مجله دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی – درمانی شهید صدوقی یزد
دوره پانزدهم ، شماره دوم ، تابستان ۱۳۸۶، صفحات ۳۸-۳۱

بررسی سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت رزین مورد استفاده در ارتودنسی درمحیط کشت فیبروبلاست های دهانی انسان

دکترسوسن صادقیان*[1]، دکتر محمد حسین نصر اصفهانی[2]، دکتر مسعود وطنی[3]

چکیده

مقدمه: در درمان های ارتودنسی از مواد مختلفی استفاده می شود که به مدت طولانی در حفره دهان و در مجاورت پریودونشیوم قرار می گیرند. هدف از این بررسی، ارزیابی سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت رزین مورد استفاده در درمان های ارتودنسی در محیط کشت فیبروبلاست های دهانی انسان به دو روش تماس مستقیم و غیر مستقیم بوده است.

روش بررسی: این مطالعه از نوع تجربی و مداخله ای است که بر روی سه کامپوزیت رزین، شامل دو نوع کامپوزیت سلف کیور (3M)، (Fantastic-Zardent) و یک نوع کامپوزیت لایت کیور (Transbond XT-3M) بررسی شدند. درروش تماس غیر مستقیم، بعد از یک دوره آزاد سازی مواد موجود در کامپوزیت ها در محیط کشت، واسطه طی بیست روز، حیات سلولها باگروه کنترل و با همدیگر به وسیله تستMTT (3-(4,5-Dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide) مقایسه گردید. در روش تماس مستقیم، پس از تماس کامپوزیت ها با محیط کشت، حیات سلولی در اطراف آنها به وسیله میکروسکوپ اینورت فاز کنتراست بررسی گردید.

نتایج: نتایج تست MTT سازگاری نسجی کامپوزیت لایت کیور را درمقایسه با گروه کنترل نشان داد(P =۰/۱۱۴).اختلاف آماری معنی داری بین کامپوزیت های سلف کیور و گروه کنترل موجود بود3M(P =۰/۰۲۹) و Fantastic (P =۰/۰۲۹). از طرفی اختلاف آماری معنی داری بین سه کامپوزیت دیده نشد. نتایج روش تماس مستقیم برای کامپوزیت لایت کیور 3M درجه صفر، کامپوزیت سلف کیور فانتاستیک درجه یک و کامپوزیت سلف کیور 3M درجه دو نشان دادند.

نتیجه گیری: این مطالعه نشان داد تحت شرایط آزمایشگاهی موجود، کامپوزیت رزین های سلف کیورنو- میکس در مقایسه با نوع نوری در هر دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم از سمیت بیشتری برخوردار بوده است. بنابراین تحقیقات بیشتر در این زمینه خصوصاً در مورد روش پلیمریزاسیون و اثرات بیولوژیک پرایمرها بر روی سمیت مواد و همچنین مطالعات حیوانی توصیه می گردد.

واژه های کلیدی:سازگاری نسجی- فیبروبلاست های دهانی انسان -کامپوزیت رزین ارتودنسی - تست MTT

مقدمه

در اواخر دهه ۱۹۵۰ سیستم های ادهزیو دندانی جهت انجام باندینگ ارتودنسی معرفی شدند و ابداع روش اسید اچ به تغییرات ژرفی در ارتودنسی منجر گردید[1]. استفاده از روشهای باندینگ در مقابل بندکردن دندانها و محاسن منحصر به فرد آن مانند زیبایی نهایی کار، سهولت در قراردادن براکتها و آسیب کمتر به نسوج پریودونشیوم سبب شد که کامپوزیتها به طور چشمگیری در درمانهای ارتودنسی مورد استفاده قرار بگیرند[2,3,4]. از طرفی توسعه و پیشرفت در تکنیک های آماده سازی مینا برای چسباندن

*۱- نویسنده مسئول: استادیار و مدیرگروه آموزشی ارتودنسی
دانشکده دندانپزشکی – تلفن: ۰۳۱۱-۵۲۲۶۴۶۰ ، نمابر:۰۳۱۱ -۵۳۵۴۰۵۳
تلفن همراه: ۰۹۱۳۳۱۰۲۸۳۱
Email: drsadeghian@yahoo.com
دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان اصفهان
۲- دانشیار پژوهشکده رویان (مرکز تحقیقات علوم سلولی جهاد دانشگاهی-پایگاه تحقیقاتی اصفهان)
۳- دندانپزشک
تاریخ دریافت:۱۳۸۵/۳/۲۹ تاریخ پذیرش:۱۳۸۶/۱/۲۳

