مقایسه میزان آزاد سازی یون نیکل و محل ایجاد خوردگی در چند نوع براکت استینلس استیل رایج در بازار ایران

دکتر آرزو جهان بین*، دکتر مصطفی شهابی#، دکتر نیما مخبر***، دکتر الهام توکلیان اردکانی******

* استادیار گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

** دانشیار گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

*** متخصص گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

**** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله : ۸۷/۷/۲۸ - تاریخ پذیرش : ۸۷/۱۱/۱۵

Comparison of Nickel Ion Release and Corrosion Sites among Commonly Used Stainless Steel Brackets in Iran

Arezoo Jahanbin*, Mostafa Shahabi**#, Nima Mokhber***, Elham TavakkolianArdakani****

** Assistant Professor, Dept of Orthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran*

*** Associate Professor, Dept of Orthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran*

**** Orthodontist, Dept of Orthodontics, School of Dentistry and Dental Research Center of Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran*

***** Dentist*

Received: 19 October 2008; Accepted: 3 February 2009

Introduction: One of the characteristics of brackets is resistance to corrosion. Corrosion could disturb dental movement through increasing, the friction between arch wire and slot. It could also cause dental discoloration. The aim of this study was to compare corrosion rate as well as corrosion site of five commonly used brackets in Iran.

Materials & Methods: In this in vitro experimental study, 80 lower central stainless steel brackets (18- slot) from different companies (Mira, Dentaurum, Forte, Joli and 3M) were selected. At first, the brackets were mounted in Rapid impression material and the photographs were taken from six different views for assessing slots, bases, and wings using stereomicroscope device with X50 magnification. Then, each 8 brackets were put into a capped glass containing artificial saliva with PH=7.2 and they were incubated in 37±1°c temperature. The amount of released Nickel ion was measured by Atomic absorption technique after 6 weeks and for each bracket, photographs were taken again from previous views. Statistical analysis was done using Chi-square, Cochrane and Kruskal-Wallis and McNimar tests.

Results: The minimum Nickel ion release belonged to 3M brackets (0.86±0.1 PPB) and the maximum release was for Forte brackets (17.49±0.01 PPB). Furthermore, corrosion was seen more in bracket bases (mesh surfaces) and it was less observed in their faces.

Conclusion: The order of the Nickel ion release was: 3M<Dentaurum< Joli< Mira<Forte. Corrosion was the highest in the base of the brackets.

Key words: Nickel, corrosion, bracket.

 # Corresponding Author: Shahabim@mums.ac.ir

J Mash Dent Sch 2009; 33(1): 17-24.

چکیده

مقدمه: یکی از ویژگی های مهم براکت، مقاومت به خوردگی است که خود خوردگی می تواند باعث اختلال در حرکت دندانها از طریق افزایش اصطکاک بین آرچ وایر و اسلات و نیز بروز تغییر رنگ در مینای دندانها گردد. هدف از این مطالعه مقایسه میزان خوردگی ۵ نوع براکت رایج در بازار ایران و بررسی محلهای شایع ایجاد خوردگی در آنها بود.

مواد و روش ها: در این تحقیق تجربی-آزمایشگاهی، ۸۰ عدد براکت ۰/۰۱۸ استیل استاندارد اج وایز دندان سانترال پایین از کارخانه های Mira، Dentaurum، Forte، Joli و 3M (از هر کدام ۱۶ عدد) انتخاب شدند. در ابتدا براکت‌ها در مادهٔ قالب گیری Rapid مانت شده و از شش جهت با دستگاه استرئومیکروسکوپ با بزرگنمایی ۵۰ از آنها عکس تهیه گردید. سپس براکت های مربوط به هر کارخانه به صورت ۸ تا ۸ تا در ظروف شیشه‌ای

 # مولف مسؤول، آدرس : مشهد، فلکه پارک، دانشکده دندانپزشکی، گروه ارتودانتیکس تلفن: ۱۵- ۸۸۲۹۵۰۱-۰۵۱۱

E-mail: Shahabim@mums.ac.ir

دربسته در محیط بزاق مصنوعی با PH=۷/۲ و در محیط انکوباتور تحت درجه حرارت ۱±۳۷ درجه سانتی گراد قرار گرفتند. پس از ٦ هفته غلظت یون نیکل آزاد شده از هر نمونه به کمک روش جذب اتمی (Atomic absorption) اندازه‌گیری و مجدداً از هر براکت با کمک استرئومیکروسکوپ برای رویت مناطق خوردگی در جهات قبلی عکس تهیه شد. تجزیه و تحلیل آماری با آزمون های Chi-square، کوکران و کروسکال- والیس و مک نمار انجام گرفت.

یافته ها: کمترین میزان آزادسازی نیکل مربوط به براکت 3M (۰/۱PPB±۰/۸٦) و بیشترین آن مربوط به براکت Forte (۰/۱PPB±۱۷/٤۹) بود. به علاوه سطح مش بیشترین و سطحی که بیس و بالچه از روبرو دیده می شدند از کمترین میزان خوردگی در کل براکت ها برخوردار بود.

