



# Investigating the Effect of Bidirectional Functionally Graded Structure on the Mechanical Behavior of Bone and Fatigue Life of Dental Implants

Ali Rezamand and Mehdi Salmani-Tehrani\* 

Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran.

**Abstract:** Nowadays, due to high quality and efficiency of dental implants, implantation is considered as the best method for replacing the missing teeth. However, some challenges such as the stress-shielding phenomenon can affect the successfulness of this approach. In this research, the effect of a bidirectional functionally graded titanium-hydroxyapatite structure on the mechanical properties and fatigue life of a dental implant screw, by providing a suitable function for changing the mechanical properties from titanium to hydroxyapatite in the implant screw, was investigated using the finite element simulation. The aim of this study is to compare the performance of the bidirectional functionally graded implant screw with unidirectional functionally graded and titanium implant screws, to reduce the stress-shielding phenomenon and evaluate its fatigue life. Some simplifying assumptions such as isotropic linear elastic behavior for the jawbone were employed. The implant screw and the abutment were modeled as an integrated unit. A rigid ceramic crown with simplified geometry was modeled tied to the abutment. For modeling the jawbone geometry, the section of the lower jaw in the molar teeth area was adopted. The influence of adjacent teeth was ignored, and a single tooth was modeled within the jawbone. The results indicate that the bidirectional functionally graded structure for the screw may reduce the stress-shielding effect. Moreover, compared to the unidirectional functionally graded case, the displacements experienced by the jawbone decrease and hence, prevent damaging the adjacent teeth and jawbone. It is worth mentioning that the proposed bidirectional functionally graded screw satisfy the infinite fatigue life condition, as it should be.

**Keywords:** Dental Implant, Bidirectional Functionally Graded Structure, Titanium-Hydroxyapatite, Fatigue Life, Finite Element Simulation.

Received: Nov. 01, 2025; Revised: Apr. 28, 2026; Accepted: Apr. 29, 2026; Published Online: Jun. 14, 2026.

\* Corresponding Author: [tehrani@iut.ac.ir](mailto:tehrani@iut.ac.ir)

How to Cite: Rezamand Ali, Salmani-Tehrani Mehdi, investigating the effect of bidirectional functional graded structure on the mechanical behavior of bone and fatigue life of dental implants, Journal of Computational Methods in Engineering; 2025, 45(1), 53-72; doi.org/10.47176/jcme.45.1.1067.





مقاله پژوهشی

## بررسی اثر ساختار مدرج تابعی دو جهته بر رفتار مکانیکی استخوان و عمر خستگی ایمپلنت دندان

علی رضامند چالستری و مهدی سلمانی تهرانی\*<sup>ID</sup>

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

**چکیده** - امروزه با توجه به کیفیت و کارایی بالای ایمپلنت‌های دندانی، کاشت ایمپلنت بهترین روش جایگزینی برای دندان‌های ازدست‌رفته به‌شمار می‌رود. با این حال، چالش‌هایی مانند پدیده‌ی سپر تنشی می‌تواند بر موفقیت این روش اثرگذار باشد. در این مقاله، با ارائه‌ی تابعی مناسب برای تغییر خواص مکانیکی از تیتانیوم به هیدروکسی‌آپاتیت در پیچ ایمپلنت به تاثیر ساختار مدرج تابعی دو جهته‌ی تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت بر خواص مکانیکی و عمر خستگی پیچ ایمپلنت دندانی، با استفاده از شبیه‌سازی اجزای محدود پرداخته شده است. هدف اصلی این مقاله، مقایسه‌ی عملکرد این ساختار با ساختارهای مدرج تابعی تک جهته و یکنواخت برای پیچ ایمپلنت، به‌منظور کاهش پدیده‌ی سپر تنشی و بررسی عمر خستگی آن است. به دلیل تمرکز پژوهش تنها بر پیچ ایمپلنت، برخی فرض‌های ساده‌کننده، مانند در نظر گرفتن رفتار کشسان خطی و همسان‌گرد برای استخوان فک، به‌کار گرفته شده‌اند. در شبیه‌سازی‌ها، با چشم‌پوشی از اثر دندان‌های کناری پیچ ایمپلنت و اباتمنت به‌صورت یکپارچه و تاج سرامیکی با هندسه‌ی ساده‌شده و به‌صورت صلب مدل شده‌اند. هندسه‌ی مقطع استخوان نیز برگرفته از بخشی از فک پایین که دندان‌های آسیاب قرار دارند، برگزیده شده است. نتایج نشان می‌دهند که ساختار مدرج تابعی دو جهته می‌تواند اثر پدیده‌ی سپر تنشی را کاهش دهد. افزون بر این، نسبت به ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی تک جهته، جابه‌جایی‌ها در استخوان فک کاهش یافته، از آسیب رسیدن به دندان‌های کناری و استخوان فک در درازمدت، جلوگیری می‌شود. ساختار مدرج تابعی دو جهته همچنین، شرط عمر نامحدود را نیز برآورده می‌کند.

**واژه‌های کلیدی:** ایمپلنت دندان، ساختار مدرج تابعی دو جهته، تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت، عمر خستگی، شبیه‌سازی اجزای محدود

دریافت مقاله: ۱۴۰۴/۰۸/۱۰، بازنگری: ۱۴۰۵/۰۲/۰۸، پذیرش: ۱۴۰۵/۰۲/۰۹، اولین انتشار: ۱۴۰۵/۰۳/۲۴

\*: نویسنده مسئول، رایانامه: [tehrani@iut.ac.ir](mailto:tehrani@iut.ac.ir)

حق انتشار این مستند، متعلق به دانشگاه صنعتی اصفهان است. © ۱۴۰۳

این مقاله تحت گواهی زیر منتشر شده و هر نوع استفاده غیرتجاری از آن مشروط بر استناد صحیح به مقاله و با رعایت شرایط مندرج در آدرس زیر مجاز است:

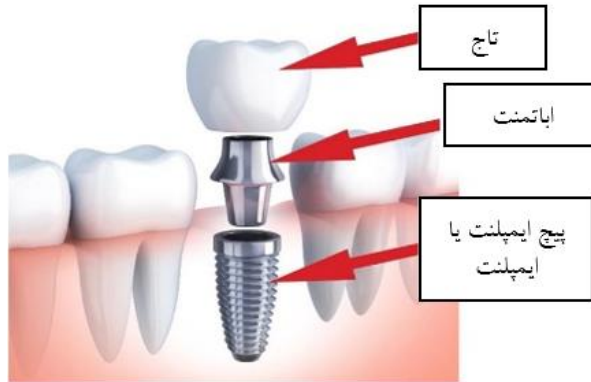


Creative Commons Attribution-Noncommercial 4.0 International license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>).

## ۱- مقدمه

کاشت ایمپلنت دندان روشی پیشرفته در دندان پزشکی است که طی آن یک قطعه‌ی خارجی، معمولاً از آلیاژهای زیست‌سازگار تیتانیوم، در داخل استخوان فک جای‌گذاری می‌شود. کاشت ایمپلنت دندان بر پایه‌ی یکپارچه‌شدن استخوان فک با پایه‌ی فلزی صورت می‌گیرد که برای اولین بار مفهوم یکپارچگی استخوان<sup>۱</sup> توسط برانمارک و همکاران معرفی شد (۱). کاشت ایمپلنت دندانی موفقیت‌آمیز است که مرحله یکپارچگی استخوان با پیچ ایمپلنت به‌طور کامل انجام شود (۲). از دیدگاه مکانیکی، استخوان به تغییرات شرایط بارگذاری خارجی (اندازه و جهت) واکنش نشان می‌دهد و پیکربندی خود را با بار جدید از طریق فرآیند بازسازی (قانون ولف) تطبیق می‌دهد. قرار دادن یک جز مصنوعی، توزیع طبیعی محرک را از طریق پدیده‌ی سپر تنشی<sup>۲</sup> مختل می‌کند (۳). پژوهشگران برای دستیابی به عملکرد بهتر این طراحی، استفاده از ساختارهای مدرج تابعی<sup>۳</sup> به‌منظور تغییر دادن خواص مکانیکی در راستایی که پیچ ایمپلنت با استخوان در تماس نیست را پیشنهاد داده‌اند. مواد مدرج تابعی دسته‌ای از مواد پیشرفته‌ی مهندسی هستند که با تغییرات پیوسته و هموار در ساختار و یا ترکیب مواد متفاوت با هدف عملکردی خاص در خواص مکانیکی طراحی می‌شوند. در این مواد خواص مکانیکی مانند مدول یانگ، ضریب پواسون و مدول برشی به‌طور هموار و پیوسته در جهت مورد نظر تغییر می‌کند (۴). در سال ۱۹۹۷ توسط واتاری و همکاران (۵) پیچ ایمپلنت دندان با استفاده از فلز تیتانیوم و سرامیک هیدروکسی‌آپاتیت با ساختار مدرج تابعی در جهت طولی طراحی شد. در ادامه برای بررسی توزیع و مقدار تنش به استخوان اطراف فک و سیستم ایمپلنت پژوهش‌هایی صورت گرفت که در آن‌ها نشان داده شد که استفاده از ایمپلنت‌های مدرج تابعی تک‌جته در راستای شعاعی توزیع تنش را در استخوان‌های اطراف ایمپلنت نسبت به ایمپلنت‌های یکنواخت تیتانیوم کاهش می‌دهند و همچنین باعث کاهش تنش بیشینه به سیستم ایمپلنت و بهبود رفتار زیستی آن می‌شوند (۷-).

