

مقایسه استحکام برشی باند یک نوع سیانوآکریلات جدید با یک نوع کامپوزیت رایج

برای باندینگ براکت‌های ارتودنسی □

دکتر مسعود سیفی* - دکتر فرشید دهداری**

* - دانشیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

** - ارتودنتیست.

چکیده

زمینه و هدف: جدا شدن براکت از روی دندانها یکی از معضلات شایع در ارتودنسی می‌باشد. هدف از انجام این مطالعه، بررسی و مقایسه استحکام برشی باند Shear Bond Strength یک نوع سیانوآکریلات جدید واجد خاصیت پلیمریزه شدن در محیط مرطوب با یک نوع کامپوزیت رایج برای باندینگ براکت‌های ارتودنسی می‌باشد.

روش بررسی: مطالعه به روش تجربی و با استفاده از تکنیک مشاهده صورت گرفت. ۷۴ دندان پرمولر سالم انسانی که جهت درمانهای ارتودنسی خارج شده بودند، از بیماران ۱۲-۱۶ ساله جمع‌آوری شدند. دندانها با آب شسته و با پودر پامیس بدون فلوراید پالیش شدند و به طور تصادفی به دو گروه تقسیم گردیدند: در گروه اول دندانها با اسید فسفریک ۳۷٪ اچ شده و بعد از اعمال پرایمر با کامپوزیت Unite No mix باند شدند. در گروه دوم، دندانها با اسید فسفریک ۳۵٪ اچ شده و براکت‌ها با یک نوع سیانوآکریلات، Smart bond باند شدند و بعد از آن سپس درون قطعه ای از جنس پلی اتیلن ثابت شدند. با استفاده از Mounting Jig دندانها طوری جهت داده شدند که نیرو در هنگام انجام آزمون برشی عمود بر اسلات براکت باشد. نمونه‌ها پس از ۲۴ ساعت قرارگیری در آب مقطر تحت تست برشی توسط دستگاه اینسترون قرار گرفته و میزان نیروی لازم جهت Debonding براکت هر دندان بدست آمد. آزمونهای آماری شامل آزمون Kolmogorov-Smirnov و t بود.

یافته‌ها: مطالعه نشان داد اختلاف موجود در استحکام باند برشی بین دو گروه سیانوآکریلات و کامپوزیت No mix وجود ندارد. $(P=0/468)$ ، همچنین از نظر محل شکست باند، اختلاف آماری معنی‌داری بین دو گروه بدست آمد $(P<0/001)$ به طوری که شکست باند در گروه سیانوآکریلات بیشتر در داخل ادهزیو روی داد که نشان‌دهنده Cohesive failure بود.

نتیجه‌گیری: براساس یافته‌های این مطالعه، سیانوآکریلات استحکام باند برشی لازم برای استفاده در براکت‌های ارتودنسی به عنوان یک ماده باندینگ را دارد.

کلید واژه‌ها: استحکام برشی باند - باندینگ - سیانوآکریلات - کامپوزیت No - Mix

وصول مقاله: ۸۳/۶/۲۴ اصلاح نهایی: ۸۳/۱۲/۱۰ پذیرش مقاله: ۸۳/۱۲/۲۶

نویسنده مسئول: گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی seifimassoud@gmail.com

مقدمه

براکت‌های ارتودنسی به مینای دندان از سه ماده مختلف: Primer، Enamel conditioner و Adhesive استفاده می‌شود که انجام این مراحل از نظر کلینیکی حساس بوده و نیاز به

جدا شدن براکت از روی دندانها یکی از معضلات شایع در ارتودنسی می‌باشد که هر ارتودنتیست به طور روزمره با آن در کلینیک مواجه است. در روش Conventional باندینگ

□ - مصوب مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

می‌باشد که باعث کاهش زمان باندینگ می‌شود. علی‌رغم اهمیت باندینگ مطمئن و مناسب در درمان‌های ارتودنسی، مشکلاتی از قبیل وقت‌گیر بودن باندینگ مجدد، مقاومت کمتر براکت باند شده در بار دوم (۱۰)، آسیب به مینای دندان در شرایط اسپینگ مکرر و برداشتن کامپوزیت قبلی با فرز، هزینه‌آور بودن باندینگ مجدد و طولانی‌تر شدن زمان کل درمان در باندینگ مجدد پیش می‌آید که ناخوشایند و در ضمن شایع است. در صورتی که ماده جدید با داشتن مزایای ذکر شده و کاربرد راحت‌تر آن، از استحکام باند برشی بالایی برخوردار باشد، می‌تواند ماده مناسبی برای باندینگ در ارتودنسی باشد.

