



تخمین عمر کاری کامپوزیت‌های دندانی پایه پلیمری ناچدار تقویت‌شده با نانوذرات

محمد بیگ زاده¹، مجید صفرآبادی^{2*}، مرتضی عطائی اعظم¹، نبی مه‌ری خوانساری³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشکده‌گان فنی، دانشگاه تهران، تهران
2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشکده‌گان فنی، دانشگاه تهران، تهران
3- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز
* تهران، صندوق پستی 14155-6619، msafarabadi@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله:

چکیده

<p>نانوکامپوزیت‌ها کاربرد گسترده در مواد ترمیمی دندانی و تجهیزات پزشکی دارند که از جمله مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به نانوکامپوزیت‌های پایه پلیمری اشاره نمود. از کاربردی‌ترین پلیمرهای زیست‌سازگار در این زمینه، پلی متیل متاکریلات می‌باشد. در پژوهش حاضر، به تحلیل عددی رفتار خستگی نانوکامپوزیت زمینه پلی متیل متاکریلات تقویت‌شده با نانوذرات هیدروکسی آپاتیت پرداخته شده است. بدین منظور نمونه‌های استاندارد نانوکامپوزیت بر مبنای درصدهای مختلف نانوذره ساخته شد و خواص مکانیکی آن‌ها مورد بررسی قرار گرفت. برای بررسی رفتار خستگی و سیکل کاری، مدل ناچ‌داری در نرم‌افزار آباکوس و نرم‌افزار تحلیل خستگی شبیه‌سازی شد و از داده‌های بدست آمده از آزمایش کشش ساده، به عنوان خواص مکانیکی ماده استفاده شد. با افزودن نانوذرات به پلیمر خالص، خواص مکانیکی شامل مدول ینگ و استحکام کششی قطعه و نیز سیکل کاری بهبود پیدا کرد؛ با این حال مشاهده شد با افزودن بیشتر نانوذره، خواص مکانیکی و نیز سیکل کاری کمی با کاهش همراه بود که علت آن تجمع نانوذرات در سطح نانوکامپوزیت بود و منجر به کاهش استحکام نمونه‌ها می‌شود.</p>	<p>دریافت: 1401/09/02 پذیرش: 1401/09/24 کلیدواژگان نانوکامپوزیت، کامپوزیت دندانی، سیکل کاری، پلی متیل متاکریلات، هیدروکسی آپاتیت.</p>
---	--

Life cycle estimation of notched polymer base dental composites reinforced with nanoparticles

Mohammad Beygzade¹, Majid Safarabadi^{2*}, Morteza Ataei-Aazam¹, Nabi Mehri Khansari³

1- School of Mechanical Engineering, college of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.
2- School of Mechanical Engineering, college of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran.
3- Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.
* P.O.B. 14155-6619, Tehran, Iran, msafarabadi@ut.ac.ir

Keywords

Nanocomposites
Dental Composites
Polymethylmethacrylate
Hydroxyapatite
Life Cycle.

Abstract

Nanocomposites are widely used in dental restorative materials and medical equipment, among the most important of which, polymer-based nanocomposites can be mentioned. One of the most useful biocompatible polymers in this field is polymethylmethacrylate (PMMA). In the present study, the numerical analysis of the fatigue behavior of polymethyl methacrylate nanocomposite reinforced with hydroxyapatite nanoparticles has been investigated. For this purpose, standard samples of nanocomposite were made and their mechanical properties were investigated. To study the fatigue behavior and life cycle, a notched model was simulated in Abaqus and Fe-Safe software, and the data obtained from the tensile test were used as the mechanical properties of the material. By adding nanoparticles to the pure polymer, Young's modulus and tensile strength of the part, as well as the life cycle, were improved; However, it was observed that with the addition of more nanoparticles, the mechanical properties and the life cycle decreased slightly, which was caused by the accumulation of nanoparticles on the surface of the nanocomposite, which leads to a decrease in the strength of the samples.

1-مقدمه

مناسب بیولوژیکی با بدن و استحکام نسبتاً بالا، وزن پایین، قیمت مناسب و حمل و نقل آسان، در کاربردهای پزشکی و بایومکانیکی به عنوان پروتز و یا به عنوان جایگزین و ترمیم استخوان و دندان آسیب‌دیده کاربرد وسیعی پیدا کرده است [1، 2]. از مضرات و ضعف این ماده، این است که در برابر رشد ترک مقاومت پایین و چقرمگی شکست نسبتاً کم را در مقایسه با ماده دندانی دارد.

امروزه در صنعت دندان و دندان‌سازی نانوکامپوزیت‌های پایه پلیمری به طور گسترده‌ای در مواد ترمیمی استفاده می‌شوند. از آغاز توسعه زیست مواد، پلیمرهای غیر قابل تجزیه از جمله پلی‌متیل متاکریلات به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته است. استفاده از این نوع مواد پلیمری به سبب سازگاری

Please cite this article using:

Beygzade, M., Safarabadi, M., Ataei-Aazam, M., Mehri Khansari, N., "Life cycle estimation of notched polymer base dental composites reinforced with nanoparticles," In Persian, Journal of Science and Technology of Composites, Vol. 9, No. 2, pp. 1983-1989, 2023.
https://doi.org/10.22068/JSTC.2022.1973853.1811

برای ارجاع به مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

ماتریس شد. آگلومره و کلوخه شدن می‌تواند به عنوان مانعی برای حرکت زنجیره عمل کند. آنها به عنوان مراکز تمرکز تنش رفتار می‌کنند که باعث شروع شکست در شرایط تنش می‌شود [11].