(۶). در ساختار اباتمنت نیز مشاهده شد که استفاده از ساختار مدرج تابعی سرامیکی می‌تواند پایداری ایمپلنت را از اباتمنت‌های فلزی افزایش دهد (۸). همچنین پژوهش‌ها نشان داده‌اند که ایمپلنت‌های دندانی ساخته شده با ساختار مدرج تابعی می‌توانند باعث افزایش فرآیند یکپارچگی استخوان و بازسازی سریع‌تر استخوان شوند که در مقایسه با ایمپلنت‌های معمولی ساخته شده از تیتانیوم خالص، تطابق بهتری با ویژگی‌های زیست‌مکانیکی مورد نیاز در استخوان میزبان ارائه می‌دهند (۹-۱۰). از طرفی استفاده از ساختار مدرج تابعی در پیچ‌های ایمپلنت می‌تواند همزمان با فراهم کردن مقاومت مورد نیاز، از پدیده‌ی سپر تنشی نیز جلوگیری کنند (۱۱) و همچنین با افزایش درصد هیدروکسی‌آپاتیت باعث بهبود یکپارچگی استخوانی شده و به بهبود عملکرد مکانیکی و افزایش عمر آن‌ها کمک کند (۱۲). مطالعات زیادی نیز با هدف چگونگی توزیع مدول یانگ در پیچ ایمپلنت با ساختارهای مدرج تابعی تک‌جته متفاوت مانند طولی، شعاعی و حلقه‌ای با هدف کاهش تنش و افزایش کارایی سیستم ایمپلنت صورت گرفته که نسبت به ساختارهای یکنواخت برتری خوبی داشته‌اند (۱۳-۱۴) با این وجود به‌خوبی می‌توان جای خالی مطالعه‌ی ساختار مدرج تابعی دوجته را حس کرد. هدف از این پژوهش در مرحله‌ی اول آن است که به‌کمک روش شبیه‌سازی اجزای محدود به‌کمک نرم‌افزار آباکوس<sup>۴</sup> یک مدل سه‌بعدی از سیستم ایمپلنت دندان آسیاب در داخل استخوان فک پایین با پیچ ایمپلنت یکپارچه با ساختار مدرج تابعی دوجته‌ی تیتانیوم و هیدروکسی‌آپاتیت در راستای محوری و شعاعی را با فرض کامل‌شدن فرآیند یکپارچگی استخوان شبیه‌سازی کرده و خواص مکانیکی پیچ ایمپلنت و استخوان فک را با این ساختار جدید مورد تجزیه و تحلیل قرار دهد. در مرحله‌ی دوم پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته با استفاده از نرم‌افزار آباکوس طبق بارگذاری استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ شبیه‌سازی شده و با استفاده از نرم‌افزار اف.ای.سیف<sup>۵</sup> با استفاده از معیار گودمن، از دیدگاه عمر خستگی بررسی شود.



شکل ۱. نمایش و نام‌گذاری اجزای یک ایمپلنت دندانی (۱۶)

تحلیل باید متناسب با آن انجام شود. هدف اصلی این پژوهش، بررسی توزیع تنش در سطح پیچ ایمپلنت است. شکل و هندسه‌ی تاج سرامیکی بیشتر بر نحوه‌ی انتقال نیروهای حاصل از جویدن به اباتمنت و سپس به پیچ ایمپلنت تأثیر می‌گذارند. اما تأثیر مستقیمی بر مقدار تنش ایجادشده در خود پیچ ایمپلنت ندارند. در شکل ۲ اجزای مدل‌شده‌ی سیستم ایمپلنت دندان و مقطعی از استخوان فک پایین در نرم‌افزار آباکوس نشان داده شده است. برای ساده‌سازی فرآیند مدل‌سازی، از یک تاج سرامیکی با هندسه‌ی مخروطی‌شکل که با اباتمنت سازگار است، استفاده شده است. پیچ ایمپلنت و اباتمنت انتخاب‌شده مربوط به شرکت سویسی اشترومن بوده و با فرض پیوند کامل میان اباتمنت و پیچ ایمپلنت، این دو به‌صورت یکپارچه مدل‌سازی شده‌اند. ابعاد هندسی آن‌ها در شکل ۳ آمده است. در مدل کنونی، ضخامت لایه‌ی استخوان کورتیکال ۱/۵ میلی‌متر و ضخامت کل مقطع استخوان فک ۱۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. برای جزءها، رفتار مادی به‌صورت کشسان خطی همسان‌گرد و همگن فرض شده است. جنس و خواص مکانیکی استفاده شده برای سیستم ایمپلنت و استخوان فک که از نوع استخوان D2 در نظر گرفته شده است در جدول ۱ آمده است.

## ۲-۲ شبیه‌سازی

از آنجا که بارگذاری وارد شده به تاج دندان سیستم ایمپلنت در شبیه‌سازی مشابه نیروی حاصل از جویدن است، شتاب در آن

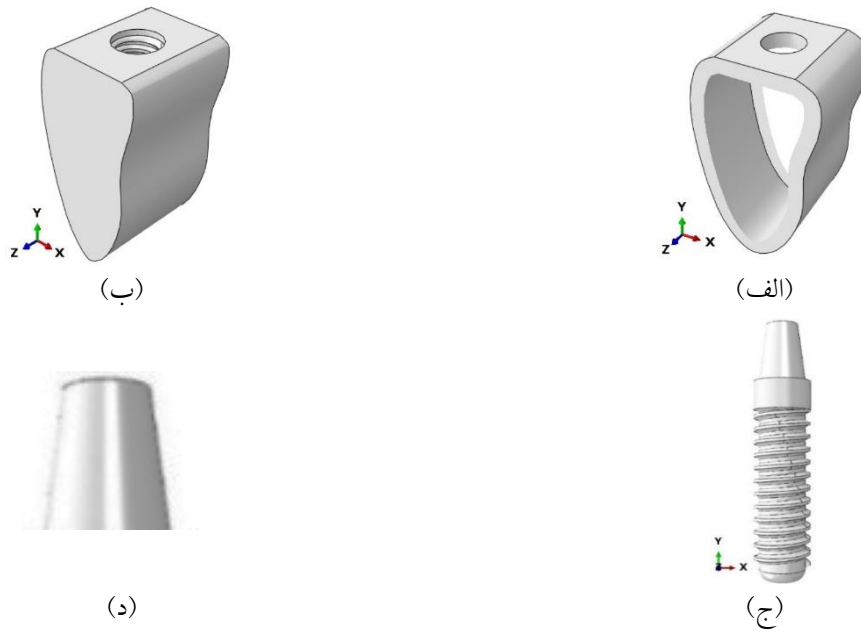
## ۲- شبیه‌سازی اجزای محدود پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته در نرم‌افزار آباکوس

ایمپلنت‌های سنتی و یکنواخت به دلیل ناسازگاری بین مقاومت پیچ ایمپلنت و مقاومت استخوان باعث ایجاد پدیده‌ی سپر تنشی می‌شوند که در این پدیده، ایمپلنت کاشته شده در استخوان ممکن است مانند یک سپر برای استخوان سوراخ شده عمل کند و باعث پیش‌گیری از تجربه‌ی تنش مورد نیاز برای فرآیند بازسازی طبیعی استخوان شود، که در نهایت می‌تواند منجر به کامل نشدن فرآیند بازسازی استخوان و در نتیجه کاهش تراکم استخوان مجاور و شل شدن پیچ ایمپلنت شود (۱۵). همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است ایمپلنت دربرگیرنده‌ی سه جز پیچ ایمپلنت، اباتمنت و روکش سرامیکی است. استخوان فک نیز شامل یک لایه‌ی استخوان متراکم و مقاوم کورتیکال و یک لایه‌ی استخوان اسفنجی است.

