تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۸، شماره ۲، تابستان ۱۳۸۵، ۷۲-۸۰

بررسی سازگاری نسجی هشت ماده ارتودنسی رایج در محیط کشت فیبروبلاست‌های دهانی انسان

دکتر سوسن صادقیان* - دکتر محمدحسین نصر اصفهانی** - فریبا مولوی***

*- استادیار و مدیر گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی - واحد خوراسگان.

**- دانشیار پژوهشکده رویان (مرکز تحقیقات علوم سلولی جهاد دانشگاهی – پایگاه تحقیقاتی اصفهان).

***- عضو پژوهشکده رویان (مرکز تحقیقات علوم سلولی جهاد دانشگاهی - پایگاه تحقیقاتی اصفهان).

چکیده

زمینه و هدف: *مواد مختلف مورد استفاده در درمانهای ارتودنسی به مدت طولانی در محیط دهان قرار می‌گیرند که ممکن است خصوصیات آنها را تحت تاثیر قرار دهد. هدف از این بررسی ارزیابی سازگاری نسجی هشت نوع ماده فلزی و غیرفلزی مورد استفاده در درمانهای ارتودنسی و موجود در بازار ایران در محیط کشت فیبروبلاست‌های دهانی انسان به دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم می‌باشد.*

روش بررسی: *مطالعه فوق به صورت تجربی مداخله‌ای بوده که در آن هشت ماده ارتودنسی فلزی و غیرفلزی شامل دو نوع کویل اسپرینگ (استیل، یونی تک، نیکل تیتانیوم، ارتوتکنولوژی)، دو نوع سمان گلاس‌آینومر(بندتیت و آریادنت)، دو نوع اورینگ (آمریکن ارتودنتیکس و پویان طب نور) و دو نوع آکریل (آکروپارس و بایر) مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت کنترل منفی از ماده تفلون (PTFE) استفاده شد. به منظور تهیه فیبروبلاست‌های لثه‌ای از چند بیوپسی لثه‌ای در طی جراحیهای آلوئولوپلاستی استفاده گردید. جهت بررسی سازگاری نسجی به روش تماس غیرمستقیم بعد از یک دوره آزادسازی مواد در محیط کشت واسطه به مدت بیست روز، حیات سلول‌های فیبروبلاست‌های دهانی با گروه کنترل منفی و با یکدیگر و با استفاده از تست MTT (۳-(۵,٤-دیمیتیل تیازولیل-۲)-۵,۲-دیفنیل تترازولیوم بروماید) ارزیابی شد. در این پژوهش از آنالیزهای آماری واریانس یک‌طرفه و پس آزمون LSD استفاده گردید. همچنین در روش تماس مستقیم، پس از تماس مستقیم مواد مورد نظر با محیط کشت فیبروبلاست‌ها، با استفاده از میکروسکوپ اینورت فاز کنتراست میزان حیات سلولی در اطراف مواد بررسی و درجه‌بندی شد.*

یافته‌ها: *بعد از آنالیز آماری داده‌های بدست آمده در بررسی حاضر نتایج حاصل از روش تماس غیرمستقیم مواد بیانگر سازگاری نسجی قابل ملاحظه استیل زنگ نزن و آکریل بایر بود در حالی که نیکل تیتانیوم، آکریل آکروپارس و اورینگ‌های ایرانی و خارجی در مقایسه با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان داده‌اند. همچنین سمان‌های گلاس‌آینومر بندتیت و آریادنت تفاوت آماری قابل ملاحظه‌ای با گروه کنترل نشان داده‌اند که این مسئله در مورد سمان بندتیت از شدت بسیار بالاتری نیز برخوردار بوده است. در روش تماس مستقیم مواد که بر پایه ارزیابی سمیت براساس شاخصهای مورفولوژیک انجام شد نتایج نشان داد که استیل زنگ نزن و نیکل تیتانیوم رتبه یک (سلول‌های گرد)، سمان‌های گلاس آینومر رتبه چهار (سایتولیز سلول‌ها) و بقیه مواد مورد بررسی رتبه صفر (سلول‌ها کشیده و دوکی شکل) را نشان داده‌اند که مجدداً نشان‌دهنده سمّیت شدید سمان‌های گلاس‌آینومر می‌باشد.*

نتیجه‌گیری: *تحت شرایط آزمایشگاهی مورد استفاده در این مطالعه سمان‌های گلاس‌آینومر بندتیت و آریادنت سمیت بالایی از خود نشان داده‌اند. همچنین آکریل ایرانی نیز در مقایسه با آکریل بایر سازگاری نسجی کافی از خود نشان نداد. بنابراین نیاز به بررسیهای وسیعتر و دقیقتر در این زمینه‌ها پیشنهاد می‌گردد.*