هدف از این مطالعه ارزیابی استحکام باند برشی یک نوع سیانوآکریلات جدید در باندینگ براکت‌های ارتودنسی در مقایسه با Conventional composite bonding در آزمایشگاه می‌باشد.

روش بررسی

مطالعه به روش تجربی و با استفاده از تکنیک مشاهده انجام شد. ۷۴ دندان پرمولر سالم بدون پوسیدگی، شکستگی و سایش در سطح باکال که تماسی با الکل، آب اکسیژنه، فلوراید و مواد شیمیایی دیگر با احتمال تأثیر بر روی باندینگ، عدم تماس ناشی از فشار فورسپس در حین خارج کردن دندان و عدم هیپوکلسیفیکاسیون، از بیماران با محدوده سنی ۱۲-۱۶ سال ارتودنسی که جهت درمان نیاز به خارج کردن دندان داشته و به کلینیک‌های دندانپزشکی در سطح تهران و دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی مراجعه کردند، جمع‌آوری شدند. دندانهای جمع آورده شده به صورت تصادفی به دو گروه زیر تقسیم شدند:

گروه اول: ۳۷ دندان برای سنجش استحکام باند برشی

گروه No mix

محیطی کاملاً خشک در زمان انجام باندینگ دارد. خشک نبودن سطح مینا و Moisture Contamination به عنوان شایعترین دلیل برای شکست باندینگ گزارش شده است. (۱-۳)، زمانی که مینای اچ شده مرطوب می‌گردد توبول‌های اکسپوز شده بسته شده (Clogged) و نفوذ رزین به صورت کامل انجام نمی‌شود، در نتیجه رزین تگ‌ها از نظر تعداد و اندازه کافی نخواهند بود. (۴-۵)، آلودگی جزئی و مختصر بزاق نیز به دلیل رسوب دادن یک لایه چسبنده ارگانیک در همان چند ثانیه اول اکسپوزر که به شستن مقاوم است تأثیر منفی روی باندینگ دارد. (۶)، بنابراین ماده‌ای که قادر به باند با مینا در یک محیط خشک باشد به ویژه در نواحی که دسترسی به آن آسان نیست مثل مولرهای دوم یا دندان نیمه روینده یا نهفته، دارای مزیت است.

به دلیل مواجهه مکرر کلینیسین‌ها با آلودگی بزاق (Salivary contamination)، در طی چند سال گذشته کارخانه‌های سازنده به صورت جدی در صدد معرفی آدهزیوهای بودند که بتوانند در محیط مرطوب عمل کنند، هر چند که احتیاط در جهت پیشگیری از مرطوب شدن سطح دندان موثرتر است. (۷)، آلودگی سطح مینا در مواردی مثل کاین‌ها که با جراحی اکسپوز می‌شوند یا پرمولرهای نیمه رویش یافته بخصوص در فک پایین اجتناب‌ناپذیر است. (۸)، در این نواحی، احتمال دی‌باندینگ بیشتر از نواحی دیگر است، برای غلبه بر این مشکلات در طی عمل باندینگ آدهزیوی تحت عنوان Moisture activated adhesives معرفی شده‌اند که در حضور آب یا بزاق می‌توانند عمل کنند که البته برای پلیمریزاسیون کامل نیاز به آب دارند. (۹)، این ماده جدید که یک نوع سیانوآکریلات است (Smart bond, Gestenco.International AB, Gothenburg, Sweden) در محیط مرطوب قابلیت پلیمریزه شدن به صورت یک لایه نازک را دارد. یکی از ویژگیهای باندینگ جدید، عدم نیاز به پرایمر

از آنجائی که آب و فشار به عنوان اکتیواتور برای واکنش پلیمریزاسیون عمل می کند، سطح اچ شده مینای دندان قبل از باندینگ کاملاً با آب پوشیده شد. در این مطالعه برای قرار دادن ادهزیو به دلیل کنترل بیشتر در قرار دادن لایه یکنواختی از ادهزیو روی براکت از میکروبراش استفاده شد.

صرف نظر از نوع ادهزیو، هر براکت در هنگام باندینگ با استفاده از Force gauge (Leone, Sesto Fiorintino, Italy) برای ده ثانیه تحت فشار Compression به میزان سیصدگرم قرار داده شد. (۱۲)، بنابراین نیروی فشار اعمال شده برای باندینگ براکت‌ها یکسان شد. با توجه به اینکه برای انجام آزمون برشی لازم بود دندان درون قطعه‌ای ثابت شود، برای هر یک از دندانها یک جعبه پلی اتیلن به عنوان مولد (Mould) تهیه شد. دندانها طوری جهت داده شدند که نیرو در هنگام انجام آزمون برشی عمود بر شیار براکت باشد (شکل ۱). بنابراین از Mounting Jig استفاده شد که بر روی آن یک سیم استنلس استیل اندازه ۲۱×۲۵ توسط Spot welder لحیم گردید.