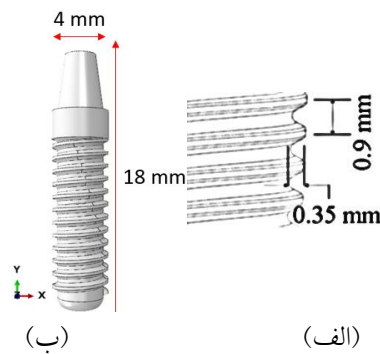
## ۲-۱-۱ هندسه مدل و تعریف ویژگی‌های رفتار مادی

برای ایجاد مدل‌های مورد نیاز این پژوهش از نرم‌افزار آباکوس استفاده شده است. به دلیل محدودیت‌های اطلاعاتی و دشواری دسترسی به داده‌های وابسته، از جمله خواص مکانیکی، ساختار و اندازه‌های فک انسان، تحلیل‌ها روی استخوان فک پایین و دندان‌های آسیاب آن متمرکز شده‌اند. این در حالی است که در شرایط واقعی، استخوان فک بالا نازک‌تر و ضعیف‌تر بوده و

روش‌های عددی در مهندسی، سال ۴۵، شماره ۱، تابستان ۱۴۰۵



شکل ۲. مدل‌های ایجاد شده در نرم‌افزار؛ (الف): استخوان کورتیکال، (ب): استخوان اسفنجی، (ج): پیچ ایمپلنت و (د): تاج ایمپلنت



شکل ۳. اندازه‌های هندسی (الف): رزوه‌های پیچ ایمپلنت و (ب): پیچ ایمپلنت و اباتمنت

جدول ۱. ماده‌های به کار رفته در شبیه‌سازی و خواص مکانیکی آن‌ها (۱۷-۱۹)

نام اجزا	جنس	مدول یانگ (گیگاپاسکال)	ضریب پواسون
پیچ ایمپلنت	تیتانیوم Ti-6Al-4V	۱۱۴	۰/۳
پیچ ایمپلنت	هیدروکسی آپاتیت	۲۰	۰/۳
استخوان فک	استخوان کورتیکال	۱۳/۷	۰/۳
استخوان فک	استخوان اسفنجی	۳/۷۹	۰/۳
تاج ایمپلنت	سرامیک	۸۲/۸	۰/۳

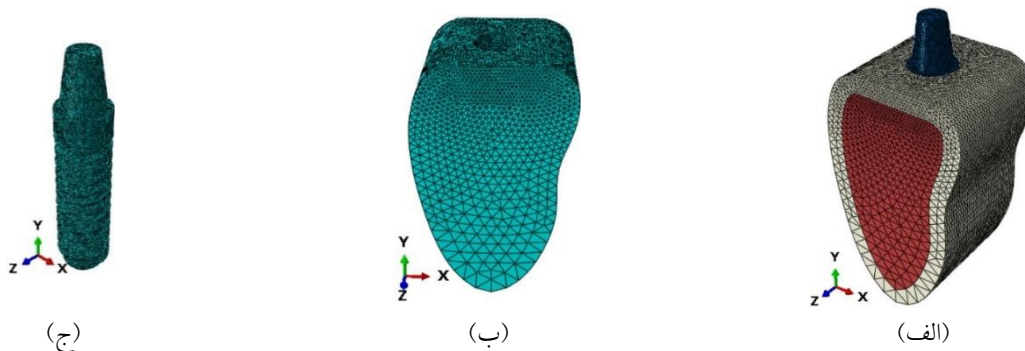
صرفه‌جویی در هزینه‌ی محاسباتی، از حل‌گر استاتیکی استفاده شده است.

ناچیز و می‌توان از اثرات اینرسی چشم‌پوشی کرد. به همین علت می‌توان از هر دو روش دینامیکی و استاتیکی برای حل مدل استفاده کرد. در این پژوهش با توجه به مدل و هم‌چنین به‌علت

روش‌های عددی در مهندسی، سال ۴۵، شماره ۱، تابستان ۱۴۰۵



شکل ۴. شرایط مرزی و بارگذاری در نرم افزار



شکل ۵. شبکه بندی اجزای محدود (الف): سیستم ایمپلنت دندان در داخل استخوان فک، (ب): استخوان کورتیکال و اسفنجی و (ج): سیستم ایمپلنت دندان

### ۳-۲ بارگذاری و شرایط مرزی

برای شبیه سازی نیروی حاصل شده از جویدن به سیستم ایمپلنت با توجه به این که در ساختار پیچ ایمپلنت از هیدروکسی آپاتیت استفاده شده است، فرض شده است که یکپارچگی استخوانی به طور کامل صورت گرفته و پیچ ایمپلنت با استخوان کورتیکال و اسفنجی به طور کامل با یکدیگر پیوند خورده اند هم چنین تاج ایمپلنت و اباتمنت نیز به طور کامل به یکدیگر چسبیده شده اند. مقدار نیرویی که در اثر جویدن به دندان وارد می شود بستگی به نوع جویدنی و محل و زاویه قرارگیری جسم جویدنی روی دندان دارد. در این پژوهش از شرایط بارگذاری پژوهش اولدیری (۱۳) استفاده شده است که در آن یک نیروی ۲۰۰ نیوتنی روی تاج دندان وارد می شود. هم چنین برای بررسی عمر خستگی پیچ ایمپلنت از استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ استفاده شده است. طبق این استاندارد یک نیروی ۳۰۰ نیوتنی با زاویه ۳۰ درجه روی سطح ایمپلنت وارد می شود (۲۰). در مدل ایجاد شده در این پژوهش

فقط قسمتی از سطح مقطع استخوان فک که با سیستم ایمپلنت در تماس است مدل سازی شده است و همان طور که در شکل ۴ نشان داده شده است از پایین و از کنار به طور کامل بسته شده و از اصطکاک چشم پوشی شده است.

### ۲-۴ شبکه بندی اجزای محدود

همان طور که در شکل ۵ نشان داده شده است، در مدل ارائه شده در این پژوهش المان های خطی C3D4 به گونه ای شبکه بندی شده اند که در نزدیک به پیچ ایمپلنت و محل قرارگیری رزوه ها، از المان های کوچکتری نسبت به فاصله های دورتر از پیچ ایمپلنت استفاده شود و در جدول ۲ تعداد المان ها و هم چنین نوع آن ها برای هر جز به صورت جداگانه آمده است.

جدول ۲. مشخصات المان‌های استفاده شده در مدل استخوان و ایمپلنت دندان

نام قطعه	تعداد المان	نوع المان
پیچ ایمپلنت	۴۶۹۸۳۱	C3D4
استخوان فک	۴۵۹۵۵۸	C3D4
تاج سرامیکی	۳۶۶۲۲	C3D4
مجموع	۹۶۶۰۱۱	C3D4



شکل ۶. توزیع مدول یانگ پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته (الف): نمای برش خورده‌ی پیچ ایمپلنت و (ب): نمای سه‌بعدی پیچ ایمپلنت

در رابطه‌ی (۱)،  $P^{Ti}$  و  $P^{HA}$  به ترتیب خواص مکانیکی مانند مدول یانگ و تنش نهایی تیتانیوم و هیدروکسی‌آپاتیت هستند.  $R$  شعاع پیچ ایمپلنت و  $h$  ارتفاع آن است و همچنین  $n_R$  و  $K_y$  ثابت‌هایی هستند که با استفاده از آن‌ها می‌توان سرعت تغییرات در راستای شعاع و ارتفاع را کنترل کرد. در شکل ۶ چگونگی توزیع مدول یانگ در پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته‌ی تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت به کمک رابطه‌ی (۱)، نشان داده شده است.