نتیجه‌گیری: ترتیب آزادسازی نیکل به صورت Forte>Mira>Joli>Dentaurum>3M بود و بیشترین میزان بروز خوردگی در سطح مش مشاهده گردید.

واژه های کلیدی: نیکل، خوردگی، براکت.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۸ دوره ۳۳ / شماره ۱ : ۲۴-۱۷.

مقدمه

یکی از ویژگی های مهم براکت، مقاومت به خوردگی است که خود خوردگی می تواند باعث اختلال در حرکت دندانها از طریق افزایش اصطکاک بین آرچ وایر و اسلات و نیز بروز تغییر رنگ در مینای دندانها گردد. پدیده خوردگی می تواند خاصیت مکانیکی براکت را به میزان قابل توجهی کم کند و باعث آزادشدن مواد خارجی گردد که زمینه را برای بروز عوارض سیتوتوکسیک و بیولوژیک آماده می کند. خوردگی به واکنش الکتروشیمیایی یک ماده فلزی با محیط اطراف آن گویند. در حفره دهان، خوردگی با آزادسازی یونهای فلزی از آلیاژهای ارتودنسی رخ می‌دهد تا ترکیبات پایدارتری همچون کلراید، سولفاید و اکسید را تشکیل دهد. فلزات ناپایداری همچون آهن، نیکل، کروم، مولیبدن و تیتانیوم از عناصر مهم آلیاژهای آرچ وایر و براکت‌های فلزی می‌باشند. خوردگی در اثر افزایش استرس‌های داخلی بیشتر می‌شود. همچنین مقدار آن در ساختمانهای غیرهموژن بیشتر می‌باشد.[۱]

در اثر تماس ممتد و در حضور الکترولیت (مثل بزاق)، دستگاه های ارتدنسی ثابت به عنوان یک سلول الکتریکی عمل کرده و می توانند فلزات سنگین آزاد کنند.[۲]

در مطالعات صورت گرفته، خصوصیات توکسیک، آلرژیک، موتاژنیک و حتی کارسینوژنیک برای این عناصر آزاد شده گزارش شده است.[۳-۸] از مهمترین این عناصر یون نیکل است که واکنش ازدیاد حساسیت به آن بسیار شایع بوده و بر اساس گزارشات مختلف بین ۱۵-۳۰٪ از کل جمعیت به آن آلرژی دارند که این مساله در زنان ۱۰ برابر شایع تر از مردان است.[۶و۸]

بررسی ها نشان داده است که نیکل هم برای انسان و هم برای حیوانات سمی بوده و یک عامل کارسینوژن برای حفره بینی و سیستم تنفسی محسوب می شود و نیز می تواند به عنوان عاملی برای واکنش های ایمونولوژیک قوی عمل نماید. نیکل دارای خصوصیات سمیت سلولی متوسط بوده و ممکن است در مکانیسم بروز آسم هم دخیل باشد.[۹]

مشخص شده است غلظت های غیرسمی نیکل نیز ممکن است به ساختار DNA آسیب برساند و موجب از هم گسیختگی تک رشته ای DNA گردد.[۸]

در این رابطه، Gwinnett به این نتیجه رسید که وجود میکروارگانیسم و PH پایین به همراه محیط غنی از کلراید و اکسیژن بالا محیط را برای خوردگی براکت ها مطلوب می‌سازد.[۱۰]

Shin و همکارانش دو نوع آرچ‌وایر استیل و دو نوع NiTi را در بزاق مصنوعی به مدت ۳ ماه غوطه‌ور ساختند. نتایج این تحقیق هر چند خوردگی را در براکت و بند نشان داد ولی سیم های NiTi دچار خوردگی نشدند.[۱۱]

Lin و همکارانش در سال ۲۰۰٦ به بررسی مقاومت به کروژن براکت‌های SS پرداختند. نتایج نشان داد که براکت‌های SS تفاوت زیادی در مقاومت پولاریزاسیون دارند، در حالی که هیچ تفاوت آماری بین براکت‌های Roth و استاندارد وجود ندارد.[۱۲]

Siargos و همکارانش در سال ۲۰۰۷ به مقایسه اثرات گالوانیک براکت‌های معمولی و براکت‌های (MIM)

Metal injected molded با آرچ‌وایرهای ارتودنسی پرداختند. ٦ نوع براکت با ۳ نوع سیم ارتودنسی (۳ تا NiTi و ۳ تا Copper NiTi) در محیط اسیدلاکتیک به مدت ۲۸ روز در دمای ۳۷°c نگه داشته شدند و سپس اختلاف پتانسیل بین سیم و براکت در طی تحقیق محاسبه شد. نتایج تحقیق نشان داد خوردگی این دو نوع براکت با هم تفاوتی ندارد.[۱۳]

