

سازگاری نسجی هشت ماده ارتودنسی در بافت همبند زیرجلدی موشهای آزمایشگاهی

دکتر سوسن صادقیان* - دکتر سیدمحمد رضوی** - دکتر علیرضا مسائلی***

*- استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان).

**- استادیار گروه آموزشی آسیب‌شناسی دهان و دندان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.

***- دندانپزشک.

چکیده

زمینه و هدف: در درمانهای ارتودنسی مواد و ابزارهای مختلف، 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 به روش کاشتن در بافت همبند زیرجلدی ناحیه پشتی موشهای آزمایشگاهی می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مداخله‌ای - تجربی هشت ماده ارتودنسی شامل دو نوع کوئل اسپیرینگ (استیل و نیکل تیتانیوم)، دو نوع سمان گلاس آینومر (بندیت و آریادنت)، دو نوع اورینگ (آمریکن ارتو و پویان طب نور) و دو نوع اکریل (آکروپارس و بایر) مورد ارزیابی قرار گرفت. از ۹۶ موش سفید مؤنث استفاده شد. در ناحیه پشتی هر موش پنج جایگاه انتخاب گردید. دو قطعه از یک ماده مورد آزمایش، با طول یک سانتی متر، در سمت راست و دو قطعه از ماده مورد مقایسه با همان طول در سمت چپ کاشته شده و جایگاه وسط با فاصله مساوی از چهار جایگاه فوق‌الذکر به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد که در این جایگاه برشی مشابه گروههای مورد آزمایش انجام گردید و بدون کاشتن ماده خاصی محل برش بخیه گردید. در هر مقطع زمانی ۱۵-۳۰ و شصت روزه یک سوم از موشها از مطالعه خارج شده و از جایگاههای مورد نظر بیوپسی تهیه گردید و واکنشهای بافتی در اطراف مواد مورد نظر تعیین شد. جهت تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها از آزمونهای غیر پارامتری Kruskal - Wallis و Mann - Whitney استفاده شد.

یافته‌ها: در مورد آکریل اکروپارس ($PV=0/01$) اورینگ‌های پویان طب و آمریکن ارتو ($PV=0/01$)، همچنین سمان‌های گلاس آینومر بندیت و آریادنت ($PV=0/016$) و کوئل اسپیرینگ‌های استیل و نیکل تیتانیوم ($PV<0/001$) با گذشت زمان و در مقطع زمانی شصت روز عدم سازگاری نسجی مشاهده شد. شدت عدم سازگاری نسجی در سمان‌های گلاس آینومر خصوصاً بندیت ($PV=0/014$) و کوی‌های استیل ($PV<0/001$) قابل ملاحظه بود.

نتیجه‌گیری: این بررسی نشان داد که اکثر مواد مورد استفاده با گذشت زمان واکنشهای التهابی بیشتری را در محیط اطراف خود القا کردند که در مورد سمان‌های بندیت و کوئل اسپیرینگ استیل از همه چشم‌گیرتر بود.

کلید واژه‌ها: سازگاری نسجی - مواد ارتودنسی - نسج همبندی - موش آزمایشگاهی

پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۸/۱۲

اصلاح نهایی: ۱۳۸۶/۴/۳۰

وصول مقاله: ۱۳۸۶/۱/۲۷

نویسنده مسئول: گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان) e.mail: drsadehian@yahoo.com

مقدمه

اولین بخش سیستم گوارش انسان و لزوم حفظ سلامت بافت‌های سخت و نرم این قسمت از بدن از طرف دیگر، ارزیابی دقیق و علمی سازگاری نسجی مواد و وسایل مورد کاربرد در علم دندانپزشکی را ضروری می‌سازد. (۱)

حضور طولانی مدت مواد و ابزارهای ارتودنسی در حفره دهان و مجاورت آنها با شرایط مختلفی از قبیل وجود رطوبت، تغییرات دمایی و PH، میکروب‌ها، آنزیم‌ها و یون‌های مختلف از یک طرف و اهمیت حفره دهان به عنوان

و مواد غیر فلزی نظیر: کامپوزیت رزین‌ها، سمان‌ها، الاستیک‌ها و رزین‌های اکریلی می‌باشند که اغلب به مدت ۱-۲ سال در محیط دهان قرار گرفته و تحت تأثیر آن محیط قرار می‌گیرند. (۵-۶) که منجر به ایجاد تغییرات فیزیکی و شیمیایی در این مواد شده که می‌تواند خطرات و مشکلاتی را برای بافتهای دهان ایجاد کند. (۱)، در برخی از موارد، محصولات خوردگی وسایل ارتودنسی منجر به ایجاد اثرات تحت حاد نظیر: گلویت، طعم فلزی، خونریزی و التهاب و یا هایپرتروفی لثه‌ها شده که از نظر بالینی از ژنرویت باکتریال قابل تشخیص نمی‌باشد. (۶)