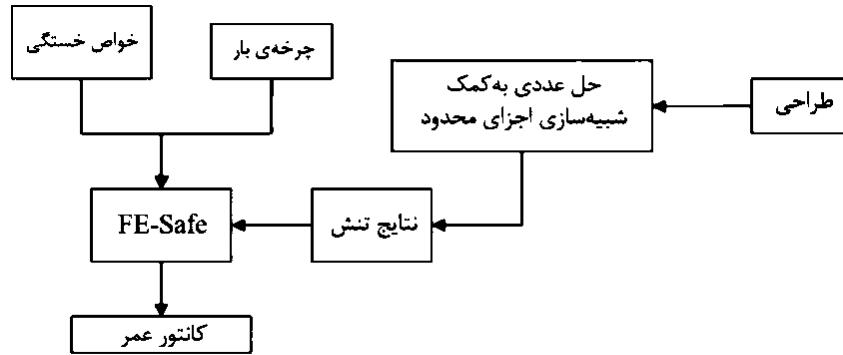
### ۳- مدل‌سازی عمر خستگی پیچ ایمپلنت

در این پژوهش، یک ساختار مدرج تابعی دوجته برای ترکیب تیتانیوم که دارای رفتار نرم است و هیدروکسی‌آپاتیت که رفتاری ترد دارد، پیشنهاد شده است. از آن‌جا که هدف اصلی این مطالعه ارائه‌ی یک طرح اولیه بوده و به مرحله‌ی ساخت قطعه وارد نشده است، می‌توان ماده به‌دست‌آمده از این ساختار را به‌عنوان یک

### ۲-۵ مدل‌سازی ساختار مدرج تابعی

ساختار مدرج تابعی در نرم‌افزار آباکوس تعریف نشده است. در این پژوهش از زیربرنامه‌ی USDFLD برای مدل‌سازی ساختار مدرج تابعی استفاده شده است. در این پژوهش رابطه‌ی (۱) برای ایجاد تغییرات در خواص مکانیکی مانند مدول یانگ در دو جهت شعاع و ارتفاع پیچ ایمپلنت در ساختار مدرج تابعی دوجته پیشنهاد شده است. تغییرات خواص به‌گونه‌ای است که در راستای شعاع، ویژگی‌های مکانیکی تیتانیوم به‌تدریج به خواص مکانیکی هیدروکسی‌آپاتیت تغییر می‌کنند، به‌طوری که این تغییرات از مرکز به سمت لایه‌های بیرونی رخ می‌دهد. سرعت این تغییرات در راستای ارتفاع نیز متفاوت است. به‌گونه‌ای که در بخش‌های بالاتر، روند تغییرات آهسته‌تر بوده، در حالی که در لایه‌های پایینی با سرعت بیشتری اتفاق می‌افتد.

$$P(r, y) = \left[ P^{Ti} + (P^{HA} - P^{Ti}) \left( \frac{r}{R} \right)^{n_R} \right] \times \left[ 1 - \exp \left( -K_y \frac{y}{h} \right) \right] + P^{HA} \quad (1)$$



شکل ۷. طرح‌واره‌ی شبیه‌سازی عمر خستگی با استفاده از نرم‌افزار اف.ای.سیف

(۴) مدول یانگ هر لایه از ساختار مدرج تابعی پیچ ایمپلنت تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت را محاسبه کرد.

$$S_{ut}(r, y) = \left[ S_{ut}^{Ti} + (S_{ut}^{HA} - S_{ut}^{Ti}) \left( \frac{r}{R} \right)^{nR} \right] \times \left[ 1 - \exp \left( -k_y \frac{y}{h} \right) \right] + S_{ut}^{HA} \quad (3)$$

$$E(r, y) = \left[ E^{Ti} + (E^{HA} - E^{Ti}) \left( \frac{r}{R} \right)^{nR} \right] \times \left[ 1 - \exp \left( -K_y \frac{y}{h} \right) \right] + E^{HA} \quad (4)$$

### ۲-۳ مدل‌سازی و روش حل خستگی در نرم‌افزار اف.ای.سیف

مراحل مدل‌سازی پدیده‌ی خستگی با استفاده از نرم‌افزار در شکل ۷ به صورت طرح‌واره نشان داده شده است. در این تحلیل؛ پس از مدل‌سازی ساختار مدرج تابعی دوجهته روی پیچ ایمپلنت و یافتن تنش‌های ایجاد شده در آن به کمک شبیه‌سازی اجزای محدود در نرم‌افزار آباکوس، جهت محاسبه‌ی عمر خستگی، نتیجه‌های تنش به نرم‌افزار اف.ای.سیف منتقل می‌شوند. نرم‌افزار اف.ای.سیف نتیجه‌های تنش را از نرم‌افزار اجزای محدود اخذ کرده و با تعریف ماده، ضریب کیفیت سطح، معیار محاسبه‌ی عمر خستگی و چرخه‌ی بارگذاری مورد نظر، تمامی المان‌های مدل را بررسی کرده و منحنی لگاریتمی برای عمر قطعه به‌عنوان خروجی ارائه می‌کند.

برای آلیاژ تیتانیوم Ti6Al4V و هم‌چنین هیدروکسی‌آپاتیت مقاومت نهایی کششی در جدول ۳ آمده است. از طرفی ساختارهای مدرج تابعی، ساختارهایی لایه‌به‌لایه هستند که خواص در هر لایه متناسب با رابطه‌ی از پیش تعیین شده به‌طور

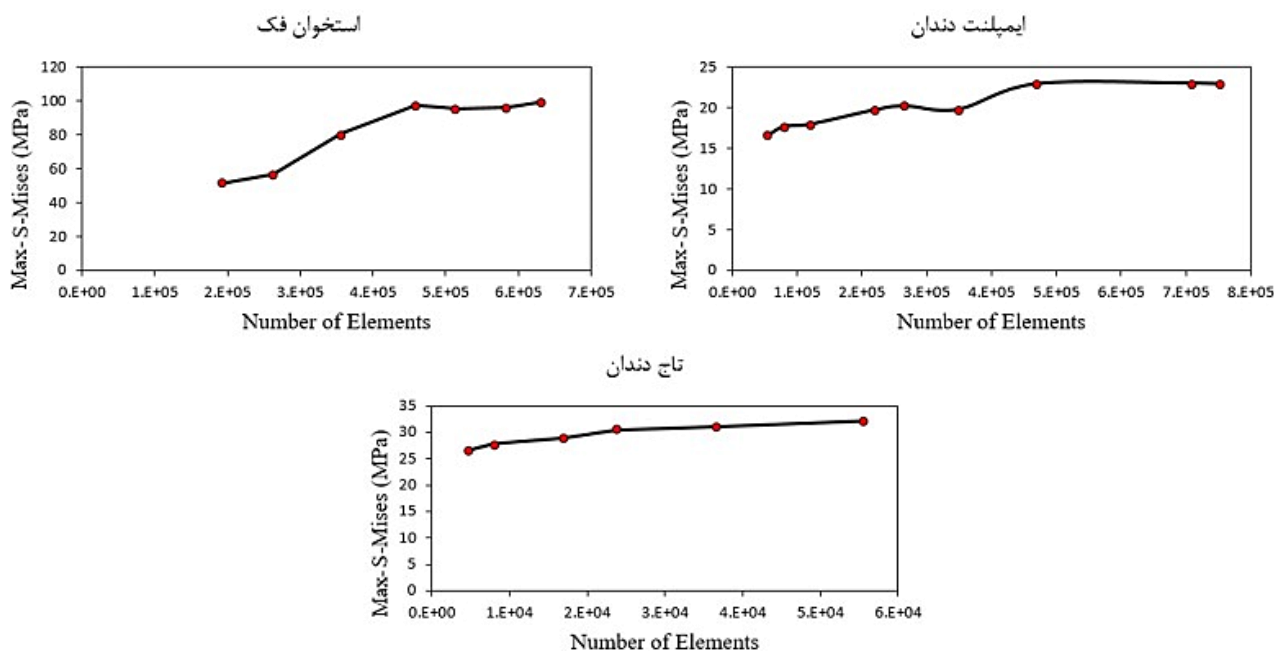
ماده شبه ترد در نظر گرفت. هم‌چنین از آن‌جایی که قطعات سیستم ایمپلنت در بیشتر پژوهش‌های مربوط به بررسی عمر خستگی در ناحیه عمر پرچرخه هستند از روش تنش-عمر برای یافتن عمر پیچ در این پژوهش استفاده شده است. بر همین اساس، از معیار گودمن برای تخمین عمر خستگی استفاده شده است که معادله‌ی آن در رابطه‌ی (۲) آمده است. در این رابطه  $\sigma_a$  دامنه تنش،  $\sigma_m$  تنش میانگین،  $S_{ut}$  تنش نهایی در کشش،  $S_e$  حد دوام ماده و  $SF$  ضریب اطمینان خستگی است.

