

ارزیابی عنصری سیم‌های نیکل تیتانیوم ارتودنسی در رابطه با خصوصیات خمشی نیروی آنها

دکتر اصغر عبادی فر*، دکتر مهرناز مرادی نژاد**، دکتر سید خطیب‌الاسلام صدرنژاد***

چکیده

سابقه و هدف: آلیاژهای نیکل تیتانیوم با توجه به دارا بودن خواص مکانیکی مطلوب، مناسبترین گزینه برای کاربرد گسترده در ارتودنسی می‌باشند. هدف از این مطالعه بررسی و مقایسه خصوصیات نیرو-خمشی سیم‌های نیکل تیتانیوم در ارتباط با آنالیز عنصری آنها می‌باشد.

مواد و روشها: در این مطالعه تجربی، ۶۵ قطعه سیم از ۱۳ مارک تجاری سیم نیکل تیتانیوم با سطح مقطع گرد و با اندازه ۰/۱۴ اینچ، جهت مقایسه خواص نیرو-خمشی تحت آزمون خمشی سه براکتی در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد قرار گرفتند. برای انجام این آزمون مدلی شامل دو استوانه طراحی شد که روی هر یک، یک برکت مربوط به دندان سانترال بالا چسبانده شد به نحوی که فاصله نقطه میانی برکت‌ها از هم ۱۵/۵ میلی‌متر بود. برای هر سیم میانگین نیرو در خمشی‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متری در ناحیه باربرداری تعیین شد. سپس نمونه‌ها جهت آنالیز عنصری تحت بررسی با SEM (Scanning Electron Microscopy) مجهز به سیستم EDX، قرار گرفتند.

یافته‌ها: منحنی‌های بدست آمده در این تحقیق، شکل کلی منحنی‌های سوپرالاستیک را دارا بودند، هرچند میزان اعمال نیرو توسط سیم‌های متفاوت در خمشی‌های مختلف از نظر آماری معنی‌دار بود. براین اساس ۱۳ سیم فوق برحسب میزان اعمال نیرو به ۴ گروه سنگین (Ortho Force)، سیم‌های متوسط (Ortho Technology، ORG، Proflex، GAC، JMD، Force I) و سیم‌های سبک (Smart، Nitanium، Nitinol SE، Rematitan Lite، SE NITI) و سیم خیلی سبک (Imagination) تقسیم شدند. به علاوه معلوم شد که حتی سیم‌های مربوط به یک کارخانه کاملاً یکسان عمل نمی‌کنند؛ به صورتی که بیشترین ضریب تغییرات نیرو در سیم‌های ساخت کارخانه Ortho Force و کمترین ضریب تغییرات نیرو در سیم‌های ساخت کارخانه ORG مشاهده شد. در آنالیز عنصری با SEM نسبت نیکل به تیتانیوم در سیم‌های مختلف، متفاوت بود. به نظر می‌رسد بالا بودن درصد اتمی تیتانیوم در آلیاژ به Load-deflection rate کمتر می‌انجامد.

نتیجه‌گیری: نتایج این پژوهش نشان داد سیم‌های مورد بررسی علیرغم داشتن منحنی‌های کمابیش مشابه سوپرالاستیک، در میزان شیب منحنی دارای اختلاف معنی‌دار بوده، با مقایسه ضریب پراکندگی حتی در محصولات یک کارخانه نیز تنوع مشاهده گردید؛ بنابراین تبلیغات ارائه شده از سوی کارخانه‌های سازنده سیم‌ها، صد در صد قابل اعتماد نبوده، بایستی در کاربرد این محصولات به نتایج تحقیقات علمی توجه کافی مبذول داشته و میزان کراودینگ و ترکیب عنصری این سیم‌ها را نیز مد نظر قرار داد.

کلید واژگان: سیم نیکل تیتانیوم، نسبت نیرو - خمشی، آنالیز عنصری.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۴/۲۲ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۷/۱۳ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۹۰/۸/۴

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۰، ۲۲۹ - ۲۱۹

مقدمه

یابد (۱). به علاوه، اعمال نیروهای مداوم و ملایم در طول هفته‌ها و ماه‌ها یک مزیت بالینی عمده نیز می‌باشد. از زمان معرفی آرچ وایرهای نیکل تیتانیوم در سال ۱۹۷۰ در آمریکا، این آرچ وایرها به عنوان ابزاری مطلوب جهت مراحل خاصی از درمان شناخته شده‌اند. با آنکه مدت زمان زیادی از ورود این سیم‌ها به عرصه ارتودنسی نمی‌گذرد،

یکی از مهم‌ترین اجزاء اعمال نیرو در درمان‌های ثابت ارتودنسی، آرچ وایرها هستند. ارتودنتیست‌ها همواره به دنبال یافتن کارآمدترین نوع آرچ وایر می‌باشند. یک آرچ وایر ایده‌آل بایستی دندان‌ها را با نیروی ملایم و مداوم جابجا کند تا به این ترتیب ریسک ناراحتی بیمار، نکرور لیگامان پریودنتال و تحلیل نقبی و تحلیل ریشه دندان کاهش

□ طرح مصوب مرکز ناهنجاری‌های فکی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

*استادیار گروه ارتودنسی، مرکز ناهنجاری‌های فکی و دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

**نویسنده مسئول: استادیار گروه ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز.

این تحقیق با هدف بررسی خصوصیات خمش- نیرو و عناصر سازنده مارک‌های تجاری مختلف وایرهای نیکل تیتانیوم رایج در بازار ایران، صورت پذیرفت تا به این ترتیب مقایسه بهتری در رابطه با خصوصیات مکانیکی و بالینی آنها به عمل آید.

مواد و روشها:

تحقیق حاضر، یک مطالعه بدون جهت از نوع تجربی آزمایشگاهی است که جامعه آماری آن شامل ۶۵ قطعه سیم از ۱۳ نوع سیم نیکل تیتانیوم سوپرالاستیک با سطح مقطع گرد و با اندازه ۰/۰۱۴ اینچ می‌باشد. اسامی این سیم‌ها و نام کشور سازنده در جدول شماره ۱ آورده شده‌اند.

