

بررسی میزان ناهمواریهای سطحی سیم های ارتودنسی تولید شده از شرکت های مختلف توسط دستگاه پروفیلومتری

دکتر فریبرز امینی*#، دکتر بهاره آقامحمدی آقمغانی**، دکتر بهنام خسروانی فرد***، بهزاد اسفندیاریور****

* دانشیار گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران
** دندانپزشک

*** استادیار ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران

**** استادیار گروه برق دیجیتال دانشکده فنی دانشگاه تهران

تاریخ ارائه مقاله: ۸۷/۸/۲۰ - تاریخ پذیرش: ۸۷/۱۱/۱

Evaluation of Surface Roughness of Different wires from Different Manufacturer with Profilometry

Fariborz Amini*#, Bahareh AghaMohammadeiAmghani**, Behnam KhosravaniFard***, Behzad Esfandiariyoor****

* Associate Professor, Dept of Orthodontics, Dental School, Tehran Azad University, Tehran, Iran.

** Dentist

*** Assistant Professor, Dept of Orthodontics, Dental School, Tehran Azad University, Tehran, Iran.

**** Assistant Professor, Dept of Digital Power, Tehran University, Tehran, Iran.

Received: 10 November 2008; Accepted: 20 Jan 2009

Introduction: The surface roughness of orthodontic arch wires is an important factor as it influences corrosion, friction, tooth movement, biocompatibility, aesthetics and hygiene. The purpose of this study was to evaluate the surface roughness of seven groups of orthodontic arch wires from different manufacturers.

Materials & Methods: A cross sectional study was carried out on two arch wires manufactured by different companies (four Niti and three stainless steel) from different manufacturers. Surface profilometry was performed using a profilometer. Data were analyzed using Mann Whitney and Kruskal-Wallis tests.

Results: The average surface roughness of Niti wires manufactured by Smart, American Orthodontics, OrthoTechnology and Allstar were: 1289 ± 915 A°, 1378 ± 372 A°, 2444 ± 369 A° and 5242 ± 2832 A° respectively. The average surface roughness of stainless steel wires manufactured by Allstar, Orthotechnology and American Orthodontics were: 710 ± 210 A°, 1831 ± 1156 A° and 4018 ± 2214 A°. Stainless steel arch wire made by American orthodontics and nickel titanium arch wire made by Allstar showed the highest roughness significantly ($P < 0.006$).

Conclusion: Stainless steel arch wire made by American Orthodontics and nickel titanium arch wires manufactured by Allstar showed the highest surface roughness among the studied arch wires. Use of arch wires with least surface roughness is recommended.

Key words: Orthodontic wires, surface roughness, profilometry.

Corresponding Author: Dramini@hotmail.com

J Mash Dent Sch 2009; 33(1): 9-16.

چکیده

مقدمه: ناهمواریهای سطحی آرچ وایرهای مورد استفاده در درمان ارتودنسی ثابت به دلیل تاثیر بر روی خوردگی، اصطکاک، حرکات دندانی، سازگاری نسجی، زیبایی و بهداشت یک فاکتور بسیار مهم می باشد. بررسی میزان ناهمواری های سطحی هفت گروه آرچ وایر ارتودنسی (ساخت کمپانی های مختلف) موضوعی است که در این تحقیق بررسی شده است.

مواد و روش ها: این تحقیق مقطعی بر روی دو نوع سیم ارتودنسی ساخت کمپانی های مختلف چهار سیم نیکل تیتانیوم و سه سیم فولاد زنگ نزن انجام شد. توسط دستگاه پروفیلومتر ناهمواریهای سطحی موجود بر روی سه قسمت از هر سیم بررسی و یافته های تحقیق توسط آنالیز Mann Whitney و کروسکال والیس مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

یافته ها: بر اساس بررسی های انجام شده میزان میانگین ناهمواریهای سطحی سیم های نیکل تیتانیوم به ترتیب افزایش در سیم های ساخت اسمارت چینی، امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی و آلستار برابر بود با: (آنکستروم A°) 1289 ± 915 ، 1378 ± 372 ، 2444 ± 369 و 5242 ± 2832 و میزان میانگین ناهمواری های سطحی سیم های فولاد زنگ نزن به ترتیب افزایش در سیم های آلستار، ارتوتکنولوژی و امریکن

ارتودنتیکس برابر بود با: $71.0 \pm 21.0^\circ A$ ، $183.1 \pm 115.6^\circ A$ ، $40.18 \pm 22.14^\circ A$. بدین ترتیب سیم فولاد زنگ نزن امریکن ارتودنتیکس و سیم نیکل تیتانیوم آلستار دارای بیشترین ناهمواری سطحی بودند و این اختلاف از نظر آماری معنی دار بود ($P=0/0+6$).