بر اساس تحقیق Costa و همکارانش، براکت‌های AISI 304 در مقایسه با نوع Low nickel خوردگی بیشتری نشان می دهند.[۱٤]

Maijer و Smith به منظور بررسی خوردگی قاعدهٔ براکت‌های ارتودنسی، Stain های موجود بر روی آن ها را مطالعه کرده و نشان دادند وجود حفره همراه با بهداشت بد دهان منجر به خوردگی براکت ها و تشکیل محصولات خوردگی و در نهایت منجر به ایجاد Stain در مینا می‌شود.[۱۵]

با توجه به افزایش قیمت براکت ها در سالهای اخیر و معرفی براکت هایی با قیمت های پایین تر همواره این سوال وجود دارد که آیا همهٔ آنها ویژگی های فیزیکی و شیمیایی مشابهی دارند یا خیر. از آن جا که میزان آزادسازی یون نیکل خود می تواند ملاکی برای ارزیابی میزان خوردگی باشد هدف از انجام این تحقیق مقایسه میزان آزادسازی یون نیکل چند نوع براکت و انتخاب بهترین براکت از میان براکت های با قیمت مناسب تر بود. از طرفی چون محل ایجاد خوردگی در براکت های مختلف با هم فرق می کند لذا یافتن آن به ما کمک می کند که بدانیم در اثر استفاده از هر یک از انواع براکت و بروز احتمالی خوردگی در آن چه نوع عارضه ای طی درمان ارتدنسی محتمل خواهد بود.

مواد و روش ها

در این تحقیق تجربی-آزمایشگاهی میزان خوردگی ۵ نوع براکت ارتودنسی استینلس‌استیل ۰/۰۱۸ استاندارد اج وایز مورد مقایسه قرار گرفت:

این براکت‌ها عبارت بودند از:

۱- براکت Dentaurum (Dentaurum, Germany)

۲- براکت Joli (Joli, China)

۳- براکت Mira (Mira, France)

٤- براکت 3M (3M,USA)

۵- براکت Forte (Forte, China)

در این مطالعه از هر کارخانه ١٦ عدد و جمعاً ۸۰ عدد براکت تهیه گردید. همه براکت‌ها مربوط به دندان سانترال پایین بودند. ابتدا از این براکت‌ها با کمک استرئومیکروسکوپ با بزرگنمایی ۵۰ عکس برداری شد. برای یکسان شدن عکس‌های تهیه شده از براکت‌ها، یک نمونه از براکت های هر کارخانه از ٦ جهت مختلف در مادهٔ قالب گیری Rapid مانت و شماره گذاری شد به گونه ای که هر شماره موید یک جهت برای تهیه عکس بود. به این ترتیب از شش جهت برای رؤیت اسلات، بیس و وینگ ها و مش عکس تهیه گردید که بر این اساس هیچیک از براکت ها از قبل دارای خوردگی تشخیص داده نشدند (شکل ۱).

محلول بزاق مصنوعی که در این آزمایش استفاده شد متعلق به شرکت داروپخش توس و شامل ۲ نمک عمده Nacl و $MgCl_2$ و یک پلیمر مشتق از سلولز جهت افزایش ویسکوزیته بود. حجم عمده بزاق فوق، آب بوده و فاقد یون فلزی Ni یا سایر یون های هم‌گروه با آن بود. در بررسی انجام گرفته با تکنیک اسپکتروفوتومتری اتمی، شیشه مورد استفاده و بزاق مصنوعی هیچ یک یون نیکل آزاد نمی کردند.

بعد از تهیه عکس های مذکور، براکتها با استون چربی‌زدایی و با آب مقطر آبکشی شدند و خشک کردن آنها توسط هوای سرد سشوار انجام شد. سپس براکت ها از هر کارخانه در دسته های ۸ تایی در ظروف شیشه‌ای با در محکم‌شونده به حجم ۱/۸ میلی‌لیتر و حاوی ۱/۸ میلی‌لیتر بزاق مصنوعی با PH=۷/۲ و ویسکوزیته ۱۱۰ psi قرار داده شد. علت قرار دادن ۸ براکت در ظرف شیشه ای، ممانعت از به هم فشردگی براکت ها و تماس بهتر بزاق با آنها بود.

نمونه‌ها به مدت ٦ هفته در انکوباتور تحت درجه حرارت ثابت ۱°c۳۷± قرار گرفت و پس از این مدت در آزمایشگاه شیمی تجزیه، غلظت یون نیکل آزاد شده در هر یک از شیشه‌ها به کمک روش جذب اتمی (شیوه کوره گرافیتی) اندازه‌گیری شد.

روش کوره گرافیتی روشی بسیار حساس و انتخابی برای

اندازه گیری یون های فلزی در نمونه های مختلف می باشد و هنگامی که غلظت یون ها کم و در حد PPB (µg/lit) باشد، از آن استفاده می شود. در این روش کلیه نمونه ها بصورت محلول تهیه گردیده و بوسیله یک پاشنده (Nebulizer) بداخل شعله پاشیده می شود.

