مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره ۲۱، شماره ۲، خرداد و تیر ۱۳۹۲
صفحه: ۱۷۱-۱۶۱

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol. 21, No. 2, May-Jun 2013
Pages: 161-171

اثر تعداد چرخه‌های مکانیکی بر استحکام باند ریزکششی ادهزیوهای توتال اچ به عاج

علیرضا دانش کاظمی[۱]، عبدالرحیم داوری*[۲]، مجید موسوی نسب[۳]، معصومه حاتمی حاجی آقا[۴]

۱،۲- دانشیار گروه ترمیمی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران
۳- متخصص دندانپزشکی ترمیمی
۴- دندانپزشک، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی، یزد، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۳/۳۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۱/۱۱/۲۱

چکیده

مقدمه: امروزه برای شبیه‌تر شدن مطالعات آزمایشگاهی به محیط دهان از چرخه‌های مکانیکی استفاده می‌شود، ولی در مطالعات مختلف نتایج متفاوتی به دست آمده است. هدف از این مطالعه بررسی اثر تعداد چرخه‌های مکانیکی بر روی استحکام باند ریزکششی دو نوع ادهزیو توتال اچ به عاج بود.

روش بررسی: مینای ۴۸ دندان مولر حذف شد تا عاج سطحی اکسپوز شود. دندان‌ها به طور تصادفی به دو گروه مساوی تقسیم شدند و با باندینگ‌های Single Bond(SB) و ExciTE و کامپوزیت نوری Synergy ترمیم‌ها انجام شد. سپس دندان‌های هر گروه به ۴ زیر گروه ۶ تایی تقسیم شدند و تحت تأثیر چرخه‌های مکانیکی صفر، (k=۱۰۰۰) ۵۰k، ۱۰۰kو ۲۰۰ k با نیروی نیوتن ۵۰ نیوتن قرار گرفتند. پس از مانت و برش دندان‌ها در هر زیرگروه تعداد ۱۲ برش دندانی شکل ساعت شنی با سطح مقطع ۱mm2 به دست آمد. سپس نمونه‌ها با دستگاه Dartec با سرعت تیغه دستگاه ۱mm/min تحت تأثیر آزمون استحکام باند ریزکششی قرار گرفتند تا شکست ایجاد شود. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری ANOVA، Bonferroni T-test تجزیه و تحلیل گردید.

نتایج: بیشترین میزان استحکام باند ریزکششی مربوط به گروه ExciTE با چرخه مکانیکی صفر و کمترین SB با ۲۰۰K بود و بین گروه‌ها اختلاف معنی‌داری وجود داشت(۰/۰۰۱ =p (SB)، ۰/۰۰۰۱=p (ExciTE)) و میانگین استحکام باند ریزکششی در SB به طور معنی‌داری کمتر از ExciTE بود (۰/۰۰۱=p). اثر منفی چرخه مکانیکی برای هر دو باندینگ معنی‌دار بود.

نتیجه‌گیری: با افزایش تعداد چرخه مکانیکی میزان استحکام باند ریزکششی در هر دو نوع باندینگ به طور معنی‌داری کاهش یافت.

واژه‌های کلیدی: چرخه مکانیکی، ادهزیو، استحکام باند ریزکششی، کامپوزیت

* (نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۳۵۱-۶۲۵۶۹۷۵، پست الکترونیکی: rdavari2000@yahoo.com

- **این مقاله حاصل پایان نامه دانشجویی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد می‌باشد.**

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

مقدمه

از سال ۱۹۷۰ کامپوزیت‌ها به میزان گسترده‌ای در دندانپزشکی جهت بازسازی ساختمان دندان‌ها و اصلاح تغییر رنگ وکانتور و افزایش زیبایی دندان‌ها به کار می‌روند. کامپوزیت‌ها برای اتصال بادوام به نسج دندان نیاز به کاربرد باندینگ دارند. بنابراین سال‌ها است که برای اتصال به مینا و عاج تلاش می‌شود(۱). از زمان معرفی تکنیک اسید اچ در سال ۱۹۵۵ میلادی توسط Bounocore باند رزین به مینا به طور گسترده‌ای در دندانپزشکی ترمیمی مورد استفاده قرارگرفت(۲). بعد از موفقیت کلینیکی باند به مینا، سیستم‌های مختلفی از باندینگ‌ها به منظور ایجاد باند مطلوب به عاج به بازار عرضه شدند، با این حال چسبندگی به عاج یکی از مقوله‌های مهم در اتصال مواد ترمیمی به دندان می‌باشد. قسمت اعظم مشکلات مربوط به اتصال به عاج نتیجه ساختمان پیچیده بافت آن است. برخلاف مینا که ۹۲٪ مواد معدنی دارد، به طور متوسط عاج دارای حداقل ۴۵٪ ترکیبات آلی است. در ضمن کریستال‌های هیدروکسی آپاتایت عاج مانند مینا به شکل منظم استقرار نیافته‌اند و غالباً توسط ماتریکسی که جزء اصلی آن کلاژن است در برگرفته شده‌اند که اتصال مواد به عاج را نسبت به مینا مشکل‌تر می‌سازد(۳). هر توبول عاجی توسط عاج دور توبولی که غلافی با مواد معدنی بیشتر است احاطه شده و عاج بین توبولی دارای مواد معدنی کمتری است(۴). میزان عمق تراش در عاج و مشخصات لایه اسمیر نیز سبب تفاوت در مناطق مختلف عاج از نظر قدرت چسبندگی می‌شود. لایه اسمیر معمولاً دارای ضخامتی در حد ۰/۵ الی ۵ میکرومتر است ولی ممکن است گاهی به ۱۵-۱۰ میکرومتر نیز برسد(۵). این لایه همچنین به عنوان منبعی از باکتری‌ها و سموم عمل می‌نماید. بنابراین ضروری است که یا این لایه برداشته شود یا ادهزیو به داخل آن نفوذ کند. متداول‌ترین روش جهت برداشت لایه اسمیر حل کردن یک قسمت یا همه آن به صورت شیمیایی می‌باشد(۱).

