Archive of SID

بررسی آزمایشگاهی اثر خمیر CPP-ACP بر استحکام اتصال گلاس‌آینومر به دندان

دکتر مریم معزی‌زاده*، دکتر شیرین معتمدی**

چکیده

سابقه و هدف: کازیین فسفوپپتید- آمورفوس کلسیم فسفات(CPP-ACP) از مواد مورد استفاده درحساسیت‌های دندانی است که با ایجاد گرادیان غلظت بالای فسفات کلسیم در سطح، عمل می‌کنند. ازطرفی ماده گلاس‌آینومر در ترمیم ضایعات سرویکالی غیرپوسیده به دلیل قابلیت باند شیمیایی، گزینه مناسبی تلقی می‌شود. از این رو هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خمیرCPP-ACP براستحکام اتصال گلاس‌آینومر به سطح دندان بود.

مواد و روشها: در مطالعه تجربی حاضر، تعداد۴۰ عدد مولر سالم که درجهت باکولینگوالی به دو نیم شده، سطح اکلوزال آنها درسطح میناوعاج برش خورده بود، در مولدهای اکریلی مانت شدند. دندان‌ها به ۴ گروه۱۰ تایی (A تا D) تقسیم شدند. در گروه‌های A و B طی ۵ روز از خمیر حاوی CPP-ACP (Tooth Mousse)، روزی یک ساعت استفاده شد. سپس در گروه‌های A و C پلی‌اکریلیک اسید ۱۰ درصد به مدت ۲۰ ثانیه به کار برده شد. در تمامی نمونه‌ها استوانه‌های گلاس‌آینومر لایت کیور با قطر ۲ میلی‌متر قرار گرفته، نمونه‌ها پس از ۱± ۲۴ساعت قرارگیری در انکوباتور تحت تست برشی قرار گرفتند.

یافته‌ها میانگین استحکام باند به ترتیب ۴/۷۹ ± ۱۱/۸۷، ۰، ۳/۵ ± ۱۲/۰۷ و ۵/۱۳ ± ۱۱/۷۷ مگا پاسکال گزارش شد. اختلاف معنی‌داری میان گروه‌ها بجز در گروه B با سایر گروه‌ها مشاهده نشد. همچنین الگوی شکست در اکثر نمونه‌ها به صورت ادهزیو بود و اختلاف معنی‌داری بین گروه‌ها وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: کاربرد خمیر CPP-ACP روی سطح عاج، باند گلاس‌آینومرنوری را کاهش می‌دهد مگر اینکه قبل از کاربرد گلاس‌آینومر از اسید پلی‌اکریلیک استفاده شود. اعمال کاندیشنر اسید پلی‌اکریلیک روی سطح عاجی در نمونه‌هایی که از CPP-ACP استفاده نشده است، اثری بر افزایش استحکام باند ندارد.

کلید واژگان: گلاس‌آینومر نوری، CPP-ACP.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱/۲۰ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۴/۲۱ تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۰/۵/۵

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۰، ۲۶۷- ۲۶۰

مقدمه

برقراری Adhesion یا چسبندگی بین ماده ترمیمی و ساختار دندان همواره مورد نظر و مطلوب دندانپزشکی بوده است، زیرا همراه بودن دو عامل Shrinkage و عدم تطابق کامل ماده ترمیمی به دیواره‌های حفره که دو عیب اصلی مواد ترمیمی همرنگ به حساب می‌آیند، باعث ریزنشت و نفوذ باکتری‌ها به داخل فضای ایجاد شده گردیده، بروز پوسیدگی‌های ثانویه را به دنبال دارد (۱). به همین دلیل اتصال ماده ترمیمی به ساختار دندان کاملاً ضروری به نظر می‌رسد (۲).

سمان گلاس آینومر دارای خواص منحصر بفردی است که آن را در زمرهٔ مواد کارآمد ترمیمی قرار داده است از جمله بارزترین این خواص قابلیت چسبندگی به ساختار مرطوب دندان (۴-۲)، همچنین آزادسازی فلوراید است که باعث جلوگیری از ایجاد پوسیدگی ثانویه در اطراف ترمیم می‌گردد (۷-۲)، برخی از خواص مکانیکی گلاس‌آینومرهای تقویت شده با رزین در مقایسه با گلاس آینومرهای مرسوم (C-GIC) بهتر شده‌اند؛ از آن جمله استحکام خمشی و

*دانشیار گروه ترمیمی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**نویسنده مسئول: متخصص دندانپزشکی ترمیمی.