کلید واژه‌ها: *سازگاری نسجی – فیبروبلاست‌های لثه ای انسان- مواد ارتودنسی - MTT Assay*

وصول مقاله: ۱۳۸۴/۷/۱۰ اصلاح نهایی: ۱۳۸۴/۱۲/۲۷ پذیرش مقاله: ۱۳۸۵/۳/۴

نویسنده مسئول:گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان - واحد خوراسگان drsadeghian@yahoo.com

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

مقدمه

انتخاب مواد ارتودنسی در دسترس بستگی به عواملی نظیر خصوصیات فیزیکی- مکانیکی و بیولوژیکی آنها دارد. امروزه در مورد اثرات آلرژیک (حساسیت‌زایی) مواد مورد استفاده در ارتودنسی مطالبی ارائه شده است و تاکنون آلیاژهای دارای نیکل، نوارهای الاستیک از جنس لاتکس و رزین‌های آکریلی بیشترین واکنشهای آلرژیک را به همراه داشته‌اند.(۱-۳)، در حالی که بررسیهای انجام شده در زمینه سیتوتوکسیسیتی مواد مورد استفاده در ارتودنسی خیلی گسترده نبوده و نتایج یکسانی به همراه نداشته است. مواد مورد استفاده در وسایل ارتودنسی ثابت و متحرک شامل آلیاژهای فلزی و مواد غیرفلزی نظیر کامپوزیت رزین‌ها، سمان‌ها، الاستیک‌ها و رزین‌های آکریلی می‌باشد که اغلب به مدت حدود ۱-۲ سال در محیط دهان قرار گرفته و تحت تأثیر آن محیط واقع می‌شوند.(٤-٥)، مطالعات آزمایشگاهی در زمینه خوردگی فلزات وسایل ارتودنسی با استفاده از بزاق مصنوعی، آزاد شدن آهن، نیکل، مولیبدنیوم و کروم را گزارش کرده‌اند.(٦)

مطالعات آزمایشگاهی در زمینه سازگاری نسجی، واکنشهای بیولوژیک مواد را وقتی در داخل یا روی نسوج قرار داده می‌شوند بازسازی می‌کنند. آزمایشات کشت سلولی روشهای سهل، قابل کنترل و تکرارپذیری را برای ارزیابیهای اولیه پاسخهای بیولوژیک فراهم می‌سازند. البته این آزمایشات عموماً سیتوتوکسیسیته مواد مورد آزمایش را ارزیابی می‌کنند، در عین حال ممکن است جهت تشخیص اثرات پاتوژنیسیته برخی مواد نیز مفید باشند.(۷)، در برخی از موارد، محصولات خوردگی وسایل ارتودنسی منجر به ایجاد اثرات تحت حاد نظیر: گلوسیت، طعم فلزی، خونریزی و التهاب و یا هایپرتروفی لثه‌ها شده که از نظر بالینی از ژنژویت باکتریال قابل تشخیص نمی‌باشد.(٥-٦)

وقتی که مواد جدیدی وارد بازار ارتودنسی می‌شود بایستی به طور دقیق مورد ارزیابی قرار گیرد به طوری که هر گونه اثرات بیولوژیک منفی قبل از استفاده وسیع آن ماده تشخیص داده شود. امروزه با توجه به تقاضای وسیع ارتودنسی در ایران نمایندگیهای مختلفی از شرکتهای متفاوت از سراسر دنیا و ایران در زمینه فروش مواد ارتودنسی مشغول فعالیت هستند. با توجه به این شرایط بررسی سازگاری نسجی مواد رایج در بازار ارتودنسی ایران امری ضروری می‌باشد. هدف از این بررسی مقایسه سازگاری نسجی هشت نوع ماده ارتودنسی رایج فلزی و غیر فلزی ایرانی و خارجی با علائم مختلف در محیط کشت فیبروبلاست‌های دهانی انسان به دو روش مستقیم و غیرمستقیم می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه که به صورت تجربی مداخله‌ای بوده است سازگاری نسجی هشت ماده فلزی و غیرفلزی مورد استفاده در کلینیک ارتودنسی مورد بررسی قرار گرفت که این مواد شامل آلیاژهای نیکل تیتانیوم و استیل زنگ نزن، سمان گلاس آینومر، آکریل و اورینگ بودند.

ویژگیهای این مواد در جدول ۱ ارائه شده است. از ماده تفلون (PTFE) نیز به عنوان کنترل منفی استفاده شد.