در زمینه‌ی خستگی و بررسی عمر کاری نانوکامپوزیت‌های PMMA/HA مطالعات کمی صورت گرفته اما در خصوص پلیمرخالص پلی متیل متاکریلات و اثر ناچ و دما، در مطالعه‌ی لیو و همکاران [12] عمر خستگی صفحه پلی متیل متاکریلات با ناچ U شکل، در دماهای مختلف بر اساس رویکرد تنش موضعی به صورت عددی بررسی شد. ابتدا، یک رویکرد تنش محلی برای آسیب خستگی در ناچ U شکل، بر اساس اصل عمر آسیب معادل ارائه شد. دوم، معیارهای انحطاط استحکام و سفتی در طول فرآیند خستگی برای در نظر گرفتن آسیب تجمعی غیرخطی خستگی ایجاد شدند. او در مقاله‌ی دیگری [13] پیش‌بینی عمر صفحه پلی‌متیل متاکریلات با ناچ U شکل، به صورت عددی بر اساس ترکیب مکانیسم آسیب خستگی و مکانیسم انتشار ترک‌های خستگی مورد بررسی قرار گرفته و دو نمونه با ناچ U شکل به صورت‌های شعاع کوچک طول زیاد و شعاع بزرگ طول کمتر با ضخامت یکسان استفاده شده است. عمر شروع ترک خستگی و عمر انتشار تحت نسبت تنش $R = 0.4$ همگی بزرگتر از نسبت تنش $R = 0.1$ در همان سطح تنش هستند. حد خستگی مدل U شکل با شعاع بیشتر، بیشتر از شعاع کمتر است. برای سطوح تنش کم، فاز شروع ترک خستگی غالب است.

خستگی پلیمر پلی متیل متاکریلات تقویت‌شده با نانوذرات زیرکونیا با درصد‌های وزنی متفاوت در مطالعه‌ی وایلی و همکاران [14] بررسی شده است. نتیجه‌ی گزارش شده این چنین بود که استحکام فشاری با افزایش کسر وزنی افزایش می‌یابد و زمانی که کسر وزنی 7.5 درصد وزنی بود به دلیل افزایش شکنندگی نمونه کاهش می‌یابد. برای پیش‌بینی عمر پروتز به صورت تجربی، دستگاه جدیدی طراحی و تولید کردیم که می‌تواند با اعمال بار جایگزین که نیروی ایجاد شده توسط جویدن را شبیه‌سازی می‌کند، طول عمر دندان را تعیین کند. آنها در مطالعه‌ی دیگری [15]، از نانو صفحات گرافن برای اصلاح خواص دینامیکی برای مواد زیستی مورد استفاده، با کسر وزنی 0.25 تا 1.25 استفاده می‌شده و از دو تکنیک کار تجربی و شبکه عصبی مصنوعی برای تخمین رفتار خستگی برای نمونه‌ها با تأثیر تغییر انواع نانومواد تقویت‌کننده و کسر حجمی آنها استفاده شده است. در نهایت، فرآیند اصلاح رفتار خستگی، عمر و استحکام، منجر به حدود 28٪ با تقویت توسط مواد نانو می‌شود. در مطالعه‌ی پاز و همکاران [16]، پودرهای گرافن (G) و اکسید گرافن (GO) در اندازه نانو با بارگیری از 0.1 تا 1 درصد وزنی به عنوان عوامل تقویت شده برای سیمان استخوانی پلی متیل متاکریلات مورد بررسی قرار گرفتند. خواص مکانیکی مانند مقاومت خمشی، مدول خمشی، مقاومت فشاری، چقرمگی شکست و عملکرد خستگی و نیز خواص حرارتی نانوکامپوزیت‌های حاصل مشخص شد. تحقیق آنها نشان داد که ادغام پودر G و GO عملکرد مکانیکی سیمان استخوانی PMMA را به ویژه با توجه به چقرمگی شکست و رفتار خستگی بهبود می‌بخشد. خواص مکانیکی استاتیکی و خستگی متفاوت با هدف درک تأثیر پودر G و GO بر عملکرد سیمان استخوان و همچنین تعیین سطح بارگذاری بهینه برای پودر در اندازه نانو مورد مطالعه قرار گرفته است که ممکن است یک فرمول سیمان جدید امیدوارکننده را ارائه دهد.

در این مطالعه قصد داریم به بررسی رفتار و خواص مکانیکی و نیز سیکل کاری پلیمر پلی متیل متاکریلات تقویت شده با نانوذرات سوزنی

این امر موجب بروز و رشد ترک از محل جدایی ماده‌ی مرکب و دندان و یا از داخل ماده‌ی کامپوزیت دندانی و پروتزهای جایگزین یا ترمیمی دندانی- استخوانی می‌شود [3]. به علت محدود بودن خواص مکانیکی این پلیمر و ضعیف بودن سازگاری آن با استخوان، استفاده‌های درمانی آن محدود و گاهی همراه با عوارض است. برای بهبود دادن این کمبودهای قابل ملاحظه، تحقیقات متعددی بر روی کامپوزیت‌های زمینه پلیمری صورت گرفته است. اضافه کردن یک عامل معدنی زیست فعال مانند نانوذرات هیدروکسی آپاتیت (HA) توانسته باعث تقویت خواص مکانیکی و همچنین افزایش خاصیت زیست سازگاری پلیمرهای مذکور شود [4]. پرکننده‌هایی مانند HA باعث می‌شوند ترکیبات کامپوزیتی مستحکم‌تر باشند، انقباض کمتر و رنگ بهتری داشته باشند. با این وجود، افزودن میزان بیشتری از پرکننده‌ها به ترکیبات کامپوزیت باعث افزایش میزان مدول الاستیک آن‌ها و شکننده‌تر شدن آن‌ها می‌شود [5].