سیستم‌های باندینگ عاجی طی چند سال اخیر تغییرات زیادی کرده‌اند و هدف از انجام این تغییرات کاهش مراحل کلینیکی و کاهش حساسیت تکنیکی جهت انجام مراحل مختلف چسبندگی به عاج بوده است که منجر به تولید سیستم‌های ادهزیو گوناگون شده است. پنجمین نسل از سیستم‌های چسبنده، سیستم‌های توتال اچ می‌باشد که هدف از ساخت این سیستم‌ها، باند همزمان به مینا و عاج است. اچینگ در عاج با اسید فسفریک ۴۰-۳۰٪ علاوه بر اثر بر لایه اسمیر، سبب ایجاد قدرت باند مناسبی در حد فاصل رزین و عاج می‌شود. ولی اچ بیش از حد، خشک کردن زیادی پس از اچینگ و خیس بودن بیش از حد عاج تأثیر معکوسی در باندینگ دارند(۶).

بهترین روش برای ارزیابی کیفیت اتصال به عاج، مطالعات بالینی دراز مدت است که این مطالعات بالینی گران قیمت بوده و زمان‌بر است و به همکاری خوب بیمار نیاز دارد. به این ترتیب هنوز نیز مطالعات لابراتواری به شکل غالب برای پیش‌بینی رفتار بالینی مواد به کار می‌روند(۷). عوامل متعددی در چگونگی نتایج آزمون‌های آزمایشگاهی استحکام باند دخیل هستند. سن و شرایط نگهداری دندان‌ها، نوع آزمون و شرایط آن از جمله این متغیرها هستند(۸). یکی از این آزمون‌ها که در آزمایشگاه برای بررسی خواص مواد ترمیمی به کار می‌رود، تست استحکام باند ریزکششی می‌باشد(۱).

Nikaido و همکاران مطالعه‌ای را با هدف بررسی میزان استحکام باند ریزکششی در ترمیم‌های رزینی پس از اعمال چرخه‌های حرارتی و مکانیکی انجام دادند. در ۱۲ دندان با استفاده از دیسک سطح صاف عاجی و ۱۲ دندان دیگر حفرات کلاس I بر روی دندان‌ها ایجاد شد تا عاج سطحی اکسپوز شود. سپس نمونه‌ها به چهار زیر گروه تقسیم شدند که تحت چرخه‌های مکانیکی مختلف با نیروی ۵۰ نیوتن و چرخه‌های حرارتی مختلف قرار گرفتند. نتایج نشان داد که هیچکدام از چرخه‌های مکانیکی و حرارتی بر روی استحکام باند ریز کششی در سطح صاف و یکدست عاج تغییری ایجاد نکرد. در گروه حفره کلاس I با افزایش تعداد چرخه‌های مکانیکی و حرارتی، میزان استحکام باند ریزکششی به طور معنی‌داری کاهش یافت(۹).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

در مطالعه Bedran De Castro و همکاران اثر چرخه‌های حرارتی و مکانیکی بر استحکام باند ریزکششی ادهزیوهای توتال اچ بررسی شد. به این منظور حفرات ایجاد شده بر روی ۸۰ دندان گاو، به وسیله ادهزیو Single Bond(3M-ESPE) و کامپوزیت ترمیم شد. سپس دندان‌ها برحسب تعداد چرخه‌های حرارتی و مکانیکی به چهار گروه تقسیم شدند. نتایج نشان داد که استحکام باند ریزکششی در گروهی که چرخه‌های مکانیکی و حرارتی توأماً بر آنها اعمال می‌شد، به طور معنی‌داری در مقایسه با سایر گروه‌ها کمتر بود. همچنین تفاوت معنی‌داری میان گروه‌هایی که تنها چرخه مکانیکی یا حرارتی داشتند، مشاهده نشد(۱۰).

Mitsui و همکاران مطالعه‌ای را با هدف بررسی اثر چرخه‌های مکانیکی و حرارتی بر استحکام باند ریزکششی در سیستم‌های ادهزیو توتال اچ و سلف اچ به عاج انجام دادند. پس از تهیه حفرات کلاس II بر روی ۱۶۸ دندان اینسیزور گاو، بر اساس ادهزیو مصرفی، دندان‌ها به سه گروه تقسیم شدند و تمامی حفرات با کامپوزیت Z250 ترمیم شدند. سپس دندان‌ها به هفت زیر گروه با توجه به تعداد چرخه‌های حرارتی و مکانیکی تقسیم شدند، به طوری که در چرخه مکانیکی از نیروی ۸۰ نیوتن و با فرکانس ۲ هرتز استفاده شد. نتایج نشان‌دهنده بیشتر بودن معنی‌داری میزان استحکام باند ریزکششی ادهزیو توتال اچ نسبت به سلف اچ بود (p=۰/۰۵) و با افزایش میزان لودسایکل میزان استحکام باند کاهش یافت، ولی در چرخه مکانیکی k ۱۰۰ تفاوت معنی‌داری در کاهش استحکام باند در مقایسه با گروه کنترل مشاهده نشد(۱۱).