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{SF} \quad (2)$$

### ۱-۳ بررسی خستگی در پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجهته

از آنجایی که داده‌های آزمایشگاهی و عملی از طرح پیشنهادی وجود ندارد، برای محاسبه‌ی خواص مرتبط با پدیده‌ی خستگی در ساختار مدرج تابعی دوجهته پیشنهادی در این پژوهش، از روش‌های عددی برای به‌دست آوردن خواص مکانیکی استفاده شده است. در این راستا، با الهام گرفتن از قانون ترکیب<sup>۶</sup> کامپوزیت‌ها می‌توان اطلاعات مورد نیاز برای پیش‌بینی عمر خستگی ساختار مدرج تابعی را به‌دست آورد که بر پایه‌ی رابطه‌ی (۱) تغییرات خواص مکانیکی مانند مدول یانگ و تنش پایانی در کشش را برای ساختار مدرج تابعی دوجهته تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت در لایه‌های مختلف ساختار محاسبه کرد. برای مثال با استفاده از رابطه‌ی (۳) می‌توان تنش پایانی و از رابطه‌ی

روش‌های عددی در مهندسی، سال ۴۵، شماره ۱، تابستان ۱۴۰۵



شکل ۸. نتیجه‌ی ارزیابی استقلال حل از شبکه برای مدل سیستم ایمپلنت و استخوان فک

جدول ۳. مقاومت نهایی کششی تیتانیوم و هیدروکسی آپاتیت (۲۱-۲۲)

نام ماده	مقاومت نهایی کششی (مگاپاسکال)
تیتانیوم Ti6Al4V	۹۵۰
هیدروکسی آپاتیت	۱۵۰

بازه‌ی ۱۰۰ تا ۳۰۰ نیوتن، با زاویه‌ی ۳۰ درجه و به صورت نوسانی با چرخه‌ای سینوسی شکل و بسامد ۱۵ هرتز که مقدار آن بین ۱۰ تا ۱۰۰ درصد مقدار حداکثری خود نوسان می‌کند به تاج دندان سیستم ایمپلنت وارد می‌شود.

#### ۴- نتیجه‌ها و بحث

##### ۴-۱ ارزیابی و راستی‌آزمایی مدل‌سازی سیستم ایمپلنت

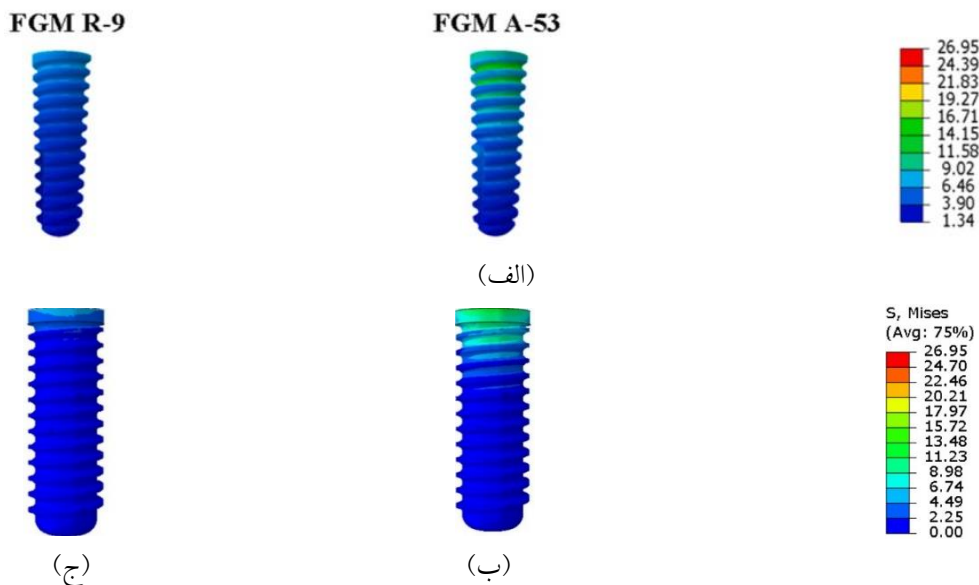
برای حل مدل به روش عددی، دقت در شبکه‌بندی اهمیت بسیاری دارد، چراکه این امر به دستیابی پاسخ‌های دقیق‌تر و کاهش زمان و هزینه حل کمک می‌کند. در شکل ۸ نمودارهای آزمون همگرایی شبکه اجزای محدود برای بررسی استقلال پاسخ از نوع شبکه‌بندی ایجاد شده برای تنش میز بر حسب تعداد المان‌ها رسم شده که در آن‌ها با افزایش تعداد المان‌ها اختلافی

یکنواخت تغییر می‌کند. در همین راستا روشی که برای به دست آوردن اطلاعات مورد نیاز محاسبه‌ی عمر خستگی در این پژوهش ارائه شده است، به کمک لایه‌بندی پیچ ایمپلنت در نرم‌افزار آباکوس است. در این روش، به دست آوردن اطلاعات لازم این‌گونه است که ابتدا پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته را در راستای ارتفاع و شعاع پیچ به صورت لایه‌لایه جدا کرده و سپس با استفاده از رابطه‌های (۳) و (۴) مقاومت نهایی کششی و مدول یانگ مربوط به هر لایه را به دست آورده و به کمک این اطلاعات و نرم‌افزار اف.ای.سیف نمودار مربوط به تنش-عمر هر لایه را به صورت تقریبی تخمین زد.

از آن‌جا که در مسائل خستگی بارگذاری به صورت نوسانی و چرخه‌ای است در این پژوهش، بارگذاری بر اساس استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ انتخاب شده است. بر پایه‌ی استاندارد، نیرویی در



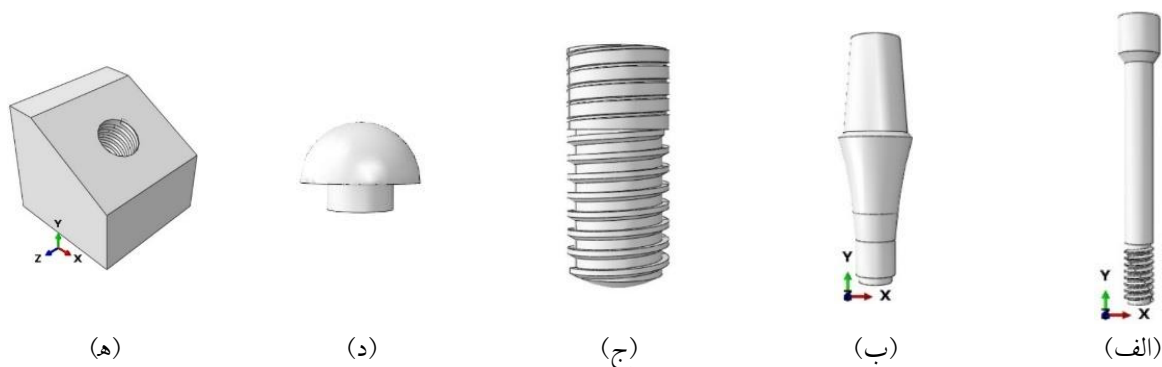
شکل ۹. راستی آزمایشی مدل‌سازی انجام شده (الف): توزیع تنش میز روی پیچ ایمپلنت اولدیری (۱۳) و (ب): توزیع تنش میز روی پیچ ایمپلنت مورد استفاده در این پژوهش



