

Computational Study of the Effect of Material Properties on Smart Orthodontic Wires Performance in Clinical Temperatures under Mechanical Loading

Nematzadeh, Fardin ^{1*} / Majidi, Abolfazl ²

¹ - Associated Professor, Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran

² - M.Sc. Graduated, Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.559272.1788

Received: 28 July 2022

Revised: 11 November 2022

Accepted: 12 November 2022

KEYWORDS

Computational Study
Material Properties
Smart Orthodontic Wire
Teeth

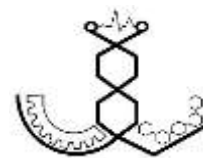
ABSTRACT

Teeth, as one of the most important organs of the body, play an essential role in beauty and one of the best ways to treat its disorder and damage is the use of orthodontics. Smart wires are widely used in orthodontics for tidying teeth and for reasons such as superelastic behavior, corrosion resistance, high fatigue life, good compatibility and reversible strain. In this paper, the finite element method was used to investigate the mechanical behavior of smart orthodontic wires according to the standard by applying tensile force and considering their metallurgical properties. The macroscopic model for describing the properties of matter was based on Helmholtz thermodynamic free energy. The results showed that with a 10°C changes in clinical temperature from 26°C to 36°C, the upper and lower plateau stresses and the strain elastic energy decreased about 10% and 18.28% respectively. Also with 10°C change in clinical temperature from 36°C to 46°C, the upper and lower plateau stresses and the strain elastic energy increased approximately 18% and 47.26% respectively. In conclusion, the smart orthodontic wire due to the lower level of the difference between the upper and lower plateau stresses, less elastic strain energy, complete hysteresis loop dependent on superelastic behavior and high correlation of experimental and numerical results related to force-strain changes showed better performance. This numerical study can provide a method to study the mechanical behavior of smart orthodontic wires with respect to the effects of metallurgical and mechanical properties for the effectiveness of the length of treatment in the tooth.

***Corresponding Author**

Address	Department of Materials Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran		
Postal Code	38156-88349	Tel	+98-86-32625004
E-Mail	f.nematzadeh@araku.ac.ir	Fax	+98-86-32625005





بررسی محاسباتی تاثیر خواص مواد بر عمل کرد سیم‌های ارتودنسی هوشمند در دماهای بالینی تحت بارگذاری مکانیکی

نعمت‌زاده، فردین^{۱*} / مجیدی، ابوالفضل^۲

^۱ - دانشیار، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران
^۲ - کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.559272.1788

پذیرش: ۲۱ آبان ۱۴۰۱

بازنگری: ۲۰ آبان ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۶ مرداد ۱۴۰۱

چکیده

واژه‌های کلیدی

دندان به عنوان یکی از اعضای مهم بدن، نقشی اساسی در زیبایی دارد و یکی از بهترین راه‌ها برای درمان نامرتبی و خرابی آن تا به امروز استفاده از ارتودنسی است. سیم‌های ارتودنسی هوشمند برای مرتب کردن دندان و به دلایلی نظیر رفتار ابرکشسانی، مقاومت در برابر خوردگی، عمر خستگی بالا، سازگاری خوب با دهان و کرنش برگشت‌پذیر کاربرد زیادی دارند. در این مقاله از روش اجزای محدود جهت بررسی رفتار مکانیکی سیم‌های ارتودنسی هوشمند مطابق استاندارد با اعمال نیروی کششی و با در نظر گرفتن خواص متالورژیکی آن‌ها استفاده شده است. مدل ماکروسکوپی جهت توصیف خواص ماده بر اساس انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز است. نتایج نشان می‌دهد که با تغییر ۱۰ درجه‌ای دمای کلینیکی از ۲۶ تا ۳۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، تنش‌های سطح بالایی و پایینی و انرژی الاستیک ذخیره شده به ترتیب حدود ۱۰ و ۱۸/۲۸ درصد کاهش یافته است. هم‌چنین با تغییر ۱۰ درجه‌ای دمای کلینیکی از ۳۶ تا ۴۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، به ترتیب تنش‌های سطح بالایی و پایینی و انرژی الاستیک ذخیره شده حدود ۱۸ و ۴۷/۲۶ درصد افزایش یافته است. در نهایت سیم ارتودنسی هوشمند با سطح اختلاف تنش‌های سطح بالایی و پایینی کم‌تر، انرژی کرنش الاستیک پایین‌تر، حلقه‌ی هیستریزس وابسته به رفتار ابرکشسانی کامل‌تر و تطابق بالای نتایج تجربی و عددی مربوط به تغییرات نیرو-کرنش، عمل کرد بهتری نشان داده است. این مطالعه‌ی عددی می‌تواند روشی برای بررسی رفتار مکانیکی سیم‌های ارتودنسی هوشمند با توجه به اثرات خواص متالورژیکی و مکانیکی جهت اثربخشی طول درمان در دندان ارائه نماید.

بررسی محاسباتی
خواص مواد
سیم‌های ارتودنسی هوشمند
دندان

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه مهندسی مواد و متالورژی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران

تلفن ۳۸۱۵۶-۸۸۳۴۹

دورنگار ۳۸۱۵۶-۸۸۳۴۹

f-nematzadeh@araku.ac.ir



۱- مقدمه

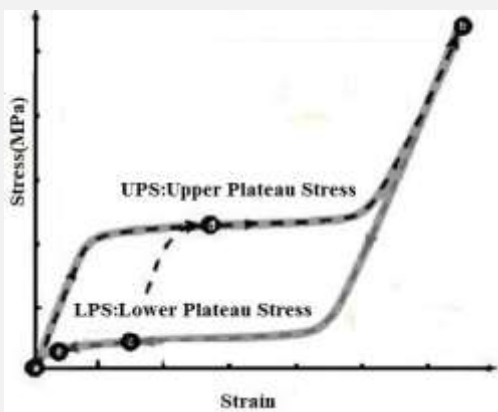
دندان به عنوان یکی از اعضای مهم بدن، نقشی اساسی در زیبایی داشته و هزینه‌ی زیادی برای آن پرداخت می‌شود. نامرتبی دندان‌ها یکی از عوامل اصلی ریزش دندان‌ها و حتی خرابی دندان‌ها بوده که تا به امروز بهترین راه برای درمان آن استفاده از ارتودنسی است. یکی از مواد پرکاربرد در ارتودنسی آلیاژهای هوشمند با خاصیت ابرکشسانی می‌باشد. آلیاژهای هوشمند دارای خواصی نظیر ابرکشسانی و حافظه‌داری متأثر از استحاله‌ی مارتنزیتی (تبدیل آستنیت به مارتنزیت و فاز میانی رامبوهدرال و برعکس) بوده و به دلیل ویژگی‌های دیگری مانند مقاومت در برابر خوردگی، عمر خستگی بالا، سازگاری خوب با بدن و کرنش برگشت‌پذیر، جزء مواد پرکاربرد محسوب می‌شوند [۱]. اعمال نیروی ثابت به دندان‌ها می‌تواند طول درمان را کم‌تر کرده و کیفیت معالجه را بهبود بخشد. هنگامی که نامرتبی دندان‌ها زیاد باشد، استفاده از آلیاژهای هوشمند طول درمان را به مقدار قابل ملاحظه‌ای تحت تاثیر قرار می‌دهد [۲]. با وجود این مزایا، محدودیت‌هایی نظیر قیمت بالا، کاهش خواص ماده به مرور زمان و حساسیت بالا نسبت به عملیات حرارتی نیز وجود دارد که می‌تواند هنگام بهره‌برداری، خصوصیات این آلیاژ را تحت تاثیر قرار دهد [۳]. حاج‌فتحعلیان و هم‌کارانش [۴] با شبیه‌سازی شرایط بارگذاری واقعی سیم‌های ارتودنسی در دهان با استفاده از آزمون خمش سه نقطه‌ای به بررسی خواص ابرکشسانی به کمک منحنی‌های نیرو-خمش پرداختند. نتایج نشان داد که سطح نیروی ثابت (مسطح) برای سیم آلیاژ هوشمند نیکل-تیتانیوم تجاری Force I بیش از ۱۵۰ گرم و تغییر شکل مطلوب برای استفاده از خواص ابرکشسانی آن بیش از ۰/۷ میلی‌متر است. عبادی‌فر و هم‌کارانش [۵] ۶۵ قطعه سیم از ۱۳ برند تجاری سیم نیکل-تیتانیوم با آنالیز عنصری متفاوت را تحت آزمون نیرو-خمش سه براکتی در دمای ۳۷ درجه‌ی سانتی‌گراد و در میزان جابه‌جایی ۱، ۱/۵، ۲ و ۲/۵ میلی‌متری قرار دادند. هر چند میزان اعمال نیرو توسط سیم‌های متفاوت در میزان خمش‌های مختلف از نظر آماری معنی‌دار بوده است. بر این اساس ۱۳ سیم فوق بر حسب میزان اعمال نیرو به ۴ گروه سنگین، متوسط، سبک و خیلی سبک تقسیم شده است. آنالیز عنصری با نسبت نیکل به تیتانیوم در سیم‌های مختلف، متفاوت بوده است. هم‌چنین نتایج این پژوهش نشان داده که سیم‌های مورد بررسی علی‌رغم داشتن منحنی‌های مشابه ابرکشسانی، در شیب منحنی تغییرات نیرو دارای اختلاف معنی‌دار بوده و با مقایسه‌ی ضریب پراکندگی حتی در محصولات یک کارخانه نیز تنوع مشاهده شده و

بنابراین تبلیغات ارائه شده از سوی کارخانه‌های سازنده‌ی سیم‌ها کاملاً قابل اعتماد نبوده و باید در کاربرد این محصولات به نتایج تحقیقات علمی توجه کافی نموده و میزان کراودینگ و ترکیب عنصری این سیم‌ها نیز باید مد نظر قرار داده شود.