هدف از این مطالعه بررسی سازگاری نسجی هشت نوع ماده ارتودنسی فلزی و غیرفلزی با مارک‌های تجاری مختلف به روش کاشتن در بافت همبند زیرجلدی ناحیه پشتی موشهای آزمایشگاهی می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه مداخله‌ای - تجربی سازگاری نسجی هشت ماده فلزی و غیرفلزی مورد استفاده در کلینیک ارتودنسی مورد بررسی قرار گرفت که این مواد شامل: کوئل اسپرینگ، نیکل تیتانیوم، ارتوتکنولوژی (برزیل) و کوئل استیل زنگ نزن یونی تک (آمریکا)، سمان گلاس آینومر (جهت سمان کردن بندهای ارتودنسی)، آریادنت نوع یک ژاپن و گلاس آینومر بندتیت (آمریکا)، رزین‌های اکریلی (جهت ساخت پلاک متحرک)، آکروپارس (ایران) و آکريل باير (آلمان)، اورینگ (جهت درگیری سیم در براکت)، امریکن ارتودنتیکس (آمریکا) و اورینگ پویان طب نور (ایران) بودند.

۹۶ عدد موش سفید رنگ مؤنث دارای سن ۴-۶ ماه و وزن ۱۵۰-۲۰۰ گرم در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفتند. در ناحیه پشتی هر موش پنج جایگاه در نظر گرفته شد. در دو جایگاه سمت چپ یک ماده و در دو جایگاه سمت راست ماده مورد مقایسه و در وسط با فاصله مساوی از این چهار جایگاه گروه شاهد قرار داده شد.

موشها با روش تزریق عضلانی داروی کتامین (ده میلی گرم بر کیلوگرم) همراه با رامپاند (۱۵ میلی‌گرم بر کیلوگرم) بیهوش شده و پس از تراشیدن موهای ناحیه پشتی حیوان

سازگاری زیستی توانایی یک ماده برای ایجاد پاسخ بیولوژیک مناسب هنگام کاربرد مشخص در بدن می‌باشد. اولین تحقیقات در این زمینه به سال ۱۹۲۶ بر می‌گردد که دفتر بین‌المللی استاندارد به بررسی اختصاصی آمالگام دندان پرداخت. سایر کوششهای اولیه جهت استاندارد کردن تحقیقات سازگاری نسجی توسط Mishel در سال ۱۹۵۴ و با استفاده از بافت همبند زیر جلدی و توسط Masler در سال ۱۹۸۵ با به کارگیری پالپ دندان انجام گرفت. (۲)

در سال ۱۹۷۲ شورای مواد دندان لایحه شماره ۴۱ را جهت استاندارد کردن بررسیهای بیولوژیک مواد دندانپزشکی تصویب کرد. این لایحه کلیه تحقیقات در این زمینه را در سه سطح دسته‌بندی کرده که شامل:

- ۱- آزمایشهای اولیه (بر روی محیطهای کشت سلولی)
 - ۲- آزمایشهای ثانویه (روی حیوانات آزمایشگاهی)
 - ۳- آزمایشهای کاربردی (روی انسان یا حیوان با شرایط مشابه بالینی) می‌باشند. (۲)
- آزمایشهای حیوانی در مورد سازگاری نسجی که اغلب بر روی پستاندارانی نظیر موش، خرگوش، خوکچه هندی و غیره صورت می‌گیرد اجازه بروز بسیاری از واکنشهای پیچیده نظیر پاسخ ایمنی و یا فعال شدن سیستم کمپلمان و غیره را می‌دهد که امکان بروز چنین واکنشهای در سیستم کشت سلولی وجود ندارد. بنابراین پاسخهای بیولوژیک در آزمونهای حیوانی جامع و کاملتر از آزمایشهای سلولی می‌باشد. (۲)

برخی از محققان از تیوب‌های تفلون یا پلی‌اتیلن جهت قرار دادن ماده در بافت همبند زیرجلدی استفاده می‌کنند. در حالی که برخی دیگر تماس مستقیم این مواد با بافت را ترجیح می‌دهند. (۳-۴)