پس از اینکه دندانهای هر گروه همگی توسط یک عمل کننده و با استفاده از روش مربوط به خود باند شدند. دندان و براکت مورد نظر در جعبه پلی اتیلن مربوط به خود که حاوی آکريل سلف کیور بود به نحوی قرار گرفت که شیار براکت دقیقاً سیم چهارگوش استیل را در خود جای داده و سطح خارجی براکت عمود بر کف مولد باشد و در خاتمه کار شیار براکت موازی افق باشد. با توجه به اینکه، آکريل سلف کیور دندان را تا دو میلی متری CEJ می پوشاند، بعد از سخت شدن آکريل، جعبه‌های پلی اتیلن حاوی دندانها و براکت‌های هر گروه در ظرف پلاستیکی جداگانه‌ای حاوی آب مقطر گذاشته شد.

۲۴ ساعت بعد از عمل باندینگ، انجام آزمون برشی توسط دستگاه اینسترون مدل ۱۱۹۵ (Instron Corp, Canton, Mass)

گروه دوم: ۳۷ دندان برای سنجش استحکام باند برشی سیانوآکریلات Smart bond

به محض خارج کردن، دندانها با آب جاری شسته شدند تا خون و بافتهای چسبنده به آن از بین بروند. سپس هر یک از دندانها در محفظه مخصوص به خود شماره گذاری و تا زمان انجام آزمایش در محلول تیمول ۱٪ نگهداری شدند. قبل از انجام آزمایش دندانها توسط پامیس بدون فلوراید با رابریکپ به مدت ده ثانیه پالیش شده سپس با آب جاری به مدت ۱۵ ثانیه شستشو داده توسط هوای بدون روغن خشک شدند.

در هر گروه باند براکت‌ها با یکی از ادهزیوها براساس دستورالعمل کارخانه سازنده آن ادهزیو انجام شد.

در گروه اول که شامل ۳۷ دندان بود، باندینگ با استفاده از کامپوزیت No mix، (3M Unite Monrovia, Calif) انجام شد. هر دندان توسط ژل اسید فسفریک ۳۷٪ به مدت ۱۵ ثانیه اچ گردید. منطقه اچینگ در سطح باکال و از لبه اکلوژال تا CEJ و از مزیال تا دیستال را شامل می شد. (۱۱)، سپس دندانها با آب به مدت بیست ثانیه کاملاً شسته و سپس با هوای بدون روغن خشک شدند. پس از خشک کردن ناحیه اچ شده و مشاهده منظره سفید گچی، سطح اچ شده دندان و بیس براکت با پرایمر آغشته گردید. براکت‌های استاندارد اچ وایز پرمولر American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin) با اسلات ۰/۰۲۲، بدون Torque و Angulation با کامپوزیت No mix باند شدند. براکت‌ها توسط گیج در فاصله چهار میلی متری از سطح اکلوژال قرار داده و رزین اضافی حذف گردید.

در گروه دوم، ۳۷ دندان دیگر با Smart bond (Gestenco International, Gothenburg, Sweden) که یک نوع اتیل سیانوآکریلات می باشد باند شدند در حالی که طبق دستور کارخانه سازنده ابتدا دندانها به مدت ده ثانیه با اسید فسفریک ۳۵٪ اچ شدند.

در دانشکده متالوژی دانشگاه تهران انجام شد. (شکل ۲)



شکل ۲: آزمون نیروی برشی توسط دستگاه اینسترون

براکت جدا شده در قوطی مخصوص به خود نگهداری شده و سپس در هر یک از نمونه‌های دی‌باند شد. محل شکست به صورت Visual و همچنین توسط Stereo microscope بررسی شد. ایندکس ARI (Adhesive Remnant Index) در ارتباط با هر نمونه جداگانه بررسی و در فرم اطلاعاتی مخصوص به خود علامت‌گذاری شد. ایندکس ARI براساس چهار شاخص زیر تعیین گردید. (۱۳)

۰: هیچ آدهزیوی روی دندان باقی نمانده باشد.

۱: کمتر از نصف آدهزیو روی دندان باقی مانده باشد.

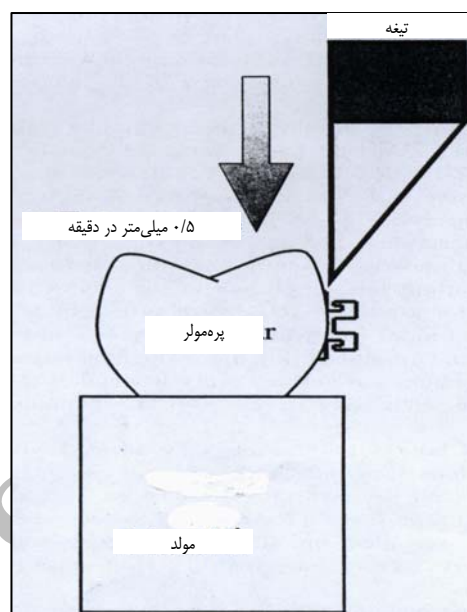
۲: بیشتر از نصف آدهزیو روی دندان باقی مانده باشد.