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

مواد همرنگ سبب شد که این مواد روز به روز از تنوع زیادی برخوردار شده و به طور گسترده ای مورد استفاده قرار گیرند[۵].
امروزه کامپوزیتهای ارتودنسی در انواع: دو خمیری، خمیر- مایع و نوری در بازار موجود هستند که نشان دهنده تنوع فوق العاده این مواد می باشد[۲]. به طور عمده ساختار وساختمان اصلی تشکیل دهنده کامپوزیتهای مورد استفاده درارتودنسی رزینهای BIS-GMA (Bisphenol A diglycidyl dimethacrylate) و TEGDMA(Tri ethylene glycol dimethacrylate) می باشند[۶]. البته بسته به نوع کامپوزیت، ممکن است ذراتی از قبیل کوارتز، سیلیکا گلاس و یا ذرات میکروفیلر با سایز یکنواخت نیزدر کامپوزیت وجود داشته باشند[۳]. رزینها درکاهش ویسکوزیته این کامپوزیتها نقش مهمی دارند. مطالعات آزمایشگاهی نشان داده اندکه رزینهای کاملاً پلیمریزه شده اثرات مضری برای انسان در پی ندارند. اما متأسفانه محیط دهان برای واکنشهای پلیمریزاسیون این مواد محیط مناسبی نبوده و برخی مطالعات نیز نشان داد ندکه حتی ازکامپوزیتهای کیور شده هم مواد شیمیایی آزاد می گردد[۷]. به علاوه اضافات رزینهای باقیمانده در اطراف براکتها تحت تأثیر لایه مهار کننده اکسیژن قرار گرفته و واکنش پلیمریزاسیون آن به طور کامل انجام نمی شود و حضور این لایه می تواند منجر به سمیت سلولی و به مخاطره انداختن استحکام باند کامپوزیتها شود[۸،۹].
بررسی های قبلی در زمینه مطالعه سمیت سلولی رزینهای باندینگ مورد استفاده در ارتودنسی بیانگر سمیت این مواد بوده و لزوم انجام تحقیقات بیشتر درا ین زمینه را مطرح می نماید[۲]. Fredricks در سال۱۹۸۱ ، Thompson و همکاران در سال ۱۹۸۲ و Terhune و همکاران در سال ۱۹۸۳ طی مطالعات خود به سمیت مایع (در نقش پرایمر) کامپوزیتهای No-mix پی بردند[۷،۱۰،۱۱]. Caughman و همکاران در سال۱۹۹۰ دریافتند که کامپوزیتهایی که به مقدار ناکافی پلیمریزه شوند دارای اثرات سمی زیادی در مقابله با گلاس آینومرها هستند[۱۲]. Tang و همکاران در سال ۱۹۹۹ در مطالعه خود پی بردند که لایه مهار کننده اکسیژن یک منبع مهم، جهت اثرات سمی کامپوزیت رزینها بوده وکامپوزیت رزینهای شیمیایی مایع– خمیر نسبت به نوع نوری و دو خمیری از سمیت بیشتری برخوردار هستند[۲].در مطالعه Quinlan و همکاران در سال ۲۰۰۲ مشخص گردید که اگر مانعی در مقابل کیورینگ کامپوزیت رزینها و کامپومرها باشد و یا درجه و میزان لایت کیور ناکافی باشد اثرات سمی ناشی از این مواد افزایش خواهد یافت[۱۳]. De Souza و همکاران در سال ۲۰۰۳ پی بردند که کامپوزیت رزینهای لایت کیور اگر به مدت ۲۰ ثانیه کیور شوند در مقابل آنهایی که به مدت ۴۰ ثانیه کیور شده اند اثرات سمی بیشتری خواهند داشت[۱۴]. Giokaو همکاران در سال ۲۰۰۵ بیان کردند که بین کامپوزیتهای لایت کیور و No-mix در ایجاد سمیت سلولی اختلافی وجود ندارد[۶]. با وجود گستردگی و تنوع این مواد متأسفانه به شاخص های مهمی از قبیل ویژگی های زیستی و یا محصولات آزاد شده از این مواد توجه ناچیزی معطوف شده است[۶] و با توجه به تقاضای وسیع درمانهای ارتودنسی در ایران، نمایندگی های مختلفی از شرکت های متفاوت از سراسر دنیا و ایران در زمینه فروش مواد ارتودنسی مشغول فعالیت هستند. با توجه به این شرایط، بررسی سازگاری نسجی مواد رایج موجود در بازار ارتودنسی ایران امری ضروری می باشد. هدف از این بررسی مقایسه سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت رزین مورد استفاده در ارتودنسی در محیط کشت فیبروبلاستهای دهانی انسان به دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم می باشد.

روش بررسی

تحقیق فوق به صورت مداخله ای- تجربی بوده و در محیط کشت آزمایشگاهی انجام شده و در آن سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت رزین مورد استفاده در کلینیک ارتودنسی بررسی گردید. این کامپوزیت ها شامل دو نوع سلف کیور No-mix (3M)و (Fantastic-Zar Dent) و یک نوع لایت کیور (Transbond XT-3M) بودند. ویژگیهای این مواد در جدول (۱) ارایه شده است. جامعه آماری مورد مطالعه در این بررسی فیبروبلاست های دهانی انسان بوده و نمونه گیری به صورت تصادفی ساده انجام گرفت. حجم کل نمونه در این مطالعه ۱۶ مورد بود. به این صورت که برای هر ماده چهار چاهک در نظر گرفته و درون هر کدام ۱۴۰۰۰ سلول قرار داده شد. از ماده تفلون پلی تترا فلورو

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

اتیلن(PTFE) نیز به عنوان کنترل منفی استفاده گردید.

