

مقایسه رفتار الاستومریک و الگوی اضمحلال نیروی زنجیره‌های الاستومری ارتودنسی مختلف

دکتر علی محمد حسینی^۱ - دکتر مریم پیرمردیان نجف آبادی^{۲†} - دکتر غلامرضا اسلامی امیرآبادی^۳ - دکتر مهدی عرق بیدی کاشانی^۳

۱- ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

۲- دستیار تخصصی گروه آموزشی زیست مواد دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- استادیار گروه آموزشی ارتودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

Comparing the elastomeric behavior and force degradation pattern between different orthodontic elastomeric chains

Ali Mohammad-Hoseini¹, Maryam Pirmoradian Najafabadi^{2†}, Gholamreza Eslami Amirabadi³,
Mehdi Aragh Bidi Kashani³

1- Orthodontist, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

2[†]- Ph.D Candidate, Department of Dental Biomaterials, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (Dr.maryam.pirmoradian@gmail.com)

3- Assistant Professor, Department of Orthodontic, School of Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran

Background and Aims: Elastomeric chains are known as a current device with the purpose of dental movement in orthodontic treatments. The aim of this study was to compare the elastomeric behavior and force degradation rate between different elastomeric chains existing in Iran in different time durations.

Materials and Methods: 11 different elastomeric chains used in this study were: Class One, ASTAR, G&H, TSNPT, MIB (French and Chinese type), Ultra Chain and both American, Ortho Technology (simple and memory type). All chains were stretched upon to exert 150 g force and then force degradation rate in 6 time duration (1, 3, 24 hours and 3, 7, 21 days) and modulus of elasticity (MOE) in 2 time duration (start and 21 days) were investigated. All Data were analyzed statistically by ANOVA, Tukey, Games-Howel tests.

Results: All chains up to the 21th day showed a significant decrease in MOE except for the G&H, ClassOne, simple orthotechnology and a significant force degradation except for the American (memory type). The most significant force degradation rate was in ASTAR gray ($P < 0.05$) and the least in MIB (French), Ultra Chain, and American ($P < 0.05$).

Conclusion: All chains showed significant time-dependent force degradation (mostly in the first day). Only, this rate was not significant in any time duration for the American (memory). In all groups, the most force degradation rate belonged to ASTAR gray and the least to Ultra Chain, MIB (French) and American after 21th day.

Key Words: Elastomeric chain, Force degradation, Modulus of elasticity

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2020;33(1):54-63

† مؤلف مسؤول: تهران- انتهای خیابان امیرآباد- دانشکده دندانپزشکی- دانشگاه علوم پزشکی تهران- گروه آموزشی زیست مواد دندانپزشکی
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: Dr.maryam.pirmoradian@gmail.com

چکیده

زمینه و هدف: زنجیره‌های الاستومریک (چین‌ها) یکی از ابزارهای رایج برای جابجایی‌های دندان‌های ارتودنسی به شمار می‌روند. هدف از انجام این مطالعه مقایسه رفتار الاستومریک و میزان اضمحلال نیرو در چین‌های با برندهای تجاری مختلف موجود در ایران در بازه‌های زمانی مختلف است.

روش بررسی: یازده چین الاستومریک مورد استفاده در این مطالعه از برندهای: MIB، TSNPT، G&H، ASTAR، ClassOne (چینی)، MIB (فرانسوی)، ultra chain و دو برند American و Orthotechnology در دو نوع ساده و حافظه‌دار انتخاب شده بودند. چین‌ها به طولی که در آن، قادر به اعمال ۱۵۰ گرم نیرو باشند کشیده شده و سپس میزان اضمحلال نیرو در هر یک از گروه‌ها در بازه‌های زمانی ۱، ۳، ۷ و ۲۱ روز و ضریب الاستیسیته در اولین مرحله و در روز ۲۱ مورد ارزیابی قرار گرفت. داده‌های به دست آمده با استفاده از آنالیزهای آماری ANOVA و Tukey و Games-Howel مورد تحلیل قرار گرفتند.

یافته‌ها: تمام چین‌ها تا روز ۲۱ افت معنی‌دار ضریب الاستیسیته (به جز G&H، Class One، Ortho Technology ساده) و اضمحلال معنی‌دار نیرو را (به جز گروه American (memory chain)) نشان دادند. بالاترین میزان اضمحلال معنی‌دار نیرو در بازه ۲۱ روزه مربوط به گروه ASTAR خاکستری ($P < 0/05$) و کمترین آن در ultra chain و MIB (فرانسوی) و American بود ($P < 0/05$).

نتیجه‌گیری: همه چین‌ها اضمحلال نیروی معنی‌دار وابسته به زمان (بیشتر در روز اول) را نشان می‌دهند. فقط در برند American (memory) این میزان در هیچ یک از بازه‌های زمانی از نظر آماری معنی‌دار نبود. در میان بقیه چین‌ها پس از روز ۲۱ بیشترین اضمحلال نیرو به برند Astar خاکستری و کمترین به ultra chain، MIB (فرانسوی) تعلق داشت.

کلید واژه‌ها: چین الاستومریک، اضمحلال نیرو، ضریب الاستیسیته

وصول: ۹۸/۰۷/۳۰ اصلاح نهایی: ۹۹/۰۳/۱۲ تأیید چاپ: ۹۹/۰۳/۲۲

مقدمه

دسته از مواد به شمار می‌رود. این ترکیبات ذاتاً دارای رفتار الاستیک غیر خطی هستند (۵). اولین ترکیبات الاستومریکی که در درمان‌های دندانپزشکی مورد استفاده قرار گرفتند رابره‌های طبیعی بودند که به شدت تحت تأثیر دما و رطوبت محیط قرار می‌گرفتند و به سرعت خواص الاستومریک خود را از دست می‌دادند از این رو در سال ۱۹۶۰ جای خود را به ترکیبات الاستومریک مصنوعی دادند که دارای منشأ پتروشیمی و نفت خام بودند (۶،۷).