شکل ۱۰. توزیع تنش میز پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی تک‌جهته (الف): توزیع تنش پیچ ایمپلنت اولدیری (۸) در راستای ارتفاع و شعاع (ب): توزیع تنش پیچ ایمپلنت متناظر با پیچ A-53 به کمک زیربرنامه‌نویسی و (ج): توزیع تنش پیچ ایمپلنت متناظر با پیچ R-9 به کمک یک زیربرنامه در نرم‌افزار

انجام شده در این پژوهش برحسب مگاپاسکال برای مقایسه در شکل ۹ آمده است. توزیع تنش یکنواختی روی مدل، ایجاد شده و مقدار تنش میز پیچ ایمپلنت بسیار نزدیک به پیچ ایمپلنت اولدیری (۱۳) است و مقدار بیشینه‌ی تنش میز ایجاد شده در آن به ۲۱/۴۷ مگاپاسکال می‌رسد که اختلاف آن با پیچ ایمپلنت اولدیری (۱۳) نزدیک به ۲/۵ درصد است. این اختلاف می‌تواند به دلیل وجود یا عدم وجود اصطکاک، تفاوت در هندسه‌ی مدل،

کمتر از ۵ درصد در مقدار تنش میز ایجاد می‌شود. برای اطمینان از مدل ایجاد شده از سیستم ایمپلنت دندان و استخوان فک در نرم‌افزار، مقدار بیشینه‌ی تنش میز محاسبه شده در این پژوهش به کمک شبیه‌سازی اجزای محدود با بیشینه‌ی تنش میز پژوهش اولدیری (۱۳) مقایسه شد. در پژوهش انجام شده توسط اولدیری (۱۳) نیرویی برابر ۲۰۰ نیوتن به صورت عمودی به سطح تاج ایمپلنت وارد شده است. توزیع تنش میز مربوط به پژوهش اولدیری (۱۳) و توزیع تنش میز شبیه‌سازی



شکل ۱۱. اجزای مدل ایجاد شده بر پایه استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱، (الف): پیچ رابط، (ب): اباتمنت، (ج): پیچ ایمپلنت، (د): تاج و (ه): پایه‌ی نگه‌دارنده

USDFLD به خوبی و با درصد خطای ناچیزی در نرم‌افزار آباکوس مدل شده است.

#### ۴-۲ راستی آزمایی مدل‌سازی پدیده‌ی خستگی سیستم ایمپلنت به کمک نرم‌افزار اف.ای.سیف

برای راستی‌آزمایی مدل‌سازی و شبیه‌سازی انجام شده برای آزمون خستگی در این پژوهش از پژوهشی که توسط سان و همکاران (۲۳) انجام شده، استفاده شد. در این پژوهش تاثیر زاویه‌ی بارگذاری و طول پیچ ایمپلنت روی شکست استاتیکی و عمر خستگی سیستم ایمپلنت بررسی شده و تعیین عمر خستگی در این پژوهش بر پایه‌ی استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ صورت گرفته است. بارگذاری وارد شده به صورت یک بارگذاری سینوسی شکل از ۳۰ تا ۳۰۰ کیلونیوتن با بسامد ۱۵ هرتز است. در شکل ۱۱ اجزای سیستم ایمپلنت و پایه‌ی نگه‌دارنده مورد استفاده در مدل نشان داده شده است. جنس و خواص مکانیکی مورد استفاده در پژوهش سان (۲۳) و همچنین نوع و تعداد المان‌های مورد استفاده در این پژوهش برای هر قطعه از مدل در جدول ۴ آمده است.

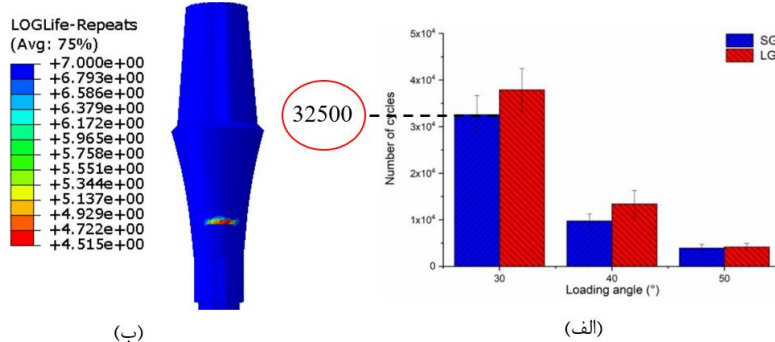
نتایج پژوهش سان (۲۳) مربوط به انجام آزمون خستگی به صورت تجربی برای زاویه‌های مختلف بارگذاری است که مبنای این پژوهش بر پایه استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ و زاویه‌ی ۳۰ درجه برای راستای بارگذاری است. در این پژوهش عمر خستگی

تفاوت در نسخه‌ی نرم‌افزار و مواردی از این گونه است. محل بیشینه‌ی تنش میز در رزوه‌ی اول است که در تمام ارزیابی‌ها، بیشینه‌ی تنش میز برای سیستم ایمپلنت در استخوان فک پایین در نزدیکی گردن ایمپلنت دندان ظاهر می‌شود که سازگاری خوبی با گزارش پژوهش‌های صورت گرفته در این زمینه دارد. در این پژوهش برای پیاده‌سازی ساختار مدرج تابعی دو جهته از زیربرنامه USDFLD استفاده شده است که سرعت بالایی در محاسبه دارد و برای اطمینان یافتن از صحت و اعتبار زیربرنامه نوشته شده برای ساختار مدرج تابعی، زیربرنامه نوشته شده روی پیچ ایمپلنت جهت یافتن بیشینه مقدار تنش میز پیاده‌سازی شد و نتیجه‌های به دست آمده برای تغییرات خواص در دو راستای شعاع و ارتفاع با پژوهش اولدیری و همکاران (۱۳) مقایسه شد. در شکل ۱۰ مقدار بیشترین تنش میز به دست آمده بر حسب مگاپاسکال برای دو ساختار مدرج تابعی در راستای ارتفاع و شعاع به کمک زیربرنامه نویسی در آباکوس برای پیچ ایمپلنت با نتیجه‌های پژوهش اولدیری (۱۳) که با نماد A-53 و R-9 مشخص شده‌اند، مقایسه شده‌اند. این نمادها، بیانگر راستای ارتفاع و شعاع ساختار مدرج تابعی و همچنین چگونگی تغییرات ساختار ماده هستند. همان‌طور که در شکل ۱۰ نشان داده شده است، ساختار مدرج تابعی مدل شده به کمک زیربرنامه‌ی

جدول ۴. خواص مواد و تعداد و نوع المان‌های قطعات مورد استفاده در شبیه‌سازی استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱

تعداد المان	نوع المان	ضریب پواسون	مدول یانگ (گیگاپاسکال)	جنس	قطعه
۱۳۹۹۵	C3D4	۰/۳	۲۰۰	استیل ضدزنگ	تاج
۱۲۳۰۰۳	C3D4	۰/۳	۱۱۰	Ti-6Al-4V	ایمپلنت
۹۷۵۵۳	C3D4	۰/۳	۱۱۰	Ti-6Al-4V	پیچ رابط
۴۲۲۳۹۳	C3D4	۰/۳	۱۰۲	تیتانیوم مرتبه ۴	پیچ ایمپلنت
۳۳۸۶۹۱	C3D4	۰/۳	۲۰۰	استیل ضدزنگ	پایه‌ی نگه‌دارنده

$$\log(N) = 4.515 \Rightarrow N = 10^{4.515} = 32734$$



شکل ۱۲. نتیجه‌ی مربوط به عمر خستگی بر پایه‌ی استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ (الف): آزمایش سان (۲۳) و (ب): مدل راستی‌آزمایی

باشد شدت تغییرات در لبه‌ی پیچ سریع‌تر و هرچه مقدار کوچک‌تری داشته باشد شدت تغییرات در لبه آهسته‌تر می‌شود. در این پژوهش برای مقادیر  $n_R = 2$  و  $n_R = 6$  تغییرات ساختار مدرج تابعی دوجته مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در شکل ۱۳ توزیع مدول یانگ ساختار مدرج تابعی دوجته‌ی تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت در پیچ ایمپلنت برای این دو مقدار مشخص شده است. پس از مدل‌سازی ساختار مدرج تابعی دوجته‌ی تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت در پیچ ایمپلنت به کمک شبیه‌سازی اجزای محدود در نرم‌افزار آباکوس، تنش ایجاد شده روی پیچ ایمپلنت با شدت تغییرات مختلف در جهت شعاع با همان نیروی وارد شده در پژوهش اولدیری (۱۳) در این پژوهش بررسی شد که در شکل ۱۴ توزیع تنش میز برحسب مگاپاسکال روی پیچ ایمپلنت آمده است که نشان می‌دهد ساختار پیشنهادی این پژوهش نسبت به پیچ ایمپلنت تیتانیومی تنش مشابهی را تجربه کرده و مقاومت مورد نظر را فراهم می‌کند. همان‌طور که انتظار