نتیجه گیری: آرچ وایرهای نیکل تیتانیوم ساخت کمپانی آلستار و آرچ وایر فولاد زنگ نزن ساخت امریکن ارتودنتیکس دارای بیشترین ناهمواری سطحی (در بین سیم های مورد بررسی) بودند.

واژه های کلیدی: وایرهای ارتودنسی، ناهمواری سطحی، پروفیلومتری.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۸ دوره ۳۳ / شماره ۱: ۹-۱۶.

مقدمه

دندانی) از بیشترین اهمیت برخوردار است.^(۱۷) اگرچه از شیوه های متفاوتی از قبیل میکروسکوپ الکترونی، اسپکتروسکوپی و پروفیلومتری جهت ارزیابی میزان ناهمواری سطحی سیم ها استفاده می گردد ولی هنوز یکی از رایج ترین شیوه ها برای تعیین ناهمواری سطحی موجود بر روی سیم ها پروفیلومتری است.^(۳)

Robert و همکارانش ناهمواری های سطحی روی سیم های ارتودنسی را مورد مطالعه قرار دادند و طبق مقایسه ناهمواری های سطحی سیم های نیکل تیتانیوم، استنلس استیل و بتایتانیوم گزارش کردند که سیم فولاد زنگ نزن دارای هموارترین سطح می باشد.^(۱) Krishnan در تحقیق خود با استفاده از پنج بررسی مختلف از جمله بررسی ناهمواری سطحی توسط میکروسکوپ الکترونی گزارش کرد که سیمهای فولاد زنگ نزن با ارزش بالای استحکام، اصطکاک کم و سطح صاف و هموار به عنوان سیم مناسب در درمان های مکانوتراپی قابل استفاده است.^(۱۸)

Christoph و همکارانش در مطالعه ناهمواری های سطحی یازده سیم نیکل تیتانیوم، یک سیم فولاد زنگ نزن و یک سیم بتایتانیوم توسط پروفیلومتری و میکروسکوپ الکترونی و Laser specular reflectance به این نتیجه رسیدند که سیم فولاد زنگ نزن دارای هموارترین سطح است.^(۳) با توجه به اهمیت موضوع و تعداد کم مطالعات در این زمینه از یک طرف و تفاوت قیمت بین سیم ها از شرکت های سازنده مختلف از طرف دیگر، هدف از این تحقیق اندازه گیری میزان ناهمواری های سطحی موجود بر روی سیم های نیکل تیتانیوم و فولاد زنگ نزن تولید شده توسط شرکت های امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی، آلستار و یک شرکت چینی به نام اسمارت بود.

یکی از اجزای دستگاه های ارتودنسی که امروزه در سطح وسیعی جهت درمان مورد استفاده قرار می گیرد آرچ وایرها هستند.^(۱) آلیاژهای نیکل تیتانیوم و فولاد زنگ نزن به دلیل خصوصیات مکانیکی و فیزیکی خوبی که در مقابل خوردگی در داخل دهان دارند، یکی از پر استفاده ترین نوع آلیاژها هستند.^(۲) وجود ناهمواری های سطحی بر روی سیم های ارتودنسی می تواند بر روی خوردگی، اصطکاک، حرکات دندانی، سازگاری نسجی و زیبایی تاثیر بگذارد.^(۳و۴) از طرفی میان میزان خوردگی و ناهمواری های سطحی موجود بر روی این سیم ها و میزان آزادسازی یون های فلزی در داخل دهان، ارتباط مستقیمی وجود دارد.^(۵و۶)