الاستومرهای مورد استفاده در درمان‌های ارتودنسی غالباً از جنس پلی‌یورتانی بوده و به عنوان یک پلیمر، رفتار الاستیکشان را - بر خلاف سایر جامدات- از ماهیت درهم پیچیده شبکه پلیمریشان دارند. امروزه چین‌ها و لیگاجورهای الاستومریک مورد استفاده در درمان‌های ارتودنسی از واکنش پلی‌الها و ایزوسیانات‌ها تولید می‌شوند و به دلیل داشتن تعداد زیادی پیوندهای یورتانی به این نام خوانده می‌شوند (۵). با وجود آنکه این زنجیره‌های پیوندی، عامل اصلی بروز رفتارهای الاستیک در این ترکیبات هستند (۸) اما همین نواحی به عنوان واکنش پذیرترین نقاط در ساختار این مواد به شمار می‌رود و این به معنای استعداد بالای این ترکیبات برای واکنش و هیدرولیز در محیط‌های آبی است و همین امر به افت خواص الاستیک آن‌ها در محیط‌های گرم و مرطوب - همانند محیط دهان- می‌انجامد. آب به عنوان یک

صرف نظر از طرح درمان انتخابی در درمان‌های ارتودنسی، حرکت دندان‌ها، یکی از اصلی‌ترین اهداف واسطه‌ای برای نیل به نتیجه مطلوب نهایی به شمار می‌رود. یکی از شروط مهم در زمان اعمال نیرو به دندان‌ها برای اصلاح جایگاه و جهت گیری آن‌ها، اعمال نیرو در مقادیر مؤثر و در عین حال اجتناب از تحلیل‌های داخلی و خارجی ریشه دندان و تحلیل‌های نامتعارف استخوان‌های حمایت کننده دندان‌ها است (۱،۲). از این رو به عنوان یک استاندارد، نیروی اعمال شده به دندان‌ها باید به صورت ملایم و البته مداوم طراحی شود. در طول سال‌های متمادی ابزارهای متعددی برای این کاربری مورد استفاده قرار گرفته‌اند که از میان آن‌ها می‌توان به الاستیک‌ها، فنرهای NiTi و استیل اشاره کرد. اما به دلیل زیست سازگاری بالاتر، کاربرد ساده‌تر، تحمل راحت‌تر توسط بیمار، تجمعات پلاک باکتریال کمتر و نظافت ساده‌تر و مؤثرتر نسبت به فنرها و البته قیمت پایین‌تر، ابزارهای الاستومریک به اولین گزینه انتخابی تبدیل شدند (۳،۴).

در تعریف، مواد الاستومریک به ترکیباتی اطلاق می‌شود که بعد از حذف نیرو و یا عاملی که سبب تغییر شکل و اندازه آن‌ها می‌شود، قادرند بلافاصله به فرم و شکل اولیه خود بازگردند. ضریب الاستیسیته پایین و قابلیت کشیده شده تا چندین برابر طول اولیه نیز از سایر ویژگی‌های این

روش بررسی

در این مطالعه ۱۱ چین الاستومریک موجود در بازار ایران (شکل ۱) مورد ارزیابی قرار گرفتند. از دو برند دو نوع چین معمولی و دارای حافظه در مطالعه موجود بودند و از یک برند دو محصول تولید شده در دو کشور مختلف مورد ارزیابی قرار گرفتند. چین‌های مورد استفاده در شکل ۲ نشان داده شده‌است. پیش از آغاز مطالعه برای مشاهده بی‌نظمی‌ها و نقایص احتمالی در توده و حواشی نمونه‌ها با استفاده از میکروسکوپ نوری بازتابشی (استریو میکروسکوپ) (Olympus مدل EZ4D ساخت کشور ژاپن) با بزرگنمایی ۴۰ هر یک از چین‌ها مورد ارزیابی قرار گرفتند. چین‌های موجود در گروه‌ها همگی از رنگ شفاف و به فرم close انتخاب شدند غیر از دو گروه که به دلیل عدم دسترسی به رنگ شفاف از رنگ خاکستری آن‌ها استفاده شده بود. همه نمونه‌ها تا پیش از ارزیابی در محیط خشک و خنک نگهداری شدند.

ClassOne	300000
MIB (ساخت کشور چین)	300000
AMERICAN (memory chain)	300000
ASTAR	300000
MIB (ساخت کشور فرانسه)	300000
G&H	300000
ORTHOTECHNOLOGY	300000
ORTHOTECHNOLOGY (memory chain)	300000
AMERICAN	300000
TSNPT	300000
ULTRA CHAIN	300000



شکل ۱- چین‌های الاستومریک مورد استفاده در مطالعه

برای آماده سازی نمونه‌ها چین‌ها با استفاده از یک کاتر نیز به قطعات ۵ حلقه‌ای بریده شدند. برای اجتناب از آسیب دیواره دیستالی آخرین حلقه، برش‌ها از میانه حلقه‌های مجاور اولین و پنجمین حلقه صورت گرفت. در ادامه طول تمام نمونه‌ها با استفاده از کولیس دیجیتال با دقت اندازه گیری ۰/۰۱ میلی‌متر مورد اندازه گیری قرار گرفت. ابعاد هر نمونه به صورت محاسبه فاصله میان مرکز حلقه اول و حلقه پنجم ثبت شد (شکل ۲).