در تحقیق حاضر مقدار کمی از نمونه در حد چند میکرولیتر بداخل یک کوره گرافیتی تزریق شد. این لوله توسط دو الکترود تا درجه ۳۰۰۰°c گرم شده و نمونه به اتم تبدیل و سپس در معرض نور لامپ قرار گرفته و میزان جذب (Absorption) اندازه گیری گشت. به این ترتیب غلظت یون نیکل در هر نمونه اندازه گیری شد. پس از این مرحله مجدداً براکت ها با استون چربی زدایی و با آب مقطر آبکشی شدند سپس در دستگاه اولترا سونیک به مدت ۲۰ دقیقه قرار گرفته و مجدداً با آب مقطر شستشو و با سشوار خشک شدند و دوباره درون قالب های قبلی که از Rapid ساخته شده بود قرار داده شد و در نهایت زیر استرئو میکروسکوپ با بزرگنمایی ۵۰ بررسی و از جهات قبلی از آنها عکس تهیه شد. در نهایت اطلاعات وارد نرم افزار آماری SPSS شد و با کمک آنالیز Chi-square و کوکران و کروسکال-والیس و آزمون مک نمار گروهها با هم مقایسه شد تا اختلاف احتمالی مشخص گردد. در همه آزمون ها سطح معنی داری α=۰/۰۵ مدنظر بوده است.

یافته ها

جدول ۱ به مقایسه میزان خوردگی براکت های مورد مطالعه در این تحقیق می پردازد. براین اساس، کمترین میزان آزادسازی نیکل مربوط به براکت 3M (۰/۸۶±۰/۱PPB) و بیشترین آن مربوط به براکت Forte (۱۷/۴۹±۰/۰۱PPB) و ترتیب آزادسازی نیکل به صورت 3M<Dentaurum< Joli< Mira<Forte بود.

بر مبنای جدول ۲ و آزمون کروسکال-والیس تعداد محل خوردگی در براکت‌های مختلف با یکدیگر اختلاف معنی‌داری داشت. به طوری که بیشترین میزان تعداد محل خوردگی مربوط به براکت های Mira و کمترین آن متعلق به براکت‌های 3M بود ($P<۰/۰۰۱$).

بر اساس جدول ۳ و آزمون Chi-square مشخص شد بین براکت‌های مختلف از نظر وجود خوردگی در تمامی شش سطح بررسی شده اختلاف معنی داری وجود داشت ($P<۰/۰۰۱$).

با این وجود جدول ٤ و آزمون کوکران نشان می دهد میزان خوردگی در محل‌های مختلف، متفاوت است. به نحوی که در نمونه‌های مورد بررسی بیشترین میزان بروز خوردگی در سطح مش و کمترین آن در سطحی که بیس و بالچه براکت از روبرو مشاهده می شود بوده است ($P<۰/۰۰۱$).

در مقایسه های دو به دو، آنالیز مک نمار مشخص کرد بین براکت دنتاروم با Forte، Joli با 3M، دنتاروم با 3M، Mira با 3M، Forte با 3M، دنتاروم با Forte، Joli با Forte، Mira با Forte، دنتاروم با Mira و Joli با Mira اختلاف معنی داری وجود داشت ($P<۰/۰۰۱$).

جدول ۱ : میانگین و انحراف معیار میزان آزاد سازی یون نیکل در براکت‌های تحت مطالعه (بر حسب واحد PPB)

نوع براکت	میانگین	انحراف معیار
Dentaurum	۲/٦۳	۰/٤۱
Joli	۲/٦٥	۰/۰٥
Mira	۱۳/٥٤	۲/۷٤
Forte	۱۷/٤۹	۰/۰۱
3M	۰/۸٦	۰/۱۰
کل	۷/٤۳٦۰	٦/۸۹

جدول ۲ : میانگین و انحراف معیار تعداد محلهای رویت خوردگی در براکت‌های مورد مطالعه

براکت	میانگین	انحراف معیار	میانه
Dentaurum	٥/٥۰	۰/٥۱	٥/٥۰
Joli	٤/٥٦	۰/۸۹	٥/۰۰
Mira	٦/۰۰	۰/۰۰	٦/۰۰
Forte	٥/٦۸	۰/٤۷	٦/۰۰
3M	۱/۷٥	۱/۹۸	۱/۰۰
جمع کل	٤/۷۰	۱/۸٥	٥/۰۰
نتیجه آزمون کروسکال – والیس	P=۰/۰۰۱	z =٤۷/٤	

جدول ۳ : توزیع فراوانی وجود خوردگی در سطوح مختلف به تفکیک نوع براکتهای مورد مطالعه