استفاده از این سیم‌ها نزد اکثر کلینیسین‌ها محبوبیت بسیاری یافته است. ویژگی منحصر به فرد آلیاژهای نیکل تیتانیوم توانایی این آرچ وایرها در اعمال نیروهای ملایم و مداوم حین فعال‌سازی با دامنه زیاد است. در واقع این سیم‌ها در یک محدوده وسیع از deflection نیروی تقریباً یکسانی به دندان وارد می‌کنند (۲).

در حال حاضر مارک‌های تجاری گوناگونی از این دسته آرچ وایرها در بازار موجود می‌باشند. این تنوع در محصولات انتخاب را برای عمل کننده دشوار می‌سازد به علاوه غالب این محصولات بدون هیچ گونه توضیحی در رابطه با خصوصیاتشان ارائه می‌شوند. البته حتی در صورت ارائه توضیحاتی در رابطه با خصوصیات این آرچ وایرها، باز هم امکان مقایسه مطلوب وجود ندارد چرا که معیارهای سنجش و ارزیابی سازندگان مختلف متفاوت است.

جدول ۱- اسامی سیم‌های مورد استفاده در تحقیق

نام سیم	کارخانه سازنده	کشور سازنده
Rematitan Lite	Dentaram	امریکا
Nitinol SE	3M Unitek	امریکا
Force I	American Ortho	امریکا
Ortho technology	Ortho technology	امریکا
Imagination	Gestenco	سوئد
SE NiTi	G & H	امریکا
Nitanium	Ortho organizer	امریکا
Smart	Smart	چین
Proflex	ODP	امریکا
Ortho Force	MIB	فرانسه
IMD	IMD	چین
ORG	ORG	چین
Dentsply	GAC	امریکا

آنالیز عناصر تشکیل دهنده هر سیم از SEM مجهز به EDX در پژوهشکده متالورژی رازی استفاده شد.

الف- بررسی خصوصیات خمش- نیرو:

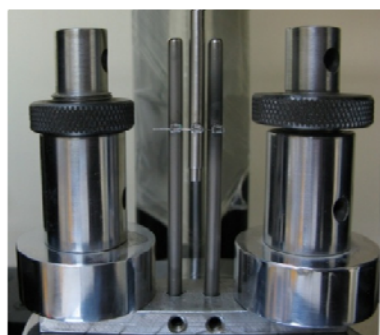
تعیین خصوصیات مکانیکی خمش- نیرو از طریق آزمون خمش سه براکتی و بوسیله دستگاه SANTAM (ایران، تهران) دارای واحد بارگذاری یک کیلوگرمی انجام گرفت (شکل ۱). جهت انجام این آزمون در ابتدا مدلی شامل سه عدد استوانه استیل به طول ۱۰ سانتی‌متر و نیز یک صفحه

نحوه انتخاب این سیم‌ها بر اساس پرسش از متخصصین ارتودنسی بود. نمونه‌های مورد مطالعه از نمایندگی‌های معتبر شرکت‌های مذکور (جهت اطمینان از جنس) و بدون بیان علت خرید در بسته‌بندی‌های معمول تهیه شدند.

جهت جمع‌آوری اطلاعات مرتبط با خصوصیات خمش- نیرو سیم‌های مختلف از آزمون خمش سه براکتی توسط دستگاه SANTAM (Tehran, IRAN) در پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران استفاده شد. در مرحله بعد، جهت

Roma bond نصب گردید به نحوی که شیار براکت‌ها در هر سه پلان فضا در یک امتداد قرار گیرد. بر روی استوانه سوم نیز یک عدد براکت عمود بر محور طولی آن نصب گردید و انتهای آن به نحوی آماده‌سازی شد که بتواند بر روی کراس هد دستگاه آزمون قرار گیرد (شکل ۲).

استیل مکعب مستطیل با سطوح کاملاً صاف و صیقلی جهت قرار دادن استوانه‌ها در آن تهیه گردید. دو عدد از استوانه‌های استیل بطور کاملاً عمودی و به موازات یکدیگر بر مرکز صفحه استیل پیچ شدند؛ به نحوی که فاصله محور مرکزی آنها از هم ۱۵/۵ میلی‌متر بود این فاصله برگرفته از اندازه نرمال دندان‌های دائمی ماگزیلای مردان بود. بر روی هر یک از این استوانه‌ها یک عدد براکت Roth با اندازه شیار ۰/۰۲۲ اینچ مربوط به دندان سانترال ماگزیلا با چسب



شکل ۲- مدل استفاده شده در آزمون خمش سه براکتی

شکل ۱- دستگاه SANTAM جهت انجام آزمون خمش سه براکتی

شرایط انجام آزمون به شرح زیر در نرم افزار دستگاه تعریف شد:

ماده تست شونده : فلز

قطر نمونه : ۰/۳ میلی‌متر

خمش تا حد ۳ میلی‌متر

سرعت حرکت cross-head : ۰/۵ میلی‌متر بر دقیقه

نوع تست : cyclic

تاخیر بین دو سیکل : صفر

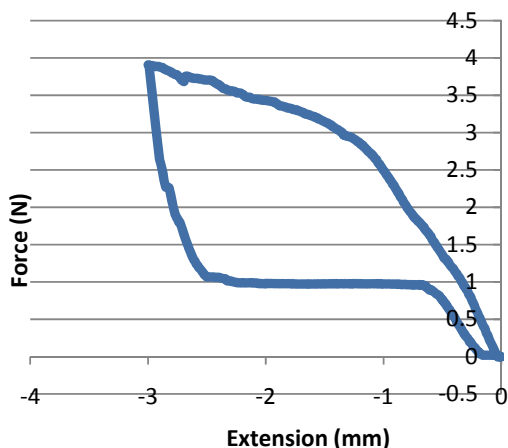
جهت حرکت cross-head : ابتدا از بالا به پائین تا خمش ۳ میلی‌متر و سپس از پائین به بالا تا خمش صفر.