روش تهیه کشت سلولی: جهت تهیه کشت فیبروبلاستهای لثه ای ابتدا چند بیوپسی از لثه بیمارانی که جهت جراحی آلوئولوپلاستی به کلینیک حضرت علی(ع)شهر خوراسگان مراجعه کرده بودند تهیه و سپس به محیط فسفات بافرسالین (Phosphate buffer saline) PBS (Gibco:21600-051, انگلیس) انتقال داده شد. پس از چند شستشو در محیط کشت جهت اطمینان از عدم آلودگی، بافت ارسالی به مدت ۲۴ ساعت در محیط کشت DMEM/Ham's F12(Dulbecco modified Eagle medium), (Biochrome: T481-01 آلمان)که به آن ۱۰٪ سرم، گلوتامین،۱۰۰ واحد در هر سی سی پنی سیلین و ۱۰۰ میکروگرم در هر سی سی استرپتومایسین اضافه شده بود قرار گرفت و در شرایط ۵٪ CO2 و رطوبت اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری گردید. جهت جداسازی سلولهای فیبروبلاست، ازکلاژناز(۲میلی گرم در هر سی سی هنکس حاوی ۵٪ سرم) (Biochrome:CI-22,آلمان) و پروناز (۱۰میلی گرم در هر سی سی هنکس حاوی ۵٪ سرم) (Roche: 1459643, انگلیس) استفاده گردید و سلولهای تهیه شده جهت کشت به فلاسکهای حاوی DMEM/Ham' F12 منتقل گردید[۶،۱۵]. پس از تکثیر و پوشش ۸۰ الی ۹۰ درصد سطح فلاسک، سلولها توسط تریپسین (Gibco:25300- 054,انگلیس) پاساژ داده شدند. در پاساژ پنجم الی هفتم از سلولهای فیبروبلاست دهانی جهت بررسی سمیت سلولی مواد استفاده گردید.

در روش تماس مستقیم جهت ارزیابی سمیت مواد، از روشی تحت عنوان بررسی تعیین سمیت بر اساس شاخص های مورفولوژیک سلولی (Morphologic toxicity scoring) [۱۲] و در روش تماس غیرمستقیم از (MTT assay) استفاده گردید که طی آن متابولیسم سلولی و فعالیت میتو کندری ها تعیین گردید[۵].کلیه عملیات انجام گرفته در این تحقیق در مرکزتحقیقات علوم سلولی جهاددانشگاهی-پایگاه تحقیقاتی اصفهان(پژوهشکده رویان)سازماندهی گردید

مراحل آماده سازی کامپوزیتها: جهت سهولت در امر استفاده از کامپوزیتها و دسترسی به یک سایز استاندارد و مطلوب از نظر حجم ، مقدار و وزن مورد استفاده جهت چسباندن براکتها، ابتدا هر کامپوزیت به طورجداگانه در قالبهای دایره ای شکل از جنس تفلون در ابعاد ۱×۱۰ میلیمترقرار داده شدند[۲]. به این صورت که در مورد کامپوزیتهای سلف کیور طبق دستور کارخانه ابتدا خمیر و اکتیواتور به مقدار مورد نیاز مخلوط و سریعاً به داخل قالبها منتقل گردید تا در آنجا واکنش نهایی صورت بگیرد . از طرفی در مورد کامپوزیت لایت کیور پس از قرار دادن مقدار مورد نیاز در داخل قالب مورد نظر، با استفاده از دستگاه لایت کیور (Coltolux 50-USA) به مدت ۴۰ ثانیه نوردهی انجام گرفت تا واکنش پلیمریزاسیون انجام شود.

