

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 گلاس آینومر (بندیت و آریادنت)، دو نوع اورینگ (آمریکن ارتودنتیکس و پویان طب نور) و دو نوع آکريل (آکروپارس و بایر) مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت کنترل منفی از ماده تفلون (PTFE) استفاده شد. به منظور تهیه فیبروبلاست‌های لته‌ای از چند بیوپسی لته‌ای در طی جراحیهای آلئولوپلاستی 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 (۳-۵,۴-دیمیتیل تیازولیل-۲-۵,۲-دیفینیل تترازولیوم بروماید) ارزیابی شد. در این پژوهش از آنالیزهای آماری واریانس یک‌طرفه و پس‌آزمون 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 آکريل بایر بود در حالی که نیکل تیتانیوم، آکريل آکروپارس و اورینگ‌های ایرانی و خارجی در مقایسه با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان داده‌اند. همچنین سمان‌های گلاس آینومر بندیت و آریادنت تفاوت آماری قابل ملاحظه‌ای با گروه کنترل نشان داده‌اند که این مسئله در مورد سمان بندیت 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 سمیت شدید سمان‌های گلاس آینومر می‌باشد.

نتیجه‌گیری: تحت شرایط آزمایشگاهی مورد استفاده در این مطالعه سمان‌های گلاس آینومر بندیت و آریادنت سمیت بالایی از خود نشان داده‌اند. همچنین آکريل ایرانی نیز در مقایسه با آکريل 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 لته ای انسان - مواد ارتودنسی - MTT Assay

پذیرش مقاله: ۱۳۸۵/۳/۴

اصلاح نهایی: ۱۳۸۴/۱۲/۲۷

وصول مقاله: ۱۳۸۴/۷/۱۰

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

مقدمه

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، آکريل 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 فاکد کلسیم و منیزیم: PBS (Phosphate buffer saline: Gibco: 21600-051)
- محیط Hank's: حاوی NaHCO_3 , KH_2PO_4 , NaCl , $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$, KCl , Penicillin G Streptomycin Sulfate, Gentamicin, Amphotripcin B
- کلاژناز: دو میلی‌گرم (Biochrome- CI-22) Collagenase

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 آکرلی 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 آکرلی می‌باشد که اغلب به مدت حدود ۱-۲ سال در محیط دهان قرار گرفته و تحت تأثیر آن محیط واقع می‌شوند. (۴-۵)، مطالعات آزمایشگاهی در زمینه خوردگی فلزات وسایل ارتودنسی با استفاده از بزاق مصنوعی، آزاد شدن آهن، نیکل، مولیبدنوم و کروم را گزارش کرده‌اند. (۶)

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 سیتوتوکسیسیتی 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: گلوستیت، طعم فلزی، خونریزی و التهاب و یا هایپرتروفی لثه‌ها شده که از نظر بالینی از ژنژویت باکتریال قابل تشخیص نمی‌باشد. (۵-۶)

وقتی که مواد جدیدی وارد بازار ارتودنسی می‌شود بایستی به طور دقیق مورد ارزیابی قرار گیرد به طوری که هر گونه

اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. همزمان با هر آزمایش یک شیب گرادیان سلولی بین ۱۲۱۸-۳۹۰۰ سلول در هر دویست میکرولیتر آماده گردید. تمام آزمایشات سه تا چهار بار تکرار شد. پس از گذشت ۲۴ ساعت محیط کشت روی سلول‌های HOF با محیط‌های آماده شده فوق‌الذکر تعویض گردید و پس از ۲۴ 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 (هایپرین ساخت آمریکا) در طول موج ۴۹۲-۶۳۰ نانومتر خوانده شد و درصد بقای سلولی نسبت به گروه کنترل مشخص گردید و همچنین نمودار شیب گرادیان 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 سیتوتوکسیسیته 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 ۲۴ ساعت به هر دیش دویست هزار سلول به ازای هر

در هر سی‌سی Hank's حاوی ۵٪ سرم
 • پروناز: ده میلی‌گرم (Roche:1459643) Pronase در هر سی‌سی حاوی ۵٪ سرم
 • تریپسین: (Gibco:25300-054) Trypsin-EDTA
 • 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