آزمون نیرو - خمش برای هر یک از ۵ سیم ساخت یک کارخانه به طور جداگانه و در حمام آب با دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد تکرار شد. تمام آزمایشات توسط یک عمل‌کننده انجام گرفت. دستگاه فوق به رایانه متصل بود و در پایان هر تست داده‌ها و نمودارهای مربوط به هر نمونه را در اختیار قرار می‌داد.

شیار این براکت نیز باید در زمان شروع آزمون خمش در راستای دو براکت دیگر قرار می‌گرفت. سپس از هر نوع سیم، ۵ نمونه با طول یکسان (۳۰ میلی‌متر) از قطعه مستقیم خلفی انتخاب گردید و سیم‌ها توسط لیگاتورهای پلاستیکی (ارتورگانیزر، آمریکا) داخل براکت‌ها درگیر شدند.

از آنجا که سیم‌های مورد استفاده در این مطالعه سیم‌های حرارتی بودند و این سیم‌ها خصوصیات مکانیکی مربوط به خود را در دمای محیط دهان (۳۷ درجه سانتی‌گراد) بروز می‌دهند، این تست‌ها باید در دمای مذکور انجام می‌شدند. به همین دلیل یک حمام آب طراحی شد و جهت حفظ دمای آن از یک المان گرمائی که در آکواریوم جهت تنظیم دما کاربرد دارد، استفاده شد. صفحه استیل در کف حمام آب ثابت بود به نحوی که استوانه متحرک دقیقاً از وسط دو استوانه ثابت عبور کند و قابلیت جابجائی بین دو استوانه ثابت را داشته باشد. تمامی تست‌ها با استفاده از خط نشانگر آب، در عمق ثابتی از آب انجام گرفتند.

سیم منحنی نیرو - خمش و میانگین نیرو در خمش‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متری محاسبه شد. جهت مقایسه سیم‌های کارخانه‌های مختلف، میانگین نیرو، انحراف معیار و خطای استاندارد میانگین در جدول زیر نشان داده شده‌اند (جدول ۳).



نمودار ۱- منحنی نیرو- خمش سیم Nitinol SE

جدول ۲- میانگین نیرو در خمش‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵

میلی‌متری برای سیم Nitinol

نیرو در سیم Nitinol SE	میانگین	انحراف معیار	کمترین	بیشترین
خمش ۱ میلی متری	۱۰۲/۴۲	۲/۶۵	۹۷/۴۰	۱۰۶/۸۰
خمش ۱/۵ میلی متری	۱۰۴/۴۸	۴/۹۷	۹۷/۴۰	۱۱۱/۰۰
خمش ۲ میلی متری	۱۰۷/۲۶	۷/۹۲	۹۷/۹۰	۱۱۸/۶۰
خمش ۲/۵ میلی متری	۱۲۰/۹۴	۸/۳۲	۱۰۶/۷۰	۱۲۶/۸۰
میانگین ۴ خمش	۱۰۸/۷۲	۵/۵۰	۹۹/۸۰	۱۱۴/۳۰

جهت مقایسه میانگین نیرو در سیم‌های کارخانه‌های مختلف، در یک آزمون یک طرفه ANOVA، میانگین نیرو در خمش‌های مختلف به عنوان متغیر وابسته و نوع سیم (کارخانه سازنده سیم) به عنوان فاکتور آزمون در نظر گرفته شدند. در نتیجه تفاوت معنی‌داری در میانگین نیرو بین سیم‌های کارخانه‌های مختلف مشاهده شد ($P < 0.001$), $(F(64,12) = 55/11)$. با توجه به تفاوت معنی‌داری در

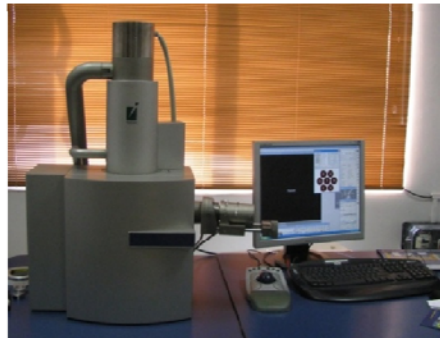
از آنجا که نیروی اعمال شونده بر دندان‌ها از سوی سیم حائز اهمیت است، مقادیر این نیروها در ناحیه unloading به عنوان معیار مقایسه در نظر گرفته شد. به این صورت که برای اندازه‌گیری میزان نیرو و مقایسه آن با سایر نمونه‌ها، ۴ نقطه بر روی ناحیه unloading نمودار مشخص گردید. این نقاط عبارت بودند از خمش‌های ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متری. میانگین نیرو در هر خمش و میانگین کل برای هر سیم محاسبه شد.

ب- آنالیز عنصری با SEM مجهز به سیستم EDX:

پس از انجام آزمون‌های خمش سه براکتی، یک نمونه سیم از هر مارک تجاری جهت آنالیز عنصری به وسیله SEM مورد بررسی قرار گرفت. سیستم SEM مورد استفاده دارای دوبخش بود (شکل ۳):

قسمت تصویری: TESCAN، ساخت کشور چک که مدل آن VEGA II بود.

قسمت آنالیز مجهز به سیستم EDX ساخت کشور آلمان جهت آنالیز عنصری که دارای خطای آنالیزی برابر با ۰/۰۵٪ وزنی است (قادر به تشخیص عناصر با درصد وزنی بیشتر از ۰/۰۵٪ می‌باشد).