۳: تمام آدهزیو روی دندان باقی مانده باشد.

میانگین و انحراف معیار در هر گروه به طور جداگانه بررسی شدند. برای مقایسه استحکام باند برشی از t-test و برای مقایسه ایندکس ARI از آزمون Mann – Whitney U استفاده شد.

یافته‌ها

بعد از انجام آزمایش استحکام باند و بدست آمدن نیروی مقادیر برحسب مگاپاسکال، برای هر گروه میانگین، میانه،



شکل ۱: آزمون نیروی برشی عمود بر شیار براکت

برای انجام آزمون موردنظر ابتدا دستگاه کالیبره و طوری تنظیم شد که سرعت حرکت تیغه اینسترون ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه باشد.

برای دباندینگ براکت از دندان تیغه مخصوص به Crosshead دستگاه متصل و نیروی اکوزوژنیوالی به براکت در محل اتصال براکت - دندان جهت نیروی برشی اعمال شد و میزان نیروی لازم برحسب نیوتن برای دباندینگ هر یک از نمونه‌ها براساس گراف‌های خارج شده از دستگاه جمع‌آوری شد. جهت بدست آوردن مقدار استحکام برشی باند برحسب مگاپاسکال، مقدار نیروی بدست آمده برحسب نیوتن به سطح براکت مورد استفاده که در این مطالعه براکت استاندارد اج وایز شرکت American Orthodontics (Sheboygan, Wisconsin) با اسلات ۰/۰۲۲ و با سطح مقطع ۱۱/۸۵ میلی‌متر مربع بود تقسیم گردید.

بعد از دباندینگ، هر نمونه به صورت جداگانه به همراه

انحراف معیار، حداقل و حداکثر باندینگ و فاصله اطمینان ۹۵٪ برای میانگین برحسب مگاپاسکال محاسبه شد (جدول ۱). ابتدا برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها در دو گروه از آزمون Kolmogorov-Smirnov استفاده شد که در هر دو گروه با $P > 0/05$ نرمال بودن داده‌ها پذیرفته شد. لذا برای مقایسه استحکام باند در دو ماده از آزمون t استفاده گردید. قبل از آزمون t آزمون تساوی واریانس‌ها با استفاده از آزمون Levene's به منظور ارزیابی برقراری شرط تساوی واریانس‌های استحکام برشی باند در دو گروه انجام و با $P = 0/296$ فرض تساوی واریانس‌ها پذیرفته شد. نتیجه آزمون t نشان داد که اختلاف معنی‌دار آماری بین میانگین دو گروه وجود نداشت ($t = 0/729$ و $P = 0/468$). برای بررسی و ارزیابی مقدار ادهزیو باقی‌مانده روی سطح مینا از ایندکس Adhesive remnant index (ARI) استفاده شد. (۱۳)، که شامل چهار شاخص بوده و مقادیر آن برای دو گروه Smart Bond و No mix در جدول ۲ و نمودار ۱ آمده

است.