در مطالعه‌ای Erdilek و همکاران به تأثیر کاربرد چرخه مکانیکی با نیروی ۵۰ نیوتن و فرکانس ۱ هرتز و همچنین چرخه حرارتی بر روی ریزنشت کامپوزیت هیبرید پرداختند. نتایج نشان داد که کاربرد چرخه مکانیکی و حرارتی سبب افزایش ریزنشت در دندان‌ها در مقایسه با گروه بدون چرخه شد(۱۲).

Borges و همکاران در مطالعه‌ای به بررسی اثر چرخه مکانیکی و حرارتی بر روی خواص کامپوزیت‌های با پایه متاکریلات و سایلوران پرداختند. نتایج نشان داد که انجام ۱۰۰ هزار چرخه مکانیکی با نیروی ۶۰ نیوتن سبب افزایش فاصله بین ترمیم و دندان در هر دو نوع کامپوزیت می‌شود، ولی این میزان در انواع دارای پایه سایلوران کمتر است(۱۳).

با توجه به متفاوت بودن میزان نیروهای وارده به دندان‌ها حین انجام چرخه‌های مکانیکی و همچنین تفاوت در تعداد چرخه‌های مکانیکی و همچنین نتایج متفاوت به دست آمده از مطالعات فوق، در این مطالعه به منظور شبیه‌سازی نیروهای وارده به ترمیم و دندان به محیط دهان از نیروی ۵۰ نیوتن و با فرکانس یک هرتز در محیط آزمایشگاه استفاده شد و نمونه‌ها از نظر استحکام باند ریزکششی در چرخه‌های مکانیکی متفاوت بررسی شدند تا در صورتی که در یک یا چند گروه تفاوت معنی‌داری در میزان استحکام باند ریزکششی دیده نشد، حداقل تعداد چرخه مکانیکی اثرگذار بر استحکام باند مشخص شود. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی اثر تغییرات چرخه‌های مکانیکی با نیروی ۵۰ نیوتن و فرکانس یک هرتز بر روی استحکام باند ریزکششی دو نوع ادهزیو توتال اچ به عاج و همچنین مقایسه استحکام باند ریزکششی دو ادهزیو در چرخه‌های مکانیکی مختلف می‌باشد.

روش بررسی

این مطالعه به صورت تجربی (experimental) و از نوع آزمایشگاهی (lab trial) و تحلیلی بود. با توجه به مطالعات پیشین(۱۰،۱۴) و ضریب اطمینان ۹۵٪ و توان آزمون ۸۰٪ جهت رسیدن به اختلاف معنی‌دار d=۲/۵، s=۲ تعداد ۱۲ برش از نمونه‌ها در هر زیرگروه لازم به بررسی بود. به منظور فراهم سازی این تعداد برش تعداد ۴۸ دندان مولر کشیده شده سالم انسان که فاقد پوسیدگی بوده و به دلیل مشکلات پریودونتال کشیده شده بودند، طی مدت سه ماه جمع‌آوری شدند و جهت ضدعفونی به مدت ۲۴ ساعت در محلول کلرامین T ۰/۵٪ نگهداری شدند(۱۵). سپس به وسیله دیسک الماسی، قسمت اکلوزال نمونه‌ها طوری تراش خورد که مینای دندان‌ها حذف و عاج سطحی اکسپوز شود و با استفاده از کاغذ سنباده سیلیکون کار با خشونت ۱۸۰ گریت و همراه با آب سطح مناسبی از عاج

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

ایجاد شد(۱۴). سپس دندان‌ها به طورتصادفی ساده و با توجه به نوع ادهزیو مصرفی و تعداد چرخه‌های بارگذاری مکانیکی به ۲ گروه ۲۴ تایی و هر گروه به ۴ زیر گروه ۶ تایی تقسیم شدند و نیروی ۵۰ نیوتنی با فرکانس یک هرتز بر روی دندان‌ها به صورت زیر به کار رفت:

گروه ۱: باندینگ (SB: Single Bond) (3M ESPE/USA) بدون چرخه مکانیکی (گروه کنترل)؛

گروه ۲: باندینگ SB با ۵۰ K؛

گروه ۳: SB با ۱۰۰K؛

گروه ۴: SB با ۲۰۰ K چرخه مکانیکی؛

گروه ۵: باندینگ ExciTE بدون چرخه مکانیکی (گروه کنترل)؛

گروه ۶: گروه ExciTE با ۵۰K؛

گروه ۷: گروه ExciTE با ۱۰۰K؛

گروه ۸: ExciTE با ۲۰۰K چرخه مکانیکی.