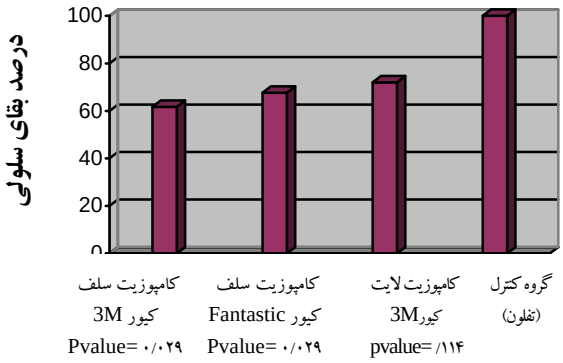
بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش غیر مستقیم : کامپوزیتها پس از آماده سازی از قالبها خارج شده و با توجه به دو فاکتور ، یعنی کاربرد متوسط آنها دردرمان ارتودنسی جهت چسباندن براکتها (تقریبا ۰/۲گرم) و حجم مایع بزاق غیر تحریکی، به مدت۲۰روز در آب آنالار قرار داده شد[۲] و با استفاده از این آب محیط کشت آماده گردید. سپس سلولها با استفاده از تریپسین برداشته شده و پس از شمارش و رقیق سازی به دیشهای ۹۶ خانه ای انتقال یافتند. به این صورت که به هر خانه دیش ۹۶ خانه ای ۱۴۰۰۰ سلول در حجم ۲۰۰ میکرولیتر اضافه گردید. سپس سلولها به مدت ۲۴ ساعت در شرایط ۵٪ CO_2 و رطوبت اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد نگهداری شدند. همزمان با هر آزمایش یک شیب گرادیان سلولی بین ۱۲۱۸ الی ۳۹۰۰۰ سلول در هر ۲۰۰ میکرولیتر آماده گردید. تمام آزمایشات ۳ تا ۴ بار تکرار شد. پس از گذشت ۲۴ ساعت محیط کشت روی سلولها با محیط های آماده شده فوق الذکر تعویض گردید و پس از ۲۴ ساعت تعداد سلولها توسطMTT (3-(4,5dimethylthiazolyl-2)- bromide) 2,5-diphenyltetrazolium (Sigma , امریکا) ارزیابی شد. به طور خلاصه ابتدا محیط روی سلولهامجددا با ۲۰۰ میکرو لیتر DMEM/Ham's F12 فوق الذکر تعویض و به هر خانه ۲۰ میکرولیتر از محلول MTT اضافه گردید و به مدت۴ ساعت انکوبه گردید. درانتهای این زمان، محیط روی سلولها به طور کامل خارج و با۲۰۰ میکرو لیترDMSO(Dimethyle Sulfoxide) (Merck, آلمان) جهت حل نمودن فورمازان تولید

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

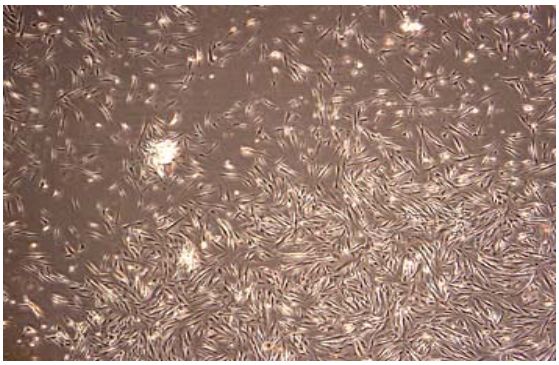
شده توسط سلولها از MTT جایگزین گردید و پس از پیپتینگ، پلیتها توسط الایزاریدر(هایپریون ساخت آمریکا) در طول موج ۶۳۰- ۴۹۲ نانومتر خوانده شد و درصد بقای سلولی نسبت به گروه کنترل و نمودار شیب گرادیانت نسبت به ابزوربانس مشخص گردید. شیب غلظت سلولی نسبت به ابزوربانس با استفاده ازفرمول(۹۴+(تعداد سلول × ۰/۰۱۷۲): ابزوربانس) محاسبه گردیدکه از طریق آن نسبت سلولهای زنده در هر خانه پلیت ۹۶ خانه مشخص گردید (نمودار ۱)سپس داده ها به نرم افزار آماری SPSS داده شد. جهت مقایسه سازگاری نسجی بین گروهها از آزمون Kruskal-Wallis و برای مقایسه هر دو گروه با یکدیگر و گروه کنترل از آزمون Mann-Witney استفاده گردید. در بیان نتایج، مقادیر P.Value کمتر از ۰/۵۰ معنی دار در نظر گرفته شد.

بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش مستقیم: در این روش ابتدا کامپوزیتهای آماده شده، دردمای ۱۲۰ درجه سانتیگراد به مدت ۲۰ دقیقه اتوکلاو گشته و سپس به مدت ۶ ساعت در دمای ۱۰۰ درجه سانتیگراد قرار داده شدند. سپس از طریق سوزن ته گرد استریل شده هر یک از کامپوزیت ها از طریق درب رویی هر دیش در کف آن دیش ثابت گردید. جهت بررسی اثر سوزن ته گرد(گروه کنترل) در یک دیش ازسوزن به تنهایی استفاده شد. در این مرحله ۵ سی سی محیط کشت به هر دیش اضافه گردید. پس از ۲۴ ساعت به هر دیش ۲۰۰۰۰۰ سلول به ازای هر سی سی اضافه شد. سپس دیش ها به مدت۲۴ ساعت انکوبه گردید و در پایان وضعیت هردیش در زیر میکرسکوپ اینورت فاز کنتراست در بزرگنمایی (۱۲۵×) مورد بررسی قرار گرفتند. هر دیش به صورت جداگانه توسط ۲ نفر که ازنوع کامپوزیتها ی استفاده شده اطلاع نداشتند، مورد بررسی قرار گرفت. سرانجام هردیش نسبت به محل قرار گیری کامپوزیت مورد نظر به چهار دایره متحدالمرکز تقسیم بندی گردید و با توجه به حالت مشاهده شده در هر دیش، به کامپوزیت مورد نظر، درجه صفر (سلولها کشیده و دوکی شکل)، درجه یک (سلولهای گرد)، درجه دو (هسته های پیکنوز)، درجه سه (فقدان تماس سلولها با دیش) و درجه چهار (لیز سلولی) داده شد[۱۲].