شکل ۳- آنالیز عنصری با SEM مجهز به سیستم EDX

یافته‌ها:

الف- نتایج آزمون‌های خمش سه براکتی:

در این مطالعه خصوصیات نیرو- خمش ۱۳ نوع سیم سوپراالاستیک نیکل تیتانیوم رایج در بازار ایران مورد مقایسه و بررسی قرار گرفت. از هر نوع سیم، ۵ عدد (کلاً ۶۵ سیم) در این مطالعه مورد ارزیابی قرار گرفتند. برای هر

در کلیه سیم‌ها به جز عناصر نیکل و تیتانیوم، عنصر دیگری (نظیر مس، آهن، کبالت، اکسیژن و ...) trace نشد. درصد اتمی تیتانیوم در سیم‌های مورد بررسی به ترتیب از کمترین به بیشترین به شرح زیر است:

- ۱- Ortho force (۴۸/۶۸٪ تیتانیوم + ۵۱/۳۲٪ نیکل)
- ۲- ORG (۴۸/۶۳٪ تیتانیوم + ۵۱/۳۷٪ نیکل)
- ۳- Ortho Technology (۴۸/۷٪ تیتانیوم + ۵۱/۳٪ نیکل)
- ۴- Dentsply (۴۸/۹٪ تیتانیوم + ۵۱/۱٪ نیکل)
- ۵- IMD (۴۹/۳۱٪ تیتانیوم + ۵۰/۶۹٪ نیکل)
- ۶- Force I (۴۹/۵۴٪ تیتانیوم + ۵۰/۴۶٪ نیکل)
- ۷- Smart (۴۹/۸۳٪ تیتانیوم + ۵۰/۱۷٪ نیکل)
- ۸- Nitanium (۴۹/۸۸٪ تیتانیوم + ۵۰/۱۲٪ نیکل)
- ۹- Proflex (۵۰/۳۰٪ تیتانیوم + ۴۹/۷٪ نیکل)
- ۱۰- SE NiTi (۵۰/۸۶٪ تیتانیوم + ۴۹/۱۴٪ نیکل)
- ۱۱- Nitinol SE (۵۱/۸۹٪ تیتانیوم + ۴۸/۱۱٪ نیکل)
- ۱۲- Rematitan lite (۵۲/۱٪ تیتانیوم + ۴۷/۹٪ نیکل)
- ۱۳- Imagination (۵۲/۵۶٪ تیتانیوم + ۴۷/۴۴٪ نیکل)

میانگین نیرو بین سیم‌های کارخانه‌های مختلف، جهت تعیین نوع رابطه انواع مختلف سیم با میانگین نیرو، از آنالیز post-hoc نوع tukey استفاده شد (جدول ۴).

بر اساس نتیجه این آزمون می‌توان سیم‌ها را به ۴ گروه تقسیم کرد:

- گروه ۱ (سیم سنگین): شامل سیم Ortho Force
- گروه ۲ (سیم‌های متوسط): شامل سیم‌های Proflex, Force I, GAC, IMD, Ortho Technology, ORG
- گروه ۳ (سیم‌های سبک): شامل سیم Nitanium Smart, Rematitan Lite, SE NITI, Nitinol SE
- گروه ۴ (سیم خیلی سبک): شامل سیم Imagination.

ب- نتایج آنالیز عنصری:

در ادامه نتایج آنالیز عنصری با SEM مجهز به سیستم EDX برای سه نمونه از سیم‌های مورد مطالعه که به ترتیب دارای بیشترین میانگین نیرو (ortho force)، کمترین میانگین نیرو (Imagination) و متوسط میانگین نیرو (Smart) بودند، به تفکیک آورده شده است (تصویر ۴-۶).

جدول ۳- میانگین نیرو، انحراف معیار و خطای استاندارد میانگین سیم‌های مختلف

خطای استاندارد میانگین	انحراف معیار	میانگین نیرو	نوع سیم
۲/۰۳	۴/۵۴	۴۶/۱۰	Imagination
۲/۴۲	۵/۴۲	۹۸/۴۰	Rematitan Lite
۵/۱۹	۱۱/۶۰	۱۰۷/۷۲	SE NITI
۲/۴۶	۵/۵۰	۱۰۸/۷۲	Nitiinol SE
۱/۱۶	۲/۶۱	۱۱۸/۹۰	Nitanium
۱/۰۳	۲/۳۱	۱۲۰/۴۶	Smart
۲/۹۰	۶/۵۰	۱۴۲/۵۶	Force I
۳/۰۴	۶/۸۰	۱۴۳/۳۲	GAC
۲/۸۴	۶/۳۷	۱۴۴/۸۰	IMD
۷/۴۴	۱۶/۶۵	۱۴۸/۱۴	Ortho Technology
۱/۲۹	۲/۹۰	۱۵۵/۵۴	ORG
۹/۱۵	۲۰/۴۶	۱۶۱/۶۱	Proflex
۹/۸۱	۲۱/۹۵	۱۹۲/۹۸	Ortho Force
۴/۵۱۱	۳۶/۳۷	۱۲۹/۹۴	کل موارد

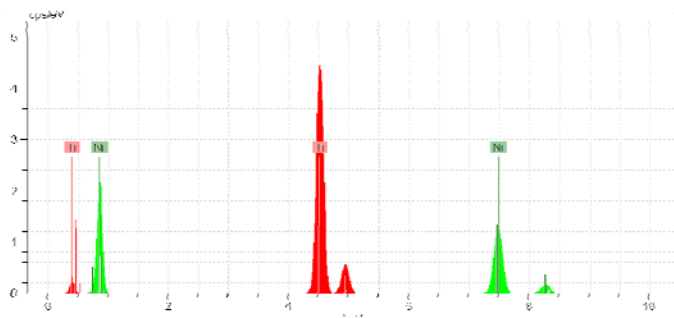
جدول ۴- نتایج آزمون post hoc در رابطه با میانگین نیروی سیم‌های مختلف