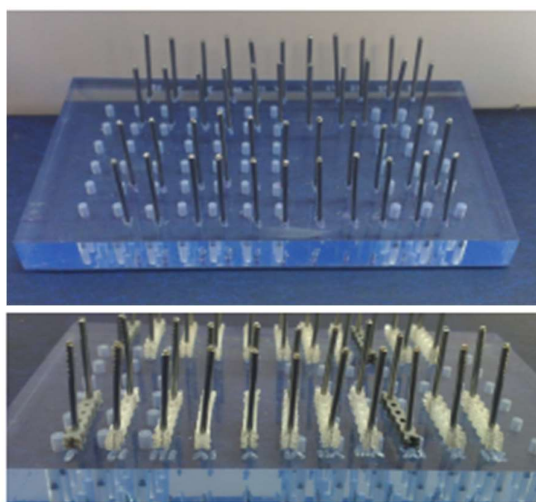
پلاستی سایزر باعث ضعیف شدن پیوندهای بین ملکولی و تجزیه شیمیایی پلی‌یورتان‌ها می‌شود (۹). از این رویداد در درمان‌های ارتودنسی با عنوان اضمحلال نیرو (Force degradation) در ابزارهای الاستومریک یاد می‌شود (۱۰).

مطالعات متعددی در زمینه ارزیابی اضمحلال نیرو و دلایل آن در چین‌های الاستومریک مختلف ارتودنسی انجام شده است که مؤید دخالت عوامل فیزیکی و شیمیایی در بروز این اضمحلال نیرو است. مطالعات نشان داده‌اند ساختار زنجیره‌ای و شیمیایی پلی‌یورتان‌ها در محیط دهان به دلیل اعمال کشش برهم می‌خورد که به ایجاد نقایص فیزیکی و پیشرفت ترک‌های اولیه موجود در چین‌ها، منجر می‌شود این امر با برهم زدن یکپارچگی فرم چین‌ها، می‌تواند به اضمحلال نیرو در آن‌ها منجر شود (۱۱، ۱۲).

پارامترهای متعددی بر سرعت و میزان اضمحلال نیرو در چین‌های الاستومریک اثر گذار هستند از جمله: شکل چین (short, close یا long)، افزودنی‌ها، پیگمان‌های رنگی، سرعت کشش، سرعت و میزان prestrech، میزان کشش، فرایند ساخت و نوع پوشش چین‌ها (۸).

وقوع اضمحلال نیرو در چین‌ها یک رفتار نامطلوب تلقی می‌شود که می‌تواند سرعت و نتیجه نهایی درمان ارتودنسی را به مخاطره اندازد. بر اساس مطالعات انجام شده دامنه وسیعی از این ابزارها طی ۲۴ ساعات اولیه فعال‌سازی در محیط دهان، بیش از نیمی از نیروی اولیه خود را از دست می‌دهند. برخی از درمانگران برای جبران این محدودیت، پیشنهاد اعمال نیرو به اندازه ۳ تا ۴ برابر بیشتر از نیروی مورد نیاز را مطرح کرده‌اند که با توجه به اثرات مخرب اعمال نیروهای شدید در درمان‌های ارتودنسی چندان مورد توجه قرار نگرفت (۱۳). امروزه شرکت‌های تولید کننده ابزارهای الاستومریک تلاش می‌کنند محصولاتی با نرخ پایین‌تر اضمحلال نیرو را به بازار عرضه کنند که نتیجه این امر معرفی رده جدیدی از این محصولات با عنوان‌های memory chain یا super elastic بوده است.

هدف از انجام این مطالعه ارزیابی رفتار الاستومریک و نرخ اضمحلال نیرو در چین‌های الاستومریک در دسترس، در بازار دندانپزشکی ایران است. برای پاسخ به این فرضیه که آیا چین‌های الاستومریک با ادعای حفظ حافظه، دارای نرخ اضمحلال نیروی پایین‌تری هستند یا خیر.

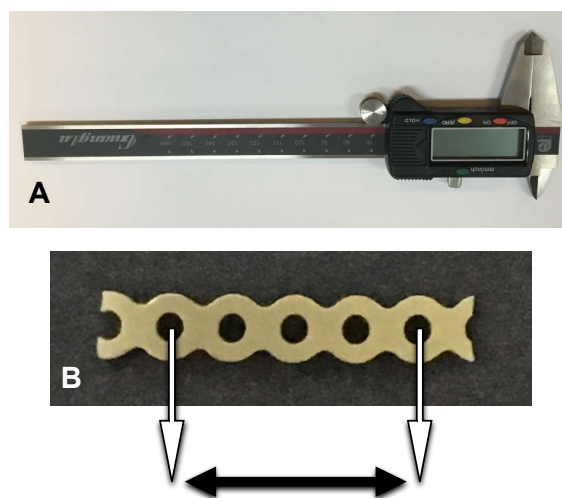


شکل ۳- ابزار نگهداری چین‌های الاستومریک در فواصل مورد نظر در بازه‌های مورد ارزیابی

هر یک از قطعات الاستومریک مورد ارزیابی ابتدا با سرعت ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه با دستگاه Universal Testing Machine (UTM) کشیده شدند تا به طول مدنظر رسیده و سپس به ابزار طراحی شده انتقال یافتند. نمونه‌ها در بازه‌های زمانی ۱، ۳، ۲۴ ساعت و ۷ و ۲۱ روز با استفاده از دستگاه UTM با سرعت ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه کشیده شدند و نیروی اعمال شده در طول مد نظر در هر یک از گروه‌ها محاسبه شد.

طول نمونه‌ها در هر یک از بازه‌های زمانی به روش یاد شده، مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. برای بررسی نقایص توده‌ای و بی‌نظمی‌های لبه‌ای احتمالی از هر گروه ۵ نمونه بر روی لام شیشه‌ای فیکس شد و با استفاده از میکروسکپ نوری Olympus بزرگ نمایی ۴۰ برابر مورد مشاهده قرار گرفت.

در این مطالعه داده‌ها با استفاده از آنالیزهای آماری One-way analysis of variance و Two-way analysis of variance مورد ارزیابی قرار گرفتند. ارزیابی‌های تکمیلی بر حسب هموزنیستی داده‌ها با استفاده از Games-Howel یا Tukey HSD انجام شد. آنالیزها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS ورژن ۲۳ و با در نظر گرفتن سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ انجام شد.