نشان داده شده است که افزایش ناهمواری های سطحی سیم های ارتودنسی به دلیل ایجاد سطح تماس بیشتر سیم و براکت، موجب افزایش اصطکاک می شود، نیروهای اصطکاک می تواند باعث کاهش نیروهای ارتودنسی به میزان ۵۰ درصد و حتی بیشتر شود.^(۳و۶) در مقابل عده ای از محققین گزارش نموده اند اگرچه ناهمواری های سطحی بر روی حرکت دندانها بر روی آرچ وایر اثر دارد ولی حرکت دندان پروسه ای پیچیده و به فاکتورهای بسیار زیاد دیگری بستگی دارد.^(۷و۸) تخریب یک فلز به دلیل خوردگی می تواند باعث آزادسازی یون های فلزی یا افزایش انحلال پوشش سطحی آن شود.^(۹-۱۴) آزادسازی یون های فلزی باعث تاثیر بر روی مخاط دهان و سیستم ایمنولوژیکی می شود که بیشترین عارضه آن، آلرژی تماسی است.^(۱۵و۱۶) مواد دندانی باید در برابر استرس های مکانیکی، شیمیایی و حرارتی در دهان بیماران مقاومت کنند و باید سازگاری کافی با محیط تهاجمی دهان داشته باشند، نتیجتاً کیفیت سطحی (خشونت سطح مواد

مواد و روش ها

این تحقیق به روش مقطعی طراحی گردید. از سیم های نیکل تیتانیوم و فولاد زنگ نزن یک بسته حاوی ده عدد سیم از کارخانجات تولید کننده امریکن ارتودنتیکس (American Orthodontics, USA) ارتودنتیکس (Ortho Technology, Inc. Tampa, Florida, USA) آلتار (Columbus all star orthodontics, LLC USA) و یک شرکت چینی به نام اسمارت (Beijing smart technology CO., LTD China) به شکل آرچ پری فرم و در اندازه $0/16 \times 0/22$ اینچ از نمایندگی های شرکت های فوق در ایران بطور مستقیم تهیه شد. با فرض این که پروسه ساخت و پرداخت سیم ها توسط کارخانه سازنده یکسان است^(۷) از هر بسته یک عدد سیم به طور تصادفی انتخاب گردید. هر یک از سیم های انتخاب شده جهت عدم شناخت آنها توسط فرد آزمایش کننده علامت و کدگذاری و قبل از هر گونه مداخله ای به مرکز تحقیقات دانشگاه تهران منتقل شدند. قبل از انجام آزمایش سیم های مورد تحقیق توسط یک محلول آلکالینی جهت از بین بردن هر گونه مواد چربی، معدنی و آلی احتمالی تمیز شدند. سپس روی هر سیم به وسیله یک پروفیلومتر مدل (DEKPAC 3D) ساخت کشور آلمان که مجهز به یک نوک الماسی با قطر ۵ میکرون است سه اسکن از موقعیت های متفاوت هر سیم با دقت $0/01$ میکرون تهیه شد. در این روش حرکات عمودی نامنظم نوک الماسی که در تماس داریم با سطح مورد اسکن است در مقابل حرکات عرضی منظم سطح مورد اسکن قرار گرفته و ناهمواری های سطحی را ثبت می نماید. این دستگاه با سرعت ثابت یک میلی متر در ثانیه ناهمواری های سطحی اجسام را بطور مکانیکی اسکن می نماید. پروفایل اسکن شده توسط یک پرتومتر در یک صفحه نمایش به صورت گراف دیده می شود و یک وسیله الکترونیکی کوچک میزان ناهمواری های سطحی را به صورت عدد نشان می دهد. اسکیننگ در مسافت های ۵ میلی متر انجام گرفت، سپس میانگین و انحراف معیار ناهمواری های سطحی توسط آنالیز آماری Mann-Whitney و کروسکال والیس بررسی و مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