با استفاده از نرم‌افزار اف.ای.سیف صورت گرفته است که برای راستی‌آزمایی نتیجه‌های به دست آمده از این روش، نتیجه‌های به دست آمده از نرم‌افزار اف.ای.سیف و نتیجه‌های پژوهش سان (۲۳) برای مقایسه در شکل ۱۲ آمده است. همان‌طور که در شکل (۱۲-ب) مشخص است خروجی نرم‌افزار اف.ای.سیف یک کانتر توزیع عمر است که به صورت لگاریتمی بیان شده است که در زیر به تعداد چرخه مورد نیاز برای شکست خستگی تبدیل شده است. همان‌طور که مشخص است نتیجه‌های به دست آمده از نرم‌افزار اف.ای.سیف و نتیجه‌های به دست آمده‌ی تجربی پژوهش سان (۲۳) بسیار نزدیک و قابل قبول هستند.

### ۳-۴ نتیجه‌های شبیه‌سازی سیستم ایمپلنت با ساختار مدرج

#### تابعی دوجته پیچ ایمپلنت

در رابطه‌ی (۱)،  $n_R$  شدت تغییرات ساختار مدرج تابعی را در جهت شعاع کنترل می‌کند هرچقدر  $n_R$  مقدار بزرگ‌تری داشته



شکل ۱۳. توزیع مدول بانگ روی پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته (الف):  $n_R = 2$  و (ب):  $n_R = 6$



شکل ۱۴. توزیع تنش میزز روی پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته (الف):  $n_R = 2$  و (ب):  $n_R = 6$

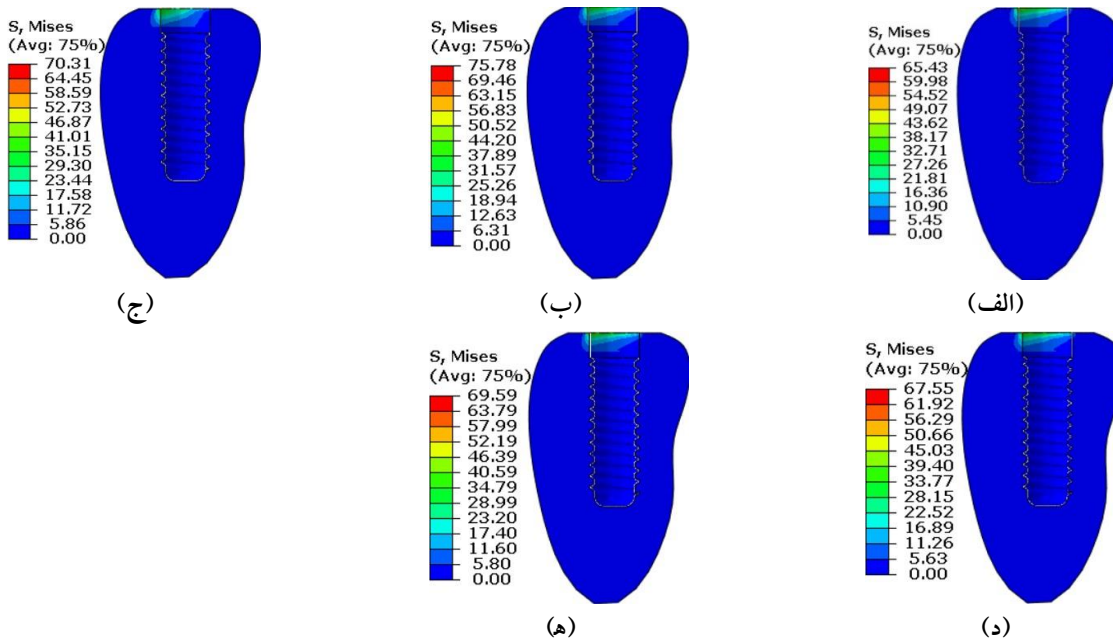
برای ایجاد بافت استخوانی متراکم و جلوگیری از ایجاد آسیب در استخوان فک مورد بررسی قرار گیرد، از طرفی جابه‌جایی وارد شده به استخوان در پیچ‌های ایمپلنت مدرج تابعی تک‌جهته نسبت به پیچ ایمپلنت تیتانیومی ۲۰ تا ۴۰ درصد و در برخی از نقاط تا ۳۰۰ درصد افزایش می‌یابد که باعث آسیب دندان‌های کناری و پیشنهادی این پژوهش جابه‌جایی وارد شده به استخوان فک را در بیشترین حالت حدود ۲۰ درصد افزایش می‌دهد. مزیت ساختارهای مدرج تابعی دوجته این است که می‌توانند هم‌زمان با افزایش تنش منتقل شده به استخوان فک از جابه‌جایی بیش از حد استخوان و آسیب به دندان‌های کناری و استخوان فک جلوگیری کنند.

#### ۴-۴ نتایج شبیه‌سازی عمر خستگی پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دوجته

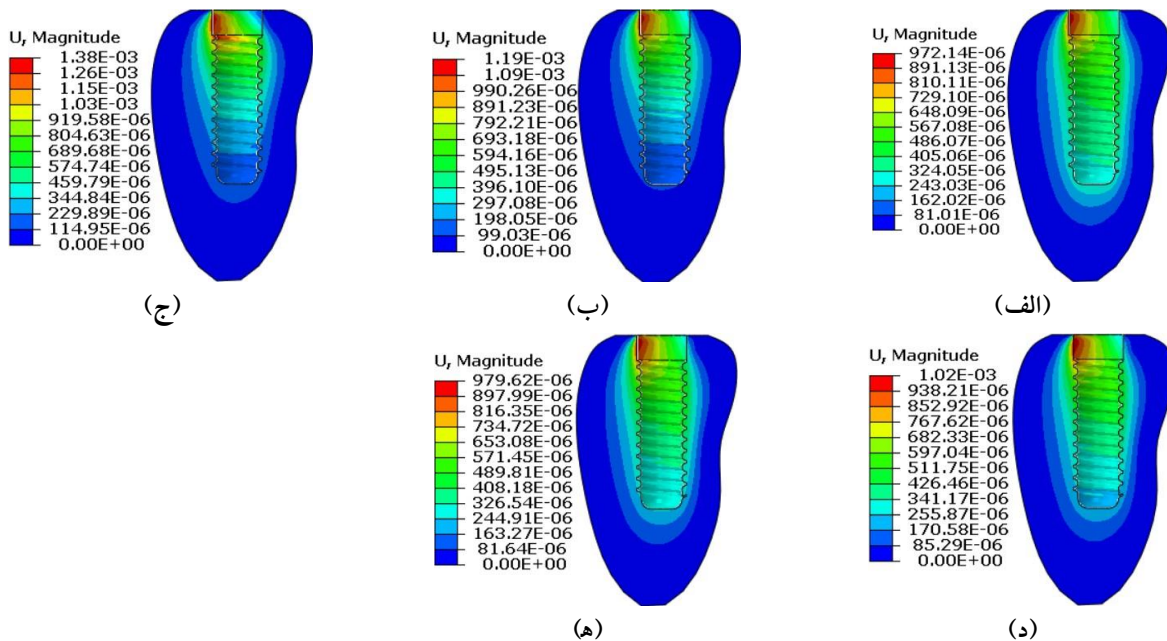
ساختار مدرج تابعی، نوعی ساختار لایه‌ای است که در آن ویژگی‌های هر لایه براساس یک رابطه مشخص و از پیش

می‌رفت و از نتیجه‌ها نیز مشخص است در ساختار مدرج تابعی دوجته پیچ ایمپلنت با  $n_R$ های بزرگ‌تر، چون مقدار بیشتری از ساختار نزدیک به تیتانیوم است، پیچ ایمپلنت رفتاری نزدیک‌تر به پیچ یکنواخت تیتانیوم خواهد داشت.