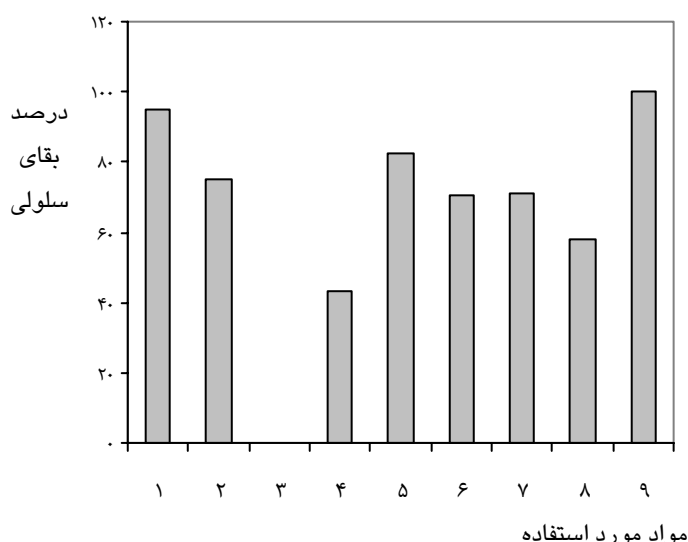
جهت تهیه کشت فیبروبلاست لثه‌ای ابتدا چند بیوپسی از لثه در طی جراحی آلوتولوپلاستی در محیط PBS تهیه گردید. پس از چند شستشو در محیط کشت جهت اطمینان از عدم آلودگی بافت ارسالی به مدت ۲۴ ساعت در محیط DMEM/Ham's F12 در شرایط ۵٪ CO₂ و رطوبت اشباع در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری گردید. جهت جداسازی سلول‌های 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 سیتوتوکسیسیته مستقیم (Morphologic toxicity scoring) (۷) و غیرمستقیم (Mitochondrial coloring of living cell) (۸) استفاده گردید.

بررسی سیتوتوکسیسیته 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 ۹۶ خانه چهارده هزار سلول در حجم دویست میکرولیتر اضافه گردید. سپس سلول‌ها به مدت ۲۴ ساعت در شرایط ۵٪ CO₂ و رطوبت

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 ($P=0/014$) در حالی که این تفاوت در گروه حاوی اکریل بایر معنی‌دار گزارش نشده است ($P=0/179$) در عین حال تفاوت بین دو نوع آکریل نیز معنی‌دار گزارش نشده است ($P=0/238$) (جدول ۲).

۴- در مقایسه بین اورینگ‌های امریکن ارتودنتیکس و پویان طب با گروه کنترل هر دو گروه تفاوت آماری معنی‌داری را نشان داده‌اند ($P=0/001$) و ($P=0/016$) در حالی که دو اورینگ در مقایسه با یکدیگر تفاوت آماری معنی‌داری را نشان نداده‌اند. ($P=0/267$) (جدول ۲)



نمودار ۱: مقایسه درصد بقای سلولی با گروه کنترل

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

سی‌سی اضافه شد. سپس دیش‌ها به مدت ۲۴ 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 سمیت) تا ضریب چهار (حداکثر سمیت به لایه سلولی) داده شد. (۷)

یافته‌ها

روش غیرمستقیم

شیب غلظت سلولی نسبت به ابزوربانس با استفاده از فرمول ($Absorbance = 0.0172 \text{ cell number} + 94$) محاسبه گردید که از طریق آن نسبت سلول‌های زنده در هر خانه پلیت ۹۶ 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. ($P=0/765$) در حالی که تفاوت تعداد سلولی در گروه نیکل تیتانیوم (Ni-Ti) در مقایسه با گروه کنترل، معنی‌دار بوده است ($P=0/037$). همچنین در مقایسه بین دو گروه استیل زنگ نزن و نیکل تیتانیوم نیز تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شده است ($P=0/046$) (جدول ۲).