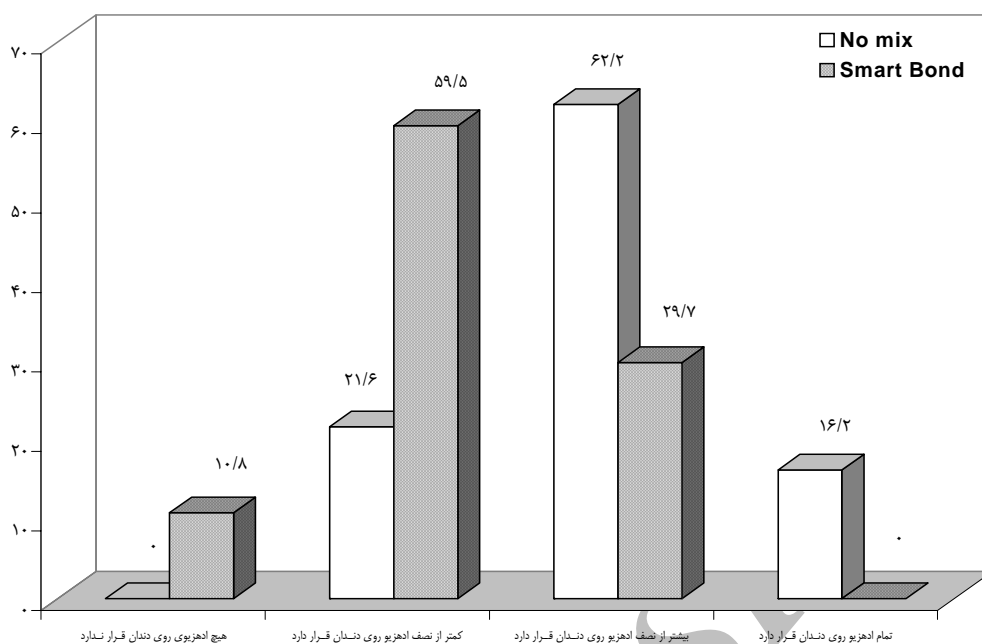
با توجه به رتبه‌ای بودن متغیر ایندکس ARI، بررسی ارتباط بین دو متغیر با استفاده از آزمون ناپارامتری Mann-Whitney U انجام شد که نتیجه آزمون فوق با $P < 0/001$ معنی‌دار تشخیص داده شد زیرا میانگین رتبه ایندکس ARI در ماده No mix، $47/82$ و در ماده Smart bond، $27/18$ بدست آمد. براساس یافته‌های این مطالعه بیشترین فراوانی ARI Score در مورد Smart bond مربوط به ایندکس شماره ۱ و ۲ بوده و ARI Score سه معادل صفر بدست آمد. به عبارتی شکست باند در این گروه بیشتر در داخل ادهزیو اتفاق افتاده که نشان‌دهنده Cohesive failure می‌باشد. در مورد کامپوزیت No mix میزان ایندکس ARI در Score شماره ۲ بیشترین تعداد را داشت یعنی بیش از نصف ادهزیو روی دندان باقی مانده بود. بنابراین مقدار ادهزیو باقیمانده روی دندان در کامپوزیت No mix بیشتر از Smart bond بود.

جدول ۱: شاخصهای آماری متغیر استحکام باند برشی برحسب مگاپاسکال به تفکیک در دو گروه Smart bond و No mix

نوع ماده	شاخصهای آماری					
	میانگین	میان	انحراف معیار	تعداد	حداقل	حداکثر
No mix	۱۱/۲۷	۱۱/۲	۴/۴۹	۴/۴۹	۳/۳۰	۲۱
Smart bond	۱۱/۹۶	۱۳/۴	۳/۶۶	۳/۶۶	۴	۱۷/۶

جدول ۲: ARI Score برای دو گروه Smart Bond و No mix

شاخص ARI	نوع ماده		Smart Bond		No mix	
	تعداد	درصد	تعداد	درصد	تعداد	درصد
شاخص صفر	۰	۰	۴	۱۰/۸	۴	۵/۴
شاخص ۱	۸	۲۱/۶	۲۲	۵۹/۵	۳۰	۴۰/۵۵
شاخص ۲	۲۳	۶۲/۲	۱۱	۲۹/۷	۳۴	۴۵/۹۵
شاخص ۳	۶	۱۶/۲	۰	۰	۶	۸/۱
جمع	۳۷	۱۰۰	۳۷	۱۰۰	۷۴	۱۰۰



نمودار ۱: مقایسه مواد بر حسب ایندکس ARI

بحث

سیانواکریلات مشابه گروه کنترل Bis-GMA بود. در این دو مطالعه باندینگ براکت‌های استنلس استیل بدون اسپینگ مینای دندان صورت گرفت اما مطابق تحقیقی که Bishara و همکاران در ۱۹۹۸ انجام دادند برای بدست آوردن Bond strength استحکام باند کافی اچ مینای دندان توصیه شد. (۲۱) تفاوت مواد به کار رفته و فنون مختلف از جمله نحوه قرارگیری دندان در مولد و عمود نبودن تیغه دستگاه اینسترون بر بیس براکت باعث ایجاد تفاوت‌هایی در نتایج حاصله گردیده و مقایسه نتایج مطالعات مختلف با یکدیگر را مشکل ساخته است. (۲۲)

Kahl و همکاران در ۱۹۹۳ با استفاده از تکنیک اسید اچ، یک نوع سیانواکریلات تجاری را برای باند براکت‌ها آزمایش (۲۳) و گزارش کردند که Tensile bond strength آن به میزان قابل توجهی بالاتر از رزین کامپوزیت بوده و بعد از گذشت پنجاه، صد و صدوپنجاه روز در محلول سالین، در استحکام باند آن تغییری پیدا نمی‌شود در حالی که در بررسی که Ai-Munajed و همکاران در سال ۲۰۰۰ انجام دادند. (۲۴)

در مطالعه حاضر یک نوع آدهزیو سیانواکریلات که نیازی به پرایمر ندارد با کامپوزیت No mix مقایسه شد. این ماده برخلاف پرایمر کامپوزیت No mix که سمی بودن آن در آزمایشگاه به اثبات رسیده (۱۴-۱۵)، آلرژیک نبوده و در بیماران و کلینیسین واکنش‌های حساسیت‌زا بوجود نمی‌آورد. (۱۶-۱۸)، در بررسی فعلی نیز برای اندازه‌گیری استحکام باندینگ از دستگاه اینسترون استفاده شد. استحکام باند برشی آدهزیوهای سیانواکریلات در چند مطالعه بررسی شده که نتایج آنها باهم مغایرت داشتند.