یافته ها

تحقیق بر روی پنج سیم از شرکت های امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی، آلتار و یک شرکت چینی به نام اسمارت انجام و میزان ناهمواری های سطحی بررسی گردید. یافته های تحقیق پروفیلومتری نشان داد که میزان میانگین ناهمواری های سطحی سیم های نیکل - تیتانیوم ساخت اسمارت، امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی و آلتار به ترتیب افزایش برابر بود با: (آنگستروم) $1289 \pm 915 A^\circ$ ، $1378 \pm 372 A^\circ$ ، $2444 \pm 369 A^\circ$ و $5242 \pm 2832 A^\circ$. آزمون کروسکال والیس انجام و اختلاف معنی داری بین ناهمواریهای سطحی سیم های نیکل تیتانیوم مشاهده گردید (جدول ۱). این اختلاف از نظر آماری بین سیم آلتار و امریکن ارتودنتیکس ($P < 0/001$)، بین سیم اسمارت و آلتار ($P < 0/001$) و بین سیم آلتار و ارتوتکنولوژی ($P = 0/006$) معنی دار بود (جدول ۲). همانطور که در جدول ۳ ملاحظه می گردد میزان میانگین ناهمواری های سطحی سیم های فولاد زنگ نزن ساخت آلتار، ارتوتکنولوژی و امریکن ارتودنتیکس به ترتیب برابر بود با: $710 \pm 210 A^\circ$ و $1831 \pm 1156 A^\circ$ و $4018 \pm 2214 A^\circ$. آزمون کروسکال والیس اختلاف معنی داری بین سیم های فولاد زنگ نزن نشان داد ($P = 0/024$) (جدول ۳). این اختلاف ناهمواری های سطحی بین سیم های فولاد زنگ نزن امریکن ارتودنتیکس و آلتار ($P < 0/001$) و بین امریکن ارتودنتیکس و ارتوتکنولوژی ($P = 0/027$) از نظر آماری معنی دار بود (جدول ۴).

در مقایسه کلی سیم های دو گروه نیکل تیتانیوم و فولاد زنگ نزن، اختلاف معنی داری بین ناهمواریهای سطحی دو گروه سیم بررسی شده مشاهده نگردید (جدول ۵).

همانطور که در تصاویر ۱ و ۲ نیز مشاهده می گردد در بین آرچ وایرهای فولاد زنگ نزن، آرچ وایر ساخت امریکن ارتودنتیکس و در بین آرچ وایرهای نیکل تیتانیوم، آرچ وایر ساخت آلتار دارای بیشترین میانگین ناهمواری های سطحی می باشند.

جدول ۱: میانگین، انحراف معیار، دامنه و ضریب تغییرات ناهمواری های سطحی سیم های ارتودنسی نیکل تیتانیوم بر حسب شرکت های سازنده

ناهمواریهای سطحی					
میانگین رتبه	ضریب تغییرات (C.V)	دامنه تغییرات	میزان (آنکستروم)	تعداد	گروه سیمها
۵/۴۰	۱/۴	۲۵۸۶	۱۲۸۹±۹۱۵	۳	NiTi اسمارت
۶/۴۰	۳/۷	۹۵۰	۱۳۷۸±۳۷۲	۳	NiTi امریکن ارتودنتیکس
۱۲/۲۰	۶/۶	۶۰۵۴	۲۴۴۴±۳۶۹	۳	NiTi ارتوتکنولوژی
۱۷/۴۰	۱/۹	۹۶۶	۵۲۴۲±۲۸۳۲	۳	NiTi آلستار

Kruskal-Wallis: P-value=۰/۰۰۶

جدول ۲: مقایسه اختلاف میزان ناهمواری های سطحی سیمهای ارتودنسی نیکل تیتانیوم بر حسب شرکت های سازنده

P-value	درصد اختلاف	اختلاف میزان (آنکستروم) (۱) - (۲)	گروه	
			گروه ۱	گروه ۲
۰/۲۶۵	-۴۳/۶	-۱۰۶۷	NiTi امریکن ارتودنتیکس	NiTi ارتوتکنولوژی
<۰/۰۰۱	۷۳/۷	-۳۸۶۵	NiTi امریکن ارتودنتیکس	NiTi آلستار
۰/۹۲۶	۶/۹	۸۸	NiTi امریکن ارتودنتیکس	NiTi اسمارت
۰/۰۰۶	-۵۳/۴	-۲۷۹۸	NiTi ارتوتکنولوژی	NiTi آلستار
۰/۲۲۹	۸۹/۶	۱۱۵۵	NiTi ارتوتکنولوژی	NiTi اسمارت
۰/۰۰۰	۳۰۶/۶	۳۹۵۳	NiTi اسمارت	NiTi آلستار