مواد مورد استفاده در کشت سلولی

- سرم: FCS (Fetal Calf Serum- Seromed: 10099-109)
- محیط کشت:DMEM/Ham's F12(Biochrome:T481-01) به اضافه ۱۰٪ سرم، گلوتامین ، صد واحد در هر سی‌سی پنی‌سیلین و صد میکروگرم در هر سی‌سی استرپتومایسین
- بافر فسفات فاقد کلسیم و منیزیوم: PBS (Phosphate buffer saline: Gibco:21600-051)
- محیط Hank's: حاوی NaHCO3, KH2PO4, NaCl, NaH2PO4. 7H2O, KCl, Penicillin G Streptomycin Sulfate, Gentamicin, Amphotripcin B
- کلاژناز: دو میلی‌گرم Collagenase (Biochrome- CI-22)

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

در هر سی‌سی Hank's حاوی ۵٪ سرم

• پروناز: ده میلی‌گرم (Roche:1459643) Pronase در هر سی‌سی حاوی ۵٪ سرم

• تریپسین: Trypsin-EDTA (Gibco:25300-054)

• محلول MTT : پنج میلی‌گرم MTT در هر سی‌سی PBS

• DMSO: جهت حل کردن Tormazon ایجاد شده در آزمون MTT مورد استفاده قرار می‌گیرد.

کشت سلولی

جهت تهیه کشت فیبروبلاست لثه‌ای ابتدا چند بیوپسی از لثه در طی جراحی آلوئولوپلاستی در محیط PBS تهیه گردید. پس از چند شستشو در محیط کشت جهت اطمینان از عدم آلودگی بافت ارسالی به مدت ۲٤ ساعت در محیط DMEM/Ham's F12 در شرایط ۵٪ CO2 و رطوبت اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری گردید. جهت جداسازی سلول‌های فیبروبلاست از نسج از کلاژناز و پروناز استفاده گردید و سلول‌های تهیه شده جهت کشت به فلاسک‌های حاوی DMEM/Ham's F12 منتقل شد و پس از تکثیر و پوشش ۸۰٪ - ۹۰٪ سطح فلاسک، سلول‌ها توسط تریپسین پاساژ داده شدند. در پاساژ پنجم الی هفتم از سلول‌های فیبروبلاست دهانی (HOF) جهت بررسی سیتوتوکسیسیتی مستقیم (Morphologic toxicity scoring) (۷) وغیرمستقیم (Mitochondrial coloring of living cell) یا (MTT assay) استفاده گردید.(۸)

بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش غیر مستقیم (MTT):

جهت بررسی تاثیر مواد مورد نظر بر تکثیر سلولی ابتدا هر ماده با توجه به میزان کاربرد متوسط در ارتودنسی و حجم مایع دهان به مدت بیست روز در آب آنالار قرار داده شد. سپس با استفاده از این آب محیط کشت آماده گردید.

پس از برداشت سلول‌ها با استفاده از تریپسین و شمارش و رقیق‌سازی سلول‌ها به هر خانه دیش ۹٦ خانه چهارده هزار سلول در حجم دویست میکرولیتر اضافه گردید. سپس سلول‌ها به مدت ۲٤ ساعت در شرایط ۵٪ CO2 و رطوبت اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. همزمان با هر آزمایش یک شیب گرادیان سلولی بین ۱۲۱۸- ۳۹۰۰۰ سلول در هر دویست میکرولیتر آماده گردید. تمام آزمایشات سه تا چهار بار تکرار شد. پس از گذشت ۲٤ ساعت محیط کشت روی سلول‌های HOF با محیطهای آماده شده فوق‌الذکر تعویض گردید و پس از ۲٤ ساعت تعداد سلول‌ها توسط MTT assay ارزیابی شد. به طور خلاصه ابتدا محیط روی سلول‌ها مجدداً با دویست میکرولیتر DMEM/Ham's F12 فوق‌الذکر تعویض گردید و به هر خانه بیست میکرولیتر از محلول MTT اضافه گردید و به مدت چهار ساعت انکوبه شد. در انتهای این زمان محیط روی سلول‌ها به طور کامل خارج گردید و با دویست میکرولیتر DMSO جهت حل کردن Formazon تولید شده توسط سلول‌ها از MTT جایگزین شد و پس از پیپتینگ، پلیت‌ها توسط الایزا ریدر(هایپریون ساخت امریکا) در طول موج ٤۹۲-٦۳۰ نانومتر خوانده شد و درصد بقای سلولی نسبت به گروه کنترل مشخص گردید و همچنین نمودار شیب گرادیانت نسبت به ابزوربانس مشخص شد. جهت مقایسه سازگاری نسجی بین گروهها از آنالیز واریانس یک طرفه (ANOVA) و برای مقایسه هر دو گروه با یکدیگر و گروه کنترل از پس آزمون LSD استفاده گردید.

بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش مستقیم (Morphologic toxicity scoring):

مواد دندانپزشکی ابتدا در دمای صد و بیست درجه سانتی‌گراد به مدت بیست دقیقه اتوکلاو گردید و سپس به مدت شش ساعت در دمای صد درجه سانتی‌گراد قرار داده شد. سپس از طریق سوزن ته گرد استریل شده هر یک از مواد فوق از طریق درب رویی هر دیش در کف آن دیش ثابت گردید. جهت بررسی اثر سوزن ته گرد (گروه کنترل) در یک دیش از سوزن به تنهایی استفاده شد. در این مرحله پنج سی‌سی محیط کشت به هر دیش اضافه گردید. پس از ۲٤ ساعت به هر دیش دویست هزار سلول به ازای هر

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

سی‌سی اضافه شد. سپس دیش‌ها به مدت ۲٤ ساعت انکوبه گردید و در پایان وضعیت هر دیش در زیر میکروسکوپ اینورت فاز کنتراست مورد بررسی قرار گرفتند. هر دیش به صورت جداگانه توسط دو نفر که از ماده استفاده شده اطلاع نداشتند، مورد بررسی قرار گرفت. هر دیش به چهار دایره متحدالمرکز نسبت به محل قرارگیری ماده تقسیم شد و به هر دیش ضریب صفر (بدون هیچ اثر سمّیت) تا ضریب چهار (حداکثر سمّیت به لایه سلولی) داده شد.(۷)

یافته‌ها

روش غیرمستقیم

شیب غلظت سلولی نسبت به ابزوربانس با استفاده از فرمول (Absorbance= 0.0172 cell number + 94) محاسبه گردید که از طریق آن نسبت سلول‌های زنده در هر خانه پلیت ۹٦ خانه مشخص گردید (نمودار ۱).

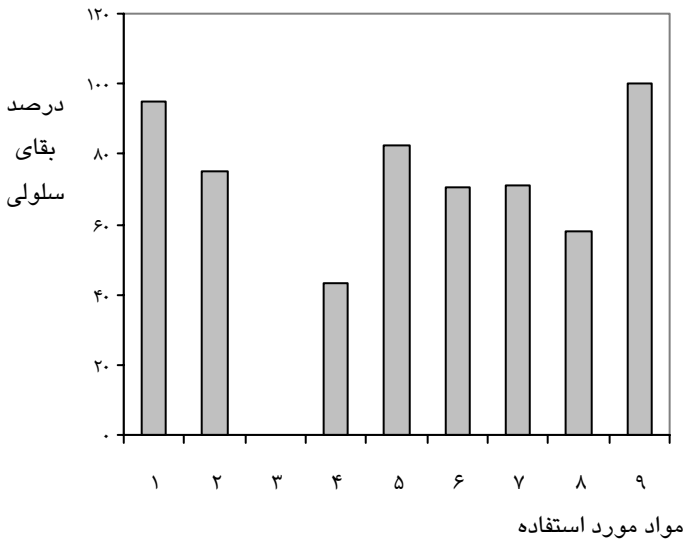
همان‌طور که مشاهده می‌گردد از بین مواد آزمون شده تفلون به عنوان ماده خنثی مورد استفاده قرار گرفت هیچ اثر سوئی بر تکثیر و بقا سلولی نداشته است. ولی در مورد مواد مورد استفاده در این بررسی نتایج متفاوتی بدست آمده است که به شرح زیر می‌باشد:

۱- تفاوت تعداد سلول در گروه کنترل (تفلون) با گروه استیل زنگ نزن (s-s) تفاوت معنی‌داری نشان نداده است. (Pv=۰/٦٦٥) در حالی که تفاوت تعداد سلولی در گروه نیکل تیتانیوم (Ni-Ti) در مقایسه با گروه کنترل، معنی‌دار بوده است (Pv=۰/۰۳۷). همچنین در مقایسه بین دو گروه استیل زنگ نزن و نیکل تیتانیوم نیز تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شده است (Pv=۰/۰٤٦) (جدول ۲).

۲- تفاوت تعداد سلول در گروه سمان‌های گلاس آینومر (آریادنت نوع یک و بندتیت) با گروه کنترل معنی‌دار بوده (Pv=۰/۰۰۰) و در مقایسه بین دو سمان مذکور نیز تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شد(Pv=۰/۰۰۱). به طوری که مرگ سلولی در سمان بندتیت به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از مرگ سلولی در سمان (آریادنت نوع یک) بوده است(جدول ۲)

۳- تفاوت تعداد سلول در گروه اکریل آکروپارس با گروه کنترل معنی‌دار بوده (Pv=۰/۰۱٤) در حالی که این تفاوت در گروه حاوی اکریل بایر معنی‌دار گزارش نشده است (Pv=۰/۱۷۹) در عین حال تفاوت بین دو نوع آکریل نیز معنی‌دار گزارش نشده است (Pv=۰/۲۳۸) (جدول ۲).