شکل ۲- (A) کولیس مورد استفاده برای اندازه‌گیری نمونه‌های الاستومریک با دقت ± 0.01 میلی‌متر (B) نحوه اندازه‌گیری چین‌ها

نیروی اولیه اعمال شده به هر یک از چین‌ها، بر اساس مقالات مشابه و داده‌های بالینی ۱۵۰ گرم معادل ۱/۵ نیوتن در نظر گرفته شد. ۱۰ قطعه چین از هر گروه برای مشخص شدن میزان کشش مورد نیاز برای اعمال نیروی ۱/۵ نیوتنی با دستگاه Universal Testing Machine (UTM) با سرعت ۱۰ میلی‌متر بر دقیقه کشیده شدند. میزان کشش مورد نیاز به صورت میانگین برای هر یک از گروه‌ها محاسبه شد برای نگهداری نمونه‌ها در فواصل کششی محاسبه شده در بازه‌های زمانی مورد ارزیابی در مطالعه، ابزاری طراحی و ساخته شد. این وسیله شامل میله‌های عمودی از جنس فولاد ضد زنگ بود که به صورت موازی در فواصل مشخص برای هر گروه بر روی صفحه‌ای از جنس پلکسی گلاس قرار داده شده بودند. میله‌ها دارای قطری معادل ۱/۲ میلی‌متر بودند که با هدف اجتناب از اعمال نیرو از داخل حلقه‌ها در چین کشش، کوچک‌تر از کمترین قطر حلقه در گروه‌های مورد ارزیابی انتخاب شده بود (شکل ۳).

نمونه‌ها تا رسیدن به زمان ارزیابی، در اپلاینس طراحی شده و به صورت غوطه‌ور در یک مدیای با pH خنثی (بزاغ مصنوعی) در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شدند. دلیل استفاده از این ترکیبات عدم واکنش پذیری اجزا در محیط مدیای مورد استفاده بوده است. ترکیب شیمیایی این مدیا در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- ترکیب شیمیایی مدیای مورد استفاده برای غوطه وری نمونه‌ها در حالت کشش

میزان مورد استفاده	فرمول شیمیایی	ترکیب مورد استفاده
20 mmol	—	Hepes [4-(2-hydroxyethyl)-1-piperazineethanesulfonic acid]
0.538 mmol	(CaCl ₂ .2H ₂ O)	calcium chloride dihydrate
0.451 mmol	(KH ₂ PO ₄)	potassium phosphate
43.330 mmol	KCl	potassium chloride
برای تنظیم اسیدیته	NaOH	sodium hydroxide

جدول ۲- میزان نیروی مستهلک شده در هر یک از برندها در بازه‌های زمانی مختلف بر حسب میانگین (انحراف معیار)

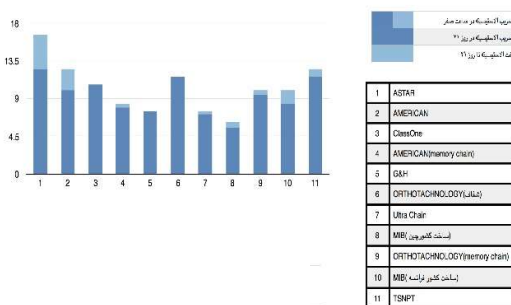
برند تجاری	Initially	Hour 1	Hour 3	Hour 24	Day 3	Day 7	Day 21
ASTAR	۱/۵۰ (۰/۰۲)	۱/۱۰ (۰/۰۲)	۱/۰۲ (۰/۰۵)	۱/۰۷ (۰/۰۲)	۰/۹۵ (۰/۰۴)	۰/۷۲ (۰/۰۲)	۰/۷۵ (۰/۰۴)
American	۱/۵۰ (۰/۰۱)	۱/۳۶ (۰/۰۴)	۱/۲۰ (۰/۰۲)	۱/۲۲ (۰/۰۲)	۱/۱۰ (۰/۰۲)	۱/۰۰ (۰/۰۸)	۰/۹۸ (۰/۰۲)
Class One	۱/۵۰ (۰/۰۲)	۱/۳۲ (۰/۰۳)	۱/۲۴ (۰/۰۶)	۱/۲۲ (۰/۰۴)	۱/۰۷ (۰/۰۵)	۱/۰۷ (۰/۰۶)	۰/۹۰ (۰/۰۷)
American (memory chain)	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۲۶ (۰/۰۲)	۱/۲۴ (۰/۰۵)	۱/۳۰ (۰/۰۴)	۵۰۳۱ (۰/۰۵)	۱/۳۲ (۰/۰۵)	۱/۳۱ (۰/۰۷)
G&H	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۲۹ (۰/۰۲)	۱/۲۰ (۰/۰۲)	۱/۲۱ (۰/۰۳)	۱/۱۵ (۰/۰۷)	۱/۱۹ (۰/۰۳)	۱/۱۰ (۰/۰۳)
Ortho Technology	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۵۴ (۰/۰۸)	۱/۳۴ (۰/۰۳)	۱/۳۱ (۰/۰۳)	۱/۳۷ (۰/۰۳)	۰/۹۵ (۰/۰۲)
Ultra Chain	۱/۵۰ (۰/۰۲)	۱/۵۰ (۰/۰۵)	۱/۵۲ (۰/۰۳)	۱/۴۵ (۰/۰۲)	۱/۳۶ (۰/۰۲)	۱/۳۰ (۰/۰۲)	۱/۲۴ (۰/۰۵)
MIB (چین کشور ساخت)	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۴۳ (۰/۰۳)	۱/۵۰ (۰/۰۵)	۱/۳۶ (۰/۰۴)	۱/۳۵ (۰/۰۳)	۱/۳۵ (۰/۰۳)	۱/۱۰ (۰/۰۶)
Ortho Technology (memory chain)	۱/۵۰ (۰/۰۲)	۱/۲۹ (۰/۰۳)	۱/۳۳ (۰/۰۲)	۱/۱۷ (۰/۰۵)	۱/۱۷ (۰/۰۲)	۱/۰۸ (۰/۰۳)	۰/۹۳ (۰/۰۶)
MIB (فرانسه کشور ساخت)	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۴۲ (۰/۰۳)	۱/۴۴ (۰/۰۳)	۱/۴۳ (۰/۰۲)	۱/۳۰ (۰/۰۴)	۱/۳۲ (۰/۰۳)	۱/۲۳ (۰/۰۵)
TSNPT	۱/۵۰ (۰/۰۳)	۱/۲۳ (۰/۰۴)	۱/۲۸ (۰/۰۱)	۱/۱۳ (۰/۰۷)	۱/۱۹ (۰/۰۵)	۱/۲۲ (۰/۰۳)	۱/۱۰ (۰/۰۶)