Howells و Jones در ۱۹۸۹ استحکام باند برشی یک نوع سیانواکریلات (به صورت پودر و مایع) را بررسی و نتیجه گرفتند که این آدهزیو استحکام باند ضعیفی دارد. (۱۹)، از طرفی در مطالعه دیگری که توسط Krishnan در ۱۹۹۴ انجام شد. (۲۰)، نمونه‌های باند شده با آدهزیو سیانواکریلات در Water bath و در حرارت ۳۷ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت نگهداری شد. براساس نتایج آنها استحکام باند

استحکام باند برشی سیانوآکریلات Smart bond در روی مینای مرطوب با استفاده از اسپکتروسکوپ مادون قرمز Fourier به وسیلهٔ آنکسار داخلی میکرومولتیپل Micro-multiple internal reflectance fourier transform infrared اسپکتروسکوپی (Micro-MIR FTIR) پرداختند. (۲۶)، در تحقیق آنها، سطح مینای دی‌باند شده و در معرض فاکتوگرافی قرار گرفت. در این مطالعه اختلاف معنی‌داری بین استحکام برشی باند رزین کامپوزیت Unite+Transbond MIP و سیانوآکریلات Smart bond گزارش نشد. روش و متدولوژی این مطالعه کاملاً با مطالعه حاضر متفاوت می‌باشد زیرا در مطالعه حاضر برخلاف مطالعه فوق از دستگاه اینسترون جهت بررسی استحکام برشی باند استفاده و صرفاً به مقایسه کامپوزیت No mix، Unite و Smart bond بسنده شده است در حالی که در مطالعه Eliades از MIP به همراه کامپوزیت No mix، Unite استفاده شد. ضمن اینکه در تحقیق Eliades سطح مینای اچ شده با بزاق نیز آغشته شد و با توجه به اینکه ترکیب بزاق در افراد مختلف از نظر درصد مواد آلی و معدنی متفاوت می‌باشد، این عامل به عنوان عامل مداخله‌گر مطرح است.

در تحقیق دیگری توسط Bishara و همکاران در سال ۲۰۰۲ سیانوآکریلات Smart bond و یک نوع کامپوزیت لایت کیور با هم مقایسه و اختلاف معنی‌داری بین استحکام برشی باند دو ماده دیده نشد. (۱۰)، نتایج مطالعه حاضر با تحقیق فوق مطابقت دارد. اما در تحقیق Bishara، استحکام برشی باند، سیانوآکریلات Smart bond با یک نوع کامپوزیت لایت کیور مقایسه و سن افرادی که نمونه‌ها (دندانهای پره مولر) از آنان جمع‌آوری شده بود ذکر نگردیده بود. در تحقیق آنها، میانگین استحکام باند برشی سیانوآکریلات Smart bond (۵/۸Mpa) بالاتر از کامپوزیت لایت کیور (۵/۲Mpa) بود ولی اختلاف معنی‌دار نبود ($P=0/24$). در مطالعه حاضر، میزان استحکام باند

استحکام باند سیانوآکریلات ادهزیو به میزان قابل توجهی پایینتر از کامپوزیت No mix بود. به نظر می‌رسد قرارگیری دندانها در ماده Disinfective کلرامین به علت وجود یون فعال CI- (کلر) و احتمال جایگزینی آن با عامل هیدروکسیل ماده معدنی مینا می‌تواند به عنوان عامل مداخله‌گر در نتایج این مطالعه موثر باشد.

Ortengren و Ortendahl در سال ۲۰۰۰ استحکام باند برشی Smart bond (سیانوآکریلات Water-activated) را با رزین کامپوزیت مقایسه کردند. (۲۵)، که براساس نتایج آنها استحکام باند برشی هم در براکت‌های استنلس استیل و هم در براکت‌های پلی‌کربنات در گروه Smart bond بالاتر بود.