٤- در مقایسه بین اورینگ‌های امریکن ارتودنتیکس و پویان طب با گروه کنترل هر دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری را نشان داده‌اند (Pv=۰/۰۰۱) و (Pv=۰/۰۱٦). در حالی که دو اورینگ در مقایسه با یکدیگر تفاوت آماری معنی‌داری را نشان نداده‌اند. (Pv=۰/۲٦۷) (جدول ۲)



نمودار ۱: مقایسه درصد بقای سلولی با گروه کنترل

۱- *سیم استیل زنگ نزن*
۲- *سیم نیکل تیتانیوم*
۳- *گلاس آینومر بندتیت*
٤- *گلاس آینومر آریا دنت*
۵- *آکریل بایر*
٦- *آکریل آکروپارس*
۷- *اورینگ امریکن ارتودنتیکس*
۸- *اورینگ پویان طب نور*
۹- *تفلون (کنترل منفی)*

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

جدول ۱: مشخصات مواد مورد استفاده

کاربرد در کلینیک	کشور	مارک تجاری	مواد مورد استفاده
آرچ وایر	برزیل	ارتوتکنولوژی	سیم نیکل تیتانیوم
آرچ وایر	امریکا	یونی تک	سیم استیل زنگ نزن
چسباندن براکت‌ها	ژاپن	آریادنت (نوع I)	سمان گلاس آینومر
چسباندن براکت‌ها	امریکا	بندتیت	سمان گلاس آینومر
پلاک‌های متحرک ارتودنسی	ایران	آکروپارس	آکریل
پلاک‌های متحرک ارتودنسی	آلمان	بایر	آکریل
اتصال سیم در براکت	امریکا	امریکن ارتودنتیکس	اورینگ
اتصال سیم در براکت	ایران	پویان طب نور	اورینگ

جدول ۲: مقایسه میانگین و انحراف معیار تعداد سلول‌های زنده در مجاورت مواد مختلف ارتودنسی

ماده مصرفی	میانگین تعداد سلول	انحراف معیار تعداد سلول	*P - Value	**P – Value
کنترل منفی (تفلون)	۱۲٤۸٥/٤٦	۲۱۸۲/۱	–	–
استینلس استیل	۱۱۸٦۰/٥	۱۰۳۱/۷	۰/ ٦٦٥	۰/۰٤٦S
نیکل تیتانیوم	۹۳۸۹/٥	۱۲۲٥/٤	۰/۰۳۷ S	
گلاس آینومربندتیت	۰۰۰۰	۰۰۰۰	۰۰/۰۰S	۰/۰۰۱S
گلاس آینومرآریادنت	٥٤۰٦/۹۷	۱۲۲٥/٤۲	۰۰/۰۰S	
آکریل بایر	۱۰٥۲۳/۲٥	۲۳۷۹/۸۷	۰/۱۷۹	۰/۲۳۸
آکریل آکروپارس	۱۳/۸۸۰۸	۹۷/۲٦۹٥	۰/۰۱٤S	
اورینگ امریکن ارتودنتیکس	۸۸٥۱/۷٦	۱٤۰٦/۹۷	۰/۰۱٦ S	۰/۲٦۷
اورینگ پویان طب نور	۷۲۳۸/۳٦	۷۳۰۱	۰/۰۰۱S	

روش مستقیم

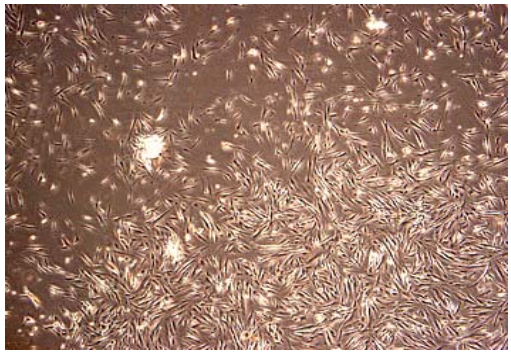
جدول ۳ نشان‌دهنده بررسی سیتوتوکسیسیتی به روش مستقیم می‌باشد. از بین مواد مورد آزمایش گروه کنترل (تفلون و دیش حاوی سوزن ته‌گرد)، اورینگ امریکن ارتودنتیکس، اورینگ پویان طب نور، اکریل بایر، اکریل آکروپارس ضریب صفر گرفتند(شکل ۱) که بیانگر عدم سمّیت این مواد می‌باشد. از بین مواد دیگر کویل استیل زنگ نزن و نیکل تیتانیوم ضریب یک داشتند (شکل ۲) و گلاس‌آینومر بندتیت و آریادنت نوع یک ضریب چهار داشتند (شکل ۳) که در دیش‌های حاوی این مواد کل سلول‌ها لیز شده بودند.