E-mail:shirin_motamedi60@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

کششی آنهاست که ۲ تا ۳ برابر گزارش شده است (۸)، همچنین دارای مقاومت بهتر در برابر سایش نیز هستند (۹). مطالعات کلینیکی نشان داده اند که گیر گلاس آینومرها در نواحی اروژن سرویکالی بهتر از کامپوزیت بوده و حتی اگر سطح عاج کاندیشن شود ممکن است نیازی به تراش حفره جهت قرار دادن گلاس آینومرها نباشد (۱۰).

ماده(Casein Phosphate Peptid - Amorphous Calcium Phosphat (CPP-ACP مشتقی از کلسیم شیر و سایر محصولات لبنی است که توانائی باند و تثبیت کلسیم و فسفر را در محلول دارد. فسفات کلسیم بطور نرمال غیر قابل حل بوده و در PH نرمال یک ساختار کریستال دارد. اما فسفوپپتید کازئین، فسفات وکلسیم را در یک حالت آمورف و غیر کریستالین نگه می دارد؛ در این شرایط آمورف، یونهای کلسیم و فسفات در پلاک دندانی بطور وسیع توانائی کاهش دمینرالیزاسیون مینا و القاء رمینرالیزاسیون آن را دارند (۱۱). کاربردهای کلینیکی این ماده شامل موارد زیر است: ۱- کاربرد در دندان‌های شیری و دائمی؛ بخصوص در کودکان کمتر از ۲ سال ۲- کاربرد دربیماران با ناتوانی تکاملی و فیزیکی، فلج و سندرم داون ۳- بیماران باریسک بالای پوسیدگی ۴- هیپومینرالیزاسیون‌های اینسیزور و مولرها ۵- اروژن‌ها ۶- سایش‌های دندانی ۷- در موارد کاربرد وسایل ارتودنسی برای جلوگیری از پوسیدگی وضایعات سفید. ۸- کاهش حساسیت دندانی با بستن توبول‌ها (۱۲).

از آنجا که به منظور ترمیم ضایعات غیر پوسیده در ناحیه سرویکال، مواد ترمیمی گلاس آینومر گزینهٔ مناسبی برای سیل مطلوب هستند؛ این ماده به علت قابلیت باند شیمیایی، آزادسازی فلوراید، جذب فلوراید، ضریب انبساط حرارتی نزدیک به دندان وسازگاری نسجی خوب کاربرد گسترده‌ای یافته‌اند (۱۳).

مطالعات بسیاری قابلیت اتصال این ماده به نسج دندان را بررسی نموده‌اند. اما از آنجا که کاربردCPP-ACP به عنوان ضدحساسیت، منبع کلسیم و فسفات قابل دسترسی را در دندان ایجاد می‌کند و مکانیسم شیمیایی انتقال گلاس‌آینومر از طریق تبادل یونی بین گروه‌های کربوکسیلات و هیدروکسی آپاتیت سطح دندان می‌باشد، این سؤال مطرح می‌شود که آیا کاربرد خمیر CPP-ACP اثری بر استحکام باند گلاس آینومر بر سطح دندان خواهد گذاشت یا خیر؟

در سال ۲۰۰۷ Rahiotis و همکاران اثر مادهٔ CPP-ACP در دمینرالیزاسیون و رمینرالیزاسیون عاج در شرایط آزمایشگاهی را مورد بررسی قرار دادند. آنها نتیجه گرفتند که وجود مادهٔ CPP-ACP در سطح عاج دمینرالیزاسیون را کاهش و رمینرالیزاسیون را القاء می‌کند (۱۴).

Poggio و همکاران در ایتالیا در سال ۲۰۰۹، اثر محافظتی CPP-ACP را بر دمینرالیزاسیون مینا مورد بررسی قرار داده، از Atomic Force Microscopy (AFM) برای بررسی نتایج استفاده نمودند. آنها اینطور نتیجه گیری کردند که این ماده اثر حفاظتی بر دمینرالیزاسیون مینا دارد (۱۵).