بررسی بافت‌شناسی نسوجی که در مجاورت این مواد قرار می‌گیرند می‌تواند سازگاری نسجی این مواد را مشخص نماید. بررسیهای انجام شده در زمینه سازگاری نسجی مواد مورد استفاده در ارتودنسی خیلی گسترده نبوده و نتایج یکسانی را به همراه نداشته است، مواد مورد استفاده در دستگاههای ارتودنسی ثابت و متحرک شامل: آلیاژهای فلزی

سلول‌های التهابی < 30 و بافت فیبروزه غیربالغ دارای کلاژن کم) (۲)، التهاب متوسط (حضور سلول‌های ماکروفاژ و پلازما سل، تجمع کانون‌های گرانولوسیت و یا لنفوسیت و سلول‌های التهابی < 60) (۳) و التهاب شدید (نواحی موضعی نکروز، تراکم بالای سلول‌های التهابی و فیبروبلاست‌ها ۱-۴) (۴) درجه‌بندی شدند.

لازم به ذکر است که هر لام توسط دو نفر متخصص آسیب‌شناسی دهان و دندان مشاهده شده و نتایج ثبت می‌گردید. با توجه به اینکه داده‌های این مطالعه از نوع کیفی رتبه‌ای بوده جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها نیاز به استفاده از آزمونهای غیرپارامتری بود. در ابتدا کلیه داده‌های گروههای مورد نظر و گروه کنترل توسط آزمون Kruskal - Wallis مورد مقایسه قرار گرفتند و در صورت معنی‌دار بودن نتیجه این آزمون، جهت یافتن دو گروهی که تفاوت آماری معنی‌دار در بین آنها وجود داشت از آزمون Mann - Whitney به مقایسه دو به دو گروهها با یکدیگر و با گروه کنترل استفاده شد.

یافته‌ها

در مورد اکریل‌های مورد استفاده در پلاک‌های متحرک ارتودنسی در مقاطع زمانی ۱۵ و سی روز تفاوت آماری معنی‌داری بین اکریل‌های بایر و اکروپارس با گروه کنترل مشاهده نشد.

در مقطع زمانی شصت روز بین اکریل ایرانی با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌دار مشاهده نشد ($PV=0/01$). همچنین در این مقطع زمانی بین اکریل بایر با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌دار مشاهده نشد. (جدول ۱)

در رابطه با آرینگ‌های مورد استفاده در این مطالعه، در مقطع زمانی ۱۵ و سی روز بین آرینگ‌های پویان طب و آمریکن ارتو با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌دار مشاهده نشد، در حالی که بین دو آرینگ فوق تفاوت معنی‌دار وجود داشت. ($PV=0/04$) (جدول ۲)، با گذشت زمان و در مقطع زمانی شصت روز اورینگ آمریکن ارتو تفاوت آماری معنی‌داری با گروه کنترل نشان داد. ($PV=0/1$) (جدول ۲)، در مورد سمان‌های گلاس آینومر بندتیت و آریادنت نوع یک، در

موضع به وسیله بتادین ۱۰٪ ضدعفونی می‌شد و جهت افزایش کنترل خونریزی، محل‌های مورد نظر به کمک لیدوکائین حاوی اپی‌نفرین به صورت موضعی بی‌حس می‌گردید و سپس برشی به طول یک سانتی‌متر و تا عمق بافت همبند زیرجلدی موشها ایجاد می‌شد. مواد مورد آزمایش در اندازه‌های مشخص تهیه شده و در اتوکلاو استریل می‌شدند و سپس در محل مورد نظر کاشته شده و محل برش توسط نخ بخیه ابریشمی صفر بسته می‌شد. در محل گروه شاهد نیز برش مشابهی ایجاد شده و محل بدون قرار دادن ماده‌ای دقیقاً مشابه گروههای دیگر بخیه می‌شد.

در هر کدام از مقاطع زمانی ۱۵، سی و شصت روزه یک سوم از موشها جهت تهیه بیوپسی از مطالعه خارج می‌گردید مواد به همراه حدود یک سانتی‌متر از بافت همبند اطراف آنها خارج می‌شدند. در این مقاطع زمانی از گروههای شاهد مربوطه نیز بیوپسی تهیه می‌شد. قبل از تهیه بیوپسی حیوانات مجدداً بیهوش می‌شدند که این موضوع باعث ادامه حیات حیوانات می‌گردید. لازم به ذکر است که کلیه موشهای مورد استفاده در این بررسی زنده مانده و به حیات خویش ادامه دادند. بافتهای بدست آمده در فرمالین ۱۰٪ بافره شده به وسیله بی‌کربنات سدیم که حجم آن ده برابر حجم نمونه جدا شده بود ثابت و به آزمایشگاه انتقال می‌یافتند.