گیل و هم‌کارانش [۶] خواص مکانیکی سیم‌های ارتودنسی هوشمند با خاصیت ابرکشسانی را با تغییر عملیات حرارتی پیرسازی منجر به ایجاد تنش استحاله‌ی مارتنزیتی بررسی کردند که نتایج بیان‌گر نقش کلیدی این نوع عملیات در تعیین ابعاد هندسی و خواص ماده است. بیرزینس و هم‌کارانش [۷] اثر نوسانات دمایی سیم‌های ارتودنسی هوشمند (از دمای ۵ تا ۵۵ درجه‌ی سانتی‌گراد) را روی تغییرات فازی ناشی از سیکل‌های حرارتی بررسی نمودند. در این پژوهش ضمن استفاده از نمونه‌ی شاهد جهت اعتبارسنجی، مشخص شد که نوسانات دمایی تغییرات کمی و کیفی در نتایج به همراه داشته و عملیات حرارتی باعث کاهش عمل‌کرد خواص ماده شده است. فرنادس و هم‌کارانش [۸] رفتار دو سیم ارتودنسی هوشمند با متغییر دما، جابه‌جایی و اصطکاک داخل سیم‌ها را بر اساس بارگذاری‌های خمشی و کششی مورد بررسی قرار داده و مقدار نیرو در لیگچور و براکت‌ها را به دست آوردند. جانکو و هم‌کارانش [۹] اندازه‌گیری مقاومت الکتریکی ناشی از رفتار تغییر شکل یک و چند محوری استحاله‌ی فازی آلیاژ هوشمند جهت کاربرد در سیم‌های ارتودنسی هوشمند را ارزیابی کرده و نتایج آن را جهت محاسبه‌ی تنش و درصد استحاله‌ی مارتنزیتی مورد استفاده قرار دادند. رزالی و هم‌کارانش [۱۰] با استفاده از روش اجزای محدود و با اعمال نیرو روی سیم‌های ارتودنسی هوشمند، تاثیرات دماهای داخل دهان و میزان جابه‌جایی ۴ میلی‌متر در آزمون‌های تجربی و عددی روی خواص عمل‌کردی سیم‌ها با انجام بارگذاری خمشی را مورد بررسی قرار داده و نتیجه گرفتند که با افزایش ۲۰ درجه‌ای دمای عمل‌کردی نیرو و تنش مسطح استحاله‌ی مارتنزیتی حدود ۲ برابر می‌شود. نیسیور و هم‌کارانش [۱۱] با انجام شبیه‌سازی به روش اجزای محدود و آزمون‌های کشش و خمش در شرایط بارگذاری ثابت و تغییرات دما، تاثیر تفاوت‌های دمای داخل دهان بر نیروهای اعمالی با در نظر گرفتن هندسه‌های متفاوت سیم‌های ارتودنسی هوشمند را مورد مطالعه قرار دادند. نتایج نشان داد که با افزایش دما و سطح مقطع سیم‌های ارتودنسی، تنش مورد نیاز برای تبدیل به فاز مارتنزیت بیشتر و تنش‌های مسطح افزایش می‌یابد. رزالی و هم‌کارانش [۱۲] تاثیر اصطکاک تماسی بر رفتار نیرو-جابه‌جایی غیرفعال‌سازی آلیاژ هوشمند نیکل-تیتانیوم با خاصیت ابرکشسانی در طول درمان ارتودنسی را با یک مدل

معمولی در درمان به روش ارتودنسی ارزیابی کردند. آن‌ها از براکت پلی‌تترافلورواتیلن (تفلون) ساخته شده به عنوان آزمایش کنترلی برای نشان دادن شرایط بدون اصطکاک تغییر شکل در خمش سه براکتی و همچنین از لیگاتور الاستومری برای ارزیابی اثر اصطکاک تولید شده توسط الاستومر استفاده کردند. آزمایشات خمش در ۳ جابه‌جایی مختلف ۲، ۳ و ۴ میلی‌متر انجام شده است. نتایج نشان داده که رفتار تغییر شکل خمشی سیم روی براکت تفلون بدون اصطکاک باعث ایجاد یک نیروی مسطح در هر دو حالت فعال‌سازی و غیرفعال‌سازی می‌شود. از سوی دیگر زمانی که از براکت‌های فولادی ضد زنگ استفاده شده، نیرو شیب مسطح مثبت در فعال‌سازی و گرادیان منفی در غیرفعال‌سازی را نشان داده است. رزالی و هم‌کارانش [۱۶] یک مطالعه‌ی محاسباتی با هدف ارزیابی درجه‌ی تغییر شکل سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم در هنگام خمش در میزان جابه‌جایی‌های مختلف در یک سیستم براکت را انجام دادند. آن‌ها یک مدل اجزای محدود مبتنی بر زیر برنامه‌ی توصیف رفتار ابرکشسانی سه‌بعدی از یک سیستم براکت-سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم برای شبیه‌سازی رفتار خمشی در پیکربندی سه براکتی را توسعه دادند. میزان اعمال جابه‌جایی از ۱ تا ۴ میلی‌متر و مولفه‌های تغییر شکل مکانیکی سیم‌های ارتودنسی شامل سه پارامتر به ویژه نیروی آزادسازی فعال، تنش خمشی و کسر مارتنزیت بوده است. میزان جابه‌جایی ۴ میلی‌متری نیروی آزادسازی فعال کم‌تری نسبت به میزان جابه‌جایی ۱ میلی‌متری ایجاد کرده است. تنش خمشی در انحنای آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم بسیار موضعی بوده و با شدت تنش از ۴۶۵ مگاپاسکال در میزان جابه‌جایی ۱ میلی‌متری به ۹۵۱ مگاپاسکال در انحراف میزان جابه‌جایی ۴ میلی‌متری افزایش یافته است. حجم مارتنزیت به طور مداوم در سراسر تغییر شکل خمشی افزایش یافته و مارتنزیت کاملاً تبدیل شده در جابه‌جایی ۲ میلی‌متری مشاهده شده است. سیستم براکت سیمی ایجاد شده می‌تواند در استفاده‌ی کامل از رفتار ابرکشسانی در طول درمان ارتودنسی موثر واقع شود. ارزیابی جامع رفتار سیم‌های ارتودنسی هوشمند بر اساس شاخصه‌های کمی و کیفی جامع نظیر حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی (ابرخشسانی)، تنش مسطح بالایی کم جهت اعمال راحت نیرو توسط پزشک روی دندان‌ها، تنش مسطح پایینی زیاد جهت افزایش انرژی الاستیک ناشی از باربرداری، کرنش تغییر حالت بالا (تشکیل درصد بالای مارتنزیت)، تنش کم‌تر و کرنش بیش‌تر در نقاط بحرانی سیم‌های ارتودنسی تا کنون ارائه نشده است. از این رو با توجه به عدم ارائه‌ی مطالعات مدون در

