطابق لبه‌ای با دندان در این روش وجود دارد.(۷-۹)

بنابراین، اچینگ با اسید یک مرحله کلینیکی مؤثر جهت افزایش چسبندگی کامپومر به ساختمان دندان عنوان شده است. همچنین بیان شده که استفاده از اسیدفسفریک روی سطوح حفره قبل از گذاشتن دیرکت برخلاف ادعای تولید کننده‌ها سبب افزایش دوام و انطباق مارژینال ترمیم با نسج دندان می‌شود.(۱۰-۱۱)، در مطالعه‌ای دیگر عنوان شده که بالاترین استحکام اتصال مواد ترمیم کامپومر به مینا با استفاده از اچینگ مینا با اسید فسفریک، سیستم پرایمر/چسباننده و سطوح اتصال مرطوب حاصل می‌شود و خیس بودن بیش از حدّ سطح، عدم استفاده از پرایمر و عدم استفاده از اسید فسفریک جهت اچینگ سطح، سبب کاهش استحکام اتصال کامپومر به ساختمان دندان می‌شود.(۱۲)

سیستم‌های پرایمر خود اچ کننده به منظور جلوگیری از کلاپس الیاف کلاژن عاج دمینرالیزه و افزایش استحکام پیوندهای عاجی و ساده کردن مراحل ایجاد اتصال معرفی شده‌اند. با استفاده از این سیستم‌ها احتمال بروز مشکلاتی از قبیل خطر خشک شدن بین از حدّ عاج و کلاپس الیاف کلاژن و اچینگ بیش از حدّ عاج کاهش می‌یابد. با استفاده از این سیستم‌ها جزء کاندیشنینگ و پرایمر به طور همزمان به درون شبکه کلاژنی نفوذ کرده و احتمال ایجاد ناحیهٔ آغشته نشده به رزین کاهش می‌یابد. هدف این مطالعه بررسی تأثیر آماده‌سازی نسوج دندانی با اسید فسفریک و اسید پلی‌آکریلیک در مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپومر می‌باشد.

روش بررسی

مطالعه از نوع تجربی و روش نمونه‌گیری آسان و از نمونه‌های در دسترس می‌باشد که از دندانهای کاملاً سالم پرمولر اول بالا استفاده گردید، تعداد نمونه سی عدد محاسبه شد. در طول مدّت جمع‌آوری و طی مراحل آزمایش، دندانها در محلول تیمول ۰/۲٪ نگهداری شدند. نمونه‌ها با استفاده از استوانه‌های فولادی زنگ نزن در آکریل خودسخت شونده ثابت و حرارت ناشی از پلیمریزاسیون آکریل با غوطه‌ور ساختن در آب کنترل گردید، سپس نمونه‌ها به صورت تصادفی به سه گروه ده‌تایی تقسیم شدند. حفرات MOD با استفاده از هندپیس با سرعت بالا و جریان خنک کنندهٔ آب و فرز الماسی تهیه و از هر فرز جهت تهیه پنج حفره استفاده گردید. عرض حفرات برابر نصف فاصله بین کاسپی و عمق کفه پالپال ۱/۵ و عمق آگزیال یک میلی‌متر تراش داده شدند. کفهٔ جینجیوال یک میلی‌متر پایینتر از CEJ قرار داده شد. حفرات پس از تراش به مدت سی ثانیه توسط پوآر آب و هوای بدون آلودگی شسته و