	Nitinol	imagination	force	proflex	orthotec	SE NITI	Orthoforce	ORG	IMD	GAC	Nitanium	smart	Rematitan
Nitinol	-	۶۲	-۳۳	-۵۲	-۳۹	۱	-۸۴	-۴۶	-۳۴	۶۲	-۱۰	-۱۱	۱۰
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۱	۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۹۵۵	۰/۸۸۴	۰/۹۵۰
imagination	-۶۲	-	-۹۶	-۱۱۵	-۱۰۲	-۶۱	-۱۴۶	-۱۰۹	-۹۸	-۹۷	-۷۲	-۷۴	-۵۲
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱
force	۳۳	۹۶	-	-۱۹	-۵	۳۴	-۵۰	-۱۲	-۲	-۰/۷۶	۲۳	۲۲	۴۴
	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	-	۰/۲۵۰	۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۷۹۷	۱	۱	۰/۰۵۵	۰/۰۹۶	<۰/۰۰۱
proflex	۵۲	۱۱۵	۱۹	-	۱۳	۵۳	-۳۱	۶	۱۶	۱۸	۴۲	۴۱	۶۳
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۲۵۰	-	۰/۷۵۶	<۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۱	۰/۴۳۴	۰/۳۰۶	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱
orthotec	۳۹	۱۰۲	۵	-۱۳	-	۴۰	-۴۴	-۷	۳	۴	۲۹	۲۷	۴۹
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۱	۰/۷۵۶	-	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۹۹۷	۱	۱	۰/۰۰۵	۰/۱۱	<۰/۰۰۱
SE NITI	-۱	۶۱	-۳۴	-۵۳	-۴۰	-	-۸۵	-۴۷	-۳۷	-۳۵	-۱۱	-۱۲	۹
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	-	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۹۱۵	۰/۸۱۶	۰/۹۷۷
Orthoforce	۸۴	۱۴۶	۵۰	۳۱	۴۴	۸۵	-	۳۷	۴۸	۴۹	۷۴	۷۲	۹۴
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	-	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱
ORG	۴۶	۱۰۹	۱۲	-۶	۷	۴۷	-۳۷	-	۱۰	۱۲	۳۶	۳۵	۵۷
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۷۹۷	۱	۰/۹۹۷	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	-	۰/۹۳۴	۰/۸۵۳	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱
IMD	۳۶	۹۸	۲	-۱۶	-۳	۳۷	-۴۸	-۱۰	-	۱	۲۵	۲۴	۴۶
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۱	۰/۴۳۴	۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۹۳۴	-	۱	<۰/۰۲۳	۰/۰۴۳	<۰/۰۰۱
GAC	۳۴	۹۷	۰/۷۶	-۱۸	-۴	۳۵	-۴۹	-۱۲	-۱	-	۲۴	۲۲	۴۴
	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۱	۰/۳۰۶	۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۸۵۳	۱	-	۰/۰۴۱	۰/۰۷۴	<۰/۰۰۱
Nitanium	۱۰	۷۲	-۲۳	-۴۲	-۲۹	۱۱	-۷۴	-۳۶	-۲۵	-۲۴	-	-۱	۲۰
	۰/۹۵۵	<۰/۰۰۱	۰/۰۵۵	<۰/۰۰۱	۰/۰۰۵	۰/۹۱۵	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۰۲۳	۰/۰۴۱	-	۱	۰/۱۶۳
smart	۱۱	۷۴	-۲۲	-۴۱	-۲۷	۱۲	-۷۲	-۳۵	-۲۴	-۲۲	۱	-	۲۲
	۰/۸۸۴	<۰/۰۰۱	۰/۰۹۶	۰/۰۱۱	<۰/۰۰۱	۰/۸۱۶	<۰/۰۰۱	۰/۰۴۳	<۰/۰۰۱	<۰/۰۷۴	۱	-	۰/۰۹۸
Rematitan	-۱۰	۵۲	-۴۴	-۶۳	-۴۹	-۹	-۹۴	-۵۷	-۴۶	-۴۴	-۲۰	-۲۲	-
	۰/۹۵۰	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۹۷۷	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	<۰/۰۰۱	۰/۱۶۳	۰/۰۹۸	-

Spectra: Imagination (GESTENCO)

Element	Series	unn. C [wt.-%]	norm. C [wt.-%]	Atom. C [at.-%]
---------	--------	----------------	-----------------	-----------------

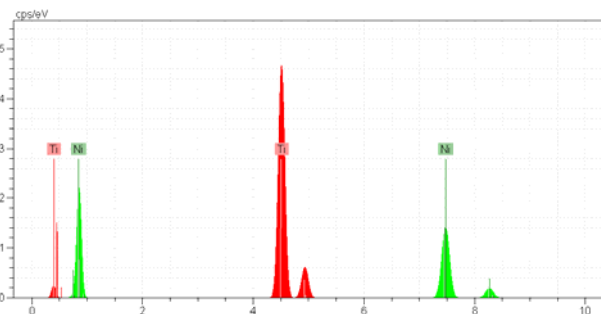
Nickel	K series	40.92	42.41	47.44
Titanium	K series	55.58	57.59	52.56



شکل ۴- نتایج آنالیز عنصری مربوط به سیم Imagination (دارای حداقل میانگین نیرو)

Spectra: *Ortho force (MIB)*

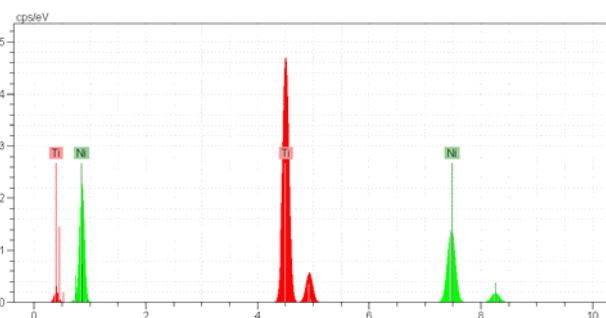
Element	Series	unn. C [wt.-%]	norm. C [wt.-%]	Atom. C [at.-%]
Titanium	K series	41.25	43.63	48.68
Nickel	K series	53.31	56.37	51.32