اجزای محدود سه‌بعدی خمش سیم در پیکربندی‌های براکت با استفاده از تعریف خواص ماده به صورت زیر برنامه بررسی کرده و توسعه دادند. نیروی حاصل از مدل المان محدود در مقایسه با نتایج کار تجربی تطابق خوبی داشته است. نتایج این تحقیق نشان داد که رفتار نیرو-جابه‌جایی آلیاژ هوشمند نیکل-تیتانیوم با خاصیت ابرکشسانی با افزایش ضریب اصطکاک در رابط بین آلیاژ هوشمند نیکل-تیتانیوم براکت، تغییرات نیرو روند مسطح دارد. احمد و هم‌کارانش [۱۳] رفتار نیرو-جابه‌جایی سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم روی پلی‌تترافلورواتیلن (تفلون) و فولاد ضد زنگ را به عنوان براکت بررسی کردند. در این کار آزمایش‌های لغزشی برای تعیین ضریب اصطکاک ترکیبات پلی‌تترافلورواتیلن انجام شده است. رفتار نیرو-جابه‌جایی از یک آزمایش خمشی اصلاح شده در دو پیکربندی مختلف ارزیابی شده است. در نمودارهای نیرو-جابه‌جایی، بار خمشی روی جابه‌جایی ۳ و ۴ میلی‌متر در براکت فولاد ضد زنگ در مقایسه با براکت پلی‌تترافلورواتیلن بیش‌تر مشاهده شده است. با توجه به ضریب اصطکاک کوچک در پیکربندی پلی‌تترافلورواتیلن نیروی فعال و غیرفعال در محدوده‌ی مسطح سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم مشاهده شده است. اصطکاک بیش‌تر در پیکربندی براکت فولاد ضد زنگ باعث می‌شود که سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم در یک روند شیب نیرو آزاد کند. این یافته پتانسیل پلی‌تترافلورواتیلن به عنوان ماده‌ای در شکاف براکت برای به حداقل رساندن اصطکاک در طول درمان ارتودنسی را برجسته می‌کند. گانون و هم‌کارانش [۱۴] شبیه‌سازی عددی نیروهای ایجاد شده توسط سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم با خاصیت ابرکشسانی در طول دندان را با مقایسه بین مدل‌های ماکروسکوپی لاگوداس، آئوریکو و شیمیسیکی انجام دادند. ابتدا آزمایش‌های کششی به منظور شناسایی پارامترهای مواد با این مدل‌ها انجام شده است. این مطالعه‌ی عددی با روش اجزای محدود امکان پیش‌بینی جابه‌جایی دندان و سطح نیروی ارتودنسی متناظر آن توسط سیم را در شرایط مشابه با شرایط محیط دهان فراهم کرده است. شبیه‌سازی‌های عددی انجام شده نشان داده که نیروی ارتودنسی به بزرگی جابه‌جایی، سفتی دندان و تغییرات دما حساس است. نیروهای به دست آمده به طور مداوم و در سطح ثابت اعمال شده و در محدوده‌ی سطح نیروی ارتودنسی قابل قبول بوده و در نتیجه برخی دستورالعمل‌ها برای کمک به ارتودنسیست‌ها برای انتخاب سیم کم‌انرژی بهینه ارائه شده است. احمد و هم‌کارانش [۱۵] رفتار تغییر شکل خمشی سیم آلیاژ حافظه‌دار نیکل-تیتانیوم را با استفاده از براکت فولادی ضد زنگ



شکل (۲) - شماتیک منحنی تنش- کرنش مبتنی بر تنش‌های سطح بالایی و پایینی جهت تحلیل رفتار مکانیکی سیم‌های ارتودنسی از جنس آلیاژهای هوشمند در دندان [۳، ۹، ۱۰، ۱۸]

سیم ارتودنسی طراحی شده به صورت استاندارد، دقیقاً در بین چهار براکت برای آزمایش کشش تحت شرایط کنترلی جابه‌جایی قرار داده شده و دو طرف نمونه توسط براکت‌ها بارگذاری شده است. جهت اعمال نیرو به دندان‌ها در ارتودنسی افقی (در جهت U_1) است. با توجه به این که در مراحل بارگذاری، تماس از نوع سطح به سطح بین سیم ارتودنسی و براکت‌ها برقرار است، رفتار تماسی خطی و رابطه‌ی فشار-تداخل از نوع تماس سخت و ضریب اصطکاک بین سطوح 0.27 در نظر گرفته شده است [۱۰]. با توجه به رفتار ابرکشسانی آلیاژهای هوشمند، بارگذاری به صورت جابه‌جایی و به میزان $1/7$ میلی‌متر تعیین شده است. دو شرط مرزی در مرحله‌ی اولیه تعریف شده است. در شرط مرزی اول براکت‌های کناری که وظیفه‌ی اعمال بار به بیرون قطعه را دارند، در جهت U_1 ، U_2 و U_3 ثابت شده‌اند. در شرط مرزی دوم با تعریف نقطه‌ی مرجع، اعمال نیرو توسط براکت‌های کناری به سیم ارتودنسی صورت گرفته است. این شرط دوم در مرحله‌ی بارگذاری اعمال شده و در مرحله‌ی باربرداری به نقطه‌ی اولیه رسیده است. نحوه‌ی اعمال بار به صورت اعمال بار در هر دقیقه 0.1 نیوتن در نظر گرفته شده است. شرایط مرزی دمایی متناسب با دمای بدن و برابر با 37 درجه‌ی سانتی‌گراد در نظر گرفته شده است.

۲-۲- اعتبارسنجی نتایج آنالیز حساسیت به مش

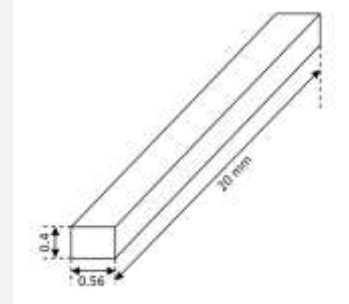
با توجه به اهمیت بالای تنش سطح بالایی و پایینی در تشریح عمل‌کرد ابرکشسانی سیم ارتودنسی، آنالیز حساسیت به مش روی نمونه‌ی سیم ارتودنسی انجام شده و نتایج در شکل‌های (۳) و (۴) ارائه شده است. مطابق شکل‌های (۳) و (۴) با ریز شدن مش، جواب‌های خروجی به یک‌دیگر نزدیک شده است.

این زمینه تا کنون، هدف اصلی مقاله‌ی حاضر استفاده از روش اجزای محدود برای بررسی رفتار جامع عمل‌کردی سیم‌های ارتودنسی هوشمند با خواص مادی متفاوت برای کاربرد در دندان با در نظر گرفتن براکت‌ها در شرایط بارگذاری کششی واقعی ارتودنسی، ضریب اصطکاک بین براکت‌ها و سیم‌های ارتودنسی و تعیین دقیق میزان تغییرات دمایی متاثر از دماهای کلینیکی دهان در هنگام استفاده از مواد غذایی سرد و گرم بر عمل‌کرد سیم‌های ارتودنسی هوشمند در دهان است. هم‌چنین ارائه‌ی جامع و متفاوت نتایج به صورت کانتورها و منحنی‌های تنش-کرنش، مارتنزیت-کرنش، انرژی کرنش الاستیک نمونه‌ها و انجام دقیق آنالیز حساسیت به مش به نسبت به کارهای مشابه مانند [۱۰] از اهداف دیگر این مقاله است.

۲- تشریح فرایند مدل‌سازی

۲-۱- طراحی، المان‌بندی، شرایط مرزی و بارگذاری

هندسه‌ی واحد سیم ارتودنسی بر اساس موارد مورد استفاده در کلینیک‌ها از جنس آلیاژهای هوشمند مطابق شکل (۱) و به ابعاد $20 \times 0.56 \times 0.4$ میلی‌متر انتخاب شده است [۱۰].



شکل (۱) - شکل هندسی نمونه‌ی ارتودنسی از جنس آلیاژهای هوشمند در دندان [۱۰]

برای سیم ارتودنسی نوع المان‌ها $C3D8$ ، $C3D8R$ و $C3D20R$ و تعداد المان‌ها 8750 و برای براکت‌ها نوع المان $R3D4$ و تعداد المان‌ها 6251 است. براکت‌ها به دلیل تعریف شدن به عنوان سطح، نیازی به تعریف خواص ندارند. با توجه به انقباض و انبساط دندان حین گرم و سرد شدن که منجر به قرارگیری آن در حالت کشش و فشار می‌شود، یکی از آزمایشات مهم ارزیابی عمل‌کرد سیم‌های ارتودنسی، انجام بارگذاری کششی است.

شماتیک منحنی تنش-کرنش مبتنی بر تنش سطح بالایی^۱ (UPS) و تنش سطح پایینی^۲ (LPS) برای تحلیل رفتار مکانیکی سیم‌های ارتودنسی از جنس آلیاژهای هوشمند در دندان در شکل (۲) نشان داده شده است [۳، ۹، ۱۰، ۱۸].