در سال۲۰۰۸، Adebayo و همکاران در استرالیا، استحکام باند ریزبرشی باندینگ‌های عاجی به دندان به دنبال کاربرد Tooth Mousse، اثر برداشت اسمیر لایر قبل ازکاربرد خمیر، همچنین اثر Pre conditioning را بررسی کردند. آنها اینطور نتیجه‌گیری کردند که کاربرد Tooth Mousse از استحکام باند SE Bond و بطور قابل توجهی از استحکام باند G Bond نمی‌کاهد، در حالی که برداشت اسمیر لایر قبل از کاربرد خمیر از استحکام باند می کاهد (۱۶).

Pre conditioning استحکام باند ریز برش G Bond و SE Bond، با یا بدون کاربرد Tooth Mousse را تغییر نمی‌دهد مگر در مورد کاربرد اسید پلی‌اکریلیک در کاربرد G Bond. همچنین کیفیت سطح رزین- عاج بعد از کاربرد Tooth Mousse ممکن است به نوع سیستم ادهزیو وابسته باشد. در واقع هیچ مقاله‌ای که دقیقا هدف مورد نظر محققین در مطالعه حاضر را مدنظر قرار داده باشد، وجودنداشت. بنابراین مطالعه حاضر با هدف بررسی اثر خمیر CPP-ACP بر استحکام اتصال گلاس‌آینومر به سطح دندان صورت پذیرفت.

مواد و روشها:

مطالعه به روش تجربی (Experimental)، (in-vitro) و بدون جهت انجام شد. در این مطالعه از دندان‌های مولر سوم کشیده شده سالم که به علت مشکلات پریودونشیوم یا مشکلات کمبود فضای رویشی به روش جراحی از دهان خارج شده بودند، استفاده شد. دندان‌ها پس از جدا کردن بافت نرم مربوط به پریودونشیوم و جرم‌های دندانی توسط قلم جرمگیری Gray Curette SG 17/18 ; Hufreely;

www.SID.ir

Archive of SID

(ChicagoIII) از سطح آنها، در محلول نرمال سالین در دمای ۴ درجهٔ سانتی‌گراد نگهداری و مورد بررسی چشمی قرار گرفتند تا از نظر هر گونه آنومالی آناتومیک، پوسیدگی، شکستگی یا ترک، سالم باشند، سپس به مدت ۲ هفته در محلول کلرآمینT ۱ درصد در دمای ۴ درجه نگهداری شدند. پس از آن دندان‌ها با استفاده از دیسک الماسی (D&Z, Germany) تحت جریان آب در سرعت کم با یک برش طولی در جهت مزیودیستال به دو بخش مزیال ودیستال تقسیم شدند. در هر نیمه یک برش عرضی در محل نزدیک تماس مینا و عاج داده شد تا ضخامت اندکی از مینا روی عاج در سطح اکلوزال بماند. سپس نمونه‌ها با کاغذ سمبادهٔ ۴۰۰،۶۰۰ و ۸۰۰ گریت (Matdor, Germany) تحت جریان آب با حرکت دورانی سائیده شدند تا سطح یکنواخت و عاری از هر گونه مینای باقیمانده بدست آید. .نمونه‌ها در مولدهای استوانه‌ای شکلی مانت شدند بطوری که سطح اکلوزال عاجی نمونه‌ها هم سطح سطوح مانت شده و عمود بر محور استوانه‌ها باشد. دندان‌ها بطور تصادفی به ۴ گروه ۱۰ تایی تقسیم شدند (گروه A تا D) (جدول۱).

جدول ۱- گروه‌های مورد مطالعه

گروه	کاربرد tooth mousse	کاربرد کاندیشنر
A	+	+
B	+	–
C	–	+
D	–	–

در دو گروه (گروه‌های A و B) خمیر Tooth Mousse به مدت یک ساعت در هر ۲۴ ساعت و به مدت ۵ روز روی سطح دندان‌ها قرار گرفت و در هر بار قراردهی پس از یک ساعت، سطح دندان‌ها با استفاده از جریان پوآر آب و هوا و سپس برس تمیز می‌شد تا خمیر از روی سطح برداشته شود. در خلال این مراحل دندان‌ها در انکوباتور (PE CO P1 – 455 G 55 Liter , Iran) در رطوبت نسبی ۱۰۰٪ نگهداری شدند.

پس از آماده‌سازی سطوح در گروه‌ها، در گروه‌های A و C، قبل از اتصال گلاس آینومر از Dentin Conditioner حاوی اسید پلی‌اکریلیک ۱۰ درصد به مدت ۲۰ ثانیه روی سطح عاجی استفاده وسپس به مدت ۱۵ ثانیه با اسپری آب شسته شد.