نمونه‌ها ۴۸ ساعت در این محلول باقی مانده و سپس ماده مورد آزمایش از بافت خارج و بافت طی مراحل پردازش آماده شده و سپس در قالبهای پارافینی قرار می‌گرفت و به وسیله دستگاه میکروتوم در ضخامت چهار میکرون برش زده می‌شد. برشها به لام‌های شیشه‌ای انتقال یافته و به وسیله رنگهای همتوکسیلین و ائوزین رنگ‌آمیزی شده و لام‌های بافتی حاصل بر اساس نوع و تعداد سلول‌های التهابی موجود در موضع ارزیابی می‌شدند. میزان ترمیم بافت نیز با توجه به تعداد سلول‌های فیبروبلاست موجود در محل و همچنین کیفیت بافت فیبروز و کلاژن تعیین می‌گردید. بر این اساس واکنشهای بافتی از شماره ۱-۴ و با اصطلاحات بدون التهاب (عدم وجود سلول‌های التهابی، فیبروبلاست‌ها < 30 و بافت فیبروزه بالغ دارای کلاژن فراوان) (۱)، التهاب خفیف (حضور سلول‌های ماکروفاژ،

جدول ۱: مقایسه اسکور التهاب بین اکریل های آکروپاس و بایر در مقاطع زمانی مختلف

زمان	نوع ماده	فراوانی اسکور التهاب				نتیجه آزمون Kruskal Wallis	نتیجه آزمون Mann Whitney
		۱	۲	۳	۴		
۱۵ روز	اکریل اکروپارس	٪۱۸/۸	٪۵۶/۳	٪۲۵/۰		P.v = ۰/۲	
	اکریل بایر	٪۶۸/۸	٪۲۵/۰	٪۶/۳			
	گروه شاهد	٪۳۷/۵	٪۳۷/۵	٪۲۵/۰			
۳۰ روز	اکریل اکروپارس	٪۸۷/۵	٪۱۲/۵			P.v = ۰/۲۰	
	اکریل بایر	٪۶/۳	٪۹۳/۸				
	گروه شاهد	٪۲۵/۰	٪۵۰/۰	٪۲۵/۰			
۶۰ روز	اکریل اکروپارس ۱	٪۳۱/۳	٪۶۸/۸			P.v = ۰/۰۱	P.v ۱ و ۲ = ۰/۲۴ P.v ۱ و ۳ = ۰/۰۱ P.v ۲ و ۳ = ۰/۱۷
	اکریل بایر ۲	٪۷/۷	٪۹۲/۳				
	گروه شاهد ۳	٪۶۰/۰	٪۴۰/۰				

جدول ۲: مقایسه اسکور التهاب بین اُرینگ آمریکن و پویان طب در مقاطع زمانی مختلف

زمان	نوع ماده	فراوانی اسکور التهاب				نتیجه آزمون Kruskal Wallis	نتیجه آزمون Mann Whitney
		۱	۲	۳	۴		
۱۵ روز	اُرینگ پویان طب نور ۱		٪۷۳/۳	٪۲۶/۷		P.v = ۰/۳	P.v ۱ و ۲ = ۰/۰۴
	اُرینگ امریکن ارتو ۲		٪۵۶/۳	٪۴۳/۸			
	گروه شاهد		٪۷۵/۰	٪۲۵/۰			
۳۰ روز	اُرینگ پویان طب نور	٪۶/۳	٪۹۳/۸			P.v = ۰/۶۷	
	اُرینگ امریکن ارتو	٪۶/۳	٪۹۳/۸				
	گروه شاهد	٪۱۲/۵	٪۸۷/۵				
۶۰ روز	اُرینگ پویان طب نور ۱	٪۱۲/۵	٪۸۷/۵			P.v = ۰/۰۱	P.v ۱ و ۲ = ۰/۰۱ P.v ۱ و ۳ = ۰/۴۹ P.v ۲ و ۳ = ۰/۰۱
	اُرینگ امریکن ارتو ۲		٪۸۷/۵	٪۱۲/۵			
	گروه شاهد ۳	٪۲۷/۵	٪۶۲/۵				

نوع کوئل در مقایسه با گروه کنترل تفاوت آماری معنی داری نشان دادند. ($Pv=0/06$) ($Pv<0/01$) که در مورد کوئل های استیل این تفاوت چشم گیرتر بود. (جدول ۴)

بحث

با توجه به اینکه مواد ارتودنسی به مدت طولانی در مجاورت بافت های دهان قرار می گیرند نیاز به مصرف مواد دارای سازگاری نسجی ضرورت کاربرد این گونه تحقیقات را اثبات می کند.