در گروه ۴۰ تایی اول از باندینگ SB استفاده شد و روش کار به این صورت بود که پس از آماده‌سازی اولیه، ابتدا سطح عاج به مدت ۱۰ ثانیه توسط پوار آب و هوا شستشو داده شد و سپس توسط ژل اسید فسفریک ٪۳۵ (3M ESPE/USA) Scotch bond به مدت ۱۵ ثانیه پوشیده شد و به مدت ۵ ثانیه با آب شسته و با استفاده از پوار هوا و گلوله پنبه به آرامی خشک شد. با انجام این کار رطوبت اضافی بدون خشکی بیش از حد سطح عاج برداشته شد و با توجه به دستورالعمل کارخانه سازنده دو لایه (3M/ESPE/ST .Paul ,USA) Adper Single Bond به صورت پی در پی استفاده شد و به مدت ۵ ثانیه جریان از فاصله ۲۰ سانتی‌متری به مدت ۲ ثانیه به آن پوار هوا زده شد. و سپس به مدت ۱۰ ثانیه با حداقل فاصله و عمود بر ترمیم به وسیله دستگاه لایت کیور هالوژنه (Apadana Tak/IRAN) Arialux با شدت نور ۵۰۰ میلی وات بر سانتی‌مترمربع کیور گردید. سپس به صورت لایه‌ای توسط کامپوزیت نوری (Coltene-UK) Synergy ترمیم و پالیش دندان‌ها انجام شد. در گروه ۴۰ تایی دوم نیز از باندینگ (Vivadent / Ivoclar/Lichtenschteine) ExciTE به وسیله میکروبراش به مدت ۱۵ ثانیه طبق دستور کارخانه سازنده روی سطح عاج قرار گرفت و حلال آن به وسیله پوار هوا به مدت ۵ ثانیه تبخیر گردید و به مدت ۱۰ ثانیه کیورگردید و سپس ترمیم با کامپوزیت نوری (Coltene-UK) Synergy انجام شد.

سپس تمام دندان‌ها به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و در آب مقطر قرار گرفتند(۱۴). برای بارگذاری مکانیکی از دستگاه Load Cycling (کارخانه وفایی /ایران) استفاده شد. روش کار بدین ترتیب بود که نمونه‌ها توسط قالب دستگاه با آکریل فوری مانت شدند، به طوری که تاج دندان از ناحیه یک میلی‌متری بالای CEJ بیرون از آکریل قرار داشت و با توجه به زیرگروه تعداد صفر، ۵۰ K و ۱۰۰ و۲۰۰ چرخه مکانیکی اعمال شد و درون آب مقطر و در دمای اتاق نگهداری شدند. سپس دندان‌ها به وسیله دستگاه برش (کارخانه وفایی/ایران) با دیسک الماسی با ضخامت ۰/۳ میلی‌متر در جهت باکولینگوالی و موازی با محور طولی دندان تحت جریان مداوم آب برش داده شدند و از هر دندان دو برش مناسب و با ضخامت ۱ میلی‌متر تهیه گردید. به طوری که در هر گروه تعداد ۱۲ نمونه برش خورده ایجاد شد. سپس با استفاده از فرز الماسی تیز سطح مقطع را از دو طرف نازک کرده و شکل ساعت شنی (Hour-glass) ایجاد گردید تا سطح مقطع $1mm^2$ ایجاد شد. سپس نمونه‌ها با استفاده از دستگاه Dartec universal testing (Model HC10/England) machine با سرعت تیغه دستگاه ۱ میلی‌متر در دقیقه تحت تأثیر نیروی کششی قرار گرفتند تا شکست ایجاد شود و پس از ثبت نیروی شکست، دسته‌بندی و کدگذاری توسط رایانه و با استفاده از آزمون‌های آماری ANOVA Bonferroni، T-test مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

نتایج

بین تمام زیر گروه‌های مورد بررسی بیشترین میزان استحکام باند ریزکششی مربوط به گروه ExciTE با چرخه مکانیکی صفر و کمترین مربوط به SB با ۲۰۰ K بود(جدول ۱). آزمون ANOVA نشان داد که بین میانگین استحکام باند

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

ریزکششی گروه‌ها اختلاف معنی‌داری وجود داشت (p ۰/۰۰۱, p (ExciTE)=۰/۰۰۰۱(SB)=). و با افزایش تعداد چرخه مکانیکی میزان استحکام باند ریزکششی در هر دو نوع باندینگ کاهش یافت و آزمون t-Test نشان داد که میانگین استحکام باند ریزکششی در SB به طور معنی‌داری کمتر از ExciTE بود (p=۰/۰۰۱).

آزمون Bonferroni نشان داد بین تمامی دوره‌های چرخه مکانیکی برای هر دو ماده اختلاف معنی‌داری وجود داشت و در گروه بدون چرخه مکانیکی استحکام باند ریزکششی ماده ExciTE با اختلاف معنی‌داری بیشتر از SB بود. در گروه با چرخه مکانیکی ۵۰k استحکام باند ریزکششی ماده ExciTE به میزان معنی‌داری بیشتر از SB بود (p=۰/۰۰۱). در گروه با چرخه مکانیکی ۱۰۰ k استحکام باند ریزکششی ماده ExciTE به میزان معنی‌داری بیشتر از SB بود (p=۰/۰۰۰۱). در گروه با چرخه مکانیکی ۲۰۰ k استحکام باند ریزکششی ماده ExciTE به میزان معنی‌داری بیشتر از SB بود (p=۰/۰۰۰۱).

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار استحکام باند در گروه‌های مورد مطالعه

گروه تعداد چرخه مکانیکی	تعداد	میانگین	انحراف معیار
SB و صفر	۱۲	۱۸/۷۵	۱/۸۶
SB و ۵۰	۱۲	۱۵/۳	۰/۹۴
SB و ۱۰۰	۱۲	۸/۹۱	۱/۵۶
SB و ۲۰۰	۱۲	۴/۹۱	۱/۳۱
ExciTE و صفر	۱۲	۲۳/۱۶	۲/۰۳
ExciTE و ۵۰	۱۲	۱۹/۶۶	۱/۴۳
ExciTE و ۱۰۰	۱۲	۱۴/۱۶	۲/۶۲
ExciTE و ۲۰۰	۱۲	۷/۴۱	۱/۶۲
جمع	۹۶	۱۴/۰۵	۶/۲۷