در تمامی گروه‌ها پس از خشک نمودن سطح عاج با یک پنبه مرطوب، پودر و مایع گلاس آینومر (GC Fugi II LC Corp Tokyo, Japan)طبق دستورالعمل کارخانه سازنده مخلوط و در مولدهای استوانه‌ای شکل به قطر ۳ میلی متر وطول ۵-۴ میلی‌متر قرار گرفت، استوانه‌ها Over Filled شدند، سپس چرخیده و از بخش آلوده نشده، ماده روی سطح دندان قرار گرفت. یک لام شیشه‌ای با واسطه یک نوار سلوئیدی بر روی نمونه‌ها قرار گرفته، فشار ملایمی روی آنها وارد آمد تا بهتر پک شده، اضافات خارج گردند. سپس نمونه‌ها با دستگاه لایت (Demetron, Kerr, USA) به مدت ۲۰ ثانیه تحت تابش قرار گرفتند. در ادامه نمونه‌ها به مدت ۱±۲۴ ساعت در یک انکوباتور در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در رطوبت نسبی قرار داده شدند. تیوب استوانه‌ای زیر دستگاه استریومیکروسکوپ (Olympus optical co. Itd moder. SZX 1II B2000 Japan) با تیغ تیز بریده شد.

نمونه‌های تهیه شده در محل مربوطه در دستگاه سنجش استحکام باند برشی (Zwick /roell Zo20, Germany) قرار گرفته، میزان استحکام باند آنها سنجیده شد.

تعیین نوع شکست نمونه‌ها در زیراستریومیکروسکوپ، (Olympus Optical Co LTD, Model SZX-1LLB200, Japan) تعیین و به صورت زیر طبقه‌بندی گردید:

۱- شکست بین سطحی بین عاج و گلاس‌آینومر

۲- شکست کوهزیو در گلاس‌آینومر

۳- شکست مخلوط به صورت ترکیبی از شکست بین سطحی و شکست کوهزیو

با در نظر گرفتن ضریب اطمینان ۹۵٪، داده‌ها با استفاده از تحلیل واریانس (ANOVA) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها:

میانگین استحکام باند برشی و انحراف معیار هشت گروه در جدول۲ آمده است.

استحکام باند در گروهC بیشترین مقدار (۱۲/۰۷±۳/۵) و در گروه B حداقل و صفر بود.

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲- شاخص‌های آماری میزان باند برشی بر حسب گروه‌ها (P< ۰/۰۵)

گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	فاصله اطمینان ۹۵٪ در میانگین		حداقل	حداکثر
				حد پائین	حد بالا		
A	۱۰	۱۱/۸۷	۴/۷۹	۷/۱۶	۱۶/۳۹	۴/۵۰	۲۶/۲۰
B	۱۰	۰	–	۰	۰	۰	۰
C	۱۰	۱۲/۰۷	۳/۵	۹/۱۱	۱۵/۰۲	۸	۱۹/۵
D	۱۰	۱۱/۷۷	۵/۱۳	۷/۱۷	۱۶/۳۸	۴/۳۰	۲۳

باتوجه به این که میانکین یکی از گروه‌ها صفر بدست آمد این گروه (B) کنار گذاشته شد. توزیع نمونه‌ها توسط آنالیز one sample kolmogorov smirnov، نرمال، تعیین گردید از این‌رو نمونه‌ها توسط آنالیر One – way ANOVA آنالیرشدند (جدول۳). در بین گروه‌های مورد نظر تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشد (P=۰/۹۹۲). فراوانی انواع شکست در گروه‌های موردمطالعه در جدول۴ آمده است.