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

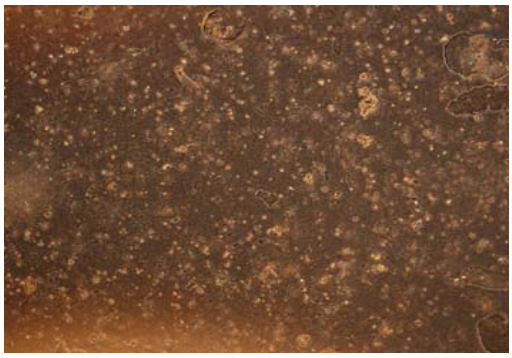
نام ماده	ضریب بقا سلولی
کنترل سوزن ته گرد	۰
تفلون	۰
سیم استیل زنگ نزن	۱
کویل نیکل تیتانیوم	۱
گلاس آینومربندتیت	٤
گلاس آ ینومر آریادنت	٤
اورینگ امریکن ارتودنتیکس	۰
اورینگ پویان طب نور	۰
اکریل بایر	۰
اکریل آکروپارس	۰

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

شکل ۱: سیتوتوکسیسیتی رتبه صفر



شکل ۲: سیتوتوکسیسیتی رتبه یک



شکل ۳: سیتوتوکسیسیتی رتبه چهار

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 بررسیهای سیتوتوکسیسیتی را اثبات می‌کند. بررسیهای آزمایشگاهی اساساً برای ارزیابی سیتوتوکسیسیتی یا ژنوتوکسیسیتی مواد کاربرد دارند. در بررسی حاضر سازگاری نسجی هشت ماده فلزی و غیرفلزی مورد استفاده در درمانهای ارتودنسی و در بازار ایران (با علائم تجاری مختلف) به دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفته است.

Hancks و همکاران (۷) نشان دادند که سلول‌های خاص واکنشهای متفاوتی نسبت به مواد ترمیمی نشان می‌دهند، بنابراین انتخاب سلول در بررسی فعلی براساس ملاحظات زیر بوده است:

به دلیل اینکه مواد ارتودنسی به مدت طولانی در مجاورت پریودونشیوم قرار دارند و همچنین سلول‌های فیبروبلاست لثه‌ای نقش مهمی در ساخت الیاف کلاژن و فعالیتهای متابولیک پریودنشیوم به عهده دارند، این سلول‌ها به عنوان محیط کشت جهت بررسی سازگاری نسجی مواد ارتودنسی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. همچنین لازم به ذکر است که در تلاش جهت دستیابی به نتایج دقیقتر در این بررسی از هر دو روش تماس مستقیم و غیرمستقیم مواد با محیط کشت استفاده شده است.

در رابطه با آلیاژ استیل زنگ نزن نتایج بدست آمده در این بررسی مشابه نتایج حاصل از بررسیهای Ryhanen و همکاران (۹)، Locci و همکاران (۱۰)، Fini و همکاران (۱۱)، Kapanen و همکاران (۱۲) و Mockers و همکاران (۱۳)، سازگاری نسجی این آلیاژ را مناسب نشان داده است. در حالی که در مورد آلیاژ نیکل تیتانیوم نتایج بررسی حاضر نشان دهنده تفاوت آماری معنی‌دار بین گروه کنترل و گروه استیل زنگ نزن با گروه نیکل تیتانیوم بوده است. گر چه بررسیهای قبلی توسط Drescher و همکاران (۱٤)، Potters و همکاران (۱۵)، Ryhanen و همکاران (۹)، Ralmy و همکاران (۱٦) و Essouni و همکاران (۱۷) نشان‌دهنده سازگاری نسجی مناسب این آلیاژ بوده‌اند. با توجه به اینکه در روش تماس مستقیم هر دو آلیاژ فوق‌الذکر مقدار کمی سمّیت را نشان داده‌اند (رتبه یک) ممکن است این تفاوت آماری از لحاظ کلینیکی اهمیت چندانی نداشته باشد. با این

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

حال چون برخی از تحقیقات سمّیت این آلیاژ را مرتبط با میزان نیکل و مراحل ساخت آن می‌دانند(۱۸-۱۹) بهتر است بررسیهای وسیعتر در این زمینه انجام بپذیرد.