بحث

به طورکلی بهترین روش برای ارزیابی موفقیت درمان‌های دندانپزشکی از جمله کیفیت باند، مطالعات بالینی درازمدت است. ولی در مورد سیستم‌های ادهزیو، مطالعات بالینی دشوار و در مواردی گران قیمت بوده و به زمان زیادی نیاز دارند و همچنین نیازمند همکاری خوب بیمار می‌باشند. بدین ترتیب مطالعات لابراتوری غالباً برای پیش‌بینی رفتار بالینی مواد به کار می‌روند(۷). نتایج مطالعات بالینی انجام گرفته در اغلب موارد با نتایج حاصل از آزمون‌های لابراتواری با اندکی تفاوت هماهنگی دارند به طوری که ارتباط بین نتایج حاصل از آزمایشگاه و کلینیک اثبات شده است(۱۶). ولی به دلیل وجود محدودیت‌هایی در انجام این آزمون‌ها، نمی‌توان تمامی عوامل دخیل در محیط دهان را اعمال کرد. به همین منظور تحقیقات زیادی برای ایجاد شباهت بیشتر مطالعات آزمایشگاهی با مطالعات کلینیکی انجام می‌شود که روش‌هایی مثل چرخه‌های مکانیکی (Load Cycling) به همین دلیل در آزمایشگاه به کار می‌روند(۱۷). ترمیم‌های داخل دهان نیز به طور متناوب تحت تأثیر نیروهایی از ناحیه دندان‌های مقابل قرار می‌گیرند، به طوری که به طور متوسط در هر سال تعداد ۱۰۰۰k چرخه مکانیکی در دهان اعمال می‌شود(۱۸) که این چرخه‌ها در طولانی مدت اثرات خود را روی باند اعمال می‌کنند و باعث تضعیف اتصال ترمیم‌های کامپوزیتی می‌شوند(۹). در تحقیق حاضر نیز از چرخه‌های مکانیکی برای شبیه سازی عمل جویدن و تأثیر آن بر استحکام باند ریزکششی استفاده شد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

در این مطالعه تعداد چرخه‌های مکانیکی که به دندان وارد شده، ۲۰۰k و ۱۰۰ و ۵۰ و ۰ بود. مطالعات مختلف تعداد چرخه‌های مکانیکی مختلفی را مورد استفاده قرار داده‌اند. به عنوان مثال Nikaido و همکاران از تعداد چرخه‌های k ۱۰۰ و ۵۰ و ۱۰، Bedran و همکاران و Kasraei و همکارش و Borgess و همکاران از تعداد چرخه‌های k ۱۰۰، Toledano و همکاران تعداد چرخه 5k و Abdalla و همکاران از تعداد چرخه‌های 4k در مطالعات خود استفاده کردند (۹،۱۰،۱۳،۱۵،۱۹،۲۰). مطالعه حاضر از نظر تعداد زیر گروه‌ها و در نتیجه چرخه‌های مکانیکی متعدد نسبت به مطالعات فوق متفاوت است. از نظر میزان نیروی وارده به دندان‌ها در آزمایشگاه در مطالعات اعداد مختلفی ذکر شده است. Anderson مقدار نیروی وارده به دندان‌ها در زمان جویدن را ۱۵۰-۷۰ نیوتن اعلام کرد(۲۱). Abdalla و همکاران نیروی ۱۲۵ نیوتن(۲۲) و در مطالعات Nikaido و همکاران؛ Bedran و همکاران؛ Henriques و همکاران و Santini و همکاران نیرویی معادل ۵۰ نیوتن(۹،۱۰،۱۹،۲۳،۲۴)، Toledano و همکاران ۹۰ نیوتن(۲۰)، Mitsui و همکاران ۸۰ نیوتن(۱۱)، Kasraei و همکارش و Borges و همکاران نیروی ۶۰ نیوتن را در مطالعات خود استفاده کردند(۱۳،۱۵). در این مطالعه با توجه به تعداد دوره‌های زیاد چرخه مکانیکی که مورد استفاده قرار گرفت، از نیروی ۵۰ نیوتن استفاده شد.

یکی از مهمترین مباحث دندانپزشکی ترمیمی طی دو دهه اخیر معرفی روش‌های جدید چسبندگی به مینا و خصوصاً عاج بوده است. روند تشکیل یک اتصال و مقاومت این اتصال به شکست، اساس علم چسبندگی را تشکیل می‌دهند. تمایل به ایجاد یک اتصال مناسب با خصوصیات شیمیایی، فیزیکی و مکانیکی سوبسترا و ادهزیو در ارتباط است. بعد از ایجاد اتصال، مقاومت به شکست اتصال مطرح می‌شود که به وسعت نقایص موجود در اینترفاز باند بستگی دارد و امکان ایجاد ترک‌ها، بزرگ شدن آنها و در نهایت گسیختگی اتصال را به وجود می‌آورد. این امر نیز به خصوصیات کلی سوبسترا، ادهزیو، زمان و شرایط محیطی باند بستگی دارد(۱). پایه و اساس چسبندگی را پیوندهای میکرومکانیکال تشکیل می‌دهد که در مورد اتصال به مینا مقوله‌ای حل شده و تقریباً مطمئن می‌باشد، اما در مورد چسبندگی به عاج هنوز امری چالش برانگیز است(۱۸) که در این تحقیق عاج سالم دندان انسان به عنوان سوبسترا انتخاب شده است.