مقاطع زمانی ۱۵ و سی روز تفاوت معنی داری بین سمان های مذکور با گروه کنترل مشاهده نشد. در حالی که با گذشت زمان و در طی شصت روز هر دو سمان نسبت به گروه کنترل تفاوت آماری معنی داری را نشان دادند. ($Pv=0/04$) ($Pv=0/014$). در مقایسه بین دو سمان نیز تفاوت معنی دار بود. ($Pv=0/04$) به طوری که سمان بندتیت عدم سازگاری نسجی بیشتری را نشان داده بود. (جدول ۳) در مورد کوئل اسپیرینگ های نیکل تیتانیوم و استیل، در مقاطع زمانی ۱۵ و سی روز تفاوت آماری معنی داری در هر دو نوع کوئل مشاهده نشد، اما در طی شصت روز هر دو

جدول ۳: مقایسه اسکور التهاب بین گلاس آینومر بندتیت و آریادنت در مقاطع زمانی مختلف

زمان	نوع ماده	فراوانی اسکور التهاب				نتیجه آزمون Kruskal Wallis	نتیجه آزمون Mann Whitney
		۱	۲	۳	۴		
۱۵ روز	گلاس آینومر بندتیت	٪۳۷/۵	٪۱۸/۸	٪۳۱/۳	٪۱۲/۵	P.v = ۰/۵۲	
	گلاس آینومر آریادنت	٪۱۲/۵	٪۷۵/۰	٪۶/۳	٪۶/۳		
	گروه شاهد		٪۶۲/۵	٪۶۲/۵			
	گلاس آینومر بندتیت	٪۶/۳	٪۷۵/۰	٪۱۸/۸			
۳۰ روز	گلاس آینومر آریادنت	٪۶/۳	٪۹۳/۸			P.v = ۰/۱۵	
	گروه شاهد	٪۱۲/۵	٪۸۷/۵				
	گلاس آینومر بندتیت ۱	٪۲۳/۵	٪۷۰/۶	٪۵/۹			
	گلاس آینومر آریادنت ۲		٪۱۰۰/۰				
۶۰ روز	گروه شاهد ۳	٪۵۰/۰	٪۵۰/۰				

جدول ۴: مقایسه اسکور التهاب بین کوئل اسپیرینگ های نیکل تیتانیوم و استیل در مقاطع زمانی مختلف

زمان	نوع ماده	فراوانی اسکور التهاب				نتیجه آزمون Kruskal Wallis	نتیجه آزمون Mann Whitney
		۱	۲	۳	۴		
۱۵ روز	کوئل نیکل تیتانیوم		٪۷۵/۰	٪۲۵/۰		P.v = ۰/۳۰	
	کوئل استیل		٪۷۵/۰	٪۲۵/۰			
	گروه شاهد		٪۷۵/۰	٪۲۵/۰			
	کوئل نیکل تیتانیوم		٪۸۷/۵	٪۱۲/۵			
۳۰ روز	کوئل استیل		٪۷۵/۰	٪۲۵/۰		P.v = ۰/۰۷	
	گروه شاهد	٪۲۵/۰	٪۷۵/۰				
	کوئل نیکل تیتانیوم ۱	٪۱۲/۵	٪۸۷/۵				
	کوئل استیل ۲		٪۱۰۰/۰				
۶۰ روز	گروه شاهد ۳		٪۱۰۰/۰				

بررسیهای Rose و همکاران (۹) که به مقایسه سازگاری نسجی اکریل‌های مورد استفاده در دستگاههای متحرک ارتودنسی پرداخته‌اند نشان می‌دهد که اکریل‌های هات کیور کمترین سمیت را داشته و اکریل‌های سلف کیور ارتودنسی نسبت به اکریل‌های سلف کیور پروتز سمیت بیشتری نشان داده‌اند.