در مورد بررسی سمان‌های گلاس‌آینومر، هر دو سمان مورد استفاده در بررسی فعلی سازگاری نسجی مناسبی نشان نداده‌اند. این نتایج با بررسیهای Caughman و همکاران (۷) هماهنگ می‌باشد. Bouillaguet و همکاران (۲۰) گزارش کردند که میزان سمّیت گلاس‌آینومر با گذشت زمان متغیر بوده و کاهش می‌یابد. در عین حال در بررسی حاضر سمان گلاس‌آینومر بندتیت از شرکت آمریکن ارتودنتیکس دارای سمّیت بیشتری نسبت به سمان آریادنت نوع یک از کشور ژاپن بوده است. این مسئله را می‌توان به آزادسازی فلوراید در مراحل اولیه سمان کردن مربوط دانست.(۲۱)، در روش تماس مستقیم نیز این سمان سمیت بسیار بالایی از خود نشان داده است.(رتبه چهار) بر خلاف بررسی Oliva و همکاران (۲۲) که به ارزیابی سمّیت پنج نوع سمان گلاس‌آینومر در روی اوستئوبلاست‌های انسان پرداخته‌اند و گزارش کرده‌اند که چهار نوع از این سمان‌ها سازگاری نسجی مناسبی داشته‌اند. همچنین Caughman و همکاران (۷) در بررسی سمّیت سمان گلاس‌آینومر به این نتیجه رسیدند که این سمان هیچ‌گونه صدمه سلولی مورفولوژیک نشان نداده ولی از سنتز ماکرومولکول‌ها در فیبروبلاست‌های انسان ممانعت کرده است. بنابراین توصیه می‌شود در این زمینه بررسیهای بیشتر خصوصاً با در نظر گرفتن عامل زمان انجام گیرد.

در مورد سازگاری نسجی آکریل‌های مورد استفاده در پلاک‌های متحرک ارتودنسی اگر چه آکریل ایرانی آکروپارس با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان داده و در عین حال آکریل بایر تفاوت آماری معنی‌داری با گروه کنترل نشان نداده است. ولی بین دو گروه آکریل تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشده است که نشان می‌دهد احتمالاً سازگاری نسجی این دو آکریل از لحاظ کلینیکی تفاوت چندانی با یکدیگر ندارد. همچنین نتایج تماس مستقیم نیز بیانگر سازگاری نسجی این دو ماده است.(رتبه صفر) گر چه مطالعات قبلی بیانگر سمّیت آکریل‌های سلف کیور می‌باشد.(۲۳-۲٤)، در مورد آکریل‌های مورد استفاده در پروتز مطالعات Hung و همکاران(۲۳) و Sheridan و همکاران (۲٤) نشان‌دهنده سمّیت این مواد خصوصاً آکریل‌های سلف کیور می‌باشد اما بررسیهای Rose و همکاران (۲۵) که به مقایسه سازگاری نسجی آکریل‌های مورد استفاده در دستگاههای متحرک ارتودنسی با استفاده از روش MTT assay پرداخته‌اند نشان داده است که آکریل هات کیور کمترین سمّیت را داشته و آکریل سلف کیور پروتز نیز در مقایسه با آکریل سلف کیور ارتودنسی سمّیت کمتری را نشان داده است. (۲۵)، در بررسیهای فوق‌الذکر کلیه آکریل‌های ارتودنتیک مقداری سمّیت از خود نشان داده‌اندکه با گذشت زمان و گذاشتن آکریل‌ها در آب به مدت سه روز این سمّیت رو به کاهش بوده است.(۲۵)، به هر حال با توجه به نتایج فوق‌الذکر نیاز به بررسیهای بیشتر با توجه به عامل زمان ضروری می‌باشد. در مورد بررسی اورینگ‌های آمریکن ارتودنتیکس و پویان طب نور هر دو گروه نسبت به گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان داده‌اندکه بیانگر سمّیت این مواد می‌باشد در حالی که دو نوع اورینگ تفاوتی با یکدیگر نشان نداده‌اند. البته با توجه به روش تماس مستقیم سمّیت این مواد خیلی زیاد نبوده است (رتبه صفر) پس می‌توان نتیجه گرفت که سازگاری نسجی این مواد لاستیکی قابل قبول می‌باشد که در هماهنگی با نتایج بررسیهای Hanson و همکاران (۲٦) می‌باشد. با توجه به کیفی بودن روش تماس مستقیم، اندازه‌گیری جزئیات دقیق در این روش امکان‌پذیر نبوده و تفاوت مشاهده شده در نتایج دو روش مستقیم و غیرمستقیم در مورد اورینگ‌ها را می‌توان به کیفی و کمی بودن این دو روش نسبت داد.

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

نتیجه‌گیری

۱- در ایـن بررسـی بیـشترین سـمّیت در سـمان‌هـای گلاس‌آینومر بندتیت و آریادنت مشاهده گردید در حـالی کـه سمّیت سمان بندتیت بیشتر بود.