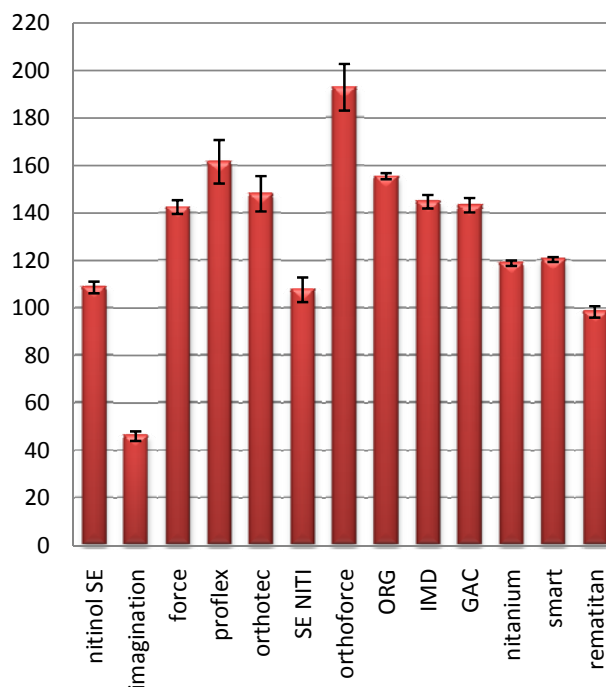
شکل ۵- نتایج آنالیز عنصری مربوط به سیم Ortho Force (دارای حداکثر میانگین نیرو)

Spectra: *SMART*

Element	Series	unn. C [wt.-%]	norm. C [wt.-%]	Atom. C [at.-%]
Titanium	K series	40.15	44.75	49.83
Nickel	K series	49.56	55.25	50.17



شکل ۶- نتایج آنالیز عنصری مربوط به سیم Smart (دارای متوسط میانگین نیرو)



نمودار ۲- ضریب تغییرات میانگین نیرو در سیم‌های کارخانه‌های مختلف

بحث:

ویژگی اصلی مورد نیاز برای سیم‌های ارتودنسی اعمال نیروی ثابت و پایدار در طول مراحل درمان می‌باشد. آلیاژهای سوپرالاستیک نیکل تیتانیوم با توجه به دارا بودن خواص مکانیکی مطلوب مناسبترین گزینه برای کاربرد گسترده در ارتودنسی می‌باشند.

در این تحقیق ابتدا رفتار خمشی سیم‌های سوپرالاستیک نیکل تیتانیوم متداول در کاربردهای ارتودنسی بررسی شده، با یکدیگر مقایسه شدند. سپس جهت آنالیز عناصر تشکیل دهنده، این سیم‌ها به وسیله Scanning Electron Microscopy (SEM) مورد بررسی قرار گرفتند.

منحنی‌های به دست آمده در این تحقیق شکل کلی منحنی‌های سوپرالاستیک به دست آمده توسط Burstone در سال ۱۹۸۵ (۳)، Miura در سال ۱۹۸۶ (۴)، Khier در سال ۱۹۹۱ (۵)، Tonner در سال ۱۹۹۴ (۶)، Oltjen در سال ۱۹۹۷ (۷)، Gurgel در سال ۲۰۰۱ (۸) را دارا بودند. در هر یک از تحقیقات فوق برخی از سیم‌ها با سیم‌های مورد استفاده در مطالعه حاضر مشترک بودند. در کلیه منحنی‌ها در زمان loading پس از یک ناحیه خطی، ناحیه پلاتوی منحنی وجود داشت که در آن نیروی سیم با افزایش بیشتر deflection، افزایش زیادی نمی‌یابد و رابطه خطی بین میزان نیرو و خمش وجود ندارد. پس از آن، در ناحیه unloading (برگشت crosshead پس از خمش ۳ میلی‌متری) یک افت ناگهانی نیرو در تمام سیم‌ها مشاهده می‌شود. اگرچه شکل کلی منحنی‌ها به هم شباهت داشت، ولی میزان اعمال نیرو در ناحیه unloading در سیم‌های مختلف با هم تفاوت داشت که این خود از عملکرد غیر یکسان این ۱۳ نوع سیم در شرایط یکسان آزمایش حکایت دارد.

هدف اصلی این مطالعه بررسی خصوصیات نیرو-خمش سیم‌های ارتودنسی نیکل تیتانیوم در شرایطی مشابه دهان بود. برای این منظور از آزمون خمش سه براکتی استفاده شد. دقیق‌ترین روش جهت بررسی خصوصیات مکانیکی سیم‌های ارتودنسی حالتی است که شرایط بالینی در آنها دقیقاً بازسازی شده، سیم به عنوان قسمتی از دستگاه ثابت ارتودنسی مورد آزمون قرار گیرد (۹). بنابراین در این تحقیق از آزمون خمش سه براکتی استفاده شد. نتایج مطالعاتی نظیر مطالعه Wilkinson (۲۰۰۲) (۹) و Parvizi

(۲۰۰۳) (۱۰) که جهت انجام تست خمش سه نقطه ای از مدل‌هایی شبیه قوس دندانی استفاده کردند نیز نشان داد که در اکثر موارد سیم‌هایی که در مدل‌های فانتوم شبیه قوس دندانی فیکس شده‌اند، نسبت به قطعات سیمی که فقط بین دو پایه فیکس شده‌اند نیروی بیشتری دارند. بنابراین طرح مدل آزمون خمش در ارزیابی نتایج بسیار موثر است.

در این مطالعه طراحی مدل به گونه‌ای بود که تنها حرکات اکلوزوژینژیوالی به طور مستقیم مورد آزمایش قرار گرفت. در مطالعات پیشین نشان داده شده است که تفاوت در جهت loading (اعمال نیرو به صورت باکولینگوالی و اکلوزوژینژیوالی) رفتار مکانیکال سیم را تغییر نمی‌دهد (۱۱) و (۱۲). بنابراین نتایج برای حرکات باکولینگوالی نیز قابل تعمیم می‌باشد.