یافته‌ها

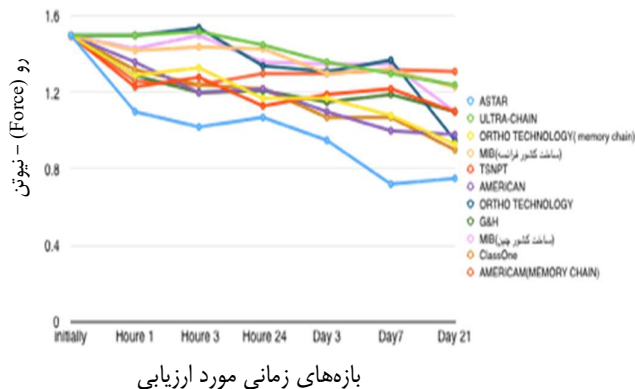
اضمحلال نیرو: همه چین‌های الاستومریک در گذر زمان از خود اضمحلال نیرو نشان دادند. بیشترین اضمحلال نیروی رخ داده در تمام بازه‌های زمانی و نسبت به همه چین‌های مورد ارزیابی مربوط به برند ASTAR به رنگ خاکستری بود ($P < 0.05$). همه چین‌های مورد ارزیابی به غیر از برند American (memory chain) در بازه‌های زمانی مختلف اضمحلال نیروی معنی‌داری را نشان دادند. در کل و در بازه‌های زمانی ۲۱ روزه اضمحلال نیروی روی داده در برندهای Ultra Chain، Ortho Technology و American (memory chain) نسبت به

سایر برندها از نظر آماری به طرز معنی‌داری کمتر بود ($P < 0.05$). میزان اضمحلال نیروی روی داده در بازه‌های زمانی مختلف برای هر یک از برندهای تجاری مورد ارزیابی در جدول ۲ و شکل ۴ نشان داده شده است.

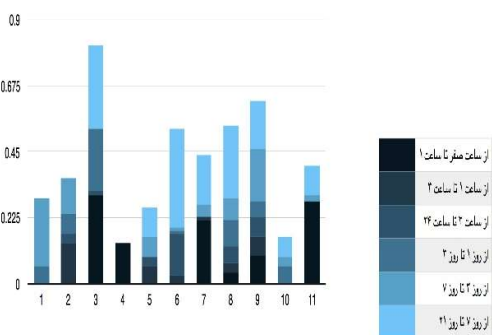
تغییرات ضریب الاستیسیته: ضریب الاستیسیته همه چین‌های الاستومریک به غیر از چین‌های برندهای G&H، Ortho Technology و Class One، در روز ۲۱ ام نسبت به اولین مرحله کشش در محدوده ۱/۵ نیوتنی، دچار افت شدند. مشاهده گراف‌های به دست‌آمده از نرم افزار دستگاه Universal Testing



Machine نیز گویای این اطلاعات است (شکل ۵). تغییرات ضریب الاستیسیته در مورد همه گروه‌های مورد ارزیابی در شکل ۶ نشان داده شده است.

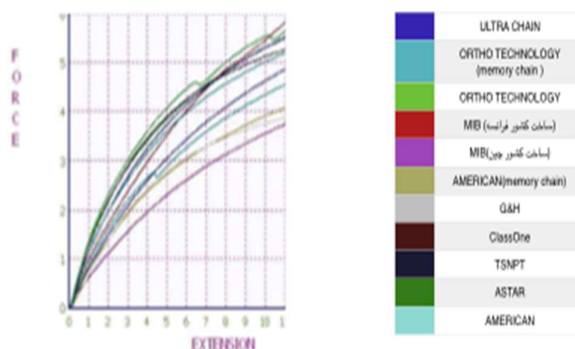


شکل ۶- مقایسه ضریب الاستیسیته چین های الاستومریک با برند های تجاری مختلف در بازه های زمانی صفر و ۲۱ روزه



جدول ۴- توصیف تصویری اضمحلال نیرو در هر یک از برندهای تجاری در بازه‌های زمانی مورد ارزیابی

شکل ۷- افزایش طول چین های الاستومریک با برند های تجاری مختلف در بازه های زمانی مختلف



شکل ۵- گراف‌های به دست آمده از دستگاه UTM نشان دهنده تفاوت در رفتار مکانیکی و ضریب الاستیسیته هر یک از چین‌ها در بازه زمانی صفر

بحث و نتیجه‌گیری

از سال ۱۹۶۰ استفاده از ابزارهای الاستومریک برای جابجایی دندان‌ها با هدف بستن فضاهای کوچک مطرح شد. تا پیش از این تاریخ ابزارهای مورد استفاده برای این کاربری عبارت بودند از: coil و retraction spring، wire closing loop arch، مگنت‌ها (۱۴). هر یک از این ابزارها در زمان استفاده دارای معایبی بودند که در نهایت به استفاده روزافزون چین‌های الاستومریک توسط دندانپزشکان و استقبال بیماران از آن‌ها منجر شد (۱۵). با این حال یکی از بزرگترین محدودیت‌های استفاده از چین‌های الاستومریک از زمان معرفی تا به امروز استعداد بالای این ترکیبات به استهلاک فیزیکی و شیمیایی در محیط‌های مرطوب و در حال کشش بوده است که اضمحلال نیروی روی داده پس از آن موفقیت درمان را به مخاطره می‌اندازد (۱۶). هر چند در سایر ابزارهای مورد استفاده با این کاربری نیز می‌توان این اضمحلال