جدول ۳: میانگین، انحراف معیار، دامنه و ضریب تغییرات ناهمواری های سطحی سیم های ارتودنسی فولاد زنگ نزن بر حسب شرکت های سازنده

ناهمواریهای سطحی					
میانگین رتبه	ضریب تغییرات (C.V)	دامنه تغییرات	میزان (آنکستروم)	تعداد	گروه سیم ها
۳/۸۰	۳/۴	۲۲۹۹	۷۱۰±۲۱۰	۳	S.S آلستار
۸/۸۰	۱/۶	۵۴۰	۱۸۳۱±۱۱۵۶	۳	S.S ارتوتکنولوژی
۱۱/۴۰	۱/۸	۶۲۰۴	۴۱۱۸±۲۲۱۴	۳	S.S امریکن ارتودنتیکس

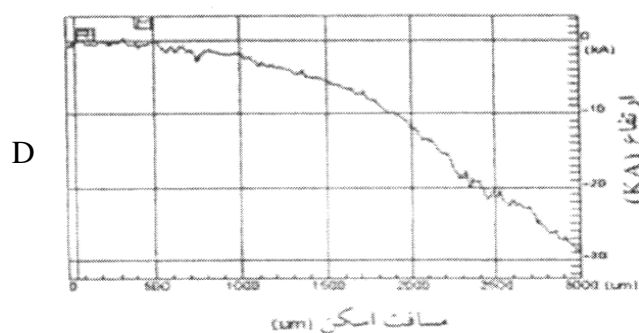
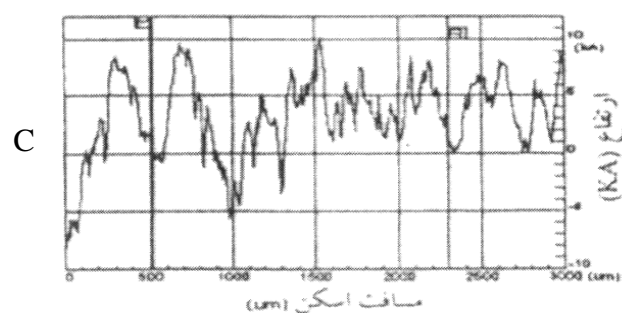
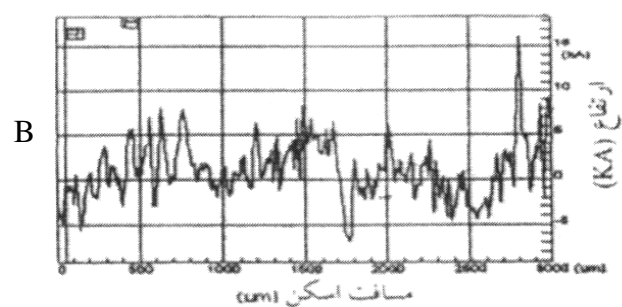
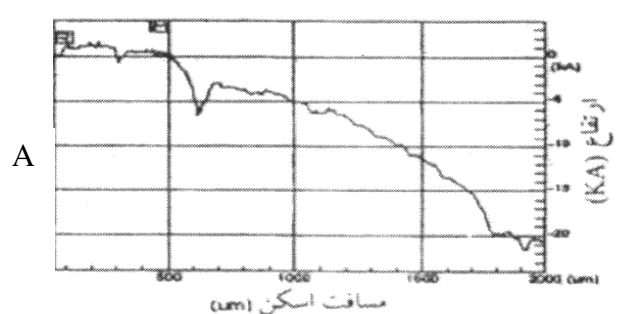
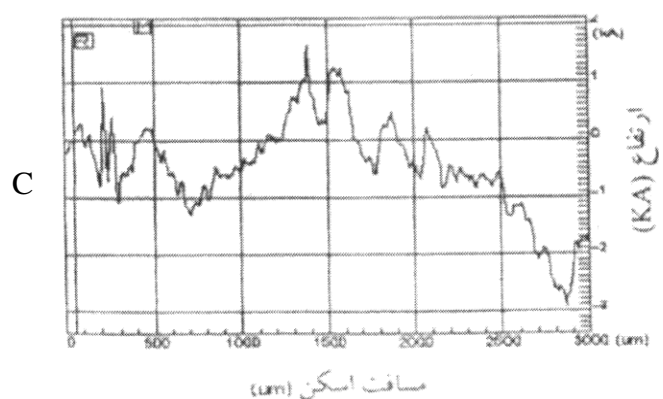
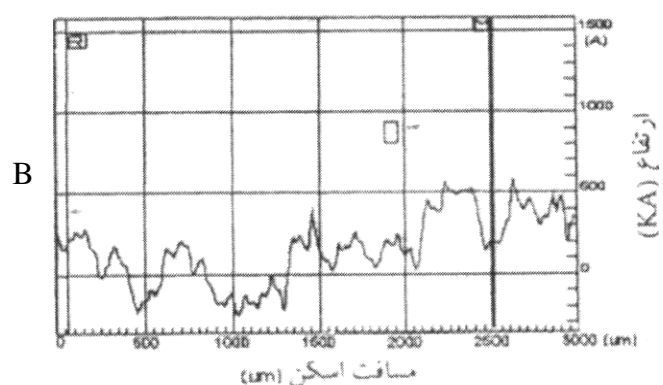
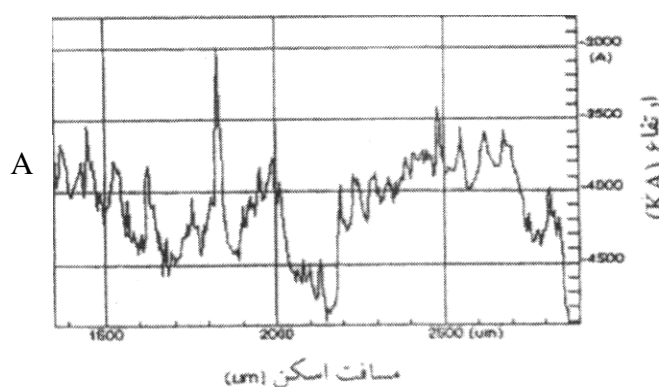
Kruskal-Wallis: P-value=۰/۰۲۴