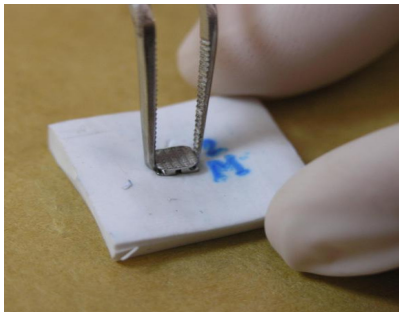
نوع براکت ها		Dentaurum	Joli	Mira	Forte	3M	مجموع	نتیجه آزمون Chi-square
خوردگی در سطح ۱	تعداد	۸	٤	١٦	١١	٤	٤٣	X^2 = ٢٥/٩
	درصد	٥٠/٠	٢٥/٠	١٠٠/٠	٦٨/٨	٢٥/٠	٥٣/٧	P<٠/٠٠١
خوردگی در سطح ۲	تعداد	١٦	١٦	١٦	١٦	٩	٧٣	X^2 = ٣٠/٦
	درصد	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	٥٦/٢	٩١/٢	P<٠/٠٠١
خوردگی در سطح ۳	تعداد	١٦	١٦	١٦	١٦	٤	٦٨	X^2 = ٥٦/٤
	درصد	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	٢٥/٠	٨٥/٠	P<٠/٠٠١
خوردگی در سطح ٤	تعداد	١٦	١٠	١٦	١٦	٣	٦١	X^2 = ٤٥/٨
	درصد	١٠٠/٠	٦٢/٥	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٨/٨	٧٦/٢	P<٠/٠٠١
خوردگی در سطح ٥	تعداد	١٦	١٦	١٦	١٦	٤	٦٨	X^2 = ٥٦/٤
	درصد	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	١٠٠/٠	٢٥/٠	٨٥/٠	P<٠/٠٠١
خوردگی در سطح ٦	تعداد	١٦	١١	١٦	١٦	٤	٦٣	X^2 = ٤١/٥
	درصد	١٠٠/٠	٦٨/٨	١٠٠/٠	١٠٠/٠	٢٥/٠	٧٨/٨	P<٠/٠٠١

سطح ۱ : سطحی است که بیس و بالچه براکت از روبرو مشاهده می شود.
سطح ۲ : سطحی است که مش از روبرو مشاهده می شود.
سطح ۳ : سطحی است که هر براکت از سطح تحتانی مشاهده می شود.
سطح ٤ : سطحی است که هر براکت از پهلو (راست) مشاهده می شود
سطح ٥ : سطحی است که هر براکت از سطح فوقانی مشاهده می شود
سطح ٦ : سطحی است که هر براکت از پهلو (چپ) مشاهده می شود.

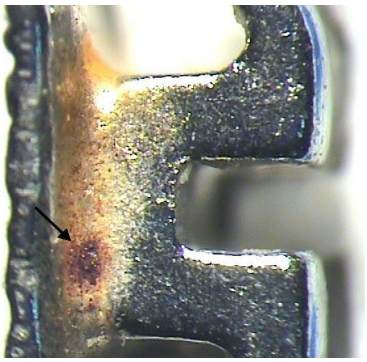
جدول ٤ : شیوع فراوانی مطلق و نسبی وجود خوردگی در سطوح مختلف در کل براکت های مورد مطالعه

محل رویت خوردگی	+	-	کل
	(درصد) تعداد	(درصد) تعداد	(درصد) تعداد
سطح ۱	٤٣(٥٣/٨)	٣٧(٤٦/٢)	٨٠ (١٠٠)
سطح ۲	٧٣(٩١/٢)	٧(٨/٨)	٨٠ (١٠٠)
سطح ۳	٦٨(٨٥)	١٢(١٥)	٨٠ (١٠٠)
سطح ٤	٦١(٧٦/٢)	١٩(٢٣/٨)	٨٠ (١٠٠)
سطح ٥	٦٨(٨٥)	١٢(١٥)	٨٠ (١٠٠)
سطح ٦	٦٣(٧٨/٧)	١٧(٢١/٣)	٨٠ (١٠٠)

Cochran's Q= ٧٦/١ P<٠/٠٠١



شکل ۱ : مانت کردن براکتها در ماده Rapid



شکل ۲ : خوردگی براکت Mira از نمای کناری در محل اتصال بالچه به بیس با بزرگنمایی ٥٠ استرئومیکروسکوپ

بحث

آلیاژ استینلس استیل بر پایهٔ آهن- کروم- نیکل یکی از رایج ترین مواد برای ساخت براکت های ارتدنسی است زیرا خواص مکانیکی مطلوب و مقاومت به خوردگی مناسبی دارد. اگرچه یک لایه پاسیو همواره روی سطح آلیاژ وجود دارد ولی یون های مختلف می توانند از سطح فلزی براکت در محیط اسیدی دهان آزاد شوند و پدیدهٔ خوردگی رخ دهد. مشخص شده عنصر کروم در آلیاژهای استینلس استیل می‌تواند یک لایه نازک و چسبنده از Cr_2O_3 ایجاد کند که آلیاژ زیرین را نسبت به خوردگی مقاوم می سازد البته حداقل محتوای کروم باید ۱۱٪ باشد تا این لایهٔ محافظ تشکیل گردد.[۱۲]