هیدروکسی آپاتیت دارای پایداری عالی در محلول آبی، تشابه بسیاری با جزء مینرالی و فاز معدنی استخوان داشته و این سبب برقراری پیوند با استخوان و نیز زیست سازگاری مناسب آن در داخل بدن می‌شود. به همین علت این ماده به عنوان جایگزین استخوان و دندان برگزیده شده است [6]. خاصیت بیواکتیویته¹ (توانایی برقراری پیوند مستقیم شیمیایی با سلول‌های بدن) و استئوکاندکتیویته² (قابلیت هدایت رشد استخوانی و بازسازی استخوان از دست رفته) موجب استفاده از این مواد در کاربردهای ترمیم دندان، استخوان و ارتوپدی شده است. به عبارتی دیگر هیدروکسی آپاتیت ذاتاً شکننده است اما استئوکاندکتیوی خوبی را داراست و این در حالی است که پلی متیل متاکریلات دارای مقاومت شکستگی بیشتر و فرایندپذیری آسان‌تر اما دارای استئوکاندکتیوی نسبتاً ضعیفی است. این موضوع باعث شده است که در حال حاضر PMMA/HA پرکاربردترین کامپوزیت مورد استفاده باشد [7].

در سال‌های اخیر، مطالعات متعددی برای بررسی اثر ادغام HA به PMMA به عنوان یک ماده جایگزین استخوان و دندان انجام شده است. زبرد و همکاران [8] خواص مکانیکی PMMA تقویت‌شده با نانوذرات HA را با استفاده از آزمون‌های خمشی، فشاری و سه نقطه‌ای مورد مطالعه قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که افزودن HA تا 10 درصد وزنی به سختی خواص خمشی ماتریس را تغییر می‌دهد. مشاهدات مشابهی توسط ون و همکاران گزارش شده است [9] که گزارش دادند که استحکام خمشی و کرنش در حضور HA کاهش می‌یابد. برعکس، در مطالعه‌ی دیگری [10] که HA را با یک عامل جفت کننده سیلان استفاده کردند، دریافتند که این نانوپرکننده خواص مکانیکی PMMA، از جمله مدول الاستیک و خمشی را به ترتیب تا 26٪ و 27.3٪ برای نانوکامپوزیت با 15 درصد وزنی، بهبود می‌بخشد. با این حال، هیچ تفاوت قابل توجهی در استحکام کششی و خمشی پس از افزودن HA یافت نشد. تنها افزایش اندک 1.6٪ و 3٪ در استحکام کششی و خمشی به ترتیب در بارگذاری 5٪ وزنی به دست آمد، در حالی که سختی سطح با 15٪ وزنی HA حدود 8٪ افزایش یافت. اثر بارگذاری HA بر چقرمگی شکست کامپوزیت‌های PMMA/HA نیز مورد بررسی قرار گرفت. PMMA خالص چقرمگی شکست ضعیفی را نشان داد که به تغییر شکل پلاستیکی کوچک پلیمرهای با وزن مولکولی بالا نسبت داده می‌شود. با افزودن HA، چقرمگی شکست افزایش یافت و در بارگذاری پرکننده 5 درصد وزنی به حداکثر رسید که به پراکندگی همگن HA که مانع از انتشار ترک می‌شود نسبت داد. با این حال، افزایش بیشتر نانوذرات HA باعث کاهش چقرمگی شکست به دلیل تجمع نانوذرات در

² Osteoconductivity

¹ Bioactivity

کرنش در Fe-Safe برای ارزیابی مدل است. این معیار بر پایه ماهیت فیزیکی رشد ترک استوار شده است. شکل کلی این معیار به صورت زیر ارائه شده است:

$$\left(\frac{\Delta\gamma_{\max}}{2}\right) + S\Delta\varepsilon_n = A \frac{\sigma'_f - 2\sigma_{n-\text{mean}}}{E} (2N_f)^b + B\varepsilon'_f (2N_f)^c \quad (1)$$

$$\sigma_{n-\text{mean}} = \sigma_{n-\text{max}} - \left(\frac{\sigma_{n-\text{max}} - \sigma_{n-\text{min}}}{2}\right) \quad (2)$$

این معیار بر پایه‌ی ماکسیمم تغییرات کرنش برشی $\Delta\gamma_{\max}$ ترکیب شده با $\Delta\varepsilon_n$ ، تغییرات کرنش محوری، در آن صفحه‌ای می‌باشد که مقدار ماکسیمم تغییرات کرنش برشی در آن اتفاق افتاده است. S نیز ضریب وابسته به جنس ماده می‌باشد. در رابطه‌ی فوق σ'_f ضریب استحکام خستگی محوری بوده و ε'_f نیز ضریب شکل‌پذیری خستگی است. همچنین، b توان استحکام خستگی محوری، c توان شکل‌پذیری خستگی و N_f عمر خستگی نمونه می‌باشد. برای مدل‌سازی ابتدای امر در آباکوس مدل نمونه‌ی ناچ‌زده شده، بر اساس مطالعه‌ی لیو و همکاران [13]، رسم شده و برای خواص ماده در آباکوس از داده‌ی آزمون کشش بهره گرفته شد. داده‌های دریاقتی از دستگاه آزمایش کشش سنتام، شامل نیرو و جابه‌جایی بود و با پردازش داده‌ها برای هر مقدار نانوذره شامل 0، 0.5، 1 و 1.5 درصد تنش و کرنش حقیقی مطابق معادلات 3 و 4، محاسبه و وارد شد.

جدول 1 انتخاب مواد اولیه در ساخت نمونه‌های نانوکامپوزیت دندانی

Table 1 Selection of materials in the manufacture of dental nanocomposite samples

ماده	مشخصات	تولیدکننده
پلی متیل متاکریلات	پودر: متیل متاکریلات مایع: مونومر متیل متاکریلات	صنایع دارویی آکروپارس مالک، آکروپارس RE
هیدروکسی اپاتیت	درجه خلوص 98 درصد، پودر سفید، نانوذرات سوزنی: قطر = 10-30 nm طول = 200 nm	شرکت مهندسی پایدار ابتکار (آرمینا)، شناسه محصول HA1401
سیلیکون قالب‌گیری	سیلیکون قالب‌گیری RTV2 A: مایع روان، B: عامل پخت	شرکت پیشرو مبتکر PMP



Fig. 1 Tensile test machine (STM-20)

شکل 1 دستگاه آزمون کشش ساده

هیدروکسی اپاتیت در درصد‌های پایین در شرایط وجود آمدن ناچ‌بهردازیم. برای این کار یک مدل کامپوزیت دندانی پایه پلیمری PMMA/HA را شبیه‌سازی و مورد تحلیل عددی قرار می‌دهیم. ابتدا آماده سازی نمونه‌های استاندارد آزمون کشش ساده، خواص مکانیکی و استحکام کششی آن‌ها را مورد بررسی قرار می‌دهیم. سپس به کمک نتایج آزمون کشش، مدلی در نرم‌افزار آباکوس شبیه‌سازی شده و به کمک Fe-Safe رفتار خستگی آن بررسی می‌شود.