تغییر طول: بر اساس داده‌های به دست آمده چین الاستومریک با برند G&H دارای بیشترین افزایش طول در بازه زمانی ۲۱ روز بود و برند American (memory chain) دارای کمترین افزایش طول بود. اغلب برندها بیشترین افزایش طول را در روز اول و یا در بازه زمانی ۷ تا ۲۱ روز نشان دادند. هرچند میزان افزایش طول در هر یک از روزهای بازه زمانی ۷ تا ۲۱ روز به مراتب کمتر از میزان افزایش طول در روز اول کشش بود. نتایج به دست آمده از تغییرات طول هر یک از نمونه‌ها در شکل ۷ نشان داده شده است.

نیرو را مشاهده کرد اما به مراتب کمتر از مقادیر روی داده در چین‌های الاستومریک معمولی و یا حافظه‌دار است (۱۷، ۱۸).

نیروی لازم و مجاز برای جابجایی هر دندان در طول درمان‌های ارتودنسی به پارامترهای متعددی بستگی دارد و به همین دلیل اعلام یک نیروی مشخص به این منظور دشوار است. در کل نیروی لازم برای جابجایی یک دندان به سطح ریشه‌ای دندان بستگی دارد. یک نیروی مناسب و کافی نیرویی است که با وجود امکان حرکت دندان‌ها با سرعت مناسب، در نهایت به تحلیل ریشه یا هیالینیزیشن منجر نشود. مطالعات نشان می‌دهند نیروهای بیش از ۳۰۰ گرم با ایجاد انقباض در مسیره‌های خونی به نکروز استخوان در آن نواحی منجر می‌شود اما نیروهای کمتر از این میزان با کاهش در جریان خون، بدون قطع آن به تحلیل استخوان در شرایط فیزیولوژیک سرعت بخشیده و جابجایی دندانی را تسریع و تسهیل می‌کند (۲۱-۱۹). بر اساس این پارامترها نیروی متوسط لازم برای رترکشن دندان کانین در محدوده ۱۰۰ تا ۳۰۰ گرم است (۲۳، ۲۲) بر این اساس در این مطالعه نیروی ۱۵۰ گرم به عنوان معیار انتخاب شده بود که این مقدار توسط مطالعات دیگری نیز مورد استفاده قرار گرفته است (۴). افت نیرو در زمان رترکشن به دلیل جابجایی دندانی و یا استهلاک چین به پایین‌تر از ۵۵ گرم به توقف حرکت دندانی منجر می‌شود (۲۴). در مطالعه حاضر با وجود اضمحلال نیرو هیچ یک از چین‌های پس از ۲۱ روز نیرویی پایین‌تر از ۵۵ گرم اعمال نمی‌کردند و این امر موید تداوم کاربری آن‌ها در این بازه‌های زمانی است.

با وجود آنکه استفاده از ابزارهای با ماهیت الاستیک برای کاربری‌های پزشکی و دندانپزشکی در اولویت قرار دارند این گونه ابزارها دارای ماهیت ویسکوالاستیک هستند و تلاش‌ها برای ساخت یک ماده کاملاً الاستیک تا به امروز با شکست مواجه شده است (۲۵). با توجه به وابستگی رفتار مواد ویسکوالاستیک به زمان می‌توان درک کرد که هرچه مدت زمان کشش اعمال شده به الاستومرها طولانی‌تر باشد تغییرات پلاستیک روی داده در آن‌ها بیشتر خواهد بود (۲۶). این ویژگی می‌تواند ارتباط معنی‌دار اضمحلال نیرو و زمان کشش را در اغلب چین‌های الاستومریک مورد ارزیابی در این مطالعه توجیه نماید. یکی دیگر از رفتارهای منتسب به ترکیبات ویسکوالاستیک قابلیت استرس ریلیکسیشن است (۲۷). بنابراین درمانگر باید بدانند لحظاتی پس از قرار دادن چین در دهان نیروی اعمال شده توسط آن به شدت دچار افت می‌شود. با وجود

آنکه روش ایده‌آل برای ارزیابی رفتار چین‌ها استفاده از متد استرس ریلیکسیشن است با این حال به دلیل عدم امکان پیش‌بینی رفتار ریلیکسیشن چین‌ها در بازه‌های زمانی گوناگون، در عمل امکان استفاده از این روش بدون خطا وجود ندارد. از سوی دیگر برای نیل به مقادیر قابل ارزیابی و محاسبه نیرو پس از ریلیکسیشن لازم است نیروهای اولیه به مراتب بیشتری به الاستومرها وارد شود (۲۹، ۲۸)، که با توجه به متغیر بودن ضریب الاستیسیته این ابزارها در مقادیر کشش مختلف، می‌توانست ارزیابی رفتار الاستیک آن‌ها را با مشکل مواجه کند. از این رو در این مطالعه به تبعیت از سایر مقالات از روش کششی ساده برای ارزیابی استهلاک نیرو استفاده شد. با توجه به وابستگی رفتار مکانیکی ترکیبات ویسکوالاستیک به زمان برای ریکاوری و بازگشت آرام برخی از تغییرات الاستیک - بر اساس مدل ماکسول - پیش از ارزیابی در بازه‌های زمانی مختلف، به نمونه‌ها فرصت کافی برای بازگشت به حالت اولیه داده شد. که این موضوع نیز توسط سایر مطالعات تأیید می‌شود (۳۰).