روزانه از طریق غذا حدود ۳۰۰-۴۰۰ میکروگرم نیکل وارد بدن می شود. از غذاهای حاوی نیکل بالا می توان به شوکولات، سویا و دانه های خوراکی اشاره کرد. با این وجود جذب روزانه نیکل از آب آشامیدنی فقط ۲ میکروگرم و از راه تنفس ۰/۱ تا ۱ میکروگرم می باشد. اغلب نمک های نیکل که از طریق غذا وارد بدن شده اند از طریق کلیه ها دفع می‌شوند. مقدار متوسط جذب روزانه نیکل از طریق غذا ۱۲۰ نانوگرم است.[۱۶]

در گزارشات مختلف یون نیکل را دارای اثرات آلرژیک، توکسیک و یا سرطان زایی ذکر کرده اند.[۱۷-۱۹]

بطور کلی دیده شده محلول های حاوی نیکل (به اندازه ۰/۰۵ میکرومول/لیتر) عمل فاگوسیتوز باکتری ها توسط پلی‌مرفونوکلئورها را در انسان مختل می کنند. همچنین مشاهده شده یون های نیکل روی کموتاکسی لوکوسایت ها اثر گذاشته و باعث می شوند نوتروفیل ها آهسته تر حرکت کنند و حتی در برخی موارد دیده شده که کلاً کموتاکسی را مهار کرده اند.[۲۰] همچنین محققین دریافته اند که ترکیبات آرسنید و سولفید نیکل دارای خواص سرطان زایی، آلرژیک و جهش زایی هستند. حتی در بعضی موارد دیده شده نیکل با غلظت های غیرسمی دارای اثرات تخریبی روی برخی از خواص DNA می باشد.[۲۱و۲۲] تحقیقات نشان داده آزادسازی یون نیکل تا ۱۰ هفته اول پس از براکت گذاری مرتباً افزایش می یابد و پس از آن میزان رهاسازی یون کم می شود.[۲۳]

در تحقیق حاضر که با هدف مقایسه میزان آزاد سازی یون نیکل چند نوع براکت انجام شد مشخص شد تمامی براکت‌های مورد بررسی در محلول بزاق مصنوعی و در دمای ۱±۳۷ درجه سانتی‌گراد دچار پدیده خوردگی می‌شوند که البته میزان آن برای هر نوع براکت متفاوت از دیگری و این تفاوت کاملاً قابل توجه بود، در این میان بیشترین میزان آزادسازی یون نیکل مربوط به براکت‌های Forte ساخت کشور چین با میانگین ۱۷/۴۹±۰/۰۱PPB و کمترین آن مربوط به 3M با میانگین ۰/۸۶±۰/۱ PPB بود و براکت‌های Mira، Joli، Dentaurum به ترتیب رتبه‌های دوم، سوم و چهارم را به خود اختصاص دادند.

در رابطه با پدیدهٔ خوردگی براکت های فلزی گزارش شده است که می تواند با استرس های داخلی در آلیاژ، ساختار نامتجانس داخلی آلیاژ یا هر دو مرتبط باشد.[۱۲]

از آنجا که Lin و همکارانش به این نتیجه رسیدند که براکت هایی با نقائص آشکار سطحی و خشونت بالاتر، مقاومت به کروژن کمتری ندارند لذا می توان نتیجه گرفت تفاوت در مقاومت به خوردگی در براکت های مورد بررسی می‌تواند با ویژگی های سطحی آنها نظیر استرس های باقی مانده سطحی و عوامل متالورژیکی که طی مراحل مختلف ساخت براکت ایجاد می شوند مرتبط باشد تا نقائص و خشونت های سطح براکت.[۱۲]

در این رابطه Haung به تأثیر تفاوت در نوع کارخانه سازنده سیم های ارتدنسی و Costa به تأثیر مقدار نیکل براکت در میزان خوردگی اشاره می‌کند.[۱۴و۲۴]

به علاوه Maijer و Smith نیز گزارش کردند که وجود حباب به همراه بهداشت بد دهان می تواند زمینه را برای بروز خوردگی در براکت ها و تولید محصولات رنگ زا فراهم آورد.[۱۵]

در تحقیق حاضر پس از تعیین غلظت یون نیکل در هر نمونه، براکت‌ها پس از شستشو با اولتراسونیک در زیر استرئومیکروسکوپ بررسی شدند و محل شایع خوردگی برای هر نوع براکت تعیین شد و در نهایت براکت‌ها از نظر میزان

خوردگی رتبه‌بندی شدند.