جدول ۳- مقایسه آماری گروه‌ها

منبع تغییرات	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	سطح معنی‌داری
بین گروه‌ها	۰/۵۶۵	۲	۰/۲۸۲	۰/۰۰۸	۰/۹۹۲
داخل گروه‌ها	۹۰۱/۲۷۷	۲۷	۳۳/۳۸۱		
کل	۹۰۱/۸۴۱	۲۹			

جدول۴- درصد فراوانی نوع شکست‌ها در گروه‌ها

گروه	شکست ادهزیو	شکست کوهزیو	شکست مخلوط
A	۹۰	۰	۱۰
B	-	–	–
C	۷۰	۰	۳۰
D	۶۰	۰	۴۰

بحث:

در گلاس آینومر تقویت شده بارزین (RM-GIC)، آماده‌سازی سطح دندان با اسید پلی‌آکریلیک به واسطهٔ برداشتن لایه اسمیر و معدنی‌زدایی اندک سطح عاج می‌تواند در نفوذ HEMA و اجزای رزینی هیدروفیل در سطوح عاج مؤثر باشد (۲۰-۱۷). برخی محققین معتقدند که پلی اکریلیک اسید به چند دلیل مؤثرترین آماده کننده سطح در RMGIهاست: ۱- اسیدپلی اکریلیک به واسطه تغییر انرژی سطحی عاج، قابلیت مرطوب‌سازی و تطابق سطحی سمان را بهبود می‌بخشد (۱۸و۲۱).

۲- از آنجا که گلاس آینومر، خود حاوی پلی‌اکریلیک اسید است، بنابراین هر گونه اسید باقیمانده با واکنش سخت شدن سمان تداخل نخواهد کرد(۲۲). حتی پس از شستشو با آب نیز، اتصال خود با هیدروکسی آپاتیت را از دست نداده،

www.SID.ir

Archive of SID

نمک‌های اسید پلی‌آکریلیک حلالیت کمتری نسبت به نمک‌های برخی اسیدهای دیگر دارند(۲۳). همچنین طبق مطالعه Tanumiharja (۲۰۰۰)، اسید پلی‌آکریلیک یون‌های کلسیم و فسفر را فعال نموده، دسترسی به آنها جهت تبادلات یونی را آسان‌تر می‌سازد. اسید پلی‌اکریلیک تا حدی اسمیر لایر را بر می‌دارد و حتی در برخی نواحی عاج را بطور نسبی دمینرالیزه می‌نماید (۲۴).

پتانسیل ضد پوسیدگی مولکول CPP-ACP بصورت in-vitro و in-situe از طریق جلوگیری از دمینرالیزاسیون و بهبود رمینرالیزاسیون ضایعات پوسیدگی زیر مینا و عاج به اثبات رسیده است(۱۴).

CPP-ACP سطوح فوق اشباعی از کلسیم و فسفر روی ساختار دندان ایجاد می‌کند و با ایجاد منبعی مغذی از جفت یون‌های خنثی ($CaPO_4$)، از دمینرالیزاسیون جلوگیری کرده، زمینه شکل‌گیری کریستال‌های هیدروکسی آپاتیت را در ضایعات دمینرالیزه، فراهم می‌نمایند. CPP-ACP در پلاک و سطوح سلولی باکتری‌ها، تا ۳ ساعت پس از مصرف دهانشویه‌ها و آدامس‌های حاوی CPP-ACP دیده می‌شود (۲۵).

مکانیسم کاهش سایش دندان به طور واضح مشخص نیست؛ بااین حال مشخص شده که این ماده با رمینرالیزاسیون مینای سائیده توسط نوشیدنی‌های اسیدی، میزان سختی آن را می‌افزاید. ترمیم این ضایعات با رسوب مواد معدنی در ناحیه متخلخل، انجام می‌شود و رشد مجدد کریستال‌ها اتفاق نمی‌افتد (۲۴).

در این مطالعه به علت شکننده بودن ماده گلاس‌آینومر نوری و مشکل بودن تهیهٔ نمونه‌ها، از تست استحکام باند برشی برای مطالعه استحکام باند استفاده شد. طبق مطالعات El Zohairy و همکاران (۲۰۱۰) مشخص شد که در مقایسه تست‌های برشی و کششی، از آنجا که الگوی شکست از نوع ادهزیو در تست‌های برشی بیش از تست‌های کششی بوده است، از این رو به نظر می‌رسد در تست‌های برشی، تمرکز نیرو در سطح تماس بیشتر است و نیروی اعمال شده به سطح تماس نزدیک‌تر می‌باشد. بعلاوه در تست برشی، تهیهٔ نمونه و کنترل ابعاد سطوح چسبنده آسان‌تر است(۲۶). سرعت دستگاه (Cross Head Speed) در این آزمون ۰/۵ mm/min تنظیم شد. این سرعت در مقالات مختلف متفاوت است و از ۵۰mm/min تا ۰/۵ mm/min (۲۸و۲۷) گزارش شده ولی سرعت به کار رفته در تحقیق فعلی در آزمون‌های دیگران نیز، فراوانی بیشتری دارد.