دمای محیط انجام آزمون نیز از دیگر عوامل مهم در رفتار مکانیکال سیم است. Tonner در سال ۱۹۸۵ نشان داد که مقادیر نیروی اعمال شده حین بارگذاری و باربرداری با افزایش دما از ۲۵ به ۳۰ درجه سانتیگراد افزایش یافته، با کاهش دما تا حدود ۵ درجه سانتیگراد در زمان باربرداری ناحیه plateau در سیم‌ها از بین می‌رود (۶). در تحقیق حاضر با کمک حمام آب و المان گرمائی خودکار، کلیه آزمون‌ها در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد انجام شدند. بنابراین نیروهای اندازه‌گیری شده در این تحقیق به نیروهای واقعی این سیم‌ها در دهان نزدیک‌تر خواهند بود. فاصله بین دو نقطه fixation سیم (فاصله بین براکتی) در مدل آزمون نیز بر رفتار سوپرالاستیک سیم موثر است. به طور کلی با افزایش فاصله بین براکتی، load-deflection سیم کاهش یافته، انعطاف‌پذیری سیم افزایش می‌یابد و به این ترتیب توانائی آن در تصحیح crowding افزایش خواهد یافت. در مطالعات مختلف این اندازه برگرفته از فواصل مختلف بین دندانی در نقاط متفاوت قوس، متفاوت انتخاب شده است. در مطالعه حاضر دو براکت به نحوی بر روی دو استوانه چسبانده شدند که فاصله نقطه میانی آنها از هم ۱۵/۵ میلی‌متر بود.

در مطالعه حاضر، بررسی مقادیر نیروی سیم Force I (American Orthodontics) نشان داد که میانگین نیروی این سیم پس از خمش ۳ میلی‌متری ۱۴۲/۵ گرم بود. این میزان در مطالعه نیلی و همکاران (۲۰۰۹) ۱۷۵ گرم گزارش شد (۱۳). البته نیلی (۲۰۰۹) در مطالعه خود از یک مدل فانتوم شبیه قوس دندانی استفاده کرده بود که بنابر عقیده

با مقایسه در صد اتمی تیتانیوم و میانگین نیرو در سیم‌های مختلف مشاهده می‌شود که به جز پاره‌ای استثنائات (نظیر Proflex)، یک رابطه معکوس بین درصد اتمی تیتانیوم و میانگین نیروی ناشی از سیم وجود دارد؛ به گونه‌ای که با افزایش درصد اتمی تیتانیوم (و کاهش درصد اتمی نیکل) میانگین نیروی سیم کاهش یافته است. به بیان دیگر افزایش درصد تیتانیوم، خواص مطلوب سیم را به همراه دارد. نیکل از جمله عناصر austenitic است؛ به این معنی که حضور نیکل در ساختار آلیاژ منجر به شکل‌گیری و ثبات فاز آستنیت در دماهای پائین‌تر می‌شود. تشکیل فاز آستنیت آلیاژ را rigidتر می‌کند چرا که سیم در این فاز تغییر شکل الاستیکی به میزان حداکثر ۲٪ از محدوده strain نشان می‌دهد؛ ولی سیم در فاز مارتنزیت می‌تواند تا قبل از تغییر شکل دائمی ۱۰-۸٪ تغییر شکل دهد. به بیان دیگر فاز آستنیت بیشتر به استیل شباهت دارد ولی فاز مارتنزیت بیشتر شبیه الاستومرهاست (۱۶). هر چند ممکن است وجود تفاوت‌هایی در این حد در درصد اتمی عناصر مذکور قادر به ایجاد اختلافاتی به این اندازه در میانگین نیروی سیم‌های مختلف نباشد.

بر اساس میانگین‌های به دست آمده در رابطه با میزان اعمال نیرو از جانب سیم‌ها از خمش‌های ۲/۵ تا ۱ می‌توان سیم‌های سوپرالاستیک این تحقیق را به سه گروه تقسیم کرد:

گروه ۱ (سیم سنگین): شامل سیم Ortho Force

گروه ۲ (سیم‌های متوسط): شامل سیم‌های Proflex, Force I و GAC, IMD, Ortho Technology, ORG

گروه ۳ (سیم‌های سبک): شامل سیم Nitanium, Smart Rematinin Lite, SE NITI, Nitinol SE

گروه ۴ (سیم خیلی سبک): شامل سیم Imagination

با توجه به تقسیم‌بندی سیم‌ها بر اساس میزان اعمال نیرو، انتخاب سیم مناسب در شرایط متفاوت بالینی باید بر اساس میزان کراودینگ صورت گیرد. به عنوان مثال اگر از سیم‌های high force در کراودینگ‌های متوسط استفاده می‌شود، نباید آنها را به طور کامل درون براکت engage کرد. در این موارد بستن سیم‌ها از دور با سیم لیگچور و یا استفاده از همین سیم با قطر کمتر توصیه می‌شود.

در میان سیم‌های مورد بررسی سیم‌های Imagination و Rematitan Lite کمترین فاصله را با حد نیروی فیزیولوژیک داشتند. مقایسه ضریب پراکندگی در ساخت

Wilkinson (۲۰۰۲) (۹) و Parvizi (۲۰۰۳) (۱۰) این موضوع یعنی تفاوت در نوع مدل 3-point bending، ممکن است بتواند دلیل این اختلاف را توضیح دهد. در مطالعه علوی و همکاران (۲۰۰۵) (۱۴) نیز متوسط نیروی سیم Force I، ۱۶۲/۲ گرم گزارش شد. در روش علوی و همکاران (۲۰۰۵) فاصله بین براکتی ۱۴ میلی‌متر انتخاب شد که نسبت به فاصله بین براکتی در مطالعه حاضر کمتر است که این امر منجر به افزایش Load-deflection و اعمال نیروی بیشتر و دامنه عملکرد کمتر سیم می‌شود.