در تحقیق مذکور میزان استحکام برشی باند بسیار بالاتر از مطالعه حاضر و تحقیق Bishara (۱۰) بود که می‌تواند به دلیل قرار نگرفتن اسلات براکت عمود بر تیغهٔ اینسترون باشد زیرا در تحقیق آنها ابتدا دندانها در مولد قرار گرفته و سپس براکت‌ها باند شدند که این موضوع در قرار گرفتن براکت‌ها در جهت‌های مختلف موثر بوده است. علاوه بر این در تحقیق آنها از براکت‌هایی با بیس متفاوت استفاده و استحکام باند برشی در براکت پلی‌کربنات Elan، ۲۶ و برای براکت Silcon، نه مگاپاسکال بدست آمد که این اختلاف می‌تواند به دلیل تفاوت در بیس براکت باشد زیرا بیس براکت Elan صاف بوده در حالی که براکت Silicon نواحی گیر زیادتری (Mesh) دارد و از آنجایی که Smart bond باید به صورت یک لایهٔ نازک قرار داده شود، قرار دادن آن در این نواحی به Void منجر شده و استحکام برشی باند کاهش یافته است. با این شرایط شاید لازم باشد زمانی که سیانوآکریلات به عنوان باندینگ به کار می‌رود از براکت با طرح و مشخصات خاصی استفاده شود. همچنین مورفولوژی دندان نیز می‌تواند در فاصله بین دندان و براکت موثر باشد.

در مطالعه دیگر، Eliades و همکاران در ۲۰۰۲ به مقایسه

برشی هر دو ماده بالاتر از تحقیق Bishara بود که به ترتیب برای Smart bond و کامپوزیت No mix، ۱۱/۹۶ و ۱۱/۲۷ بود که این امر می‌تواند ناشی از اختلاف در تطابق کامل بیس براکت و سطح دندان پرمولر به دلیل تنوع و تفاوت‌های آناتومیک باشد. (۲۷) همچنین توانایی عمل کننده برای قرار دادن دقیق تیغه دستگاه اینسترون می‌تواند دلیلی برای اختلاف مقادیر استحکام برشی باند در بررسی‌های متفاوت باشد. (۲۸)

در بعضی از مطالعات استفاده از حلقه سیمی حول براکت برای اتصال آن به دستگاه برای اندازه‌گیری استحکام باند Shear-peel پیشنهاد شده است. این روش تنوع در داده‌ها را کاهش نمی‌دهد. بنابراین هنگامی که بررسی استحکام برشی باند در In - vitro انجام می‌شود تفاوت و اختلاف مقادیر را می‌توان به عنوان یک امر واقعی و جداناپذیر آزمایش تلقی کرد. (۲۹)

در بحث لزوم عمود بودن تیغه دستگاه اینسترون به بیس براکت به بررسی Little Wood و همکاران در ۱۹۹۸ استناد می‌شود. (۳۰)، که استفاده از Mounting Jig در باندینگ براکت‌های ارتودنسی باعث می‌شود نیروی دی‌باندینگ به نیروی برشی محدود و برای قابلیت تکرار نتایج در مطالعات بعدی، کنترل جهت نیروی دی‌باندینگ را پیشنهاد می‌کند.

ادهریو روی دندان در هنگام دی‌باندینگ باقی می‌ماند و چنانچه قبل از استفاده از پرایمر سطح اچ شده مینا با آب یا بزاق مرطوب شود در دی‌باندینگ بیشترین شکست در محل ادهزیو مینا اتفاق می‌افتد که این امر می‌تواند به دلیل خاصیت هیدروفیلیک بودن پرایمر باشد. نتایج این بررسی با نتایج Webster (۲۰۰۱) (۳۲) و مطالعه حاضر مطابقت دارد و همان‌گونه که O'Brein و همکاران در ۱۹۸۸ اظهار کردند مقدار کامپوزیت باقیمانده ممکن است با استحکام برشی باند ارتباطی نداشته باشد و تحت تأثیر عوامل دیگری از جمله طرح بیس براکت و خواص ادهزیو باشد. (۳۳) بیشتر نمونه‌های Smart bond در مطالعه حاضر دارای score یک و دو بودند به عبارت دیگر در هیچ نمونه‌ای Smart bond به طور کامل روی مینا باقی نماند و تنها در چهار نمونه به طور کامل از مینا جدا شد. این کار باعث صرف زمان کمتر در دی‌باندینگ هنگام تمیز کردن سطح مینای دندان می‌گردد.

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان داد که ادهزیو سیانوآکریلات Smart bond استحکام باند برشی قابل قبولی داشته، هر چند که اختلاف معنی داری با کامپوزیت No mix مشاهده نشد ($P=0/468$). براساس نتایج این مطالعه استفاده از Smart bond می‌تواند در نواحی که کنترل بزاق مشکل است مفید باشد. مقایسه آیندکس ARI نیز نشان می‌دهد اختلاف معناداری ($P<0/001$) بین دو ماده وجود دارد و مقدار ماده کمتری در سیانوآکریلات نسبت به رزین کامپوزیت No mix روی دندان باقی می‌ماند.