^۲ Lower Plateau Stress

^۱ Upper Plateau Stress

جدول (۱) - نتایج تغییرات تنش مسطح بالایی با نوع المان

نوع المان	تنش مسطح بالایی (مگاپاسکال)
C3D20R	۴۷۴/۵
C3D8	۴۸۲
C3D8R	۴۸۲/۵

۲-۳- ارزیابی نتایج خواص مادی آلیاژ هوشمند

در یکی از مدل‌های ماکروسکوپی آئوریکو در توصیف رفتار مواد هوشمند، مزیت‌های قابل ملاحظه‌ای از جمله حداقل اطلاعات مورد نیاز از ماده، سادگی روابط، تطابق بسیار خوب با نتایج تجربی و شبیه‌سازی و پیش‌بینی مناسب رفتار ابرکشسانی وجود دارد. مدل مادی ماکروسکوپی آئوریکو-تیلور مبتنی بر انرژی آزاد ترمودینامیکی هلمهولتز با عدم وابستگی به زمان و تئوری الاستیک-پلاستیک برای توصیف رفتار ابرکشسانی سیم‌های ارتودنسی هوشمند، به صورت زیر برنامه با مشخصات ذکر شده در شکل (۶) و جدول (۲)، در نرم‌افزار تحلیل المان محدود آباکوس تعریف شده است. در این مدل کرنش شامل دو بخش الاستیک خطی (کرنش الاستیک) و تحول (کرنش تغییر حالت) بوده که به صورت رابطه‌ی زیر نشان داده می‌شود.

$$\Delta \epsilon = \Delta \epsilon^{el} + \Delta \epsilon^{tr} \quad (1)$$

در این تئوری، تبدیل آستنیت به مارتنزیت بر اساس یک کسر حجمی مارتنزیت و متاثر از نیروهای برشی صورت می‌گیرد.

$$\Delta \epsilon^{tr} = \alpha \Delta \zeta \frac{\partial F}{\partial \sigma} \quad (2)$$

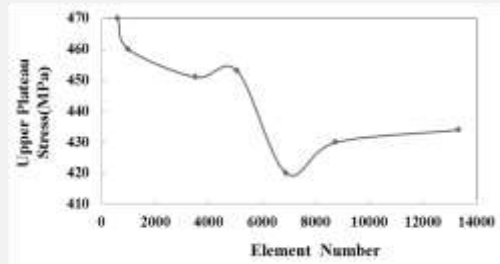
در این بازه‌ی تنش F تابع پتانسیل انتقال بوده که در آن این تحول انجام می‌شود.

$$F^S \leq F \leq F^F \quad (3)$$

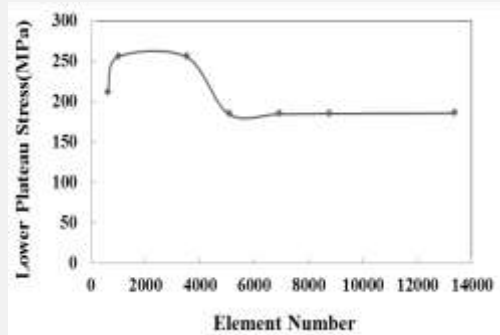
به هر دلیل اگر تغییر در جهت‌گیری تنش اعمال شود، باعث جهت‌گیری مجدد مارتنزیت شده و اثرات قابل چشم‌پوشی دیگری ایجاد خواهد کرد. هر گونه تغییرات دمایی، باعث تغییر بزرگی در تنش‌های تغییر فاز می‌شود، به همین دلیل تحول در بارگذاری کششی همراه با افزایش حجم بوده و نسبت به بارگذاری فشاری، تنش کم‌تری برای تحول فازی نیاز است. مطابق رابطه‌ی (۴) وابستگی دمایی تابع F توسط روش خطی مستقیم که بارگذاری شده مشخص است که در آن σ تنش میزز، P تنش فشاری و T دما می‌باشد [۲۱، ۲۲].

$$F = \bar{\sigma} - P \tan \beta + CT \quad (4)$$

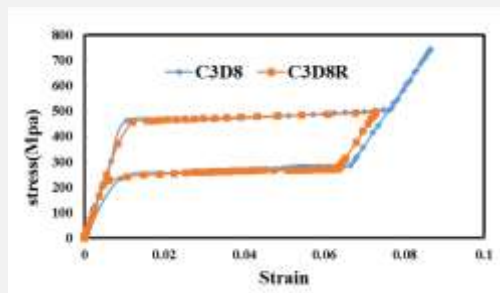
تنش مسطح بالایی و تنش مسطح پایینی از نمودار تنش-کرنش ارزیابی شده که مقدار تنش مسطح بالایی در تعداد المان ۶۰۰ تا ۳۵۰۰ کاهش، در تعداد المان ۵۰۶۴ افزایش، در تعداد المان ۶۹۰۰ کاهش و در تعداد المان ۸۷۵۰ تا ۱۳۳۴۴ با اختلاف بسیار کمی ثابت شده است. هم‌چنین مقدار تنش مسطح پایینی در تعداد المان ۶۰۰ تا ۵۰۶۴ کاهش و در تعداد المان ۵۰۶۴ تا ۱۳۳۴۴ ثابت شده است. می‌توان نتیجه گرفت که اگر مش ریزتر شود، نتایج دقیق‌تر می‌شود، اما از یک حدی به بعد، نتایج شبیه به یک‌دیگر و در یک محدوده قرار گرفته و تنها زمان و فضای بیش‌تری را اشغال می‌کند. با توجه به نتایج به دست آمده، محاسبات بر اساس تعداد المان ۸۷۵۰ انجام شده است. مطابق شکل (۵) و جدول (۱) با تغییر نوع المان تغییر محسوسی در نتایج تنش‌های مسطح بالایی و پایینی ایجاد نشده و بنابراین عدم وابستگی نتایج به نوع المان مشهود است.



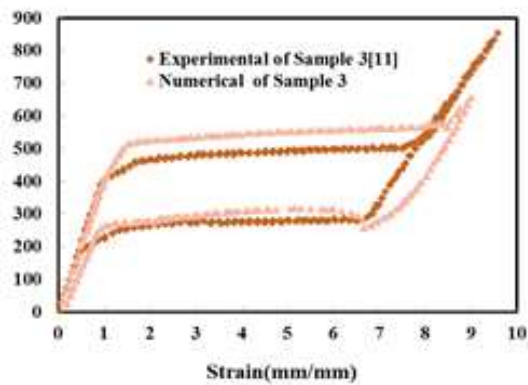
شکل (۳) - نتایج آنالیز حساسیت به مش با احتساب تنش مسطح بالایی



شکل (۴) - نتایج آنالیز حساسیت به مش با احتساب تنش مسطح پایینی



شکل (۵) - منحنی تغییرات تنش‌های مسطح بالایی و پایینی- کرنش با تغییر نوع المان



شکل (۹) - مقایسه‌ی نتایج تجربی [۱۰] و عددی بارگذاری کششی بر اساس خواص مادی نمونه‌ی ۳ در جدول (۲)

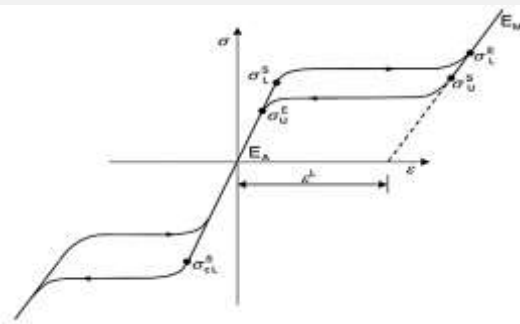
جدول (۲) - پارامترهای مربوط به خواص ماده‌ی هوشمند

جهت ارتودنسی بر اساس مدل آریشیو [۱۰، ۱۷، ۱۸]

پارامترهای ماده	نمونه‌ی ۱	نمونه‌ی ۲	نمونه‌ی ۳
EA(MPa)	۴۴۰۰۰	۴۲۰۰۰	۴۰۶۰۰
ν_A	۰/۳۳	۰/۳۳	۰/۳۳
EM(MPa)	۲۳۰۰۰	۲۰۷۰۰	۱۹۳۰۰
ν_m	۰/۳۳	۰/۳۳	۰/۳۳
ε^L	۰/۰۵۵	۰/۰۵۲	۰/۰۵۱۵
$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_L$ (MPa/°C)	۶/۷	۶/۷	۶/۷
σ_L^S (MPa)	۳۷۷	۴۴۰	۵۱۰
σ_U^E (MPa)	۴۳۰	۵۱۰	۵۵۰
T_0 (°C)	۲۶	۳۶	۴۶
$(\frac{\delta\sigma}{\delta T})_U$ (MPa/°C)	۶/۷	۶/۷	۶/۷
σ_{ij}^S (MPa)	۲۰۰	۲۸۰	۳۲۵
σ_{ij}^E (MPa)	۱۴۰	۲۱۰	۲۹۰
σ_{cL}^S (MPa)	۴۵۲	۴۵۲	۴۵۲
$\varepsilon^L \nu$	۰/۰۵۵	۰/۰۵۲	۰/۰۵۱۵
A_f (°C)	۱۶/۱۳	۱۶/۱۳	۱۶/۱۳

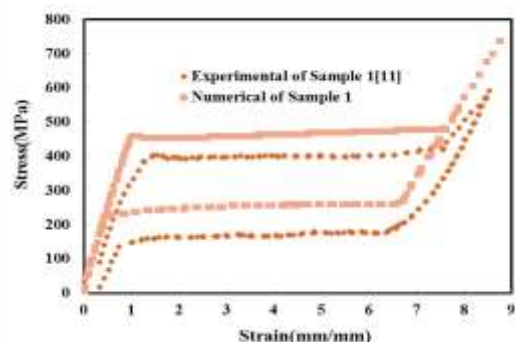
۳- نتایج و بحث

سیم‌های ارتودنسی هوشمند با داشتن ویژگی‌هایی نظیر حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی کامل (ابرکشسانی)، تنش مسطح بالایی کم جهت اعمال راحت نیرو توسط پزشک روی دندان‌ها، تنش مسطح پایینی زیاد جهت افزایش انرژی الاستیک ناشی از باربرداری، کرنش تغییر حالت بالا (تشکیل درصد بالای مارتنزیت)، تنش کم‌تر و کرنش بیشتر در نقاط بحرانی سیم‌های ارتودنسی، عدم قرار گرفتن سیم‌های ارتودنسی در محدوده‌ی الاستیک و در محدوده‌ی ایمن بودن در برابر شکست، کاربرد مطلوب مکانیکی و کلینیکی دارند [۳-۱۰]. هر چه مقدار مسطح بالایی کم‌تر باشد، تنش مورد نیاز برای تبدیل فاز آستنیت زمینه به فاز مارتنزیت در اثر اعمال تنش کم‌تر