جدول ۴: میزان اختلاف ناهمواری های سطحی سیم های ارتودنسی فولاد زنگ نزن بر حسب شرکت های سازنده

P-value	درصد اختلاف	اختلاف میزان (آنکستروم)	گروه	
			گروه ۱	گروه ۲
۰/۰۲۷	۱۱۹/۵	۲۱۸۷	S.S امریکن ارتودنتیکس	S.S ارتوتکنولوژی
۰/۰۰۱	۴۶۶	۳۳۰۸	S.S امریکن ارتودنتیکس	S.S آلستار
۰/۲۴۲	۱۵۷/۹	۱۱۲۱	S.S ارتوتکنولوژی	S.S آلستار

جدول ۵: میانگین و انحراف معیار میزان ناهمواریهای سطحی سیمهای نیکل تیتانیوم و فولاد زنگ نزن

P value	انحراف معیار	میانگین	گروه
۰/۳۷۴	۲۱۷۴/۳۳	۲۲۸۸/۳۵	NiTi
	۱۹۵۳/۸۲	۲۱۸۹/۴۷	S.S.



تصویر ۲: اسکن های تهیه شده توسط دستگاه پروفیلومتر از سیم های ارتودنسی فولاد زنگ نزن. A- امریکن ارتودنتیکس B- ارتوتکنولوژی C- آلستار

تصویر ۱: اسکن های تهیه شده توسط دستگاه پروفیلومتر از سیم های ارتودنسی نیکل تیتانیوم A- امریکن ارتودنتیکس B- ارتوتکنولوژی C- آلستار D- اسمارت

بحث

سازگاری نسجی سیم ها و مواد مورد استفاده در دستگاههای ارتودنسی بستگی به میزان حل شدن پوشش سطحی آنها در هنگام استفاده در داخل حفره دهان دارد. (۲۱-۱۹)