2- روش تحقیق

در این بخش ابتدا مواد اولیه و نحوه‌ی ساخت نمونه‌ها برای انجام آزمون کشش ساده عنوان شده و در ادامه به شبیه‌سازی رفتار خستگی می‌پردازیم.

1-2 مواد اولیه، آماده‌سازی نمونه‌ها و آزمون کشش ساده

در این مطالعه، ماده‌ی اصلی مورد استفاده در بحث نانوکامپوزیت‌های دندانی، پلی متیل متاکریلات است. استفاده از این نوع ماده در کاربردهای پزشکی و بایومکانیکی به عنوان پروتز و یا به عنوان جایگزین و ترمیم استخوان و دندان آسیب‌دیده کاربرد زیادی دارد [17]. به علت محدود بودن خواص مکانیکی این پلیمر و ضعیف بودن سازگاری آن با استخوان، استفاده‌های درمانی آن محدود و گاهی همراه با عوارض است [18]. برای بهبود دادن این کمبودهای قابل ملاحظه، اضافه کردن یک عامل معدنی زیست فعال مانند نانوذرات هیدروکسی اپاتیت توانسته باعث تقویت خواص مکانیکی و همچنین افزایش خاصیت زیست سازگاری پلیمرهای مذکور شود [5]. سیمان‌های دندانی اکریلیک خودپخت معمولاً از فازهای مایع و پودری تشکیل می‌شوند [19]. نانوکامپوزیت هیدروکسی اپاتیت به عنوان نانو پرکننده زیست سازگار، به صورت سوزنی بوده که قطر آن بین 10 تا 30 نانومتر و طول 200 نانومتر می‌باشد. این ماده به شکل پودر سفیدرنگ با خلوص 98 درصد در دسترس است. با استفاده از نسبت پودر/مونومر 2:1 طبق دستورالعمل سازنده، فاز پودر PMMA با فاز مایع مخلوط شد [20]. مقادیر وزنی HA و مخلوط آماده شده با استفاده از التراسونیک، به عنوان محیط اختلاط، برای رسیدن به کسر وزنی 0.5، 1، 1.5 درصد نانوذره در نمونه‌های کامپوزیت، مخلوط شدند. سپس خمیر سیمان را در حفره‌های قالب استاندارد کشش ریخته و در دمای 23 درجه سانتی‌گراد قرار گرفت. در نهایت نمونه‌ها از قالب جدا شده و به مدت سه هفته در شرایط محیطی قرار گرفتند تا قبل از انجام آزمون کشش ساده به تعادل برسند [21].

قالب ساخت نیز، قالب سیلیکونی صنعتی¹ است که از دو جزء شامل مایع روان و عامل پخت ساخته می‌شود. این دو جزء با نسبت پنج درصد به کار برده می‌شوند و به هیچ ماده دیگری غیر از خودش یعنی سیلیکون نمی‌چسبند و تحمل دمایی بالای 200 درجه سانتی‌گراد را دارد. در جدول 1 لیست مواد به کار رفته برای ساخت نمونه‌های آزمون کشش ساده آورده شده است.

2-2 شبیه‌سازی رفتار خستگی

برای مدل‌سازی رفتار خستگی از نرم‌افزار آباکوس و نرم‌افزار تحلیل خستگی Fe-Safe کمک گرفته شد نمود. این نرم‌افزار می‌تواند عمر خستگی را از دو حالت FEA الاستیک و الاستیک-پلاستیک محاسبه کند. برای انباشت خسارت، ناشی از تاریخچه‌های بار مختلف، Fe-Safe از قانون ماینر استفاده می‌کند. از نظر دقت، الگوریتم براون میلر پیشرفته‌ترین الگوریتم مبتنی بر

¹ RTV2 Silicone Mold

² ASTM-D638

³ Santam (STM-20)

3- نتایج

در ابتدا نتایج خالص از آزمون کشش ساده آورده شده است و در نهایت رفتار خستگی شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار آباکوس و Fe-Safe قابل مشاهده خواهد بود.

1-3- نتایج آزمون کشش ساده

به کمک آزمون کشش بر روی نمونه‌های ساخته شده با درصدهای جرمی متفاوت از نانوذره هیدروکسی آپاتیت، قادر به تعیین نمودن خواص مکانیکی آن‌ها شدیم. برای هر درصد نانوذره 3 آزمایش کشش انجام شد. در شکل 4 ابتدا نمونه‌ها پس از آزمایش کشش مشاهده شده و نیز نمودار تنش-کرنش میانگین برای نمونه‌های پلی‌متیل متاکریلات با درصدهای مختلف نانوذره‌ی هیدروکسی آپاتیت قابل مشاهده می‌باشد.