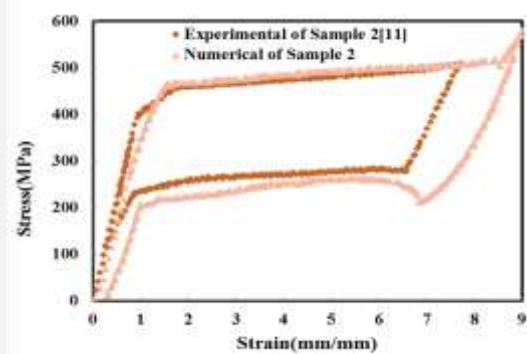


شکل (۶) - پارامترهای رفتار ابرکشسانی آلیاژ هوشمند [۱۷، ۱۸]

اعتبارسنجی نتایج عددی و تجربی در دماهای عمل کردی ۲۶، ۳۶ و ۴۶ درجه‌ی سانتی‌گراد مطابق شکل‌های (۷-۹) انجام شده است. دلیل اصلی تفاوت در نتایج عددی و تجربی با اختلاف خواص مادی نمونه‌ها مرتبط است. این تفاوت در خواص مادی نمونه‌ی ۱ حدود ۱۵ درصد و در خواص مادی نمونه‌ی ۳ حدود ۱۰ درصد بوده اما در خواص مادی نمونه‌ی ۲ حدود ۵ درصد به دست آمده که نشان‌گر تطابق مناسب‌تر نتایج عددی و تجربی است. نتایج نشان دهنده‌ی تطابق مناسب مدل عددی با نتایج تجربی با دقت میانگین حدود ۹۰ درصد است.



شکل (۷) - مقایسه‌ی نتایج تجربی [۱۰] و عددی بارگذاری کششی بر اساس خواص مادی نمونه‌ی ۱ در جدول (۲)



شکل (۸) - مقایسه‌ی نتایج تجربی [۱۰] و عددی بارگذاری کششی بر اساس خواص مادی نمونه‌ی ۲ در جدول (۲)

بیمار و حداقل صرف وقت پزشک دارد. آگاهی از داده‌های مربوط به سیم‌های مختلف، انتخاب بهینه‌ی ترکیبی از سیم‌های ارتودنسی را در هنگام معالجه توسط پزشک آسان می‌سازد. پزشک معالج با اطلاع از رفتار سیم‌های ارتودنسی می‌تواند طول دوره‌ی درمان را کاهش دهد. تمام نمونه‌های سیم ارتودنسی هوشمند یک مرحله‌ی کامل تحت بارگذاری (به عنوان مرحله‌ی اصلی و کلیدی) و در مرحله‌ی نهایی تحت باربرداری قرار گرفته است. جهت مقایسه‌ی مناسب، نتایج از میزان کمینه‌ی صفر تا میزان بیشینه‌ی به دست آمده ناشی از مرحله‌ی کامل بارگذاری ارائه شده است. مقایسه‌ی مربوط به توزیع ماکسیمم تنش، کرنش و درصد تشکیل مارتنزیت در شکل‌های (۱۰) و (۱۱) بیان‌گر افزایش کرنش از ۰/۰۶۸۶ به ۰/۰۷۴۶، افزایش تنش از ۵۵۶ به ۵۹۸/۶ مگاپاسکال و در نتیجه افزایش درصد تشکیل مارتنزیت از ۰/۸۹۶ به ۰/۹۷۴ است. نسبت این تغییرات تقریباً ۸/۷۴، ۷/۷۶ و ۸/۷۰ درصد است. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بیش‌تر از نمونه‌ی ۱ بوده و بنابراین نمونه‌ی اول نسبت به دوم به لحاظ مکانیکی (متاثر از تنش کم‌تر) برای کاربرد در دندان ترجیح داده می‌شود. حداکثر کرنش ماکسیمم در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ کم‌تر از نمونه‌ی ۲ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم نسبت به اول به دلیل رفتار دینامیکی مطلوب (متاثر از کرنش بیش‌تر) با دندان ترجیح داده می‌شود. حداکثر درصد تشکیل مارتنزیت در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ کم‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم نسبت به اول به دلیل امکان استحاله‌ی مارتنزیتی و در نتیجه تشکیل حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی بزرگ‌تر ترجیح داده می‌شود. از این رو سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلیل سطح کرنش بیش‌تر و تشکیل بیش‌تر مارتنزیت گزینه‌ی مطلوبی است. مقایسه‌ی مربوط به توزیع ماکسیمم تنش، کرنش و درصد تشکیل مارتنزیت در شکل‌های (۱۱) و (۱۲) بیان‌گر افزایش کرنش از ۰/۰۷۴۶ به ۰/۰۹۹۵، افزایش تنش از ۵۹۸/۶ به ۸۸۱ مگاپاسکال و در نتیجه افزایش درصد تشکیل مارتنزیت از ۰/۹۷۴ به ۱/۰۹ است. نسبت این تغییرات تقریباً ۳۳/۳۷، ۴۷/۱۷ و ۱۱/۹۰ درصد است. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۳ بیش‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بوده و بنابراین نمونه‌ی اول نسبت به دوم به لحاظ مکانیکی (متاثر از تنش کم‌تر) برای کاربرد در دندان ترجیح داده می‌شود. حداکثر کرنش ماکسیمم در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ کم‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۳ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم نسبت به اول به دلیل رفتار دینامیکی مطلوب

می‌شود، بنابراین نیروی مورد نیاز برای تغییر شکل سیم توسط پزشک کاهش می‌یابد. هر چه مقدار تنش سطح پایینی بیش‌تر باشد، افت تنش مورد نیاز برای تبدیل فاز استحاله‌ی معکوس (مارتنزیت به آستنیت) کم‌تر شده و طول دوره‌ی درمان کاهش می‌یابد. از دیگر تفاوت‌های موجود در منحنی‌های تنش-کرنش سیم‌های ارتودنسی مختلف، می‌توان به اختلاف در مقدار انرژی کرنش الاستیک و مقدار انرژی ذخیره شده در سیم‌ها اشاره کرد. انرژی کرنشی الاستیک به صورت انرژی پتانسیل عمل کرده و باعث ترغیب انجام استحاله‌ی معکوس می‌شود. در واقع این انرژی عامل بازیابی کرنش به وجود آمده است. بنابراین هر چه مقدار این انرژی که برابر با سطح زیر منحنی است، بیش‌تر باشد کرنش به وجود آمده سریع‌تر بازیابی شده و طول دوره‌ی درمان کاهش می‌یابد. مقدار انرژی جذب شده توسط سیم تا حد ممکن باید کم‌ترین مقدار باشد. خواص ماده‌ی مورد استفاده در سیم‌های ارتودنسی با تغییرات خواص حرارتی مربوط به رابطه‌ی کلایوس-کلایپرون ارتباط نزدیک دارد.

$$\frac{d\sigma}{dT} = \frac{\rho \Delta S f_m}{\epsilon_t} = \frac{\rho \Delta H f_m}{T_0 \epsilon_t} \quad (5)$$

در این رابطه σ سطح تنش، ϵ_t کرنش استحاله، ΔH آنتالپی استحاله در واحد حجم، ρ چگالی استحاله، ΔS تغییرات آنتروپی استحاله، T_0 دمای تعادل استحاله و f_m درصد کسر حجمی مارتنزیت است و ΔT طبق رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود.

$$\Delta T = (T_{reference} - T_{Af}) \quad (6)$$

در این رابطه $T_{reference}$ مربوط به دماهای کلینیکی مانند مواقعی که بیمار در حال استفاده از نوشیدنی‌های گرم و سرد یا حالت عادی دهان است و T_{Af} مربوط به دماهای پایان استحاله‌ی آستنیتی بوده و به رفتار ماده مرتبط می‌باشد. تقریباً برای ۷ درجه‌ی سانتی‌گراد اختلاف دمای A_f حدوداً ۵۰٪ تغییرات در سطح تنش‌های سطح بالایی و تنش‌های سطح پایینی در سیم‌های ارتودنسی قابل مشاهده است. به ازای هر ۱ درجه دمای A_f پایین‌تر، تنش سطح بالایی و تنش سطح پایینی در حد ۴ MPa افزایش می‌یابد [۲، ۳].