خشک گردیدند. گروههای سه‌گانه به ترتیب زیر ترمیم شدند. در گروه اول عامل باندینگ تکی سینتک موجود در کیت کامپوگلاس به صورت ضربه‌ای ملایم روی دیواره‌های حفره قرار داده شد و توسط پوآر هوای ملایم یکنواخت و به مدت بیست ثانیه توسط دستگاه Coltolux II (Coltene) اشعه داده شد و در نهایت با بستن نوار ماتریس شفاف دندانها در یک مرحله با کامپوگلاس (Vivadent Co) پّر و به مدت چهل ثانیه از هر سطح اشعه داده شد. در گروه دوم، مراحل بالا تکرار گردید با این تفاوت که قبل از کاربرد عامل باندینگ سینتک دیواره‌های حفره به مدت سی ثانیه با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ و به مدت سی ثانیه شسته و خشک گردیدند. در گروه سوم مراحل بالا تکرار شد با این تفاوت که قبل از کاربرد عامل باندینگ از اسیدپلی‌آکریلیک ۲۰٪ (Japan – GC) به مدت سی ثانیه استفاده و به مدت سی ثانیه شسته و خشک گردید. تمامی نمونه‌ها ۴۸ ساعت پس از ترمیم در محلول تیمول نگهداری و سپس توسط دستگاه دارتِک (Dartec) واقع در گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تحت نیروی فشاری قرار گرفتند به نحوی که نیرو به شیب هر دو کاسپ با سرعت دو میلی‌متر در دقیقه اعمال گردید و نیروی حاصل از شکست نمونه‌ها برحسب نیوتن ثبت شد و تحت آنالیز واریانس یک‌سویه ANOVA با ضریب اطمینان ۹۵٪ قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین نیروی لازم جهت ایجاد شکست در گروههای ۱–۳ به ترتیب برابر ۱۵۸۵/۷۰، ۱۴۶۵/۲۰ و ۱۵۳۶/۶۰ نیوتن بدست آمد. جدول (۱)

فراوانی نحوهٔ شکست نمونه‌ها در سه گروه در جدول ۲ ارائه شده است. در دو نمونه شکست در کاسپ باکال و در سه نمونه شکست در کاسپ پالاتال و نهایتاً در دو نمونه شکست در ترمیم مشاهده گردید. مقایسه آماری گروههای مورد آزمایش اختلاف معنی‌داری را از نظر مقاومت به شکست نشان ندادند.

جدول ۱: میانگین نیروی لازم جهت شکست گروههای مورد مطالعه

گروهها	تعداد نمونه‌ها	نیوتن	انحراف معیار
۱	۱۰	۱۵۸۵/۷۰	۷۱۴/۴۳
۲	۱۰	۱۴۶۵/۲۰	۶۰۴/۴۳
۳	۱۰	۱۵۳۵/۶۰	۴۷۶/۸۸

جدول ۲: فراوانی نحوهٔ شکست در سه گروه مورد مطالعه

نحوه شکست / گروهها	شکست ترمیم	شکست هر دو کاسپ	شکست کاسپ باکال	شکست کاسپ پالاتال
۱	۲	–	۲	۶
۲	۳	۲	۲	۳
۳	۳	۱	۳	۳

بحث

در درمان یک دندان با کاسپ‌های ضعیف با عوامل مختلفی از جمله نیروهای اکلوزالی و پارافانکشنال و نوع ماده ترمیم می‌توان مواجه بود و استفاده از سیستم‌های چسبنده موجود در تقویت کاسپ‌های ضعیف مؤثر است. حداکثر نیرویی که به صورت کلینیکی اتفاق می‌افتد بخوبی مشخص نیست. Waters نیروی اکلوزالی نرمال در جهت آگزیال در یک دندان را ۳–۱۸ نیوتن می‌داند ولی حدّ اکثر نیروی بایتینگ (Biting) تا ۲۵۵ نیوتن هم می‌رسد. نیرویهای لاترالی و پارافانکشنال تخریب بیشتری نسبت به حالت نرمال ایجاد می‌نمایند و دلیل انتخاب نیروی زاویه‌دار نسبت به آگزیال به همین دلیل می‌باشد. تلاش در جهت افزایش مقاومت شکست یک ترمیم