در مطالعه حاضر، مقایسه گروه‌های چهارگانه نشان داد که کاربرد CPP-ACP بر سطح عاجی، باند RM-GIC را کاهش می‌دهد، مگر اینکه قبل از کاربرد RM-GIC روی سطح عاجی از اسیدپلی اکریلیک استفاده شود. در این مطالعه از CPP-ACP به صورت خمیر (Tooth Mousse) استفاده شد تا بتواند کاربرد خانگی و کلینیکی (استفاده از تری) را شبیه‌سازی کند. این محصول تجاری علاوه بر ۱۰درصد CPP-ACP، دارای مواد دیگری همچون گلیسرول، زایلیتول، پروپیلن گلیکول، آب، اکسید های فلزی و ترکیبات هیدروکسی بنزوات می‌باشد (۱۶). به نظر می‌رسد از آنجا که در ایجاد واکنش یونی بین گلاس آینومر و سطح دندان، تمیز بودن سطح یکی از اصول اصلی Adhesion می‌باشد، وجود گلیسرول در ساختار خمیر به عنوان سدی در برابر چسبندگی عمل خواهد کرد. این ماده (گلیسرول) به عنوان علت اصلی اثر Tooth Mousse در کاهش اروژن دندانی با اثر Lubrication در مطالعات دیگری نیز مطرح شده است(۱۵).در عین حال وجود گلیسرول به علت کاهش کشش سطحی مانع از تطابق کامل گلاس آینومر به سطح دندان می‌شود.

در واقع با رسوب این یون‌ها، پیوندهای ضعیفی (labil) میان این یون‌ها و سطح دندان ایجاد می‌شود. ماهیت این پیوندها از نوع لاندن یا واندروالس است. با کاربرد RM-GICروی سطح، یون‌های کربوکسیلات موجود در RM-GIC با یون‌های کلسیم و فسفر موجود در هیدروکسی آپاتیت اتصال برقرار می‌نمایند، ولی از آنجا که اتصال این یون‌های سطحی با سطح دندان بسیار ضعیف است، عملاً گلاس آینومر از سطح دندان دباند می‌شود. در واقع محل‌های اتصال RM-GIC به دندان، توسط یون‌های کلسیم و فسفر روی سطح دندان بلوک می‌شوند (۲۹).

طی استفاده از کاندیشنر اسید پلی‌اکریلیک، یون‌های کلسیم و فسفر سطحی برداشته شده، امکان اتصال گلاس آینومر به یون‌های موجود در ساختار هیدروکسی آپاتیت دندانی فراهم می‌گردد، از اینروست که استحکام باند RM-GIC به دنبال استفاده از کاندیشنر عاجی مشابه استحکام باند RM-GIC در زمانی است که از CPP-ACP استفاده نمی شود. این نتایج با مطالعه Adebayo و همکاران (۲۰۰۸) که نشان دادند CPP-ACP به دنبال کاربرد آن روی سطح عاجی

www.SID.ir

Archive of SID

اثری بر استحکام باند باندینگ‌های سلف اچ نخواهد داشت، تا حدودی همخوانی دارد (۳۰). از آنجا که باندینگ‌های سلف اچ، دارای ماهیت اسیدی هستند. این اسیدیتی با وجود تفاوت در PH سلف اچها واسید پلی‌آکریلیک، اثر CPP-ACP روی سطح را به نوعی تحت‌الشعاع قرار می‌دهد (۳۱).

از آنجا که سمان گلاس‌آینومر بیشتر در حفرات عمیق جهت بیس یا لاینر مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ به نظر می‌رسد کاربرد CPP-ACP زیر گلاس آینومر، خاصیت ضد پوسیدگی گلاس‌آینومر را افزایش می‌دهد؛ زیرا فلوراید آزاد شده از گلاس آینومر با CPP-ACP واکنش داده، فاز Amorphous Calcium Flouride Phosphate تشکیل می‌دهد. از این‌رو بررسی اثر ضد پوسیدگی وایجاد فاز Amorphous Calcium Flouride Phosphat را می‌توان مزیت این ماده دانست که جای تحقیق بیشتر در این زمینه باز است.