نمودار (۱): مقایسه درصد بقای سلولی مواد



شکل(۱) : سیتوتوکسیسیتی درجه صفر



شکل(۲) : سیتوتوکسیسیتی درجه یک

شکل(۳) : سیتوتوکسیسیتی درجه دو

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

نتایج

روش غیر مستقیم: مقدار آماره مربع کای در آزمون کروسکال والیس برابر ۷/۶۶۰ ، درجه آزادی ۳ و P=۰/۰۵۴ بود و نشان داد که میانگین سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت و گروه کنترل اختلاف آماری معنی داری را ندارد. از طرفی با توجه به اینکه Pvalue به دست آمده با ۰/۰۵ اختلاف چندانی نداشت مقایسه دو به دو گروه ها با استفاده از آزمون من ویتنی در نظر گرفته شد. تعداد سلول در گروه کنترل منفی (۱۲۴۸۵/۴۶) در مقایسه با تعداد سلول در گروه کامپوزیت لایت کیور (۸۹۹۷/۰۹3M) بوده و تفاوت آماری معنی داری را نشان نداد(P=۰/۱۱۴). این درحالی است که تفاوت تعداد سلول درگروه های کامپوزیتهای سلف کیور Fantastic (۸۴۴۴/۷۶) و 3M(۷۷۰۳/۴۸) بود که در مقایسه با گروه کنترل، معنی دار بوده است(P =۰/۰۲۹) و (P =۰/۰۲۹) (جدول ۲). از طرفی نتایج به دست آمده در مقایسه بین هر دو کامپوزیت با همدیگر عدم وجود تفاوت آماری معنی دار بین کامپوزیتها را نشان داد.(Transbond-XT) و (Fantastic) (P=۰/۶۸۶)، (Transbond-XT) و (3M) (P=۰/۳۴۳) و (Fantastic) و (3M) (P=۰/۶۸۶).

روش مستقیم: جدول(۳) نشان دهنده بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش مستقیم می باشد. از بین مواد مورد آزمایش ،گروه کنترل (تفلون و دیش حاوی سوزن ته گرد) و کامپوزیت لایت کیور -Transbond (XT) درجه صفر گرفتند (شکل ۱) که بیانگر عدم سمیت این مواد می باشد. کامپوزیت سلف کیور (Fantastic) درجه ۱ (شکل ۲) و کامپوزیت سلف کیور(3M) درجه ۲ گرفت (شکل ۳).

جدول(۱): مشخصات مواد مورد استفاده در تحقیق

کاربرد عمده در کلینیک ارتودنسی	کشور	کارخانه	نوع پلیمریزاسیون	شکل مورد استفاده	نام تجاری کامپوزیت
باندینگ براکتهای ارتودنسی	آمریکا	3M/Unitec	لایت کیور(نوری)	یک خمیری	Transbond XT
باندینگ براکتهای ارتودنسی	آمریکا	3M/Unitec	سلف کیور(شیمیایی)	خمیر- مایع	Unite
باندینگ براکتهای ارتودنسی	آمریکا	ZarDent	سلف کیور(شیمیایی)	خمیر- مایع	Fantastic

جدول (۲): مقایسه میانگین و انحراف معیار تعداد سلولهای زنده در مجاورت مواد مورد بررسی

ماده مصرفی	میانگین تعداد سلول	انحراف معیارتعداد سلول	میانه	P-value
کنترل منفی (تفلون)	۴۶/۱۲۴۸۵	۱/۲۱۸۲	۱۲۵۱۴/۵۳	
کامپوزیت سلف کیور 3M	۴۸۲/۷۷۰۳	۶۹/۱۵۷۴	۷۴۸۵/۴۶	۰۲۹/۰S
کامپوزیت سلف کیورFantastic	۷۶۲/۸۴۴۴	۳۵/۲۵۹۳	۸۷۳۵/۴۶	۰۲۹/۰S
کامپوزیت لایت کیور 3M	۸۹۹۷/۰۹	۱۵۶۰/۷۶	۹۵۴۶/۴۱	۰/۱۱۴

جدول(۳): نتایج حاصل از بررسی سیتوتوکسیسیتی مواد به روش تماس مستقیم

نام ماده	ضریب بقای سلولی
سوزن ته گرد (کنترل)	۰
تفلون(کنترل)	۰
کامپوزیت لایت کیور 3M	۰
کامپوزیت سلف کیور Fantastic	۱
کامپوزیت سلف کیور3M	۲