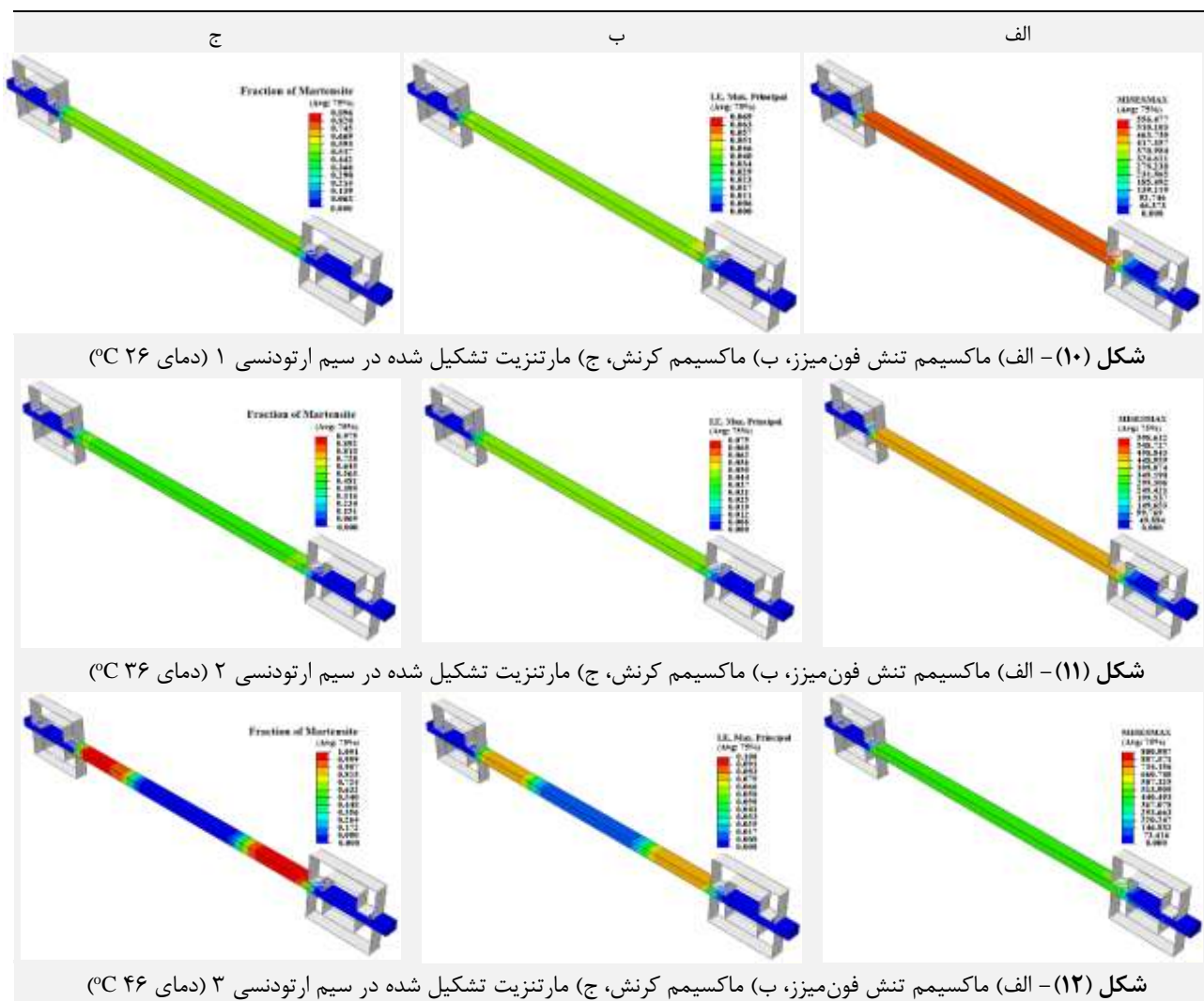
سیم‌های ارتودنسی از نظر ظاهری شبیه به یکدیگر هستند اما از نظر رفتار مکانیکی تفاوت‌هایی با یکدیگر دارند. از این رو مطالعه‌ی دقیق روی این رفتار مکانیکی، اهمیت فراوانی در برنامه‌ریزی نحوه‌ی استفاده از سیم‌های ارتودنسی هوشمند با رفتار ابرکشسان برای کوتاه کردن طول دوره‌ی درمان و افزایش بازدهی عملیات تنظیم فاصله‌ی دندان‌ها با رعایت رفاه حال

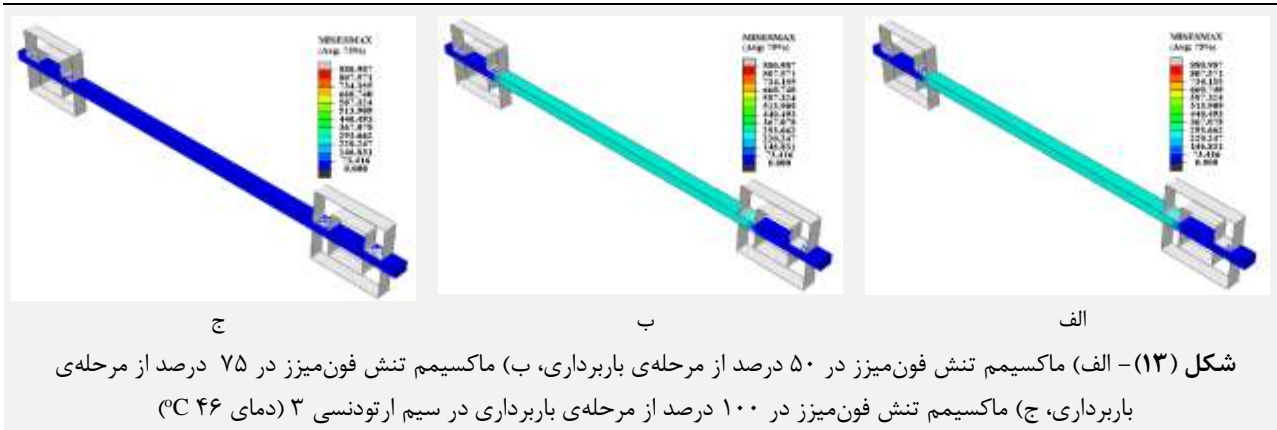
نسبت به اول به دلیل رفتار دینامیکی مطلوب (متاثر از کرنش بیش‌تر) با دندان ترجیح داده می‌شود. حداکثر درصد تشکیل مارتنزیت در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ کم‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم نسبت به اول به دلیل امکان استحاله‌ی مارتنزیتی و در نتیجه تشکیل حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی بزرگ‌تر ترجیح داده می‌شود. از این رو سیم ارتودنسی ۱ به دلیل سطح تنش بسیار کم‌تر از جهاتی گزینه‌ی مطلوبی است.

در نهایت سیم ارتودنسی هوشمند ۲ در مجموع به دلایلی نظیر سطح تنش نسبتاً پایین، کرنش مکانیکی نسبی بالا و درصد تشکیل مارتنزیت مناسب عمل‌کرد مطلوب‌تری دارد. مطابق شکل (۱۳) با ارائه‌ی نتایج تنش در سه مرحله‌ی باربرداری از ۵۰ تا ۷۵ و در نهایت تا ۱۰۰ درصد برای نمونه‌ی سیم ارتودنسی هوشمند ۳، توزیع، رنگ و وضوح نتایج کانتورها در سیم‌های ارتودنسی هوشمند بیش‌تر مشخص شده است. مطابق شکل (۱۳-ج) مقدار ماکسیمم تنش فون‌میزز در ۱۰۰ درصد از مرحله‌ی باربرداری در سیم ارتودنسی ۳ (دمای ۴۶ °C) حدود ۷۳ مگاپاسکال با رنگ آبی به دست آمده است.

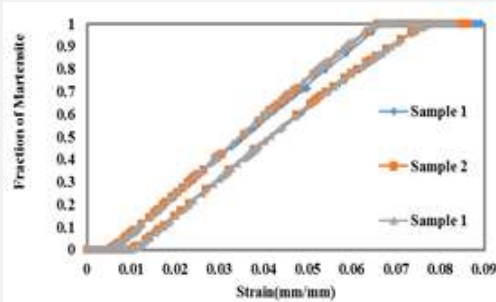
(متاثر از کرنش بیش‌تر) با دندان ترجیح داده می‌شود. هم‌چنین حداکثر درصد تشکیل مارتنزیت در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ کم‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۳ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم نسبت به اول به دلیل امکان استحاله‌ی مارتنزیتی و در نتیجه تشکیل حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی بزرگ‌تر ترجیح داده می‌شود. از این رو سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلیل سطح تنش خیلی کم‌تر گزینه‌ی مناسبی است.