مقایسه گروه‌های بدون CPP-ACP در خصوص اثر کاندیشنر اسید پلی‌اکریلیک، بر استحکام باند RM-GIC نشان داد که کاربرد کاندیشنر بر استحکام باندRM-GI C، اثر قابل توجهی نمی‌گذارد. طی مطالعهٔ اثرات کاندیشنر بر استحکام باند گلاس آینومر، Godan در سال ۲۰۰۶ دریافت که اسید پلی‌اکریلیک ۲۰ درصد، اثر قابل توجهی بر استحکام باند به عاج ندارد؛ این یافته، نتایج تحقیق حاضر را تأئید می‌کند (۳۱). از طرفی، مطالعات دیگری از جمله مطالعهٔ EL-Askary و همکاران در سال ۲۰۰۸ نشان دادند که کاربرد کاندیشنرهای مختلف، استحکام باند برشی گلاس آینومر به عاج را افزایش می‌دهد. آنها این طور نتیجه گرفتند که پلی‌اکریلیک اسید ۲۰درصد، به عنوان تمیزکنندهٔ دبری‌های باقیمانده روی عاج، باند مؤثری را در پی دارد (۱۵).

همچنین Peutzfeldt وهمکاران در مطالعه‌ای که در سال۱۹۹۰ انجام دادند، اثر کاندیشنر بر استحکام باند گلاس آینومر به مینا را افزاینده گزارش نمودند و چنین استدلال کردند که اسید پلی‌اکریلیک، در واکنش یونی با هیدروکسی آپاتیت مینایی یک لایه پلیمریک با توانایی باند قوی به گلاس در بالای سطح پلیمریزاسیون را فراهم می‌کند که این حالت البته در مینای دندان صادق می‌باشد ولی در عاج این طور نیست؛ آنها دریافتند که استحکام باند گلاس‌آینومر به عاج به غلظت، مدت استفاده کاندیشنر و کیفیت سطح عاج وابسته است. اسید پلی‌اکریلیک، باند به عاج با یک اسمیرلایر ضخیم‌تر را می‌افزاید اما اثری روی عاج با اسمیرلایر نازک‌تر ندارد (۳۲). یک اسمیرلایر نازک‌تر (که در مطالعه حاضر نیز موجود بود) انتشار اسید پلی‌اکریلیک را آسان‌تر نموده، نفوذ به عاج زیر سطحی رخ می‌دهد، بنابراین اسمیر لایر به طور کامل برداشته شده، سطح عاج زیرین اکسپوز می‌شود (۳۳) این درحالیست که اسمیر لایر ضخیم‌تر بطور کامل برداشته نشده، مواد معدنی روی سطح باقی مانده‌اند،از این‌رو مولکول‌های اسید پلی‌آکریلیک با یون‌های معدنی بیشتری در تماس و تقابل خواهند بود که این مسأله در باند اثر گذار است (۳۴).

نتیجه‌گیری:

مطالعه حاضر نشان داد که CPP-ACP استحکام باند گلاس‌آینومر به دندان را کاهش می‌دهد؛ مگر اینکه قبل از کاربرد گلاس‌آینومر از کاندیشنر استفاده شود. همچنین کاربرد کاندیشنر اسید پلی‌آکریلیک بر استحکام باند گلاس‌آینومر به دندان، تأثیر گذار نیست مگر در مواردی که خمیر CPP-ACP استفاده شود که در این صورت کاندیشنر، استحکام باند گلاس‌آینومر به سطوح دارای CPP-ACP را افزایش می‌دهد.

تقدیر و تشکر:

مقاله حاضر حاصل پایان‌نامه دکترای تخصصی دندانپزشکی دکتر شیرین معتمدی به راهنمایی خانم دکتر مریم معزی‌زاده و مربوط به دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد.

References

1. Smith DC. Development of glass-ionomer cements system. Biomat 1998;19: 467-479.

2. Mount GJ. Glass ionommer cements:paste ,present and future. Oper Dent1994;19:81-90.

3. Kleverlaan CJ, Van duin F, Feilzer AJ. Mechanial properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dent Mater 2004;29:45-50.

www.SID.ir

Archive of SID

4. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties angmicrostructures of glass-ionomer cements. Dent Mater 2000;16:129-138.

5. Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D. Selected mechanical properties of fluoride-releasing restorative materials. Oper Dent 2001;53: 21-26.