تا چند سال قبل، بررسی استحکام باند برشی یا کششی رایج‌ترین آزمون استحکام باند بود. عیب اساسی این آزمون، بی‌توجهی آن به هندسه فضایی تهیه حفرات و تغییرات ناشی از انقباض پلیمریزاسیون می‌باشد(۱۸). به علاوه این آزمون‌ها مشخص‌کننده تظاهرات نیروی برشی واقعی نیستند. به همین دلایل مطالعات آزمایشگاهی استحکام باند برشی غیردقیق‌تر از آن است که برای ارزیابی کفایت سیستم‌های ادهزیو عاجی به کار روند(۲۵).

Sano و همکاران آزمون استحکام باند ریزکششی را برای بررسی استحکام باند معرفی نمودند(۲۶). در این آزمون سطح باند بسیار کاهش یافته و به حدود ۱ میلی‌مترمربع می‌رسد. از مزایای این آزمون، امکان بررسی در سطوح مختلف دندانی با ویژگی‌های بالینی مختلف مثل عاج پوسیده، عاج اسکلروزه، ناحیه طوق دندان و یا مینا است(۲۷). همچنین امکان بررسی تفاوت‌های موضعی در استحکام پیوند در یک دندان فراهم می‌شود(۲۸). با کاهش سطح باند به حدود ۱ میلی‌متر مربع قدرت باند به دست آمده واقعی‌تر خواهد بود که از مزایای تست استحکام باند ریزکششی است. ولی در بررسی اعداد حاصل از این آزمون مشخص شده که سطح مقطع ۱ میلی‌متر مربع جهت این آزمون‌ها یک سطح مقطع بحرانی می‌باشد، زیرا در سطح مقطع‌های بیشتر از ۱ میلی‌متر مربع اعداد آزمون بسیار کمتر و در سطح مقطع‌های کمتر استحکام باند بسیار بیشتر ثبت می‌گردد(۲۹). به همین دلیل یکی از استانداردهای مطرح شده در انجام این آزمون‌ها، در نظر گرفتن سطح مقطع ۱ میلی‌مترمربع می‌باشد. لذا با توجه به تمام موارد فوق در مطالعه کنونی از نمونه‌هایی با سطح مقطع ۱ میلی‌متر مربع استفاده شد.

برای انجام آزمون استحکام باند ریز برشی، لازم است ابتدا

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

برش‌هایی از دندان با ضخامت ۱ میلی‌متر تهیه شود و سپس نمونه‌ها به شکل ساعت شنی درآیند که این کار دارای حساسیت تکنیکی بالایی است. علاوه بر این قرار دادن نمونه‌ها در گیره‌های مخصوص دستگاه Dartec و ثابت کردن آنها از دیگر مراحل حساس کار می‌باشد که ممکن است در صورت نداشتن ثبات کافی در گیره‌ها بر روی نتایج اثر بگذارد. در مطالعه کنونی برای نگهداری لبه‌های نمونه‌ها در گیره‌های دستگاه Dartec از ۲ صفحه نازک آلومینیومی استفاده شد تا خطر شکست نمونه‌ها کمتر شود.

در این مطالعه نمونه‌ها به صورت ساعت شنی (Hour glass) ساخته شدند. این کار با برخی مطالعات همسو است(۹،۱۰،۱۱،۱۵،۱۹،۲۱). ولی در مطالعات Osorio و همکاران و Toledano و همکاران، نمونه‌ها به شکل Beam ساخته شدند که غیرهمسو با مطالعه کنونی است(۱۴،۲۰).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که با افزایش تعداد چرخه‌های مکانیکی، میزان استحکام باند ریزکششی در هر دو گروه با ادهزیوهای SB و ExciTE کاهش یافت که با مطالعه Nikaido و همکاران؛ Mitsui و همکاران؛ Abdalla؛ Kasrai و همکاران و Mazur و همکاران همسو است(۹،۱۱،۱۵،۲۱،۳۰). در مطالعات Bedran و همکاران این نتیجه حاصل شد که اعمال همزمان چرخه‌های مکانیکی و حرارتی باعث کاهش معنی‌داری در میزان استحکام باند ریزکششی در نمونه‌ها می‌شود(۱۰،۱۹). ولی در مطالعه Osorio و همکاران چرخه‌های مکانیکی فقط باعث کاهش استحکام باند ریزکششی در عاج دهیدراته شد(۱۴). در مطالعه Toledano و همکاران مقایسه‌ای بین ادهزیوهای توتال اچ و سلف اچ تحت تأثیر ۵k چرخه مکانیکی انجام شد و مشخص گردید زمانی که باندینگ سلف اچ به کار رود تحت تأثیر چرخه مکانیکی زودتر قدرت اتصال خود را از دست می‌دهد(۲۰). همچنین اگر عاج اچ شده باشد، سیستم ادهزیوهای بر پایه الکل بیشترین استحکام باند را پس از چرخه‌های مکانیکی نشان دادند. در مطالعه Borgess و همکاران نیز که بر روی دو نوع باندینگ SE Bond و P90 انجام شد و اثر چرخه مکانیکی و حرارتی بر روی ریزنشت بررسی شد، نتایج نشان داد که با انجام این عملیات نسبت به گروه کنترل ریزنشت افزایش یافت(۱۳).