۲- تفاوت تعداد سلول در گروه سمان‌های گلاس آینومر (آریادنت نوع یک و بندتیت) با گروه کنترل معنی‌دار بوده است ($P=0/000$) و در مقایسه بین دو سمان مذکور نیز تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده شد ($P=0/001$). به طوری که مرگ سلولی در سمان بندتیت به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر

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	آکريل
پلاک‌های متحرک ارتودنسی	آلمان	بایر	آکريل
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)	۱۲۴۸۵/۴۶	۲۱۸۲/۱	-	-
استیلنس استیل	۱۱۸۶۰/۵	۱۰۳۱/۷	۰/۶۶۵	۰/۰۴۶S
نیکل تیتانیوم	۹۳۸۹/۵	۱۲۲۵/۴	۰/۰۳۷ S	۰/۰۴۶S
گلاس آینومر بندتیت	۰۰۰۰	۰۰۰۰	۰۰/۰۰S	۰/۰۰۱S
گلاس آینومر آریادنت	۵۴۰۶/۹۷	۱۲۲۵/۴۲	۰۰/۰۰S	۰/۰۰۱S
آکريل بایر	۱۰۵۲۳/۲۵	۲۳۷۹/۸۷	۰/۱۷۹	۰/۲۳۸
آکريل آکروپارس	۱۳/۸۸۰۸	۹۷/۲۶۹۵	۰/۰۱۴S	۰/۲۳۸
اورینگ امریکن ارتودنتیکس	۸۸۵۱/۷۶	۱۴۰۶/۹۷	۰/۰۱۶ S	۰/۲۶۷
اورینگ پویان طب نور	۷۲۳۸/۳۶	۷۳۰۱	۰/۰۰۱S	۰/۲۶۷

روش مستقیم

جدول ۳: نتایج حاصل از بررسی سیتوتوکسیسیته مواد به

نام ماده	ضریب بقا سلولی
کنترل سوزن ته گرد	۰
تفلون	۰
سیم استیل زنگ نزن	۱
کویل نیکل تیتانیوم	۱
گلاس آینومر بندتیت	۴
گلاس آینومر آریادنت	۴
اورینگ امریکن ارتودنتیکس	۰
اورینگ پویان طب نور	۰
اکريل بایر	۰
اکريل آکروپارس	۰

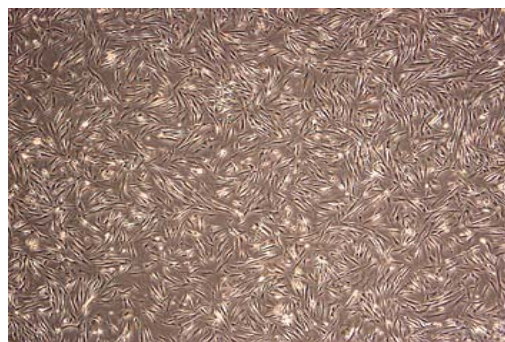
جدول ۳ نشان‌دهنده بررسی سیتوتوکسیسیته به روش مستقیم می‌باشد. از بین مواد مورد آزمایش گروه کنترل (تفلون و دیش حاوی سوزن ته‌گرد)، اورینگ امریکن ارتودنتیکس، اورینگ پویان طب نور، اکريل بایر، اکريل آکروپارس ضریب صفر گرفتند (شکل ۱) که بیانگر عدم سمیت این مواد می‌باشد. از بین مواد دیگر کویل استیل زنگ نزن و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

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.

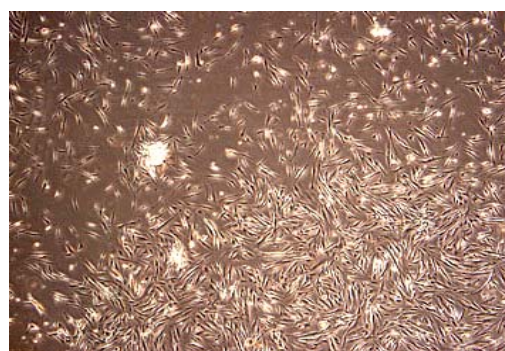
Hancks و همکاران (۷) نشان دادند که سلول‌های خاص واکنشهای متفاوتی نسبت به مواد ترمیمی نشان می‌دهند، بنابراین انتخاب سلول در بررسی فعلی براساس ملاحظات زیر بوده است:

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 پریودونشیوم 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.