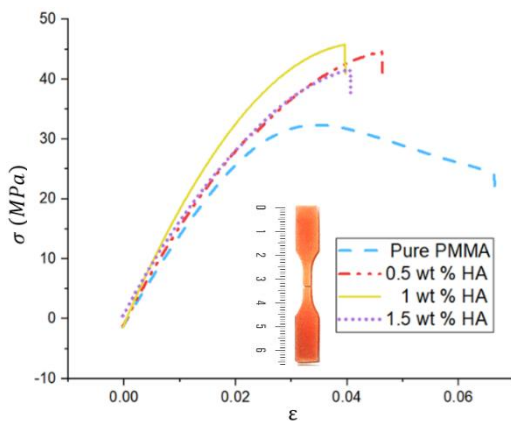


Fig. 4 The average stress-strain diagram obtained from tensile test

شکل 4 نمودار تنش-کرنش میانگین حاصل از آزمون کشش ساده

همان‌طور که در جدول 2 و شکل 5 (الف) مشاهده می‌شود، با افزودن نیم درصد وزنی نانوذره هیدروکسی آپاتیت به پلی‌متیل متاکریلات خالص، مدول یانگ و مطابق شکل 5 (ب) استحکام نهایی کششی قطعه مقدار قابل توجهی افزایش می‌یابد. با افزودن یک درصد این بهبود خواص مکانیکی افزایش یافته ولی در افزودن نیم درصد بیشتر، مدول یانگ و استحکام نهایی مقداری کاهش پیدا می‌کنند.

1-3- نتایج شبیه‌سازی خستگی

پس از انجام آزمایش کشش و داشتن خواص مکانیکی نمونه‌های ساخته شده برای مدل‌سازی آزمایش خستگی در آباکوس به کمک نرم‌افزار Fe-Safe اقدام انجام شد. در فرآیند مدل‌سازی، یک پیش‌بینی اولیه برای تعداد سیکل کاری در دو نیروی 30 درصد و 80 درصد سطح تنش نهایی شکست بدست آمد.

جدول 2 نتایج حاصل از آزمون کشش ساده

Table 2 Results of the tensile test

درصد وزنی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت	مدول یانگ (GPa)	استحکام نهایی آزمون کشش (MPa)
٪0	1.63	30.6
٪0.5	1.68	41.6
٪1	2.02	42.7
٪1.5	1.70	39.3

$$\sigma_{True} = \sigma_{Eng}(\epsilon_{Eng} + 1) \quad (3)$$

$$\epsilon_{True} = \ln(\epsilon_{Eng} + 1) \quad (4)$$

پس از به دست آوردن تنش و کرنش حقیقی و رسم نمودار آن بایستی تنش تسلیم قطعه و کرنش در آن نقطه به دست می‌آید. شیب نمودار تنش و کرنش، برابر مدول یانگ نمونه محاسبه و با استفاده از روش تنش شاهد، یک خط موازی با بخش خطی منحنی رسم شد و نقطه‌ی برخورد ثبت شد. به صورت تقریبی σ_y از آن نقطه شروع خواهد شد (شکل 2). کرنش از آن نقطه کرنش پلاستیک خواهد بود. داده‌های کرنش پلاستیک را به همراه تنش مربوطه از زمانی که وارد منطقه‌ی پلاستیک می‌شویم گزینش شده و برای مازول خواص مکانیکی آباکوس آماده می‌شود.

در ادامه‌ی روند شبیه‌سازی، حالت استاتیکی برای هر درصد خاص از نانوذره در نظر گرفته شده و بارگذاری انجام می‌شود که شکل 3 (الف) شرایط بارگذاری و شکل 3 (ب) مش‌بندی را نشان می‌دهد. پس از شبیه‌سازی حالت استاتیک، نتایج حاصل برای بررسی عمر کاری وارد نرم‌افزار Fe-Safe شده و بارگذاری تناوبی و بارگذاری خستگی روی هر مدل، صورت می‌گیرد.

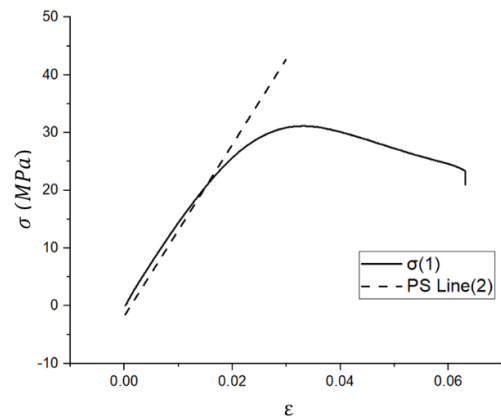


Fig. 2 True stress-strain diagram

شکل 2 نمودار تنش-کرنش حقیقی و یافتن ناحیه‌ی پلاستیک

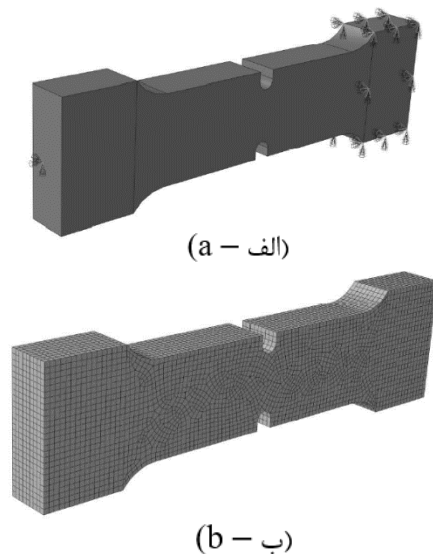


Fig. 3 (a) Simulation of static loading (b) Meshing in Abaqus

شکل 3 (الف) شبیه‌سازی بارگذاری استاتیکی (ب) مش‌بندی در آباکوس

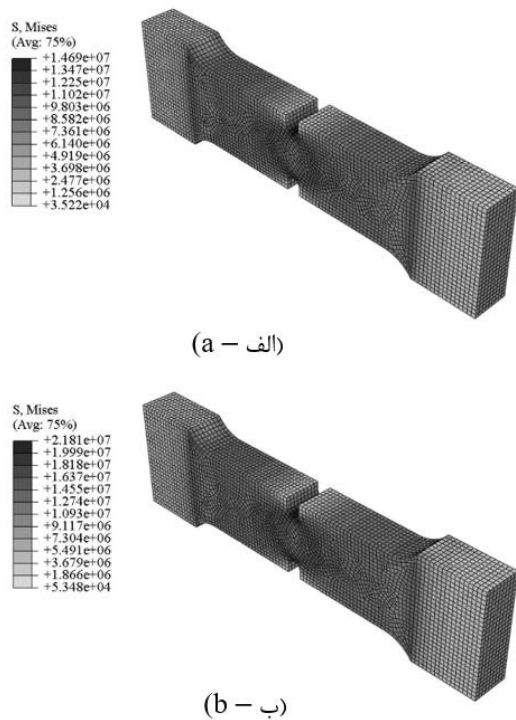


Fig. 6 Example of static loading results on a sample containing 1% of nanoparticles. (a) 30% of Max. load. (b) 80% of Max. load.