مقایسه‌ی مربوط به توزیع ماکسیمم تنش، کرنش و درصد تشکیل مارتنزیت در شکل‌های (۱۰) و (۱۲) بیان‌گر افزایش کرنش از ۰/۰۶۸۶ به ۰/۰۹۹۵، افزایش تنش از ۵۵۶ به ۸۸۱ مگاپاسکال و در نتیجه افزایش درصد تشکیل مارتنزیت از ۰/۸۹۶ به ۱/۰۹ است. نسبت این تغییرات تقریباً ۴۵، ۵۸/۴ و ۲۱/۶ درصد است. حداکثر تنش در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بیش‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ بوده و بنابراین نمونه‌ی اول نسبت به دوم به لحاظ مکانیکی (متاثر از تنش کم‌تر) برای کاربرد در دندان ترجیح داده می‌شود. حداکثر کرنش ماکسیمم در منحنی درونی نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ کم‌تر از نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ بوده و بنابراین نمونه‌ی دوم

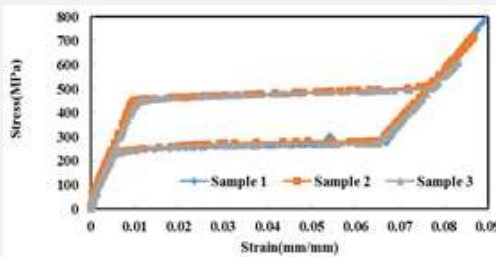




۲ به دلیل انرژی کرنش الاستیک کم‌تر و تنش سطح بالایی کم‌تر عمل‌کرد بهتری نسبت به سیم‌های دیگر دارد. با توجه به روابط (۵) و (۶) و جداول (۲) و (۳) تغییرات تنش‌های سطح بالایی و پایینی با تغییرات دمایی بین دماهای کلینیکی و دمای پایان آستنتی سیم‌های ارتودنسی نیز رابطه‌ی مستقیم دارد و با تغییر ۱۰ درجه‌ای دمای کلینیکی از ۲۶ تا ۳۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، تنش‌های سطح بالایی و پایینی حدود ۱۰ درصد کاهش و با تغییر دمای کلینیکی از ۳۶ تا ۴۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، تنش‌های سطح بالایی و پایینی حدود ۱۸ درصد افزایش یافته است. از این جهت نیز سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلیل سطح پایین‌تر اختلاف تنش‌های سطح بالایی و پایینی در جهت عمل‌کرد مناسب آن‌ها گزینه‌ی مناسبی است. مطابق شکل (۱۵) و جدول (۳) هر سه نمونه‌ی سیم ارتودنسی رفتار ابرکشسان متأثر از استحاله‌ی مارتنزیتی تحت تنش و نیرو را ارائه داده و بنابراین برای کاربرد در دندان مناسب هستند.



شکل (۱۴) - تغییرات تشکیل مارتنزیت با کرنش در سیم‌های ارتودنسی ۱، ۲ و ۳ مطابق خواص ماده در جدول (۲)



شکل (۱۵) - تغییرات تنش با کرنش در سیم‌های ارتودنسی ۱، ۲ و ۳ مطابق خواص ماده در جدول (۲)

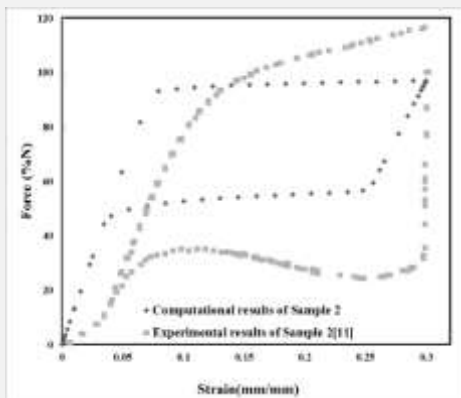
مطابق شکل‌های (۱۰-ج)، (۱۱-ج)، (۱۲-ج) و (۱۴) برای سیم ارتودنسی ۱، ۹۴ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۶۵۰ در حالت بارگذاری و ۹۲ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۷۰۷ در حالت باربرداری، برای سیم ارتودنسی ۲، ۹۹ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۶۵۶ در حالت بارگذاری و ۹۸ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۷۵۷ در حالت باربرداری و برای سیم ارتودنسی ۳، ۱۰۰ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۶۸ در حالت بارگذاری و ۹۴ درصد مارتنزیت در کرنش ۰/۰۷۴۸ در حالت باربرداری به دست آمده است. در نتیجه ملاحظه می‌شود که سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلیل درصد تشکیل مارتنزیت قابل توجه در کرنش کم‌تر، عمل‌کرد بهتری دارد.

رفتار ابرکشسانی سه سیم ارتودنسی مذکور در شکل (۱۵) نشان داده شده است. برای سیم ارتودنسی ۱ تنش شروع و پایان استحاله در حالت بارگذاری ۴۲۱ و ۵۰۰ مگاپاسگال و تنش شروع و پایان استحاله در حالت باربرداری ۳۳۳ و ۲۲۵ مگاپاسگال، برای سیم ارتودنسی ۲ تنش شروع و پایان استحاله در حالت بارگذاری ۴۰۱ و ۵۱۱ مگاپاسگال و تنش شروع و پایان استحاله در حالت باربرداری ۲۸۳ و ۱۱۸ مگاپاسگال و در نهایت برای سیم ارتودنسی ۳ تنش شروع و پایان استحاله در حالت بارگذاری ۴۰۰ و ۴۹۸ مگاپاسگال و تنش شروع و پایان استحاله در حالت باربرداری ۲۷۹ و ۱۹۰ مگاپاسگال به دست آمده است. مطابق جدول (۳) و شکل (۱۵) انرژی کرنش الاستیک در سیم ارتودنسی ۱، ۱۲۷۴ ژول در واحد حجم، در سیم ارتودنسی ۲، ۱۰۴۱ ژول در واحد حجم و در سیم ارتودنسی ۳، ۱۵۳۳ ژول در واحد حجم است. هم‌چنین تنش سطح بالایی سیم ارتودنسی ۱ حدود ۴۶۱ مگاپاسگال، سیم ارتودنسی ۲ حدود ۴۵۷ مگاپاسگال و سیم ارتودنسی ۳ حدود ۵۴۱ مگاپاسگال است. علاوه بر این تنش سطح پایینی در سیم ارتودنسی ۱ حدود ۱۹۸ مگاپاسگال، در سیم ارتودنسی ۲ حدود ۱۹۷ مگاپاسگال و در سیم ارتودنسی ۳ حدود ۲۳۴ مگاپاسگال است. با توجه به نتایج به دست آمده، سیم ارتودنسی هوشمند

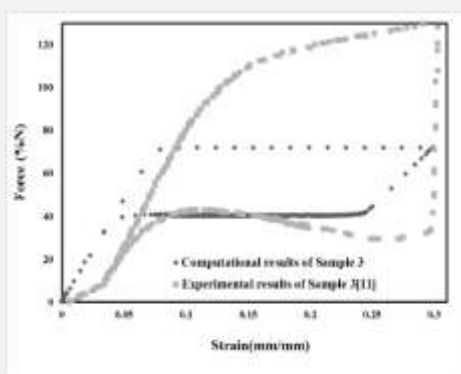
جدول (۳) - مقادیر تنش و انرژی کرنش الاستیک در سیم‌های ارتودنسی ۱، ۲ و ۳ مطابق خواص ماده در جدول (۲)

نوع سیم ارتودنسی	تنش مسطح بالایی (MPa)	تنش مسطح پایینی (MPa)	انرژی کرنش الاستیک (ژول بر واحد حجم)
نمونه‌ی ۱	۴۶۰/۵	۱۹۸	۱۲۷۴
نمونه‌ی ۲	۴۵۶	۱۹۷	۱۰۴۱
نمونه‌ی ۳	۵۴۱	۲۳۴/۵	۱۵۳۳

با توجه به اهمیت ویژه‌ی نیروی مسطح بالایی در ارتودنسی جهت اعمال نیروی مناسب به دندان‌ها، مقایسه‌ی نتایج تجربی و عددی نیرو و کرنش در نمونه‌های ارتودنسی در شکل‌های (۱۶-۱۸) نشان می‌دهد که با وجود اخذ رفتار ابرکشسانی در هر سه نمونه، نمونه‌ی ۲ با تطابق حدود ۷۲ درصدی بین نتایج تجربی و عددی از این جهت نیز مناسب‌ترین انتخاب است. دلیل اصلی تفاوت در نتایج عددی و تجربی به اختلاف خواص مادی نمونه‌ها مرتبط است. این تفاوت در نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۱ حدود ۶۰ درصد و در نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۳ حدود ۷۸ درصد بوده اما در نمونه‌ی سیم ارتودنسی ۲ حدود ۲۸ درصد به دست آمده که نشان‌گر تطابق مناسب‌تر نتایج عددی و تجربی است. علاوه بر این مطابق استانداردهای ارزیابی، سیم‌های ارتودنسی هوشمند در برابر بارگذاری‌های مکانیکی ایمن هستند که این موضوع با کارهای تحقیقاتی دیگران نیز مطابقت دارد [۳-۱۰]. در نهایت بر اساس استانداردهای ارزیابی مکانیکی سیم‌های ارتودنسی هوشمند، سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلیل تطابق بالاتر نتایج محاسباتی و تجربی نیروی تنش مسطح بالایی حدود ۷۲ درصد، داشتن رفتار ابرکشسانی مناسب‌تر، تنش مسطح بالایی کم‌تر، تنش مورد نیاز کم‌تر جهت شروع استحاله‌ی مارتنزیتی، کرنش نسبی بیش‌تر، درصد تشکیل مارتنزیت مطلوب و در نهایت انرژی کرنشی الاستیک کم‌تر به عنوان شاخصه‌ی اصلی انتخاب، رفتار مناسب‌تری داشته است.