بر اساس جدول ۲ میانگین تعداد محل های رویت خوردگی در براکت‌های 3M کمتر از سایر براکت ها و معادل ۱/۹۸±۱/۷۵ و تفاوت براکت های مختلف در این زمینه از لحاظ آماری معنی دار بود ($P<۰/۰۰۱$).

از طرفی طبق جدول ۳ در محل ۱ که در آن بیس براکت همراه با بالچه‌های آن از روبه‌رو مشاهده می شد، نتایج نشان داد که کمترین میزان خوردگی در این محل برای براکت 3M و بیشترین مربوط به براکت‌های Mira بود. شکل خوردگی در این محل به صورت حفرات توخالی در بعضی نقاط قهوه‌ای رنگ بودکه بیشتر بر روی بیس براکت و مناطق بین بالچه‌ها قابل رویت بود.

اما در محل ۲ که براکت ها از سطح مش دیده می شدند و همین طور در محل ۳ که براکت‌ها از دید تحتانی در محل اتصال بیس و بالچه مورد بررسی قرار می گرفتند، نتایج نسبتاً مشابهی با محل شماره ۵ که سطح مشابهی با سطح ۳ می‌باشد به دست آمد و در هر سه سطح، براکت‌های 3M کمتر و سایر براکت‌ها مشابه با هم دچار خوردگی شده بودند به گونه ای که در تمام آنها این سه سطح، دارای خوردگی گزارش شد.

در مورد سطوح ٦ و ٤ که براکت‌ها از پهلو را نشان می‌داد براکت های Joli و 3M وضع بهتری نسبت به سایر براکت ها داشته تعداد کمتری از براکت ها خوردگی نشان دادند. شکل خوردگی دراین سطوح به صورت حفرات توخالی کاملاً شفاف، همراه با مناطق زرد تا قرمز قهوه‌ای با حاشیه نامنظم در محل فلز Brazing براکت‌ها مشاهده شد (شکل ۲).

با توجه به جدول ۳ چنین برمی‌آید که از بین ۵ براکت مورد بررسی، براکت 3M دارای کمترین تعداد محل خوردگی و براکت‌های Mira دارای بیشترین تعداد محل خوردگی بودند.

از طرفی جدول ٤ موید این مطلب است که در بین ٦ سطح مورد بررسی، سطح مش بیشترین و سطحی که بیس و بالچه از روبرو دیده می شوند از کمترین میزان خوردگی در کل براکت ها برخوردار است. به همین دلیل می توان نتیجه گرفت احتمال بروز تغییر رنگ در مینای زیر قاعدهٔ براکت بیش از سایر نواحی می باشد با این وجود چون در این ناحیه معمولاً کامپوزیت قرار می گیرد، محصولات رنگزای حاصل از خوردگی روی کامپوزیت نشسته و احتمالاً اثر نامطلوبی روی مینای دندان به جا نمی گذارند. ولی خوردگی سطوح ۳ و ٤ و ۵ و ٦ که براکت ها از بالا و پایین و چپ و راست مورد بررسی قرار گرفته بودند می تواند در تغییر رنگ های مینای دور براکت تاثیرگذار باشد. از طرفی می توان نتیجه گرفت که چون اسلات براکت ها در کل کمتر دچار خوردگی شده بودند احتمالاً افزایش اصطکاک کمتر از تغییر رنگ حائز اهمیت است.

از آنجایی که ثابت شده اگر مقدار جذب نیکل از ۲/۵ میکروگرم به ازاء هر کیلوگرم وزن بدن تجاوز کند آثار آلرژیک آن ظاهر می شود[۲۵] و در بین براکت های مورد بررسی حتی براکت Forte نیز با بالاترین میزان آزادسازی یون نیکل به این محدوده نمی رسد لذا احتمال ایجاد واکنش های آلرژیک از طریق انجام درمان ارتدنسی ثابت وجود ندارد.

تفاوت در میزان خوردگی در سطوح مختلف براکت‌ها را می‌توان به عوامل گوناگون نسبت داد از جمله این عوامل می‌توان به نوع آلیاژ استفاده شده در قسمت های مختلف یک براکت از جمله بالچه و بیس، نوع آلیاژ به کار رفته در لحیم، درجه نابلیتی فلز بکار رفته، مراحل ساخت و تهیه براکت‌ها در کارخانه از جمله مرحله Treatment براکت‌ها، شکل براکت مانند زاویه بین بالچه و بیس که در احتباس اکسیژن و به جریان افتادن خوردگی می‌تواند مؤثر باشد، اشاره کرد. همچنین در دهان عوامل مهمی چون PH بزاق، وجود میکروارگانیسم‌ها و نوع رژیم غذایی می‌توانند نقش مؤثری در خوردگی ایفا کنند. از آنجا که خوردگی در تمام براکت های مورد بررسی به صورت کم و بیش اتفاق افتاده بود، لذا محدودیت غذایی برای بیماران تحت درمان ارتدنسی به ویژه در مورد مواد غذایی اسیدی و نیز رعایت دقیق بهداشت دهان توصیه می شود.