شکل 6 نمونه‌ای از نتایج بارگذاری استاتیکی بر نمونه‌ی حاوی یک‌درصد نانوذره. (الف) 30 درصد نیروی بیشینه. (ب) 80 درصد نیروی بیشینه

نیروی داده شده و تنش بیشینه بدست آمده از آباکوس به شرح شکل 7 می‌باشد. بدیهی است بدلیل داشتن ناچ در قطعه، تمرکز تنشی در محل ناچ وجود آمده و تنش بیشتر در آن محل دیده شود. با توجه به افزایش نیرو در هر درصد از نانوذرات، تنش بیشینه بدست آمده نیز در آن نقطه بیشتر است. در ادامه مدل تولید شده وارد Fe-Safe شده و پس از قراردادن در شرایط آزمایش، تحلیل انجام شد و نتایج در آباکوس مورد قابل مشاهده خواهد بود. داده‌ی نهایی Fe-Safe برای هر نمونه‌ی آزمایش گرفته شده تعداد سیکل و عمر آن نمونه خواهد بود.

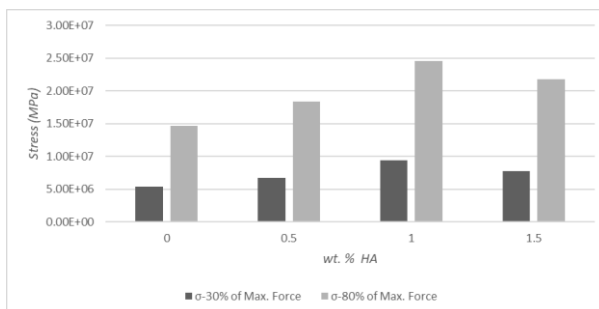


Fig. 7 The stress obtained from Abaqus by applying the force obtained from the tensile test

شکل 7 تنش بدست آمده در آباکوس از اعمال نیروی حاصل از آزمون کشش

برای هر آزمایش کشش تجربی که انجام شده بود، یعنی برای 12 عدد نمونه‌ی آزمایش شده، این شبیه‌سازی تکرار شده و برای هر درصد وزنی نانوذره 3 عمر به دست آمد که مجموعاً 12 عمر برای هر سطح تنش، در جدول 4 و 5 قابل مشاهده خواهد بود. همانطور که مشاهده می‌شود با بالا رفتن درصد

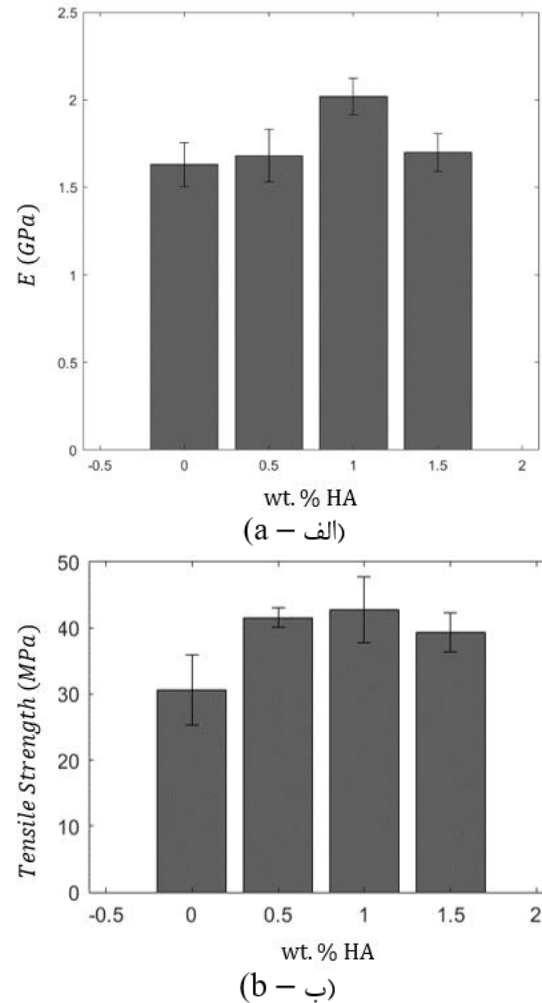


Fig. 5 (a) Young's modulus (b) ultimate strength. Result of simple tensile test

شکل 5 (الف) مدول یانگ (ب) استحکام نهایی. حاصل از آزمون کشش ساده

جدول 3 میانگینی از نیروهای حاصل از آزمون کشش و استفاده در شبیه‌سازی خستگی

Table 3 Forces obtained from the tensile test and utilized in fatigue simulation.

درصد وزنی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت	درصد نیروی بیشینه آزمون کشش (N)	30 درصد نیروی بیشینه آزمون کشش (N)
٪0	1360	500
٪0.5	1750	620
٪1	2450	870
٪1.5	2050	720

در شبیه‌سازی اولیه آباکوس مدل تولید شده، در شرایط بارگذاری استاتیکی قرار گرفته و نتایج اولیه برای هر نمونه در درصدهای 0، 0.5، 1، 1.5 حاصل می‌شود. نمونه کانتورهای شبیه‌سازی استاتیک بر روی نمونه‌ی حاوی یک درصد نانوذره با اعمال بار 30 درصد از سطح بیشینه در شکل 6 (الف-a) و با اعمال بار 80 درصد از سطح بیشینه در شکل 6 (ب-b) مشاهده می‌شود.