در تحقیق صادقیان و همکاران (۱۰) در مورد ارزیابی سمیت هشت ماده ارتودنسی در محیط کشت فیبروبلاست‌ها نیز سمیت اکریل آکروپارس در مقایسه با گروه کنترل مشاهده گردید که با نتایج بررسی فعلی هماهنگ می‌باشد. اُرینگ‌های پویان طب و امریکن ارتو نیز با گذشت زمان و در مقطع

در مورد سازگاری نسجی آکریل‌های مورد استفاده در پلاک‌های متحرک ارتودنسی نتایج مطالعه فعلی نشان می‌دهد که با گذشت زمان سازگاری نسجی اکریل آکروپارس (ایرانی) کمتر شده و در مقطع زمانی شصت روز سازگاری نسجی این ماده با گروه کنترل تفاوت آماری معنی‌داری نشان می‌دهد. در حالی که اکریل بایر در هر سه مقطع زمانی سازگاری نسجی مناسبی از خود نشان داده است.

مطالعات قبلی بیانگر سمیت آکریل‌های سلف کیور می‌باشد (۷-۸)، در مورد اکریل‌های مورد استفاده در پروتز مطالعات Hung و همکاران (۷) و Sheridan و همکاران (۸) نشان‌دهنده سمیت اکریل‌های سلف کیور می‌باشد.

آینومر و خصوصاً سمان بندتیت بود. با توجه به اینکه با گذشت زمان عدم سازگاری این سمان‌ها بیشتر شده به نظر نمی‌رسد بتوان این نتیجه را به آزادسازی فلوراید از این سمان‌ها مربوط دانست.

Oliva و همکاران (۱۵) که به ارزیابی سمیت پنج نوع سمان گلاس آینومر در محیط کشت اوستئوبلاست‌های انسان پرداخته‌اند گزارش کرده‌اند که چهار نوع از این سمان‌ها سازگاری نسجی مناسبی از خود نشان داده‌اند که با نتایج این مطالعه هماهنگ نمی‌باشد. بنابراین توصیه می‌گردد بررسیهای بیشتری بر روی این سمان‌ها خصوصاً با توجه به ترکیبات موجود در آنها صورت گیرد.

در رابطه با آلیاژهای استیل زنگ نزن و نیکل تیتانیوم نیز با گذشت زمان عدم سازگاری نسجی مشاهده گردید البته سمیت کوئل‌های استیل قابل ملاحظه‌تر از کوئل‌های نیکل تیتانیوم بود.

برخلاف نتایج حاصل از این مطالعه نتایج حاصل از بررسیهای Ryhanen و همکاران (۱۶)، Locci و همکاران (۱۷)، Finni و همکاران (۱۸)، Kapanen و همکاران (۱۹) و Mockers و همکاران (۲۰) نشان دهنده سازگاری نسجی مناسب آلیاژ استیل زنگ نزن می‌باشد.

در بررسی صادقان و همکاران (۱۰) در مورد کوئل استیل زنگ نزن در محیط کشت فیبروبلاست‌ها نیز سازگاری نسجی مناسب این آلیاژ مشاهده گردید، ولی در مطالعه فعلی با گذشت زمان عدم سازگاری نسجی این آلیاژ مشاهده شد. در رابطه با آلیاژ نیکل تیتانیوم بررسیهای Putters و همکاران (۲۱) و Essouni و همکاران (۲۲) نشان‌دهنده سازگاری نسجی مناسب این آلیاژ بوده‌اند لیکن در تحقیق صادقان و همکاران بر روی محیط کشت فیبروبلاست‌ها (۱۰) و مشابه با نتایج بررسی فعلی آلیاژ نیکل تیتانیوم عدم سازگاری نسجی را نشان داده است. برخی از محققان سمیت این آلیاژها را مرتبط با میزان نیکل و مراحل ساخت آنها می‌دانند.

Faccioni و همکاران (۲۳) در تحقیق کلینیکی (In vivo) خود میزان آزادسازی یون‌های نیکل و کبالت و صدمه به DNA سلولی را در سلول‌های مخاطی بیماران ارتودنسی ثابت