۲- کویل استیل زنگ نزن و آکریـل بـایر سـازگاری نـسجی مناسبی را از خود نشان دادند در حـالی کـه در کویـل نیکـل تیتانیوم، آکریل آکروپـارس، اورینـگ‌هـای پویـان طـب نـور و امـریکن ارتـودنتیکس سـازگاری نـسجی کـافی مـشاهده نگردید.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان جهت پرداخت هزینه‌های تحقیق تشکر و قدردانی می‌شود.

REFERENCES:

1. Bass JK,Cisneros F. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. Am J Orthod 1993;103(1):280-285.
2. Nagel ML. A latex glove alert. Chem Health Safety 1997;4:14-18.
3. Staerkjaer L, Menne T. Nickel allergy and orthodontic treatment. Eur J Orthod 1990 Aug;12:284-289.
4. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances: Biodegradation of nickel and chromium in vitro. Am J Orthod 1993 Jan;103(1):8-14.
5. Brune D. Metal release from dental materials. Biomat 1989 May;7:163-175.
6. Kerosuo E, Moe G, Kleven E. In vitro release of nickel and chromium from different type of simulated orthodontic appliances. Ang Orthod 1995 April;2:111-116.
7. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. J Prosthet Dent 1990 May;63(5):513-521.
8. Craige RG, Powers JMR. Restorative dental materials. 11th ed. Philadelphia; St. Louis: Mosby; 2000,137-138.
9. Ryhanen J, Kallioinen M, Junila J. In vivo biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy: muscle and perineural tissue responses and encapsule membrane thickness. J Biomed Mater Res 1998 Sep; 41(3):481-488.
10. Locci P, Marinucci L, Lilli C, Belcastro C. Biocompatibility of alloys used in orthodontics evaluated by cell culture test. J Biomed Mater Res 2000;51(4):561-568.
11. Fini M, Nicoli A, Torricelli P, Borsari G. A new austenitic stainless steel with negligible nickel content. Biomaterial 2003 Dec;24(27):4929-4939.
12. Kapanen A, Ryhanen J, Danilov A, Tuukkanen J. Effect of nickel-titanium shape memory metal alloy on bone formation. Biomaterials 2001 Sep;22(18):2475-2480.
13. Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. Dent Mater 2002 June;18(14):307-311.
14. Drescher D, Bourauel C, Their M. The materials engineering characteristic of orthodontic nickel titanium wires. Fortschr Kieferorthop 1990;51(6):320-326.
15. Putters JL, Kaulesar DM, Zeeuw GR. Comparative cell culture effects of shape memory metal (Nitinol), nickel and titanium: a biocompatibility estimation. Eur Surg Res 1992;24(6):378-382.

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]

16. Rhalmi S, Odin M, Assad M, Tabrizian M. Hard, Soft tissue and in vitro cell response to porous nickel- titanium: a biocompatibility evaluation. Biomed Mater Engine 1999;9(3):151- 162.
17. ES–Souni M, Brandies HF. On the transformation behaviour mechanical properties and biocompatibility of two niti-based shape memory alloys: Ni Ti 42 and NiTi 42 Cu. Biomaterials 2001 Aug;22(15):2153-2161.
18. Assad M, Lombardi S, Berneche S, Desrosiers EA. Assays of cytotoxicity of the Nickel-Titanium shape memory alloy. Ann Chir 1994;48(8):731-736.
19. Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso ME. In vitro study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cell. Am J Ortho Dentofacial 2003 Dec;124(6):687-693.
20. Bouillaguet S, Assaf Y, Virgillito M, Hols J, Meyer J. Cytotoxicity of resin-reinforced glass ionomer cements. Acta Med 1999 Oct;(4):14-19.
21. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. Philadelphia, St. Louis: Mosby;2000,152.
22. Oliva A, Regione F, Salerno A. Biocompatibility studies on glass ionomer cement by primary cultures of human osteoblast. Biomaterials 1990 Jul;17(13):1351-1356.
23. Hung FM, Tai KW, HuccChang YC. Cytotoxic effects of denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary oral fibroblast in vitro. Int J Prosthodon 2001 Sep-Oct;14(5):439-443.
24. Sheridan PJ, Koha S, Ewoldsen NO, Lefebvre CA. Cytotoxicity of denture base resins. Int J Prosthodont 1997 Jan-Feb;10(1):34-37.
25. Rose EC, Bumann J, Jones IE. Contribution to the biological assessment of orthodontic acrylic materials. Measurement of their residual monomer output and cytotoxicity. J Orofac Orthop 2000;61(4):246-257.
26. Hanson M, Lobner D. In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. Am J Ortho Dentofacial 2004 Jul;126(1):65-70.

[Downloaded from jida.ir on 2024-12-22]