با وجود روشن شدن ماهیت مکانیکی اضمحلال نیرو در چین‌های الاستومریک هنوز توصیف روشی از دلیل وقوع این رویداد وجود ندارد (۳۱). بر اساس مطالعات، یکی از پارامترهای مؤثر در این زمینه آسیب‌ها و کرک‌های در ابعاد میکروسکوپی در ساختار الاستومر است این ترک‌ها بعضاً از ابتدا و به دلیل پروسه ساخت در چین‌ها وجود دارند و در طول کشش دچار رشد می‌شوند تا جایی که یکپارچگی چین را به خطر انداخته و به اضمحلال نیرو در آن‌ها منجر می‌شود (۳۲). بی‌نظمی‌های لبه‌ای موجود در برخی از چین‌های تهیه شده به روش Die cutting می‌تواند یکی از نواحی شروع آسیب به شمار رود. هرچند ارتباط معنی‌داری بین بی‌نظمی‌های لبه‌ای در مطالعات دیگر مشاهده نشده است (۳۳) اما در مطالعه حاضر نمونه‌های دارای نقایص درونی و بوردهای نامنظم، بالاترین اضمحلال نیرو را نشان دادند. یکی دیگر از عوامل مؤثر بر میزان و سرعت اضمحلال نیرو، شکست در پیوندهای بین اتمی و بین مولکولی است (۳۴). با وجود مطالعات فراوان در مورد اثرات اعمال کشش بر اضمحلال نیرو در الاستومرها شواهد اندکی در مورد آنچه در ساختار مولکولی الاستومرها روی می‌دهد وجود دارد. یکی از اصلی‌ترین دلایل وقوع این تغییرات شیمیایی وجود اتصالات استری و اتری در زنجیره‌های اصلی پلیمری است. این اتصالات استعداد بالایی برای هیدرولیز توسط آب از خود نشان می‌دهند و پلیمر را آسیب پذیر می‌کنند (۳۵). در صورت

زیادی قرار می‌گیرند تا ناتوانی فیلرها را جبران نمایند. این الاستومرها به دلیل وجود انرژی پتانسیل موجود در این نواحی، استعداد بالاتری برای واکنش با محیط پیرامون شان نشان می‌دهند و این امر وقوع تجزیه و اضمحلال نیرو را در این الاستومرها بالا می‌برد (۳۸). این واقعیت می‌تواند وقوع بیشترین اضمحلال نیرو را در زنجیره الاستومری ASTAR با رنگ خاکستری توجیه نماید. به علاوه افزودن فیلرهای رنگی با ضریب الاستیسیته بالاتر از زنجیره‌های پلیمری در این گروه به بالاترین ضریب الاستیسیته در میان سایر گروه‌ها منجر شد.

در نهایت می‌توان نتیجه گرفت همه برندهای مورد ارزیابی در این مطالعه با ساختار پلی‌یورتانی به ازای گذر زمان درجاتی از اضمحلال نیرو را از خود نشان می‌دهند که تنها در مورد گروه با برند American (memory chain) این اضمحلال در هیچ یک از بازه‌های زمانی معنی‌دار نبود. اغلب برندهای موجود در ارزیابی، بالاترین اضمحلال نیرو را در روز ابتدایی کشش نشان دادند. در میان برندهای مورد ارزیابی پس از ۲۱ روز بیشترین اضمحلال نیرو به برند ASTAR با رنگ خاکستری و کمترین میزان اضمحلال نیرو به برندهای Ultra Chain، MIB (ساخت کشور فرانسه) و American (memory chain) تعلق داشت و چین‌های الاستومریک با ادعای حفظ حافظه، برتری معنی‌داری را نسبت به برخی از الاستومرهای فاقد این ویژگی نشان ندادند.

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان نامه دانشجویی با عنوان مقایسه رفتار الاستومریک و الگوی اضمحلال نیروی یازده زنجیره الاستومری ارتودنسی مختلف که در سال ۱۳۹۶ در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد دفاع شده منتج شده، ضمن عرض تشکر از آقای دکتر شمشیری که محاسبات آماری پایان نامه را بر عهده داشتند.

- 1- Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement - a new paradigm. *Eur J Orthod*. 2001;23(6):671-81.
- 2- Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4):462-76.
- 3- Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force

بروز چنین تغییراتی در درون یک الاستومر، به دلیل تغییر در نوع مولکول‌ها و روابط میان آن‌ها، برخی از ویژگی‌های ذاتی ماده که مستقل از شکل و فرم الاستومرهاست دستخوش تغییر می‌شود. رفتارهای حرارتی از جمله دمای انتقال شیشه‌ای (Tg) و ضریب الاستیسیته در محدوده‌های مشخص از جمله این خواص است. یکی از معدود مطالعاتی که به بررسی دمای انتقال شیشه‌ای الاستومرها پیش و پس از چهار هفته کشش پرداخته است نشان داده چین‌های با برند G&H پیش و پس از کشش تفاوتی را در دمای انتقال شیشه‌ای نشان نمی‌دهند (۳۶). این در حالی است که در مطالعه حاضر نیز ضریب الاستیسیته چین‌های با برند G&H پیش و پس از ۲۱ روز، هیچ تفاوتی را نشان نمی‌داد. این بدان معناست که احتمالاً اضمحلال نیروی روی داده در این گروه تنها در اثر استهلاک مکانیکی و پیشرفت ترک‌ها بوده است.

مطالعات نشان می‌دهند در زمان حمله آب در محیط‌های مرطوب به زنجیره‌های پلیمری بیشترین تخریب و هیدرولیز در ۷ روز ابتدایی قرارگیری الاستومر در محیط‌های مرطوب روی می‌دهد این واقعیت که با رصد میزان نشت مواد از الاستومرها به درون مدیاها در طول زمان ثابت شده است (۳۷) می‌تواند توجیه قابل قبولی برای بالاتر بودن نرخ اضمحلال نیرو در الاستومرهای با برندهای تجاری مختلف در هفته ابتدایی و یا حتی ۲۴ ساعت اول کشش باشد.