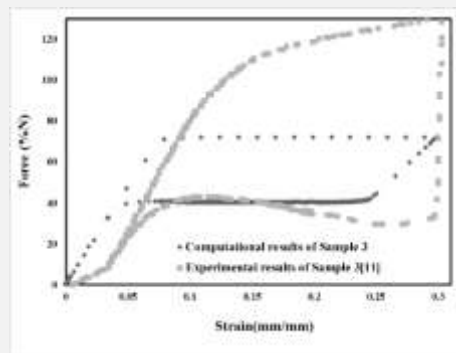
شکل (۱۷) - تغییرات عددی و تجربی نیرو و کرنش در سیم ارتودنسی ۲ (دمای ۳۶ oC) (حدود ۷۲ درصد تطابق نیروی مسطح بالایی)



شکل (۱۸) - تغییرات عددی و تجربی نیرو و کرنش در سیم ارتودنسی ۳ (دمای ۴۶ oC) (حدود ۲۲ درصد تطابق نیروی مسطح بالایی)

۴ - نتیجه‌گیری

از مدل آنوریکیو به دلیل مطابقت بالا (حدود ۹۰ درصد) با نتایج تجربی استفاده شده است. این مدل بر اساس امان محدود توانایی پیش‌بینی رفتارهای مکانیکی و عمل‌کردی سیم‌های ارتودنسی هوشمند ابرکشسان برای کاربرد در مرتب کردن دندان‌ها را دارد. با تغییر ۱۰ درجه‌ای دمای کلینیکی از ۲۶ تا ۳۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، به ترتیب تنش‌های مسطح بالایی و پایینی و انرژی الاستیک ذخیره شده حدود ۱۰ و ۱۸/۲۸ درصد کاهش یافته است. هم‌چنین با تغییر ۱۰ درجه‌ای دمای کلینیکی از ۳۶ تا ۴۶ درجه‌ی سانتی‌گراد، به ترتیب تنش‌های مسطح بالایی و پایینی و انرژی الاستیک ذخیره شده حدود ۱۸ و ۴۷/۲۶ درصد افزایش یافته است. در نهایت سیم ارتودنسی هوشمند ۲ به دلایلی نظیر تنش مسطح بالایی کم‌تر، تنش مسطح پایینی مناسب، کرنش تغییر حالت بالاتر، حلقه‌ی هیستریزس مکانیکی وابسته به رفتار ابرکشسانی مناسب‌تر، کرنش بالاتر، تنش مورد نیاز کم‌تر جهت شروع استحاله‌ی



شکل (۱۶) - تغییرات عددی و تجربی نیرو و کرنش در سیم ارتودنسی ۱ (دمای ۲۶ oC) (حدود ۴۰ درصد تطابق نیروی مسطح بالایی)

- [7] Berzins. W, David, R.W. H, Phase transformation changes in thermocycled Nickel–titanium orthodontic wires, *dental materials* 26, 666–674 (2010).
- [8] Braz F. F.M, Cruz. J.M, Magalhães. R.C., Comparative study of NiTi orthodontic wires, *Materials Today: Proceedings* 2S S995– S998 (2015).
- [9] Ferc'ec J, Anz'el I, Rudolf R, Stress dependent electrical resistivity of orthodontic wire from the shape memory alloy NiTi, *Materials and Design* 55, 699–706 (2014).
- [10] Razali, M.F., Mokhtar N., Force delivery of NiTi orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 77, 234–241 (2018).
- [11] Naceur I b, charfi a, bouraoui t, eieuech kh, “finite element of superelastic nickel-titanium orthodontic wires”. *Journal of Biomechanics*, 47 (15), 3630–3638 (2014).
- [12] Razali M F and Mahmud A S, Computational study on the effect of contact friction towards deactivation force of superelastic NiTi arch wires in a bracket system, *Materials Research Express*, (2019).
- [13] Ahmad M.N., Mahmud A.S., Razali M.F., Mokhtar, N., Force-deflection behavior of NiTi archwires in a polytetrafluoroethylene(Teflon) bracket system, *Materialwiss. Werkstofftech.* 50, 289–294 (2019).
- [14] Gannoun, M, Hellara, L, Bouby,C ,Ben Zineb,T Bouraoui,T, Numerical simulation of the force generated by a superelastic NiTi orthodontic archwire during tooth alignment phase: comparison between different constitutive models, *Materials Research Express*, IOP Publishing Ltd, 5 (4), pp. 045405 (2020).
- [15] Ahmad M.N., Mahmud A.S., Razali M.F., Mokhtar, N., Force-deflection behavior of NiTi archwire at different configurations of bracket system, *Materialwiss. Werkstofftech.* 51, 1341–1345 (2020).
- [16] Razali M F and Mahmud A S, Mechanical Deformation of Superelastic NiTi Wire at Different Deflections in an Orthodontic Bracket System, *Malaysian Journal of Medicine and Health Sciences*, 16(SUPP8): 13-17 (2020).
- [17] Auricchio, F and Taylor, R.L, 1997, Shape-memory alloys: Modeling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior, *Comp. Meth. Al. Mech. Engrg*, 143, 175-194 (1997).
- [18] Nematzadeh, F and Sadrnezhaad, S.K, 2014, Effects of Crimping on Mechanical Performance of Nitinol Stent Designed for Femoral Artery: Finite Element Analysis. *J. Mater. Eng. Perf*, 22, 3228–3236 (2014).

مارتنزیتی، انرژی کرنشی الاستیک کم‌تر و تطابق بالای نتایج تجربی و عددی مربوط به تغییرات نیرو-کرنش، رفتار مکانیکی مطلوبی دارد. به طور کلی به منظور بهبود عمل‌کرد سیم‌های ارتودنسی هوشمند با توجه به منحنی تنش-کرنش آن، تا حد امکان باید مقدار تنش مسطح بالایی کم، مقدار تنش مسطح پایینی زیاد و سطح داخل هیستریزس به وجود آمده کوچک باشد. انتخاب صحیح سیم ارتودنسی می‌تواند طول دوره‌ی درمان و هزینه‌ها را کاهش دهد. این تحقیق مقدماتی می‌تواند به طراحان سیم‌های ارتودنسی هوشمند بر اساس نتایج خواص جامع مواد و البته با در نظر گرفتن محدودیت‌هایی نظیر نوع و جنس جرم‌های دندانی تشکیل شده به همراه درجه‌ی آسیب و انحنای آن در دندان هر بیمار خاص، کمک نماید.

۵- مراجع

- [۱] صدرنژاد، س.خ.ا، توایی، ا.ح، قریشی، س، بخشی زاده، ن، رفتار تحت بار و فاز شناسی سیم‌های ارتودنسی از جنس الیاژ سو پرالاستیک، یازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران ۲۸ و ۲۹ بهمن سال ۱۳۸۲.
- [۲] علفی، ج.خ، حداد ب.ر، امین احمدی ب، بررسی رفتار سو پرالاستیک سیم‌های ارتودنسی مختلف از جنس نیکل-تیتانیوم چهاردهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران بهمن ۱۳۸۶.
- [۳] صدرنژاد، س.خ.ا، توایی، ا.ح، قریشی، س، چهار نوع سیم ارتودنسی تجاری از جنس نیکل تیتانیوم، مجله مهندسی پزشکی زیستی دوره ۱ شماره ۲ صفحات ۱۹۱–۱۸۱ (۱۳۸۳).
- [۴] حاج فتحعلیان م، شاه حسینی ط، حبیبی پارسا م، نیلی احمد آبادی م، حسین زاده نیک ط، قدیریان ح، بررسی خواص سوپرالاستیسیته سیم ارتودنسی NiTi با استفاده از خمش سه نقطه‌ای به کمک مدل شبیه سازی شده با دهان، نشریه دانشکده فنی و مهندسی دوره ۴۲ شماره ۵ صفحات ۶۳۷–۶۳۱ (۱۳۸۷).
- [۵] عبادی فر ا، مرادی نژاد م، صدرنژاد س.خ، ارزیابی عنصری سیم‌های نیکل تیتانیوم ارتودنسی در رابطه با خصوصیات خمش نیروی آنها مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۴ شماره ۴ صفحات ۲۲۹–۲۱۹ (۱۳۹۰).
- [6] Gil. F.J, Cenizo. M, Espinar. E, Rodriguez. A, Rúperez. E, Manero. J.M, NiTi superelastic rthodontic wires with variable stress obtained by ageing treatments, *Materials Letters* 104, 5–7(2013).