نتیجه‌گیری

مهمترین نتایج این تحقیق عبارت بود از:

۱- کمترین غلظت یون نیکل در مورد براکت‌های 3M معادل ۰/۸٦±۰/۱PPB و بیشترین مقدار برای براکت های Forte و معادل PPB ۱۷/٤۹±۰/۰۱ گزارش شد و ترتیب آزادسازی نیکل به صورت Forte> Mira> Joli>Dentaurum>3M بود.

۲- در مجموع براکت های مورد بررسی بیشترین میزان بروز خوردگی در سطح مش و کمترین آن در سطحی که بیس و بالچه براکت از روبرو مشاهده می شود دیده شد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد که حمایت مالی این طرح را تقبل نمودند و نیز از جناب آقای دکتر چمساز که در انجام آزمایشات مربوط به جذب اتمی و آقای دکتر اسماعیلی که در انجام آنالیزهای آماری نهایت همکاری را نمودند تقدیر و تشکر می گردد.

منابع

1. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials. 1st ed. New York: Thieme; 2001. P. 288-9.
2. Eliades T. Orthodontic maternal research and applications: Part 2. Current status and projected. Future developments in materials and biocompatibility. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131(2): 253-62.
3. Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic band, brackets and arch wires in vitro. Dent Mater 2002; 18(4): 311-7.
4. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent 2000; 83(2): 223-34.
5. ES-Souni M, ES-Souni M, Fischer-Brandies H. Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloys used for medical applications. Anal Bioanal Chem 2005; 381(3): 557-67.
6. Savolainen H. Biochemical and clinical aspects of nickel toxicity. Rev Environ Health 1996; 11(4): 167-73.
7. Messer RL, Bishop S, Lucas LC. Effects of metallic ion toxicity on human gingival fibroblasts morphology. Biomaterials 1999; 20(18): 1647-57.
8. Lindsten R, Kurol J. Orthodontic appliances in relation to nickel hypersensitivity: A review. J Orofac Orthop 1997; 58(2): 100-8.
9. Oh KT, Kim KN. Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. Eur J Orthod 2005; 27(6): 533-40.
10. Gwinnett AJ. Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets. Am J Orthod 1982; 81(6): 441-6.
11. Shin JS, Oh KT, Hwang CJ. In vitro surface corrosion of stainless steel and NiTi orthodontic appliances. Aust Orthod J 2003; 19(1): 13-8.
12. Lin MC, Lin SC, Lee TH, Huang HH. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. Angle Orthod 2006; 76(2): 322-9.
13. Siargos B, Bradley TG, Darabara M, Papadimitriou G, Zinelis S. Galvanic corrosion of metal injection molded (MIM) and conventional brackets with nickel-titanium and copper-nickel-titanium arch wires. Angle Orthod 2007; 77(2): 355-60.
14. Costa MT, Lenza MA, Gosch CS, Costa I, Ribeiro-Dias F. In vitro evaluation of corrosion and cytotoxicity of orthodontic brackets. J Dent Res 2007; 86 (5): 441-5.
15. Maijer R, Smith DC. Corrosion of orthodontic bracket bases. Am J Orthod 1982; 81(1): 43-8.
16. Public health statement for Nickel. Available at http://www.atsdr.cdc.gov/toxprofiles/phs15.html. Accessed at Jan 1, 2007.
17. Dunlap CL, Vincent SK, Baker BF. Allergic reaction to orthodontic wire: report of case. J Am Dent Assoc 1989; 118(4): 449-50.
18. Staerkjaer L, Menne T. Nickel allergy and orthodontic treatment. Eur J Orthod 1990; 12(3): 284-9.
19. Costa M. Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. Biol Chem 2002; 383(6): 961-7.
20. Wataha JC, Lockwood PE, Marker M, Chazi M. Ability of Ni-Containing alloys to activate monocytes and endothelial cells in vitro. J Biomed Mater Res 1999; 45(3): 251-7.
21. Chen CY, Sheu JY, Lin TH. Oxidative effects of nickel on bone marrow and blood of rats. J Toxicol Environ Health A 1999; 58(8): 475-83.
22. Lee YW, Broday L, Costa M. Effects of nickel on DNA methyl transferase activity and genomic DNA methylation levels. Mutat Res 1998; 415(3): 213-8.
23. Petoumenou E, Arndt M, Keilig L, Reimann S. Nickel concentration in the patients with Nickel- Titanium orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 135(1): 59-65.
24. Haung HH. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. J Biomed Mater Res 2003; 66(4): 829-39.
25. Hadizadeh B. Nickle ion realeased from as received and recycled NiTi wires in artificial saliva. [Doctorate Thesis]. Mashhad Iran. Mashhad University of Medical Sciences; 2006. (Persian)