در کاهش شکست آن مؤثر است ولی این افزایش استحکام به حدّ دندانهای تراش نخورده و سالم نمی‌رسد و عرض حفره و نوع درمان سطحی از جمله عوامل مؤثر می‌باشند.(۱۳)، میانگین اعداد بدست آمده در این مطالعه بالاتر از حداکثر نیروی کلینیکی اعمالی به یک دندان می‌باشد. با توجه به میانگین گروههای مختلف مشخص می‌شود که مقاومت در برابر نیروی اعمالی در گروههای دوم و سوم پایینتر از گروه اول می‌باشد که البته این اختلاف معنی‌داری نیست و به نظر می‌رسد که در گروه دوم استفاده از اسید فسفریک و سپس شستشو و خشک کردن سطح دندان سبب کاهش قدرت نفوذ منومرهای اسیدی به ناحیه اچ شده می‌شود، چون خشک کردن سطح منجر به انقباض شبکه کلاژنی و کاهش حجم آن و در نتیجه مانع نفوذ مناسب منومرهای اسیدی به درون ناحیه اچ شده می‌گردد و لایه‌ای از کلاژن آغشته نشده به رزین ایجاد می‌شود.(۱۴) نتایج یک مطالعه نشان می‌دهد از آنجایی که عامل چسباننده SCC دارای بیس آبی می‌باشد توانایی مرطوب‌سازی عاج اچ شده دمینرالیزه را دارد و به این دلیل استحکام باند عاج اچ شده و اچ نشده یکسان است.(۱۵)

نتایج مطالعات درباره اثر اچینگ عاج بر استحکام باند متناقض است. وجود مالئیک اسید در SCC و بعضی پرایمرهای دیگر و توانایی آن در آماده‌سازی سطح عاج را دلیل عدم نیاز و عدم تأثیر اچینگ عاج بر افزایش استحکام باند می‌دانند که با نتایج این مطالعه سازگار است.(۱۲-۱۶)

در یک مطالعه نشان داده شده که کاربرد عامل سینتک توانایی اثرگذاری و آشکارسازی مورفولوژی منشورهای مینایی را دارد و مورفولوژی سطح ایجاد شده با PH محلول ادهزیو ارتباط دارد،(۱۷) ولی وجود ملکول درشت Methacrylate Modified Polyacrylic Acid در عامل سینتک می‌تواند سبب کاهش نفوذ آن به داخل مینا و عـاج آماده شـــده و کاهــش استحکام باند شود.(۱۸)

در گروه سوم از اسید پلی‌آکریلیک جهت اچینگ سطح استفاده شده است، اسید پلی‌آکریلیک اسیدی با قدرت متوسط و وزن مولکولی بالا می‌باشد که به منظور آماده‌سازی سطح قبل از گذاشتن گلاس‌آینومرها به کار می‌رود. به نظر می‌رسد این اسید در توبول‌های عاجی نفود نمی‌کند و سیب اچینگ کافی سطح مینا و عاج نمی‌شود. اگر چه بعضی معتقدند اسیدهای ضعیفتر مینا را همانند اسیدفسفریک اج می‌کنند.(۱۹-۲۰)، ولی کاهش استحکام اتصال در اچینگ مینا با اسیدهای ضعیف نسبت به کاربرد اسید فسفریک گزارش شده است.(۲۱)، به دلیل بالا بودن وزن مولکولی این اسید احتمال باقی ماندن ذرات اسید روی سطح دندان وجود دارد چرا که شستن این اسید مشکل می‌باشد. به نظر می‌رسد پرایمر مربوط به کیت کامپوگلاس کفایت کافی جهت ایجاد باند با سطوح اچ شده را نداشته و اگر پس از اچینگ از عامل باندینگ عاجی که توانایی تشکیل هیبرید لایر را دارد استفاده شود در ایجاد باند قویتر مؤثر است و مطالعاتی هم توصیه به این امر کرده‌اند.(۲۲)

در مطالعاتی دیگر علی‌رغم تشکیل هیبرید لایر در کابرد اسید فسفریک به همراه Prime & Bond NT و AP دیرکت افزایشی در استحکام باند دیده نشده است.(۲۳-۲۴) به هر حال وجود نتایج مختلف در مطالعات مقداری به شرایط مطالعه، نوع عاج، میزان رطوبت آن و عامل باندینگ بستگی دارد.

نتیجه‌گیری

در شرایط این مطالعه آماده‌سازی نسوج دندانی با اسید فسفریک و اسید پلی‌آکریلیک قبل از کاربرد عامل سینتک تأثیر چندانی در افزایش مقاومت به شکست دندانهای ترمیم شده با کامپوگلاس نداشت و نیاز به انجام مطالعه در شرایط بالینی می‌باشد.