جدول 5 تعداد سیکل تا نقطه‌ی شکست با اعمال 30 درصد نیروی بیشینه
Table 5 Fonts should be used in Journal of Science and Technology of Composites

تعداد سیکل (عمر قطعه) با اعمال 30 درصد سطح تنش در Fe-Safe			درصد وزنی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت
38815	37325	36307	%0
50257	43451	41975	%0.5
52480	46558	47533	%1
47097	38106	48865	%1.5

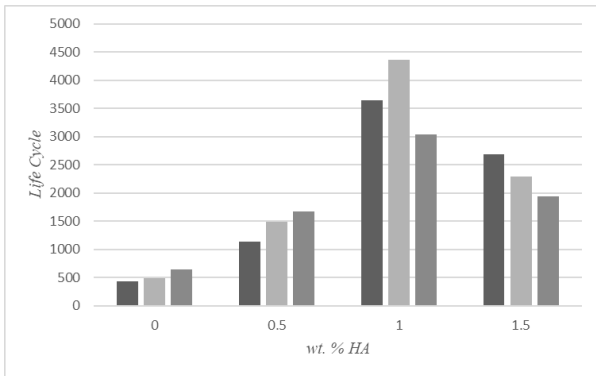


Fig. 9 Cycles to failure of PMMA/HA obtained from Fe-Safe/Abaqus in force-control fatigue (30% of the maximum force of tensile test)
 شکل 9 سیکل تا شکست برای 12 نمونه PMMA/HA در 4 درصد وزنی مختلف بدست آمده از Fe-Safe/Abaqus در اثر فرآیند خستگی نیرو کنترل (80 درصد نیروی حداکثری آزمایش کشش - سیکل کم)

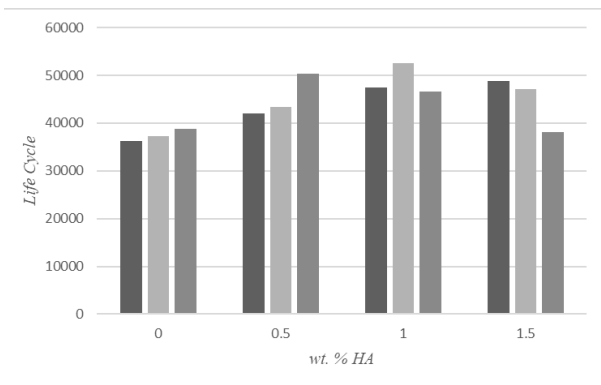


Fig. 10 Cycles to failure of PMMA/HA obtained from Fe-Safe/Abaqus in force-control fatigue (80% of the maximum force of tensile test)
 شکل 10 سیکل تا شکست برای 12 نمونه PMMA/HA در 4 درصد وزنی مختلف بدست آمده از Fe-Safe/Abaqus در اثر فرآیند خستگی نیرو کنترل (30 درصد نیروی حداکثری آزمایش کشش - سیکل زیاد)

4- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

در این تحقیق، به تحلیل عددی رفتار شکست خستگی پلی متیل متاکریلات تقویت شده با نانوذرات هیدروکسی آپاتیت پرداخته شد. برای بحث تجربی، با استفاده از قالب سیلیکونی، ساخت نمونه‌های پلیمری پلی متیل متاکریلات حاوی ذرات نانوی هیدروکسی آپاتیت سوزنی شکل، در درصد‌های 0، 0.5، 1، 1.5 درصد وزنی، انجام شد. در ابتدا برای داشتن خواص مکانیکی نمونه‌های دندانی آماده شد و استحکام کششی و مدول یانگ بررسی شد. در

نانوذرات، سیکل کاری بالاتر می‌رود. در نمونه‌های 1.5 درصد اما، داده‌هایی مشاهده می‌شود که سیکل کاری کاهش قابل توجهی پیدا کرده که یکی از علت‌های اصلی آن تجمع توده‌ای نانوذرات می‌باشد. در شکل 8 نیز نمونه کانترهای بدست آمده از Fe-Safe در آباکوس قابل مشاهده است که تعداد سیکل به صورت لگاریتمی نشان داده شده است. اعمال بار متناوب 30 درصد از سطح بیشینه در شکل 8 (ب-ب) مشاهده می‌شود.

در نمودار شکل 9 تعداد سیکل تا نقطه‌ی شکست بدست آمده از نرم‌افزار Fe-Safe که نتایج آن در شکل‌های آباکوس و جدول 4 و 5 نیز نوشته شده، مشاهده می‌شود. این نمودار همانطور که اشاره شد برای فرآیند خستگی بر اساس نیرویی مطابق سی درصد تنش بیشینه برای دست‌یابی به سیکل‌های بالاتر، رسم شده است. در نمودار شکل 10 نیز همین نمودار برای نیرویی برابر با هشتاد درصد تنش بیشینه و سیکل پایین‌تر، رسم شده است.

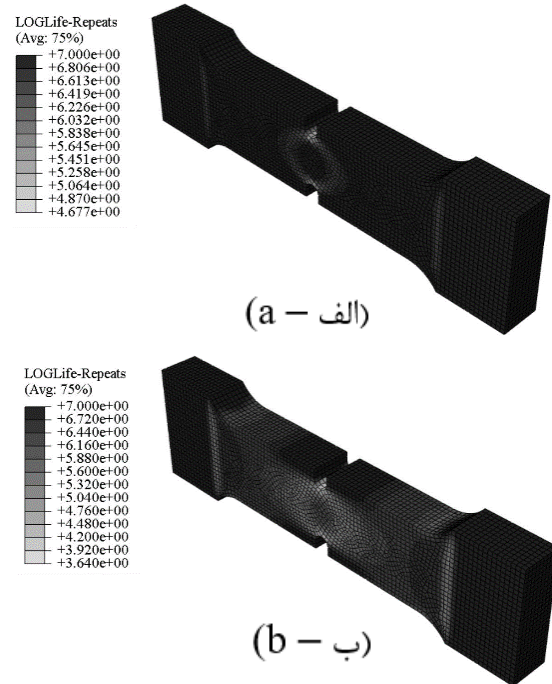


Fig. 8 Contour from fatigue loading on the sample containing 1% nanoparticles with two controlled forces. (a) 30% of Max. load. (b) 80% of Max. load.