*مقایسه با گروه کنترل

S معنی داری

بحث

سازگاری نسجی بیانگر توانایی عمل یک ماده در شرایط خاص در حضور پاسخ مناسب میزبان است. نیاز به مصرف مواد دارای سازگاری نسجی ضرورت کاربرد بررسی های سیتوتوکسیسیتی را اثبات می کند. بررسی هایIn vitro اساساً برای ارزیابی سیتوتوکسیسیتی یاژنوتوکسیسیتی مواد کاربرد دارند. در بررسی حاضر سازگاری نسجی سه نوع کامپوزیت رزین مورد استفاده در درمانهای ارتودنسی (با مارک های تجاری مختلف) به دو روش تماس مستقیم و غیر مستقیم مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفته است. رزینهایی که کاملاً پلیمریزه می شوند اثر بیولوژیک مضری ایجاد نمی کنند ولی احتمال پلیمریزاسیون کامل رزین های باندینگ ارتودنسی کم می باشد[۷]. اپوکسی رزینها به عنوان قویترین ماده آلرژن پوستی معرفی شده اند[۱۶]. گزارش هایی دال بر واکنش های مخاطی در ارتباط با ترمیم های رزینی نیز گزارش گردیده است[۱۷] اخیراً نیز گزارشاتی در مورد احتمال تأثیر مواد با پایه BIS-GMA در ایجاد کانسر سینه ارایه شده است[۱۸]. اگر چه این گزارشات قابل تعمیم به کلینیک

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

نمی باشد ولی دقت در مورد کاربرد این مواد ضروری است. خصوصاً در مورد بیماران ارتودنسی که عمدتاً کودکان در حال رشد می باشند که نسبت به بالغین به مواد محرک حساس تر می باشند[۱۹].

هنکس و همکاران [۲۰] نشان دادند که سلولهای خاص، واکنش های متفاوتی نسبت به مواد ترمیمی نشان می دهند، بنابراین انتخاب سلول در بررسی فعلی براساس ملاحظات زیر بوده است:

مواد ارتودنسی به مدت طولانی در مجاورت پریودونشیوم قرار دارند . از طرفی سلولهای فیبروبلاست لثه ای نقش مهمی در ساخت الیاف کلاژن و فعالیتهای متابولیک پریودونشیوم به عهده دارند. این سلولها دارای حساسیت زیادی بوده و از محدودیت های تشخیصی کمتری در مقایسه با سلولهای هم رده خود برخوردار می باشند[۲۱]. در رابطه یا تعمیم نتایج این بررسی بر روی سلولهای اپیتلیالی دهان توصیه می گردد که در ادامه، سازگاری نسجی این مواد در محیط دهان و به صورت Invivo مورد بررسی قرارگیرد. در تلاش جهت دستیابی به نتایج دقیق تر در این بررسی از هر دو روش تماس مستقیم و غیر مستقیم مواد با محیط کشت استفاده شده است[۲]. لازم به ذکر است که روش ارزیابی سمیت بر اساس شکل مورفولوژیک (روش تماس مستقیم)روشی کاملاً کیفی بوده و لذا ممکن است در بیان جزییات حساس نباشد و لذا جهت دستیابی به نتایج دقیق تر در این بررسی از روش تماس غیرمستقیم نیز استفاده گردید. در این روش از ماده(MTT) جهت بررسی حیات و فعالیت سلولها استفاده گردید. این ماده به طور شایع در تستهای ارزیابی سمیت سلولی مورد استفاده قرار گرفته و نسبت به تستهای مشابه از حساسیت بیشتری برخوردار می باشد[۲۲] در بررسی حاضر نتایج روش تماس غیر مستقیم نشان می دهد که کامپوزیت لایت کیور (Transbond-XT) تفاوت آماری معنی داری با گروه کنترل (تفلون) نداشته است(P=۰/۱۱۴) در حالیکه کامپوزیت های سلف کیور(Fantastic) و(3M) در مقایسه با گروه کنترل تفاوت آماری معنی داری از خود نشان داده اند (P =۰/۰۲۹) و(P =۰/۰۲۹) که بیانگر سمیت این مواد می باشد. یافته های این بررسی با نتایج تانگ و همکاران هماهنگ می باشد[۲]. از طرفی درمقایسه کامپوزیتها با همدیگر تفاوت آماری معنی داری مشاهده نگردیدکه با مطالعه جیوکا و همکاران مشابهت دارد[۳]. ترهیون و همکاران[۱۱] و Tell و همکاران[۲۳] در بررسی بر روی کامپوزیت های سلف کیور مورد استفاده در ارتودنسی نشان دادند که این کامپوزیتها بلافاصله بعد از مخلوط کردن و پلیمریزاسیون نهایی دارای سمیت بالایی هستند که با گذشت زمان این سمیت کاهش می یابد ولی همچنان وجود دارد. این مسئله در مورد کامپوزیتهایی که ترکیب مایع خمیر دارند بسیار چشمگیرتر می باشد.