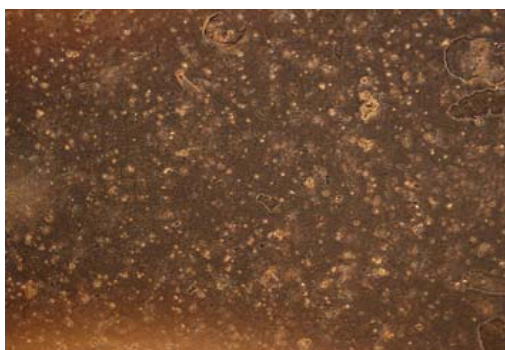
در رابطه با آلیاژ استیل زنگ نزن نتایج بدست آمده در این بررسی مشابه نتایج حاصل از بررسیهای Ryhanen و همکاران (۹)، Locci و همکاران (۱۰)، Fini و همکاران (۱۱)، Kapanen و همکاران (۱۲) و Mockers و همکاران (۱۳)، سازگاری نسجی این آلیاژ را مناسب نشان داده است. در حالی که در مورد آلیاژ نیکل تیتانیوم نتایج بررسی حاضر نشان دهنده تفاوت آماری معنی‌دار بین گروه کنترل و گروه استیل زنگ نزن با گروه نیکل تیتانیوم بوده است. گرچه بررسیهای قبلی توسط Drescher و همکاران (۱۴)، Potters و همکاران (۱۵)، Ryhanen و همکاران (۹)، Ralmy و همکاران (۱۶) 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 سمیت را نشان داده‌اند (رتبه یک) ممکن است این تفاوت آماری از لحاظ کلینیکی اهمیت چندانی نداشته باشد. با این



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

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

در مورد بررسی سمان‌های گلاس آینومر، 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 سمیت گلاس آینومر با گذشت زمان متغیر بوده و کاهش می‌یابد. در عین حال در بررسی حاضر سمان گلاس آینومر بندتیت از شرکت آمریکن ارتودنتیکس دارای سمیت 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 سمیت پنج نوع سمان گلاس آینومر 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 سمیت سمان گلاس آینومر 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 آکريل‌های مورد استفاده در پلاک‌های متحرک ارتودنسی اگر چه آکريل ایرانی آکروپارس با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان داده و در عین حال آکريل بایر تفاوت آماری معنی‌داری با گروه کنترل نشان نداده است. ولی بین دو گروه آکريل تفاوت آماری معنی‌داری مشاهده نشده است که نشان می‌دهد احتمالاً سازگاری نسجی این دو آکريل 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 سمیت آکريل‌های سلف کیور می‌باشد. (۲۳-۲۴)، در مورد آکريل‌های مورد استفاده در پروتز مطالعات Hung و همکاران (۲۳) و Sheridan و همکاران (۲۴) نشان‌دهنده سمیت این مواد خصوصاً آکريل‌های سلف کیور می‌باشد اما بررسیهای Rose و همکاران (۲۵) که به مقایسه سازگاری نسجی آکريل‌های مورد استفاده در دستگاههای متحرک ارتودنسی با استفاده از روش MTT assay پرداخته‌اند نشان داده است که آکريل هات کیور کمترین سمیت را داشته و آکريل سلف کیور پروتز نیز در مقایسه با آکريل سلف کیور ارتودنسی سمیت کمتری را نشان داده است. (۲۵)، در بررسیهای فوق‌الذکر کلیه آکريل‌های ارتودنتیک مقداری سمیت از خود نشان داده‌اند که با گذشت زمان و گذاشتن آکريل‌ها در آب به مدت سه روز این سمیت 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 داده‌اند که بیانگر سمیت این مواد می‌باشد در حالی که دو نوع اورینگ تفاوتی با یکدیگر نشان نداده‌اند. البته با توجه به روش تماس مستقیم سمیت 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 (۲۶) 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.

نتیجه‌گیری

و امریکن ارتودنتیکس سازگاری نسجی کافی مشاهده نگردید.

۱- در این بررسی بیشترین سمیت در سمان‌های گلاس‌آینومر بندتیت و آریادنت مشاهده گردید در حالی که سمیت سمان بندتیت بیشتر بود.

تشکر و قدردانی

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

۲- کوئل استیل زنگ نزن و آکريل بایر سازگاری نسجی مناسبی را از خود نشان دادند در حالی که در کوئل نیکل تیتانیوم، آکريل آکروپارس، اورینگ‌های پویان طب نور

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. Craig 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 capsule 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.

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.