در مطالعه حاضر، بررسی مقادیر نیروی سیم Nitinol SE (3M Unitek) نشان داد که میانگین نیروی این سیم پس از خمش ۳ میلی‌متری ۱۰۸/۷ گرم بود. این میزان در مطالعه صدرنژاد و همکاران (۲۰۰۶) (۱۵) ۱۰۲/۶۵ گزارش شد. البته صدرنژاد (۲۰۰۶) در مطالعه خود از دمای ۲۷ درجه سانتیگراد جهت انجام آزمون‌های خمش استفاده کرده بود که بنابر عقیده Tonner (۱۹۹۴) (۶) این موضوع یعنی تفاوت در دما، ممکن است بتواند دلیل این اختلاف را توضیح دهد. چرا که با افزایش دمای آزمون افزایشی در میانگین نیروی سیم ایجاد خواهد شد.

در مطالعه حاضر، بررسی مقادیر نیروی سیم Rematitan (Dentaurum) Lite نشان داد که میانگین نیروی این سیم پس از خمش ۳ میلی‌متری ۹۸/۴ گرم بود. این میزان در مطالعه صدرنژاد و همکاران (۲۰۰۶) (۱۵) ۸۰/۹۲ گرم گزارش شد. توجه این افزایش نیرو در مطالعه حاضر نیز کاربرد دمای بالاتر در این مطالعه نسبت به مطالعه صدرنژاد است. همین مسئله در رابطه با سیم Nitanium (Ortho Organizer) نیز صادق است که در این مطالعه میانگین نیروی این سیم ۱۱۸/۷ گرم بود اما در مطالعه صدرنژاد (۲۰۰۶) (۱۴/۱۸) گزارش شد. در مطالعه علوی و همکاران (۲۰۰۵) (۱۴) نیز متوسط نیروی سیم Rematitan Lite، ۱۰۳/۸۲ گرم گزارش شد که دلایل ذکر شده در بالا، توجه این افزایش در میانگین نیرو نسبت به مطالعه حاضر است.

در مطالعه حاضر، بررسی مقادیر نیروی سیم G&H نشان داد که میانگین نیروی این سیم پس از خمش ۳ میلی‌متری ۱۰۷/۷ گرم بود. این میزان در مطالعه علوی و همکاران (۲۰۰۵) (۱۴) ۲۲۴/۸۱ گرم گزارش شد که می‌توان آن را با توجه به کمتر بودن فاصله بین براکتی در این مطالعه نسبت به مطالعه حاضر توجیه کرد.

سیم‌های کارخانه‌های مختلف حاکی از وجود تنوع در ساخت سیم‌های یک کارخانه بود. در تحقیق حاضر سیم ساخت کارخانه ORG کمترین پراکندگی و سیم کارخانه ODP بیشترین میزان پراکندگی در ساخت را از خود نشان داد.

نتیجه‌گیری:

در تحقیق حاضر ۱۳ نوع سیم نیکل تیتانیوم سوپرالاستیک (۵ نمونه از هر یک) با قطر ۰/۰۱۴ اینچ موجود در بازار ایران مورد بررسی و نسبت نیرو-خمش در آنها بر اساس خمش سه برکتی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

تحقیق حاضر نشان داد که منحنی نیرو-خمش تمام سیم‌ها شکل کلی منحنی سیم‌های سوپرالاستیک را تقلید می‌نمود ولی شیب منحنی در زمان loading و unloading در تمام سیم‌ها با هم متفاوت بود. همچنین مقایسه ضریب پراکندگی در ساخت سیم‌های کارخانه‌های مختلف حاکی از وجود تنوع در ساخت سیم‌های یک کارخانه بود.

با توجه به نتایج به دست آمده استفاده از سیم‌هایی که نیروی کمی در زمان باربرداری اعمال کرده، دارای حداقل میزان افت نیرو هستند (Rematitan Lite).

تقدیر و تشکر:

مقاله حاضر حاصل پایان نامه دکترای تخصصی دکتر مهرناز مرادی‌نژاد به راهنمایی دکتر اصغر عبادی‌فر و مربوط به دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد.

References

1. Andereasen GF, Hillen TB. An evaluation of 55 Cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 1971; 82: 1373-1375.
2. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. 3rd Ed. St Louis: The C.V.Mosby Co.2000; chap 9: 296-325.
3. Burstone CJ, Quin B, Morton YJ. Chinese NiTi wire- a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87: 445-52.
4. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The superelastic property of the Japanese Ni-Ti alloy wire for the use in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1986; 90: 1-10.
5. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and non superelastic nickel- titanium orthodontic wires. AM J Orthod Dentofacial Orthop 1991; 99: 310-318.
6. Tonner R, Waters N. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three-point bending II: intra- batch Variation. Eur J Orthod 1994; 16: 421-425.

7. Oltjen J, Duncanson M, Ghosh J, Nanda R, Curria G. Stiffness- deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod* 1997;67: 209-218.
8. Gurgel J, Kerr S, Powers J. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod* 2001; 120: 378-382.
9. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load- deflection characteristics of superelastic nickel- titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 121: 483-495.
10. Parvizi F, Rock WP. The load- deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.*2003; 25: 417-421.
11. Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning arch wires. *Br J Orthod* 1988;15:255-259.
12. Schaus JG, Nikolai RJ. Localized ,transverse, flexural stiffness of continuous arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 89:407-414.
13. Nili Ahmadabadi M, Shahhoseini T, Habibi-Parsa M, Haj-Fathalian M, Hoseinzadeh-Nik T, Ghadirian H. Static and Cyclic Load-Deflection Characteristic of NiTi Orthodontic Archwires Using Modified Bending Tests. *J of Materials Engineering and Performance* 2009; 18:793-796.
14. Alavi SH, Shafee M. Evaluation of load-deflection characteristics of orthodontic superelastic Ni-Ti wires: Force I, Rematitan Lite, G&H. *J of Islamic Dental Association* 1384; 17(4):46-54.
15. Basafa M, Sadrnejad KH, Ghoreishi S. Comparison of load-deflection characteristics of orthodontic superelastic Ni-Ti wires. *J Dent Sch Shahid Beheshti Uni Med Sci* 1385; 17 (4): 171-179.
16. Matasa CG: Biomaterials in Orthodontics. In: Graber TM, Vandersdall RL, Vig KW. *Orthodontics: current principle & techniques.* 4th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co. 2005; chap 9: 395-389.