شکل 8 نمونه کانتر حاصل از بارگذاری خستگی روی نمونه‌ی حاوی یک‌درصد نانوذره با دو نیروی کنترل شده. (الف) 30 درصد نیروی بیشینه. (ب) 80 درصد نیروی بیشینه

جدول 4 تعداد سیکل تا نقطه‌ی شکست با اعمال 80 درصد نیروی بیشینه
Table 4 Fonts should be used in Journal of Science and Technology of Composites

تعداد سیکل (عمر قطعه) با اعمال 80 درصد سطح تنش در Fe-Safe			درصد وزنی نانوذرات هیدروکسی آپاتیت
495	443	638	%0
1485	1140	1671	%0.5
3639	3033	4365	%1
2296	1945	2710	%1.5

- نهایت با داشتن خواص مکانیکی هر نمونه، برای شبیه‌سازی فرآیند خستگی و پیش‌بینی تعداد سیکل‌های کاری تا لحظه‌ی شکست نیز مدلی در آباکوس ساخته شد و به صورت استاتیکی در آباکوس و دینامیکی در نرم‌افزار Fe-Safe مورد بررسی قرار گرفت. در ادامه نتایج مهم بدست آمده بیان خواهند شد:
- با افزودن نانوذره HA به PMMA، بهبود خواص مکانیکی را شاهد بودیم اما در برخی نمونه‌های حاوی مقداری بیشتر HA در 1.5 درصد وزنی، مدول یانگ و استحکام کششی کاهش یافت.
 - عمر و تعداد سیکل کاری تا لحظه‌ی شکست در PMMA خالص با افزایش درصد نانوذره HA به صورت چشمگیری افزایش یافته و به خوبی عمر کاری را بهبود می‌بخشد. اما باز هم در درصدهای جرمی بالاتر نانوذره می‌توانیم ببینیم که در برخی نمونه‌ها کمی تعداد سیکل کاری تا نقطه‌ی شکست، به علت کلوخه شدن و تمرکز نانوذرات در یک نقطه، کاهش پیدا می‌کند.
 - علت کاهش مدول یانگ، استحکام کششی و عمر کاری در درصدهای بالاتر جرمی نانوذره، به ساخت نمونه‌ها باز می‌گردد. توزیع نانوذرات در حالت ایده‌آل به صورت کاملاً تصادفی در سطح ماده است اما در شرایط آزمایشگاهی ممکن است با وجود استفاده از التراسونیک و همزن‌های مناسب، همچنان آگلومره شدن اتفاق بیافتد و در برخی قسمت‌ها توده‌ی کوچکی از نانوذرات تشکیل شوند که باعث کاهش بهبود خواص مکانیکی می‌شوند.
- ### 5- مراجع
- [1] Safarabadi, M., Khansari, N. and Rezaei, A., "An Experimental Investigation of Ha/Al₂O₃ Nanoparticles on Mechanical Properties of Restoration Materials" *Engineering Solid Mechanics*, Vol. 2, No. 3, pp. 173-182, 2014.
 - [2] Parva Hosseini, A. C., "Experimental and Numerical Fracture Analysis of Polymethylmethacrylate under Mixed-Mode" *Amirkabir Mechanical Engineering Journal*, Vol. 51, No. 5, pp. 1077-1088, 2019.
 - [3] Mousavi, A., Aliha, M. and Imani, D., "Effects of Biocompatible Nanofillers on Mixed-Mode I and II Fracture Toughness of Pmma Base Dentures" *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, Vol. 103, pp. 103566, 2020.
 - [4] Aliha, M. R., Mousavi, A., Mehri Khansari, N. and Safarabadi, M., "Effects of Alumina and Hydroxyapatite Nanoparticles on Fracture Toughness of Pmma Based Dental Composite" *Journal of Science and Technology of Composites*, Vol. 2, No. 2, pp. 9-16, 2015.
 - [5] Ayatollahi, M., Aliha, M. and Hassani, M., "Mixed Mode Brittle Fracture in Pmma—an Experimental Study Using Scb Specimens" *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 417, No. 1-2, pp. 348-356, 2006.
 - [6] Fathi, M., "Fabrication, Characterization and Comparative Evaluation of Nanostructured Hydroxyapatite Bioactivity" *Advanced materials in engineering*, No. 2, pp. 1-0, 1390.
 - [7] ES, B. S. P. A. T., "Bioceramics: Past, Present and for the Future J Eur Ceram Soc 281319 2008. 3. Best, Sm, Porter, Ae, Thian, Es, and Huang, J. Bioceramics: Past, Present and for the Future" *J Eur Ceram Soc*, Vol. 28, pp. 1319, 2008.
 - [8] SM, Zebardast, S., "A Study on Mechanical Properties of Pmma/Hydroxyapatite Nanocomposite" *Engineering*, Vol. 2011, 2011.
 - [9] Chow, W., Tay, H., Azlan, A. and Ishak, Z. M., "Mechanical and Thermal Properties of Hydroxyapatite Filled Poly (Methyl Methacrylate) Composites" in *Proceeding of*.
 - [10] Tham, W., Chow, W. and Ishak, Z. M., "Simulated Body Fluid and Water Absorption Effects on PMMA/HA Denture Base Composites" *Express polymer letters*, Vol. 4, No. 9, 2010.