در توجیه تفاوت سمیت بین این دو گروه ازکامپوزیتها می توان میزان منومر باقیمانده در مواد کیور شده ، مرتبط با روش پلیمریزاسیون مواد رزینی را مطرح نمود[۲]. میزان آزاد شدن منومرها در کامپوزیت رزینها با افزایش محتوای فیلری آنها کاهش می یابد. کامپوزیت های لایت کیور به خاطر محتوای فیلری بالا از کمترین میزان منومر آزاد شده در اطراف خود برخوردار بوده و این در حالی است که کامپوزیت های سلف کیور دو خمیری و به خصوص نوع خمیر مایع به خاطر کاهش محتوای فیلری و داشتن جزء پرایمر دارای بیشترین مقدار منومر آزاد شده در اطراف خود هستند[۲۴].در همین راستا پاره ای از تحقیقات گزارشاتی مربوط به سمیت سلولی معنی دار، در ارتباط با این نوع از کامپوزیت ها، بعد از سه روز غوطه ور بودن در آب و یا حتی بعد از اینکه دو هفته در تماس با بزاق مصنوعی قرارداشته اند، ارایه نموده اند[۲۵]. در مورد کامپوزیتهای لایت کیور آزاد شدن این میزان منومر از اطراف کامپوزیتها به عوامل متعددی مانند زمان تابش اشعه ، قدرت نفوذ نور ، شدت اشعه و غلظت آغازکننده های نوری بستگی دارد. این فاکتورها در انجام پلیمریزاسیون کامل این نوع ازکامپوزیتها دخالت دارد[۶]. دسوزا و همکاران[۱۴] در تحقیقی بر روی میزان سمیت کامپوزیتهای لایت کیوربه این نتیجه رسیدند که کامپوزیت هایی که ۴۰ ثانیه کیور شده اند نسبت به آنهایی که ۲۰ ثانیه کیور شده اند از سمیت کمتری برخوردار می باشند.این موضوع به اهمیت زمان تابش اشعه اشاره دارد. درتحقیق فعلی زمان تابش اشعه به کامپوزیتهای لایت کیور ۴۰ ثانیه بود. این نوع ازکامپوزیتها هم در روش تماس مستقیم و هم در روش تماس غیر مستقیم بهترین سازگاری نسجی

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

را از خود نشان دادند که نتایج به دست آمده با یافته ها ی دسوزا و همکاران هماهنگ می باشد. از طرفی علاوه برآزاد شدن منومرها، تشکیل لایه مهار کننده اکسیژن که از پلیمریزاسیون کامل کامپوزیتها جلوگیری می کند، منجر به آزاد شدن ترکیباتی مانند فرم آلدئید می گردد که بالقوه خطرناک هستند[۲۶،۸]. این واکنش در کامپوزیتهای لایت کیور به حداقل میزان خود می رسد، زیرا پلیمریزاسیون آنها سریع اتفاق افتاده و نیاز به مخلوط کردن نیز ندارند. بنابراین بهترین سیل اطراف براکت با کامپوزیتهای لایت کیور تأمین می گردد[۶]. کامپوزیت های سلف کیور مورد استفاده در این تحقیق از نوع No- mix بودند. اگر چه این کامپوزیت ها عمل مخلوط کردن دو خمیر را نیاز ندارند اما نیاز به پرایمرروی دندان و قاعده براکت داشتندکه می تواند ایجاد سمیت کند[۲]. بنابراین برای ایجاد شرایط کلینیکی مطلوب، ایجاد تکنیک باندینگ جدیدی که نیاز به گذاشتن پرایمر روی دندان و براکت نداشته باشداحساس می شود. بنابراین انجام تحقیقات بیشتری در این زمینه ضروری می باشد. بایستی متذکر شد که تحقیق تجربی فعلی فقط کامپوزیت های کیور شده را مورد بررسی قرار داده و نمی تواند ایده ای در مورد خصوصیات پرایمرها ارایه دهد. استفاده بیش از حد از پرایمرها می تواند منشاء دیگری برای سمیت در محیط کلینیک باشد. پیشنهاد می شود در تحقیقات بعدی اثرات بیولوژیک پرایمرها نیز مورد بررسی قرارگیرد. در روش تماس مستقیم که یک روش کیفی است نیزیافته ها هماهنگ با نتایج روش غیر مستقیم نشان می دهد که کامپوزیت لایت کیور (Transbond-XT)هیچگونه سمیتی از خود نشان نداده است (درجه صفر). در حالی که کامپوزیت (Fantastic)سمیت کمی از خود نشان داده است(درجه یک) و کامپوزیت (3M) سمیت بیشتری از خود نشان داده است(درجه دو) این یافته ها تأیید کننده این موضوع است که وجود پرایمر در کامپوزیتهایNo- mix می تواند باعث ایجاد سمیت بیشتر در این مواد گردد.