پارامترهای متعددی می‌توانند بر وقوع اضمحلال نیرو در چین‌های الاستومریک متفاوت اثر گذار باشند. یکی از این عوامل وجود رنگدانه‌ها و سایر اجزای فیلری در درون ماتریس پلیمری الاستومر است. فیلرهای موجود در الاستومرها دارای ماهیت متفاوتی نسبت به زنجیره‌های پلیمری هستند. از این رو قابل پیش‌بینی است که دارای ضریب الاستیسیته متفاوتی باشند. مطالعات نشان داده‌اند در زمان اعمال نیرو به دلیل ناتوانی این فیلرها برای افزایش طول به اندازه زنجیره‌های پلیمری اطرافشان، بخش‌های انتهایی پلیمر در اتصال با این فیلرها، تحت فشار

منابع:

- decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz Oral Res*. 2007;21(1):51-7.
- 4- da Silva DL, Kochenborger C, Marchioro EM. Force degradation in orthodontic elastic chains. Force degradation in orthodontic elastic chains *Rev. odonto ciênc*. 2009;24(3): 274-8.
- 5- Dumitriu S, Popa V. Polymeric Biomaterials: Structure and

- Function, Volume 1. United States: CRC Press; 2013.
- 6- Kochenborger C, da Silva DL, Marchioro EM, Vargas DA, Hahn L. Assessment of force decay in orthodontic elastomeric chains: An in vitro study, *Dental Press J Orthod.* 2011;16(6):93-9.
- 7- Proffit W, Fields H, Sarver D. *Contemporary Orthodontics.* 5th ed. United States: Mosby; 2013.
- 8- Weissheimer A, Locks A, de Menezes LM, Borgatto AF, Derech CD. In vitro evaluation of force degradation of elastomeric chains used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(1):55-62.
- 9- Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects.* Thieme; 2011.
- 10- Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. Tensile properties of orthodontic elastomeric chains. *Eur J Orthod.* 2004;26(2):157-62.
- 11- Eliades T, Eliades G, Silikas N, Watts DC. In vitro degradation of polyurethane orthodontic elastomeric modules. *J Oral Rehabil.* 2005;32(1):72-7.
- 12- Ditterm MP, Demling AP, Borchers L, Stich M, Kohorst P, Schweska-Polly R. The influence of simulated aging on the mechanical properties of orthodontic elastomeric chains without an interdental link. *J Orthofac Orthop.* 2012:1-9.
- 13- Pic A. Les matériaux élastomériques. *L Orthodontie française.* 2009;80(1):55-68.
- 14- Fraunhofer JA, Coffelt MT, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod.* 1992;62(4):265-74.
- 15- Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. *Am J Orthod.* 1986;89(1):73-8.
- 16- Andreasen GF, Bishara S. Comparison of elastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *Angle Orthod.* 1970;40(3):151-8.
- 17- Nightingale C, Jones SP A. Clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. *J Orthod.* 2003;30(3):229-36.
- 18- Santos A, Tortamano A, Naccarato S, Dominguez-Rodriguez G, Vigorito J. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Braz. oral res.* 2016;21(1):51-7.
- 19- Castle WA, Dempster WT. The periodontal vasculature and its responses to experimental pressures. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:890-905.
- 20- Schwarz AM. Tissue Changes Incidental to Orthodontic Tooth Movement. *Int J Orthodontia.* 1932;18:331-2.
- 21- Storey E, Smith R. Force in Orthodontics and Its Relation to Tooth Movement. *Australian J Dent.* 1952;56:11.
- 22- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* 2003;73(1):86-92.
- 23- Halderson H, Johns EE, Moyers R. The Selection of Forces for Tooth Movement. *Am J Orthodontics.* 1953;39:27-8.
- 24- Boester CH, Johnson LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Am J Orthod.* 1974;44:114-9.
- 25- Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod.* 1994;64(6):455-64.
- 26- Christopher S. Brazel, Stephen L. Rosen. *Fundamental Principles of Polymeric Materials,* 3rd Edition, New York: Wiley-Interscience, 2012.
- 27- McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials.* 9th ed. United States: Wiley-Blackwell; 2008.
- 28- Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *J Dent Res.* 1978;57(5-6):685-90.
- 29- Stroede CL, Sadek H, Navalgund A, Kim DG, Johnston WM, Schricker SR, Brantley WA. Viscoelastic properties of elastomeric chains: an investigation of pigment and manufacturing effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(3):315-26.
- 30- Mirhashemi AH, Saffarshahroudi A, Sodagar A, Atai M. Force-Degradation Pattern of Six Different Orthodontic Elastomeric Chains. *J Dent Med.* 2012;9(4):204-15.
- 31- Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod.* 1999;21(6):649-58.
- 32- Eliades T. Orthodontic materials 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.
- 33- Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):1-11.
- 34- Storie DJ, Regennitter F, von Fraunhoven JA. Characteristics of a fluoride-releasing elastomeric chain. *Angle Orthod.* 1994;64:199-210.
- 35- Guan J, Sacks MS, Beckman EJ, Wagner WR. Biodegradable poly(ether ester urethane) urea elastomers based on poly(ether ester) triblock copolymers and putrescine: synthesis, characterization and cytocompatibility. *Biomaterials.* 2004;25(1):85-96.
- 36- Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KW, Webb CS. Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: glass transition temperatures for representative pigmented products in the as-received condition and after orthodontic use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(3):337-43.
- 37- Aldrees AM, Al-Foraidi SA, Murayshed MS, Almoammar KA. Color stability and force decay of clear orthodontic elastomeric chains: An in vitro study. *Int Orthod.* 2015 Sep;13(3):287-301.
- 38- Gedde UM. *Polymer physics.* London: Chapman and Hall; 1995.