زمانی شصت روز تفاوت آماری معنی‌داری در مقایسه با گروه کنترل نشان داده‌اند در حالی که سمیت آرینگ‌های پویان طب کمتر از آرینگ‌های آمریکن ارتو بوده است. (جدول ۲) Lobner و Hanson (۱۱) در بررسی خویش در مورد سمیت الاستیک‌های ارتودنتیک سمیت این مواد را مرتبط با محتوای روی آنها دانسته با این حال نتیجه‌گیری کردند که کاربرد این مواد در کلینیک قابل قبول می‌باشد. همچنین Holmes و همکارانش (۱۲) در بررسی سیتوتوکسیسیته الاستیک‌های ارتودنسی نتیجه‌گیری کردند که در موقعیتهای آزمایشگاهی کلیه الاستیک‌های ارتودنسی سمی هستند ولی در شرایط بالینی این سمیت قابل ملاحظه نمی‌باشد. در تحقیق صادقان و همکاران (۱۰) در مورد سمیت آرینگ‌های پویان طب و آمریکن ارتو در محیط کشت فیبروبلاست‌ها نیز هر دو آرینگ تا حدودی عدم سازگاری نسجی از خود نشان داده‌اند ولی در روش تماس مستقیم این مواد با محیط کشت این عدم سازگاری نسجی قابل ملاحظه نبوده است. (۱۰)، نتایج مطالعه حاضر نیز در هماهنگی با نتایج بررسیهای فوق، عدم سازگاری نسجی این آرینگ‌ها را نشان می‌دهد. جهت دستیابی به نتایج دقیقتر، تحقیقات وسیعتری در محیط دهان انسان و همچنین با توجه به عامل زمان توصیه می‌گردد.

در مورد سمان‌های گلاس آینومر بندتیت و آریادنت نوع یک با گذشت زمان عدم سازگاری نسجی مشاهده شد. سمان بندتیت سمیت بیشتری نسبت به سمان آریادنت نشان داد. این نتایج با بررسیهای Caughman و همکاران (۱۳) هماهنگ می‌باشد. آنها در بررسی سمیت سمان‌های گلاس آینومر به این نتیجه رسیدند که این سمان هیچ‌گونه صدمه سلولی مورفولوژیک نشان نداده ولی از سنتز ماکرومولکول‌ها در فیبروبلاست‌ها ممانعت می‌کند. Bouillaguet و همکاران (۱۴) گزارش کردند که سمیت گلاس آینومر با گذشت زمان متغیر بوده و کاهش می‌یابد، در حالی که در مطالعه فعلی با گذشت زمان سمیت هر دو نوع سمان مورد بررسی افزایش یافته است.

در مقایسه بین این دو سمان در محیط کشت فیبروبلاست‌ها در تحقیق صادقان و همکاران (۱۰) نتایجی کاملاً مشابه نتایج فعلی بدست آمد که بیانگر سمیت هر دو سمان گلاس

همچنین در مورد سمان گلاس آینومر بندتیت که در هر دو بررسی پژوهشگر (در محیط کشت فیبروبلاست‌ها و بافت همبند زیرجلدی موشهای آزمایشگاهی) سمیت بسیار بالایی را از خود نشان داده است که با گذشت زمان نیز افزایش یافته، توصیه می‌گردد در مورد واردات این گونه محصولات نظارت بیشتری مبذول گردد. همچنین توصیه می‌شود این گونه تحقیقات در محیط دهان و بر روی مواد وراثتی سلول‌ها نیز انجام گیرد.

نتیجه‌گیری

این بررسی نشان داد که در مورد اکثر مواد تحت بررسی، گذشت زمان در افزایش واکنشهای التهابی نقش داشته که این مسئله در مورد سمان گلاس آینومر بند تیت و کویل اسپرینگ استیل قابل ملاحظه بود.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از معاونت پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خراسان جهت پرداخت هزینه‌های مطالعه و از مرکز تحقیقات پروفیسور ترابی‌نژاد و جناب آقای دکتر ادیبی تشکر و قدردانی می‌شود.

REFERENCES

1. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: Implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod.* 2002 June;72(3):222-37.
2. Craig RC, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. Philadelphia, St. Louis; Mosby; 2000,137,138.
3. Dug O, Brouner A, Shaks JK. Microscopic and x - ray analysis of histopatologic reaction to endodontic sealers in subcutaneous tissue. *J Endod.* 1988 Jan;14(1):13-23.
4. Kolokuris I, Beltes P, Economides N, Vlemmas I. In vivo comparison of the biocompatibility of two root canal sealers implanted in the subcutaneous connective tissue of rats. *J Endod.* 1998 Feb;24(2):84-5.
5. 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.
6. Brune D. Metal release from dental materials. *Biomater.* 1989 May;7(3):163-175.
7. Hung FM, Tai KW, Hucchang YC. Cytotoxic effects of denture base materials on a permanent human oral epithelial cell line and on primary oral fibroblast in vitro. *Int J Prosthodont.* 2001 May;14(5):439-443.
8. Sheridan PJ, Koha, Ewoldsen NO, Lefebvre CA. Cytotoxicity of denture base resins. *Int J Prosthodont.* 1997 Jan;

مورد بررسی قرار دادند. آنها نتیجه گرفتند که میزان یون‌های فوق‌الذکر در بیماران ارتودنسی نسبت به گروه کنترل چندین برابر بوده و این یون‌ها قادرند به DNA سلول‌های مخاطی دهان انسان صدماتی را وارد کنند. Hwang و همکاران (۲۴)، Bishara و همکاران (۲۵) و Kerosuo و همکاران (۲۶) که به بررسی محتوای کروم و نیکل در بزاق و خون بیماران تحت درمان ارتودنسی ثابت پرداختند نتیجه گرفتند که میزان این یون‌ها تفاوت قابل ملاحظه‌ای با گروه کنترل ندارد.