یکی از فاکتورهای تعیین کننده در میزان مقاومت سیم ها در مقابل عوامل مکانیکی و شیمیایی موجود در دهان میزان ناهمواری های سطحی آنهاست. (۱۲) هر گونه تغییر در پوشش سطحی وایرها آنها را برای خوردگی مستعد می سازد. (۲۲ و ۲۳)

خوردگی می تواند باعث آزادسازی یون های فلزی گردیده و مشکلات پاتولوژیکی موضعی در دهان و یا سیستمیک در سایر نقاط بدن گردد. (۲۴) نتایج این تحقیق پس از بررسی پروفیلومتری از سیم های نیکل تیتانیوم ساخت کمپانی های امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی، آلستار و اسمارت و سیم های فولاد زنگ نزن ساخت کمپانی های امریکن ارتودنتیکس، ارتوتکنولوژی و آلستار، نشان داد که در بین سیم های نیکل تیتانیوم، سیم نیکل تیتانیوم ساخت شرکت چینی اسمارت و از بین سیم های فولاد زنگ نزن، سیم فولاد زنگ نزن ساخت شرکت آلستار دارای کمترین ناهمواری های سطحی و سیم های نیکل تیتانیوم ساخت کمپانی آلستار و سیم های فولاد زنگ نزن ساخت کمپانی امریکن ارتودنتیکس دارای بیشترین ناهمواریهای سطحی بودند. اگرچه این تحقیق نشان داد که میزان میانگین ناهمواری سطحی سیم های نیکل تیتانیوم از میانگین ناهمواری های سطحی سیم های فولاد زنگ نزن بیشتر است، ولی این اختلاف به لحاظ آماری معنی دار نبود. یافته های تحقیق مطابق یافته های تحقیق Christoph و همکارانش (۳)، Robert و همکارانش (۱) و Shin و همکارانش (۱۷) است که نشان دادند سیم های فولاد زنگ نزن نسبت به سیم های نیکل تیتانیوم دارای سطح هموارتری هستند. (۱۷ و ۳)

دلیل افزایش یا کاهش میزان ناهمواری های سطحی در برخی از سیم های نیتینول ساخته شده در یک کمپانی نسبت به کمپانی دیگر را می توان به دلیل تفاوت در متالوژی آن ها دانست اگرچه اطلاعات پروسه ساخت و پرداخت توسط کارخانه های سازنده هرگز فاش نمی گردد. (۸) افزایش میزان

ناهمواری های سطحی بر روی سیم های نیتینول نسبت به سیم های فولاد زنگ نزن را می توان چنین توجیه نمود که خصوصیات سطحی سیم های نیکل تیتانیوم نتیجه پروسه پیچیده ساخت و پرداخت این سیم ها است. آلیاژ نیکل تیتانیوم به این ترتیب ساخته می شود که نیکل و تیتانیوم به روش Vacuum arc melting یا Vacuum induction melting با هم ترکیب می شوند، به دلیل تفاوت نقطه ذوب نیکل و تیتانیوم ممکن است یکپارچگی سیم از بین برود و برای این که آلیاژهای نیکل - تیتانیوم یکنواخت شود، لازم است که دوباره و دوباره ذوب شوند، سپس آلیاژ را پودر می کنند پودرها را در دمای بالا به روش Isostatically پرس می کنند و به شکل سیم در می آورند، (۲۵) وقتی پودرها به طور کامل پرس نشوند، حباب هائی (Voids) در سطوح آن به وجود می آید، سیم ها شکل نهائی خود را به وسیله کشیدن و Rolling به دست می آورند و این پروسه باعث ایجاد خراش هائی بر روی سطح سیم ها می شود. (۲۵) متاسفانه تیتانیوم با وجود اینکه فلزی است که سازگاری نسجی دارد، به دلیل اینکه ماده خامی که تیتانیوم از آن بدست می آید به جای یک توده فشرده و محکم، یک بافت اسفنجی و سطح خشن تری نسبت به فولاد زنگ نزن دارد. (۲۶)

مقاومت خوردگی فولاد زنگ نزن تا حد زیادی به حضور کروم در آلیاژ نسبت داده می شود، در این آلیاژها کروم و نیکل تشکیل محلول جامدی با آهن می دهند که موجب حفاظت از خوردگی و سطح صافتری نسبت به سیم های نیکل تیتانیوم می شوند. (۲۵)