6. Yap AUJ, Cheang PHN, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. J Oral Rehabil 2002;29: 682-688.

7. Mitsuhashi A, Honaoka K, Teranaka T. Fracture toughness of resin modified glass-ionomer restorative material:effect of powder / liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. Dent Mater 2003;19:747-757.

8. Xie D, Chung ID, Wu W, Lemons J, Pukett A, MaysJ. An amino acid-modified and non-HEMA containing glass-ionomer cement. Biomaterials 2004;25:1825-1830.

9. Azillah MA, Anstice HM, Pearson J. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. J Dent 1998;26:177-182.

10. Powers JM, Sakaguchi RL: Craige restorative dental material. 12th Ed. St.Louis:The C.V. Mosby Co.2006;chap 8:173-178.

11. Moezizaeh M, Moayedi S. Anticariogenic effect of amorphous calcium phosphate stabilized by casein phosphopeptide: A review article. Res J Bio Sci 2009;4: 132 -136.

12. Walsh L. Anthology of applications. Available at: URL: http://www.gcamerica.com/products/hp/MIPaste/mipastecookbook.pdf Accessed 10th Feb 2009.

13. Billington RW, William JA, Pearson GJ. Ion processes in glass ionomer cements. J Dent 2006;34: 544-555.

14. Rahiotis CH, Vougiouklakis G. Effect of a CPP-ACP agent on the demineralization and remineralization of dentine in vitro. J Dent 2007; 37: 695-698.

15. Poggio C, Lomrdini M, Dagno A, Chiesa M, Bianchi S. Protective effect on enamel demineralization of a CPP-ACP paste: A AFM invitro study. J Dent 2009;37: 949-954.

16. Adebayo AO, Burrow MF, Tayas MJ. Dentin bonding after CPP-ACP paste treatment with and without conditioning. J Dent 2008;36: 1013-1024.

17. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res 1991;70: 72-74.

18. Pereira PNR , Mano H, Ogta M, Zheng L, Tagami J. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. J Dent 2002;28: 347-354.

19. Fridel KH, Powers JM, Hiller KA. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomer. Oper Dent 1995;20:74-80.

20. Fritz UB, Finger WJ, Undo S. Resin modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin mater 1996;12: 161-166.

21. Mount GJ. Glass ionomer cements: past,presentand future. Oper Dent 1994;19: 82-90.

22. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Yamasaki S. Bonding and decalcification mechanism of carboxylic acids. J Dent Res1999;78: 110-113.

24. Davidson GJ, Major IA. Advances in glass ionomer cements , 7th Ed. Germany: Quintessence Publicating Co. Inc.1999; Chap 10:78-79.

www.SID.ir

Archive of SID

25. Reynolds EC, Cai F, Shen P, Walker GD. Ratention in plaque and remineralization of enamel lesions by various forms of calcium in mouthrisnse or suger-free chewing gum. J Dent Res 2003; 82: 206-211.

26. Eisenberger M, Addy M, Hughes JA, Shellis RP. Effect of time on the remineralisation of enamel by synthetic saliva after itric acid erosion. Caries Res2001;35: 211-215.

27. El Zohairy A, Saber M, Abdolla A, Felizer A. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. Dent Mater 2010;26: 848-854.

28. Oshiro M, Ymaguchi K, Takamizawa T, Inage H, Watanabe T, Irokawa A, Ando S, Miyazaki M. Effect of CPP-ACP paste on tooth mineralization: an FE-SEMstudy. J Oral Sci 2007;49: 115-120.

29. Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Dashper SG, Eakins D, Reynolds EC.Incorporation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate into a glass-ionomer cement. J Dent Res 2003;82: 914-918.

30. Reynolds EC, Cain CJ, Webber FL, Black CL, Riley PF, Johnson IH, et al. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. J Dent Res 1995;74:1272-1279.

31. Gabriel AE, Amaral FLB, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona S. Protective effect on enamel demineralization of a CPP-ACP paste: A AFM invitro study. Oper Dent 2006;31: 212-218.

32. Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SH, Pashley DH. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. J Adhesive Dent 2001;3: 153–167.

33. Es-Souni M, Fischer-Brandies H, Zaporojshenko V, Es-Souni M. On the interaction of polyacrylic acid as a conditioning agent with bovine enamel. Biomaterials 2002;23: 2871–2878.

www.SID.ir