REFERENCES

1. Zachrisson BU. A post treatment evaluation of direct bonding in orthodontics. Am J Orthod 1977; 71: 173-89.
2. Bishara SE, Khowassah MA, Oesteele LJ. Effect of humidity and temperature changes on orthodontic bonding adhesive systems. J Dent Res 1975; 54: 751-8.

3. Gwinnett AJ. Bondings of restorative resins to enamel. *Int Dent J* 1988; 38: 91-6.
4. Harmat AA, Fuller JL, Denely GE. Effects of contamination and mechanical disturbance on the quality of acid etched enamel. *J Am Dent Asso* 1980; 100: 34-8.
5. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture – insensitive primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119: 251-5.
6. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: An SEM study. *J Am Dent Assoc* 1985; 110: 329-32.
7. Cacciafesta V, Jost – Brnkman PG, Subenberg U, Miethke RR. Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond stength of a light–cured glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;113:402-7.
8. Cacciafesta V, Bosch C, Melesen B. Clinical comparison between a resin – reinforced self – cured glass ionomer cement and s composite resin for direct bonding of orthodontic brackets part 1: wetting with water. *Clin Orthod Res* 1998; 51: 29-36.
9. Eliades T, Eliades G. Orthodontic adhesive resins. In: Brantley WA, Eliades T, Editors: Orthodontic materials, scientific and clinical aspects. Stuttgart: Thieme; 2001: 201-20.
10. Bishara SE, Laffoon JF, Vonwald I. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 521-5.
11. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res* 1955;34:894-53.
12. Sheen DH, Wang WW, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod* 1993;63:285-300.
13. Marc E, Olsen, Samir Bishara, Paul Damon. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air – abrasion of human enamel. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1997; 112: 502-506.
14. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid – etch enamel pre treatment. *Am J Orthod* 1984; 85: 333-40.
15. Fredericks HE. Mutagenic potential of orthodontic bonding materials. *Am J Orthod* 1981; 80: 316.
16. Reynolds I. A review of direct orthodontic. *Br J Orthod* 1975; 2: 171-8.
17. Malmgren O, Medin L. Overkanslighetsreaktioner vid anvandning av bonding materialer inom orthodontivard. *Tandlakartidn* 1981; 73: 544.
18. Hensten – Pettersen A, Jacobsen N. Toxic effect to dental materials. *Internat Dent J* 1991; 41: 256-273.
19. Howells DJ, Jones P. In - vitro evaluations of a cyanoacrylate bonding agent. *Br J Orthod* 1989; 16: 75-8.
20. Krishnan PH, Gupta DS, Sharma VP. Application of cyanoylate in orthodontic. *J Polym Mater* 1994; 11: 299-300.
21. Bishara SE, Olsen ME, Damon P. Evaluation of a new light – cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 80-7.
22. Reberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure – review of the literature. *Dent Mater* 1991;7:2-10.
23. Kahl B, Konig A, Hilgers RD. Ethyl cyanoacrylate (cyano – veneer) as an orthodontic bracket adhesive. A comparative in – vitro study with cyano – veneer adhesive. *Fortscher Kieferorthop* 1993; 54: 263-7.
24. Kusal M, AL Munajed, Gordon PH, Mccabe JF. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: An in – vivo study. *J Orthod* 2000; 27: 255-260.

25. Ortendahl TW, Ortengren U. A new orthodontic bonding adhesive. *J Clin Orthod* 2000; 34: 50-54.
26. Eliades T, Katsavrias E, Eliades G. Moisture insensitive adhesive: Reactivity with water and bond strength to wet and saliva contaminated enamel. *Eur J Orthod* 2002; 24: 35-42.
27. Chung CH, Fadem BW, Levitt HL. Effects of two adhesion boosters on the shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:295-9.
28. Fox NA, Mccabe JF, Buckley JC. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* 1994; 21: 33-43.
29. Zeppieri IL, Chung CH, Mante F. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture – insensitive and self – etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 414-9.
30. Littlewood SJ, Redhead A. Use of jigs to standardize orthodontic bond testing. *J Dent* 1998; 26: 539-545.
31. Vittorio Cacciafesta, Maria Francesca, Sfondrini Marco, De Angelis. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional/hydrophilic and self – etching primers. *Am J Orthop Dentofacial Orthop* 2003; 123: 633-40.
32. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG. The effect of saliva on shear bond strength of hydrophilic bonding system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 54-8.
33. O'Brein KD, Watts DC, Read MJF. Residulated debris and bond strength – is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 222-30.

Archive of SID