نتیجه گیری

کامپوزیت لایت کیور(Transbond-XT)در هر دوروش تماس مستقیم و غیرمستقیم سمیتی از خود نشان نداد ، در حالی که کامپوزیت های سلف کیور در هر دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم در مقایسه با گروه کنترل از خود سمیت نشان دادند. از طرفی در مقایسه بین هر دو کامپوزیت، تفاوت آماری معنی داری مشاهده نگردید. پیشنهاد می گردد در مطالعات بعدی از تعداد نمونه بیشتری استفاده شود بررسی های وسیع تری در زمینه رابطه بین روش پلیمریزاسیون و اثرات سمی مواد ادهزیو صورت گیرد. اثرات طولانی مدت خصوصیات بیولوژیک ادهزیوها نیز مورد بررسی قرار گیرد.

سپاسگزاری

این پژوهش توسط مرکز تحقیقات علوم سلولی جهاد دانشگاهی (پایگاه تحقیقاتی اصفهان) و با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان (از آبان ۸۳ تا تیرماه ۱۳۸۴) انجام شده است.

References

1- Buonocor MG. ***A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface***. J Dent Res 1995: 34,849.

2- Tang AT, Liu Y, Bjorkman L, Ekstrand J**. *In-vitro cytotoxicity of orthodontic bonding resins on human oral fibroblasts***. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999 :116(2), 132-8.

3- Graber TM, Vanarsdall RL. ***Orthodontic ,current principles and techniques***. 3th ed.Philadelphia. St . louis, Mosby ,2000: chap 12, 557-558.

4- Alexander SA. ***Effect of orthodontic attachments on gingival health of permanent second molars***. Am J Orthod 1991: 100, 377.

5- Grace RG, Powers JM. ***Restorative dental materials***.11 rd ed . Philadelphia. St .louis, Mosby , 2000: chap5, 137-138.

6- Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, Eliades G**. *Light-cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based on the degree of cure, monomer leaching, and***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]

cytotoxicity. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005: 127(4), 413-9.

7- Thompson LR, Miller EG, Bowels WH. ***Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin***. J Dent Res 1982: 61, 989-992.

8- Ruegeberg FA, Margeson DH. ***The effect of oxygen inhibition on an unfilled /filled composite system***.J Dent Res 1990;69:1952-1958.

9- Eliade GC,Caputo AA.***The strength of layering technique in visible light cure composites***. J Pros Dent 1989: 61, 31-38.

10- Fredricks HE .***Mutagenic potential of orthodontic bonding materials.*** Am J Orthod 1981:30,316-324.

11- Terhune WF,Sydiskis RJ,Davidson MW**.** ***In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials***. Am J Orthod 1983:83(6),501-6.

12- Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS**.** ***Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells***. J Prosthet Dent 1990:63(5), 513-521.

13- Quinlan CA, Zisterer DM, Tipton KF,O'Sullivan MI.***In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer***. Int Endod J 2002: 35(1), 47-55.

14- De Souza Costa CA, Hebling J, Hanks CT. ***Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative resin composite applied to an immortalized odontoblast-cell line*** .Oper Dent 2003: 28(4), 365-70.

15- Issa Y,Watts DC,Brunton PA,Waters CM,Duxbury AJ. ***Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro***. Dent mater. 2004: 20(1), 12-20.

16- Cronin E.CH.1980.***Contact dermatitis.*** Edinburg:Churchill Livingstone, 12:575-663.

17- Lind PO. ***Oral lichenoid reactions related to composite restorations***. Act Odontol Scand 1988: 46, 63-65.

18- Olea N, Pulgar R,Perez P, Olea-Serrano F,Rivas A,Novillo-Fertell A.***Estrogenicity of resin-based composites and sealant used in dentistry***. Environmental Health Perspectives 1996: 104, 298-305.

19- Lipscomb MF,Kumar V,Cotran RS,Robbins SL.***Environmental diseases***.5th ed. Philadelphia. WB Saunders.1992: Chap 8, 215-260.

20- Hanks CT,Anderson M,Crage RG. ***Cytotoxic effects of dental cements on two cell culture systems***. J Oral Pthol 1981: 10, 101-112.

*21-*Hung TH,Tsai CY, Chen SL,Kao CT.***An evaluation of cytotoxic effects of orthodontic bonding adhesives upon a primary human oral fibroblast culture and a permanent ,human oral cancer-cell line***. J Biomed Mater Res 2002: 63(6), 814-821.

22- Bean TA, Zhuang WC,Tong PY, Eick JD**.** ***Comparison of tetrazolium bromide and 51Cr release assay for cytotoxicity determination of dental biomaterial***. DentMat1995: 11, 327-331.

23- Tell RT,Sydiskis RJ,Isaacs RD,Davidson WM.***Long –term cytotoxicity of orthodontic direct-bonding adhesives***. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988 :93(5),419-422.

24- Eliades T , Eliades G , Brantley W.A , Johnston W.M. ***Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives***. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995: 108, 316–321.

25- Wataha JC,Rueggeberg FA,Lapp CA,Lewis JB,Lockwood PE,Ergle JW,Mettenburg DJ.***In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva***. Clinical Oral Investigations.1999: 3(3), 144-149.

26- Söderholm KJ. ***In vivo degradation mechanisms of dental resin composites***. Quintessence, Chicago 2003: 99–125.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2025-12-21]