در مطالعه کنونی میانگین استحکام باند ریزکششی در باندینگ SB به طور معنی‌داری کمتر از ExciTE بود. در برخی دیگر از مطالعات نیز این دو باندینگ بررسی شده که نتایج آن متفاوت بود. در مطالعه Perdigao و همکاران تفاوت آماری معنی‌داری بین استحکام باند ریز برشی در دو باندینگ فوق به عاج مرطوب و خشک وجود نداشت(۳۱). همچنین نتایج مطالعه Toledano و همکاران نشان داد، در زمانی که این دو نوع باندینگ در عاج سطحی به کار روند، میزان استحکام باند تفاوت آماری معنی‌داری ندارد(۳۲). به هر حال تفاوت در قدرت اتصال ممکن است مربوط به ترکیب این دو نوع باندینگ و یا روش کاربرد آنها که طبق دستور کارخانه سازنده هر کدام از این باندینگ‌ها مربوط بوده ارتباط داشته باشد. هر چند عوامل دیگری مانند آزاد سازی فلوراید از ExciTE و همچنین ایجاد film thickness بسیار نازک توسط ExciTE ممکن است بر روی نتایج مطالعه مؤثر باشد(۳۳).

در مطالعه کنونی سرعت اعمال نیرو به نمونه‌ها ۱ میلی‌متر در دقیقه بود. در مطالعه Reis و همکاران سرعت‌های ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ میلی‌متر در دقیقه بر روی نمونه‌ها اعمال شد که تأثیر معنی‌داری بر استحکام باندریزکششی نمونه‌ها نشان نداد(۳۴). ضمن اینکه به طور معمول و در اکثر مطالعات از سرعت ۰/۵ mm/min یا ۱mm/min استفاده می‌شود.

در مورد تفاوت‌های نتایج به دست آمده از این مطالعه در مقایسه با سایر مطالعات ممکن است عوامل متعددی وجود داشته باشند که از جمله می‌توان به نوع، مدت زمان و شرایط نگهداری نمونه‌های دندانی قبل از انجام آزمایش، رطوبت سوبسترا و محیط، انجام و یا عدم انجام چرخه مکانیکی و یا حرارتی، عمق و محل سوبسترای انتخاب شده جهت آزمون، خصوصیات مکانیکی ماده ترمیمی مورد استفاده، نوع تست (Micro tensile, Micro shear, Shear, Tensile)، سرعت و نیروی بارگذاری، طراحی شکل و ابعاد نمونه‌های نهایی اشاره کرد(۲۹).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

یکی از محدودیت‌های این مطالعه عدم بررسی نوع شکست در زیر استریومیکروسکوپ است که بهتر است در مطالعات بعدی محل جدا شدن باند و نوع شکست Adhesive و Cohesive و Mixed نیز بررسی شود.

نتیجه‌گیری و پیشنهاد

با توجه به محدودیت‌های این مطالعه آزمایشگاهی می‌توان چنین نتیجه گرفت که افزایش تعداد چرخه مکانیکی سبب کاهش استحکام باند ادهزیوهای مورد بررسی در این مطالعه می‌شود. همچنین استحکام باند ExciTE به طور معنی‌داری بیشتر از SB بود. پیشنهاد می‌شود که اثر تعداد چرخه مکانیکی و حرارتی بر روی باندینگ ExciTE و SB بررسی شود.

سپاسگزاری

این مطالعه حاصل پایان نامه دوره دکترای دندانپزشکی در دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد می‌باشد و به شماره ۱۱۰۴ در دانشکده دندانپزشکی ثبت شده است. بدینوسیله از حوزه معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشگاه جهت تأمین هزینه‌های مالی قدردانی می‌شود. در ضمن از آقای دکتر حسین فلاح زاده به جهت انجام تجزیه و تحلیل‌های آماری سپاسگزاری می‌شود. همچنین از آقای پدرام دانش‌کاظمی جهت کمک در آماده کردن این مقاله تقدیر می‌شود

References:

1- Sakaguchi RL, Powers JM. ***Craig's restorative dental materials.*** 13th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012.p. 21-111.

2- Bounocore MG. ***A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.*** J Dent Res 1955: 34(6): 894-53.

3- Butler WT. ***Dentin extracellular matrix and dentinogenesis.*** Oper Dent 1992; Suppl 5: 18-23.

4- Torneck CD. ***Dentin-pulp complex.*** In: Ten Cate AR. Oral histology: development, structure and function. 5th ed. St. Louis: CV Mosby; 1998.p. 250-96.

5- Pashley DH. ***Smear layer: physiological considerations.*** Oper Dent Suppl; 1984: 3: 13-29.

6- Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. ***The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid conditioned, resin-dentin interface.*** Am J Dent 1996: 9(1): 43-8.

7- Kinloch AJ. ***Adhesion and adhesives: science and technology***.1st ed. London: Bapman and Hall; 1987.p. 329-38.

8- Kanca J. ***One step bond strength to enamel and dentin.*** Am J Dent; 1997: 10(1): 5-8.

9- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. ***Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin.*** Dent Mater; 2002: 18(3): 269-75.

10- Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. ***Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system.*** Oper Dent 2004: 29(2): 150-6.

11- Mitsui FH, Peris AR, Cavalcanti AN, Marchi GM, Pimenta LA. ***Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems.*** Oper Dent 2006: 31(2): 240-7.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

12- Erdilek D, Dörter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. ***Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in class II ormocer restorations.*** Eur J Dent 2009; 3(3): 200-5.

13- Borges AF, Santos Jde S, Ramos CM, Ishikiriama SK, Shinohara MS. ***Effect of thermo-mechanical load cycling on silorane-based composite restorations.*** Dent Mater J 2012; 31(6): 1054-9.

14- Osorio R, Toledano M, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR. ***Effect of load cycling and in vitro degradation on resin-dentin bonds using a self-etching primer.*** J Biomed Mater Res A 2005; 72(4): 399-408.

15- Kasraei Sh, Khamverdi Z. ***Effect of mechanical load cycling on micro TBS of self-etch systems to dentin.*** Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran. Iran 2008: 5(4): 173-8.

16- Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. ***Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations.*** Dent Mater 2012; 28(1): 72-86.

17- Summit JB, Robbins WJ, Hilton TJ, Schwartz RS, Santos JD. ***Fundamentals of operative dentistry.*** 3nd ed. Chicago: Quintessence; 2006.p. 324-9.

18- Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV. ***Sturdevant's art and science of operative dentistry.*** 6th ed; St Louis:Mosby Elsevier; 2012.p. 174-81.

19- Bedran-De-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA. ***Long-term bond strength of restorations subjected to thermo-mechanical stresses over time.*** Am J Dent 2004: 17(5): 337-41.

20- Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aquilera FS, Tay FR, Ferrari M. ***Effect of cyclic loading on the microtensile bond strengths of total-etch and self-etch adhesives.*** Oper Dent 2006: 31(1); 25-32.

21- Anderson DJ. ***Measurement of stress in mastication I.*** J Dent Res 1956; 35(5): 664-70.

22- Abdalla AI, EL Zohairy AA, Aboushelib MM, Feilzer AJ. ***Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives.*** Am J Dent; 2007: 20(4): 250-4.

23- Henriques B, Gonçalves S, Soares D, Silva FS. ***Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling.*** J Mech Behav Biomed Mater 2012; 13: 194-205.

24- Santini MF, Wandscher V, Amaral M, Baldissara P, Valandro LF. ***Mechanical fatigue cycling on teeth restored with fiber posts: impact of coronal grooves and diameter of glass fiber post on fracture resistance.*** Minerva Stomatol 2011; 60(10): 485-93.

25- Olio G. ***Bond strength testing-what does it mean?*** Int J Dent 1993: 43(5): 492-8.

26- Sano H, Shono T, Sonada H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashly DH. ***Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond strength test.*** Dent Mater; 1994: 10(4): 236-40.

27- Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Taqami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. ***Tensile bond strength and SEM eveluation of caries- affected dentin using dentin adhesives.*** J Dent Res; 1995: 74(10): 1679-88.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

28- Shono Y, Oqawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. ***Regional measurment of resin-dentin bonding as an array.*** J Dent Res 1999: 78(2): 699-705.

29- De La Macorra JC, San-Nicolas A. ***Method to compare mu-tensile bond strength of a self etching adhesives and mu-cohesive strength of adjacent dentin.*** Dent Mater 2005: 21(10): 946-53.

30- Mazur RF, Almeida JB, Martin JMH, Soares PC, De Menzas DB, Machado SE. ***Microtensile bond strength of adhesive systems of single and multiple steps.*** J Dent Clin Res 2009: 5(2): 89-94.

31- Perdigao J, Geraldeli S, Carmo AR, Dutra HR. ***In vivo influence of residual moisture on micro tensile bond strengths of one-bottle adhesives.*** J Esthet Restor Dent 2002: 14(1): 31-8

32- Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. ***Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths.*** Am J Dent 2003; 16(5): 292-8.

33- ExciTE F. ***Clic & bond.*** 2010[cited 14 Apr 2013]. Available Form: https://content.pattersondental.com/ itemImages/PDFs/ images/122713.pdf.

34- Reis A, Oliveira Bauer JR, Loquercio AD. ***Influence of crosshead speed on resin dentin microtensile bond strength.*** J Adhes Dent 2004; 6(4): 275-8.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]

Effect of Numbers of Load Cycling on the Micro Tensile Bond Strength of Total Etch Adhesives to Dentin

Daneshkazemi AR(DDS,MSc)[1], Davari AR(DDS,MSc)[*2], Mousavinasab M(DDS,MSc)[3], Hatami Hajagha M(DDS)[4]

[1,3]Department of Operative Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran
[2]Specialist in Operative Dentistry, Yazd, Iran
[4]Dentist, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

Received: *20 Jun 2012* ***Accepted:*** *9 Feb 2013*

Abstract

Introduction: Today load cycling is used for similarity of invitro and invivo studies, though different results were reported in different studies. Therefore, this study aimed to investigate the effect of load cycling on micro tensile bond strength of two total etch adhesives to dentin.

Methods: Enamel of 48 molar teeth were removed to expose the superficial dentin. The teeth were randomly divided into two equal groups, and were restored with Single bond (SB), ExciTE and Synergy composite. Then the teeth of each group were divided to 4 equal sub groups. Moreover, load cycling of 0, 50, 100, 200 k load cycle with 50 newton load was used. In each sub group, 12 hour glass slabs with 1mm2 thickness were made. Then the samples were loaded by Dartec testing machine (Model HC/10) with 1 mm/min cross head speed to make the fracture occur. Data were analyzed by ANOVA, t-test, Bonferroni tests.

Results: The most micro tensile bond strength belonged to ExciTE without load cycling and lowest refered to SB with 200 k. There was a significant difference between the groups (p ExciTE= 0.0001, p SB = 0.001). Micro tensile bond strength in SB group was significantly lower than ExciTE (p= 0.001). Moreover, load cycling had negative effect on micro tensile bond strength.

Conclusion: By increasing load cycling, micro tensile bond strength of both bondings decreased significantly.

Keywords: Adhesive; Composite; Load cycling; Micro tensile bond strength

This paper should be cited as:
Daneshkazemi AR, Davari AR, Mousavinasab M, Hatami Hajagha M. ***Effect of numbers of load cycling on the micro tensile bond strength of total etch adhesives to dentin***. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2013; 21(2): 161-71.

Corresponding author: Tel:+ 98 351 6256975, Email: rdavari2000@yahoo.com

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-09-11]