Bishara و همکاران (۲۵) که به بررسی میزان نیکل در خون بیماران تحت درمان ارتودنسی ثابت پرداختند نتیجه گرفتند که میزان این یون بعد از پنج ماه درمان قابل ملاحظه نیست. Hwang و همکاران (۲۴) نیز در تحقیق آزمایشگاهی خود میزان آزادسازی یون‌های فلزی در اثر اتصالات ارتودنسی ثابت را قابل ملاحظه ندانستند.

با توجه به نتایج متفاوتی که از تحقیقات فوق‌الذکر بدست آمده می‌توان نتیجه گرفت که سازگاری نسبی این مواد به ترکیبات جزئی و مراحل ساخت آنها مربوط می‌باشد، مثلاً در مورد آکريل‌های مورد بررسی در این مطالعه نوع ایرانی آنها با گذشت زمان سمیت بیشتری را نشان داده‌اند بنابراین به نظر می‌رسد که در مورد ساخت این مواد بررسی‌های دقیقتر و نظارت بیشتری ضروری می‌باشد.

- 10(1):34-37.
9. Rose EC, Bumann J, Jones IE. Contribution to the biological assessment of orthodontic acrylic materials measurement of their residual monomer output and cytotoxicity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000 April; 61(4): 246–257.
10. Sadeghian S, Nasr Esfahani M, Molavi F. In vitro biocompatibility of eight orthodontic materials in human oral fibroblasts. *J Islam Dent Assoc IR*. 2006 Summer;18(2):72-80.
11. Hanson M, Lobner D. In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004 July;126(1):65-70.
12. Holmes J, Barker MK, Walley EK, Tuncay OC. Cytotoxicity of orthodontic elastic. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993 Aug;14(2):188–91.
13. Caughman WF, Canghman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: Effects on oral cells. *J Prosthet Dent*. 1990 May ;63(5):513–521.
14. Bouillaguet S, Assaf Y, Virgillito M, Hols J, Meyer J. Cytotoxicity of resin – reinforced glass ionomer cements. *Acta Med*. 1999 Oct;(4):14-19.
15. Oliva A, Regione F, Salerno A. Biocompatibility studies on glass ionomer cement by primary cultures of human osteoblast. *Biomater*. 1990 July;17(13):1351-1356.
16. 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 Sept; 41(3):481-488.
17. Locci P, Marinucci L, Lilli C, Belcastro C. Biocompatibility of alloys used in orthodontics evaluated by cell culture test. *J Biomed Mater Res*. 2000 Sept;51(4):567–368.
18. Fini M, Nicoli A, Torricelli P, Borsari G. A new austenitic stainless steel with negligible nickel content. *Biomater*. 2003 Dec;24(27):4929–4939.
19. Kapanen A, Pyhanen J, Danilov A, Tuukkanen J. Effect of nickel titanium shape memory metal alloy on bone formation. *Biomaterials*. 2001 Sept;12(18):2475–2480.
20. Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires invitro. *Dent Mater*. 2002 June;18(14):307–311.
21. Putters JL, Kaulesar DM, Zeeuw GR. Comparative cell culture effects of shape memory metal (nitinol). Nickel and titaninm: A biocompatibility estimation. *Eur Surg Res*. 1992 June; 24(6):378–382.
22. Essouni M, Brandies HF. On the transformation behaviour mechanical properties and biocompatibility of two niti – based shape memory alloys: niti 24 and Niti 42 cu. *Biomater*. 2001 Aug;22(15):2153–2161.
23. Faccioni F, Franceschettip, Cerpelloni M, Fracasso M. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucos cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Dec;124:687–94.
24. Hwang CY, Shin JS, Cha JY. Metal release from simulated fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;Oct;120(4):383–91.
25. Bishara SE, Barrett RD, Selim MI. Biodegradation of orthodontic applanccs. Part II. Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993 Feb;103(2):115–119.
26. Kerosuo H, Moe G, Hensten-pettersen A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 June;111(6):595–8.