عده ای از محققین علت وجود زیاد ناهمواری سطحی بر روی سیم های نیکل تیتانیوم را عدم توجه کافی شرکت های سازنده در کیفیت ساخت این محصولات می دانند. (۳)

نتیجه گیری

بر اساس این تحقیق سیم نیکل تیتانیوم ساخت کارخانه آلستار و سیم فولاد زنگ نزن ساخت کارخانه امریکن ارتودنتیکس دارای بیشترین ناهمواری سطحی و سیم نیکل تیتانیوم ساخت کارخانه اسمارت و سیم فولاد زنگ نزن ساخت کارخانه آلستار دارای کمترین ناهمواری سطحی

مورد بررسی و مقایسه قرار گیرند تا مقاومت پوشش سطحی آنها در مقابل عوامل مکانیکی و شیمیایی موجود در حفره دهان نیز مشخص گردد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از همکاری دانشگاه تربیت مدرس تهران در انجام این پروژه قدردانی می گردد.

بودند. لذا پس از در نظر گرفتن سایر شرایط و عوارض شناخته شده ناهمواری های سطحی بر روی سطح سیمهای مورد استفاده در درمانهای ارتودنسی بایستی از سیم هایی استفاده نمود که دارای کمترین میزان ناهمواری می باشند. پیشنهاد می شود که در تحقیقات بعدی میزان ناهمواری های سطحی سیم ها قبل و بعد از قرارگیری در داخل حفره دهان

منابع

1. Faccioni F, Franus P, Cerpelloni M, Fracasso M. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances in oral mucosa cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(6): 687-93.
2. Haung H. Variation in corrosion resistance of nickel titanium wires from different manufacturer's. *Angle Orthod* 2005; 75(4): 661-5.
3. Christoph B, Thomas F, Plietscd R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; 20(1): 79-92.
4. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jäger A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *Journal of Orofac Orthop*; 2002 63(3): 199-211.
5. Waterhouse RB. Fretting wear. *Wear* 1984; 100(1): 107-18.
6. Robert R, Prosocki D, Michael B, Leslie C. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100(5): 341-8.
7. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *Journal of Biomechanics* 1990; 23(9): 913-25.
8. Verstryngne A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130(4): 460-70.
9. Brown SA, Meritt K. Electrochemical corrosion in saline and serum. *J Biomed Mater Res* 1980; 14(2): 173-5.
10. Brown SA, Meritt K. Fretting electrochemical corrosion in saline and serum. *J Biomed Mater Res* 1980; 15(4): 479-88.
11. Sarker Nk, Redman W, Schwaninger B. Corrosion behavior of four orthodontic wires. *Oral Rehabil* 1983; 10(2): 121-8.
12. Huang HH. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res* 2003; 66(4): 829-39.
13. Toms A P. The corrosion of orthodontic wire. *Eur J Orthod* 1988; 10(1): 87-97.
14. Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002; 13(2): 141-7.
15. Bishara SE. Oral lesion caused by an orthodontic retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108(2): 115-7.
16. Amini F, Borzabadi A, Jafari A. In vivo study of metal content in oral mucosa cells in patients with and without fixed orthodontic appliances. *Orthodontic & Craniofacial Research* 2008; 11(1): 51-6.
17. Shin JS, Oh KT, Hwang CJ. In vitro surface corrosion of stainless steel and nickel titanium orthodontic appliances. *Aust Orthod J* 2003; 19(1): 13-8.
18. Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod* 2004; 74(6): 825-31.
19. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 67(3): 197-207.
20. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release and biocompatibility. *Angle Orthod* 2002; 72(3): 222-37.
21. 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.
22. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod* 1999; 69(1): 39-44.
23. Eliades T, Pratsinis H, Kletsas D, Eliades G, Makou M. Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and nickel-titanium orthodontic alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125(1): 24-9.

24. Hunt NP, Cunningham SJ, Golden CG, Sherriff M. An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod* 1999; 69(5): 433-40.
25. Pernier C, Grosgeat B, Ponson L, Benay G, Lissa M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and the mechanical properties. *Eur J Orthod* 2005; 27(1): 72-81.
26. Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part 1. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993; 103(1): 8-14.