REFERENCES:

1. Roberson TM, Heymann H, Swift EJ JR. Art and science of operative dentistry. 4th ed. Philadelphia: Mosby;209.
۲. موسوی‌نسب، س‌م؛ میرزاکوچکی، بررسی تأثیر آماده‌سازی بر استحکام باند کامپومر به عاج و مینا. پژوهش در علوم پزشکی ۱۳۸۱؛ ۷(۲): ۲۵۸-۲۶۱.
3. Cehreli ZC, Usmen E. Effect of surface conditioning on the shear bond strength of compomers to human primary and permanent enamel. Am J Dent 1999;12(1):26-30.
4. Baghdadi ZD. Bond strength of dyract AP compomer material to dentin of permanent and primary molars. Phosphoric acid versus non – rinse conditioner. J Dent Child 2003;70(2):145-52.
5. Turgut MD, Tekcicek M, Olmez S. Clinical evaluation of a Polyacid modified resin composite under different conditioning methods in primary teeth. Oper Dent 2004;29(5):515-523.
6. Yap AU, Lim CC, Neo JC. Marginal sealing of three cervical restorative systems. Quint Int 1995;26(11):817-820.
7. Tyas MJ. Three – year clinical evaluation of a polyacid – modified resin composite (compomer). Oper Dent 1998;23(2):77-80.
8. Brackett WW, Gunnin TD, Gilpatrick RO, Browning WD. Microleakage of Cl V compomer and light cured glass ionomer restorations. J Prosthet Dent 1998;79(3):261-63.
9. Tyas MJ. Three – year clinical evaluation of a Polyacid modified resin composite (Dyract). Oper Dent 2002;25(3):152-154.
10. Kugel G, Perry RD, Hoang E, Hoang T, Ferrari M. Dyract compomer comparison of total etch VS no etch technique. Gen Dent 1996;46(6):604-606.
11. Di Lenarda R, Cadenaro M, De Stetano Dorigo E. Cervical compomer restorations: The role of cavity etching in a 48 month clinical evaluation. Oper Dent 2000;25(5):382-7.
12. Tate WH, You C, Powers JM. Bond strength of compomers to humah enamel. Oper Dent 2000;25(4):283-91.
13. Macpherson LC, Smith BGN. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: An invitro study. Br Dent J 1995;178(9):341-344.
14. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of art. Quint Int 1995;26(2):95-110.
15. Manhart J, Chen HY, Kunzelmann KH. Bond strength of a compomer to dentin under various surface conditions. Clin Oral Invest 1999;3(4):175-180.
16. Perdiagao J, Geraldeli S, Hayman HO. Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strength. Am J Dent 2000;13(2):88-92.
17. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Mazzoti G, Prati C, Perdiago J. Ultra morphology of self etching adhesive on ground enamel: A high resolution SEM study. Am J Dent 2003;16(Spec No. 51 A – 62 A).
18. Kilbassa AM, Wrbas KT, Hellwing E. Initial tensile bond strength of resin modified glass ionomers and polyacid modified resin on perfused primary dentin. ASDC J Dent Child 1997;64(3):183-187.
19. Swift EJ Jr, Denehy GE, Beck MD. Use of phosphoric acid etchants with scothbond multi purpose. Am J Dent 1993;6(2):88-90.

20. Reifeis PE, Cochran MA, Moore BK. An in – vitro shear bond strength study of enamel dentin bonding systems on enamel. Oper Dent 1995;20(5):174-9.
21. Swift EJ Jr, Cloe BC. Shear bond strengths of new enamel etchant. Am J Dent 1993;6(3):162-4.
22. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Davidso CL. Sealing ability of tow compomers applied with and without phosphoric acid treatment for class V restorations in – vivo. J Prosthet Dent 1998;79(2):131-5.
23. Sunico MC, Shinkai K, Medina V, Shirono M, Tanaka N, Katoh Y. Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resin dentin interface of a new one bottle nanofill adhesive. Dent Mater 2002;16(7):535-42.
24. Tate WH, You C, Powers JM. Bond strength of compomers to dentin using acidic primers. Am J Dent 1999;12(5):235-42.