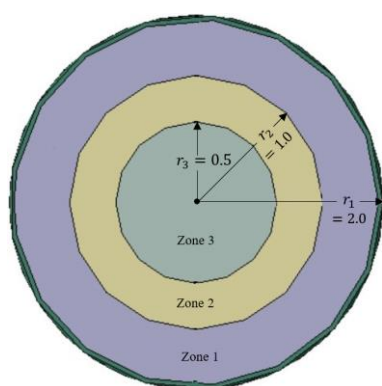
در شکل‌های ۱۵ و ۱۶ تنش میزز و جابه‌جایی ایجاد شده برحسب مگاپاسکال و میلی‌متر در استخوان فک در اثر نیروی وارد شده به سیستم ایمپلنت با ساختارهای یکنواخت، مدرج تابعی تک‌جهته در راستای شعاع و ارتفاع و همین‌طور ساختار مدرج تابعی دوجته با شدت تغییرات مختلف پیچ ایمپلنت با همان نیروی پژوهش اولدیری (۱۳) آمده است. با توجه به نتایج به‌دست آمده می‌توان گفت به‌کمک ساختار مدرج تابعی می‌توان از پدیده‌ی تنش-سپری جلوگیری کرده و مقدار تنش وارد شده به استخوان فک را که برای تحریک و ایجاد بافتی فشرده از استخوان جدید در مرحله‌ی یک‌پارچگی استخوان مورد نیاز است، فراهم کرد. با مقایسه نتایج تنش میزز روی استخوان واضح است که ساختار مدرج تابعی تک‌جهته در راستای ارتفاع توانایی انتقال تنش بیشتری را دارد ولی بایستی مقدار تنش مورد نیاز



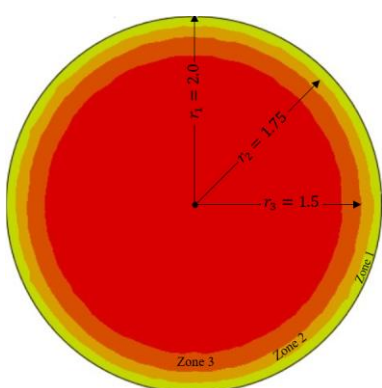
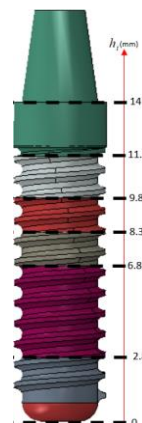
شکل ۱۵. توزیع تنش میزز در استخوان کورتیکال و اسفنجی اطراف ایمپلنت برای پیچ ایمپلنت با ساختارهای: (الف): یکنواخت، (ب): مدرج تابعی در راستای ارتفاع، (ج): مدرج تابعی در راستای شعاع، (د): مدرج تابعی دوجهته در  $n_R = 2$  و (ه): مدرج تابعی دوجهته در  $n_R = 6$



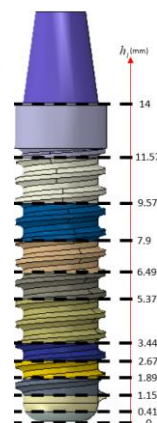
شکل ۱۶. جابه‌جایی در استخوان کورتیکال و اسفنجی اطراف ایمپلنت برای پیچ ایمپلنت با ساختارهای: (الف): یکنواخت، (ب): مدرج تابعی در راستای ارتفاع، (ج): مدرج تابعی در راستای شعاع، (د): مدرج تابعی دوجهته در  $n_R = 2$  و (ه): مدرج تابعی دوجهته در  $n_R = 6$



(الف)



(ب)

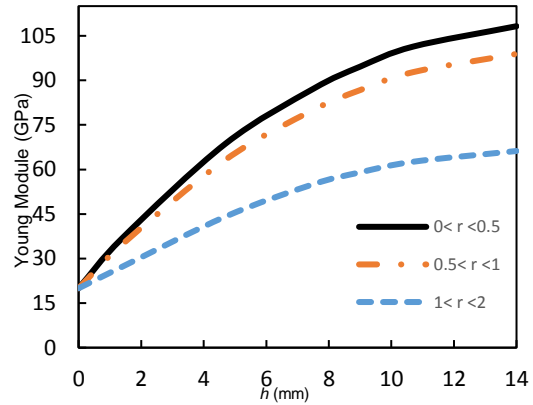
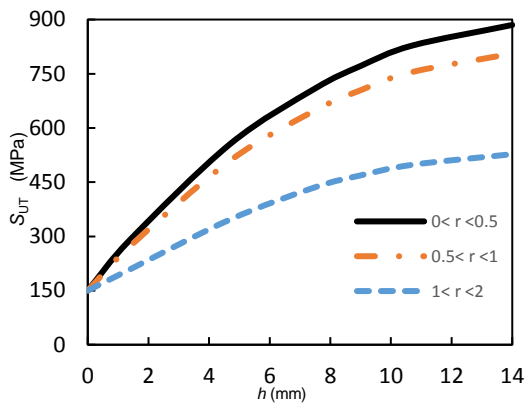


شکل ۱۷. لایه بندی پیچ ایمپلنت در دو راستای ارتفاع و شعاع برای درجه‌ی تغییرات (الف):  $n_R = 2$  و (ب):  $n_R = 6$

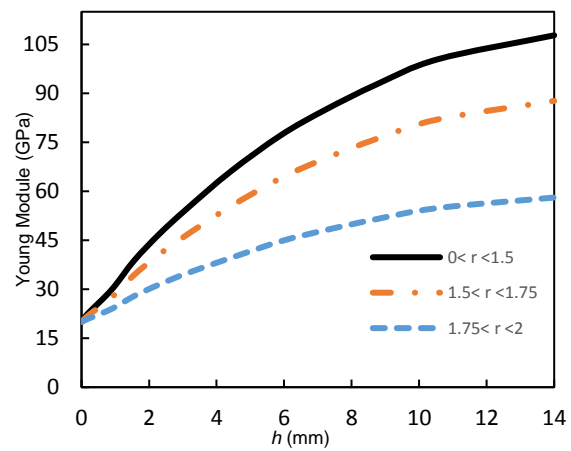
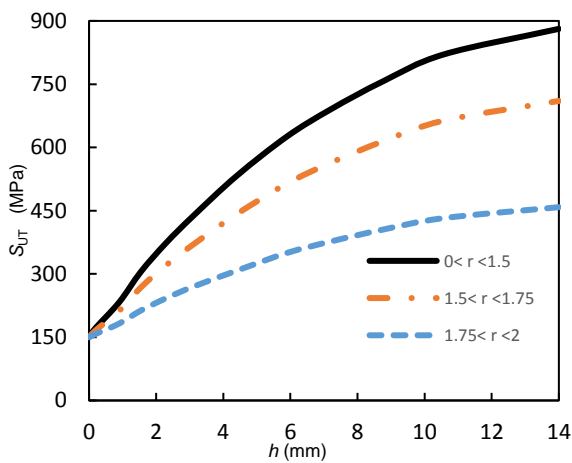
مورد نیاز برای هر لایه از پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته می‌توان به کمک نرم افزار اف. ای. سی. سیف نمودار تنش - عمر مربوط به هر لایه را تخمین زد که نمودارهای تخمین زده شده توسط آن در شکل ۱۹ آمده است که اندیس اول شماره‌ی لایه‌ی پیچ ایمپلنت در جهت ارتفاع از سمت داخل فک به بیرون و اندیس دوم مربوط به شماره لایه در جهت شعاع به سمت مرکز پیچ است.

همان‌طور که در شکل (۱۸-الف و ۱۸-ب) مشخص است کمترین مقدار مدول یانگ و تنش پایانی در هر ارتفاع مربوط به بیرونی‌ترین شعاع پیچ است. در شکل ۱۹ نمودارهای تنش-عمر مقایسه شده‌اند؛ واضح است ضعیف‌ترین قسمت در هر لایه از ارتفاع، مربوط به لایه‌ی بیرونی پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته است. از این رو می‌توان نتیجه گرفت

تعیین شده به صورت یکنواخت تغییر می‌کند. در این پژوهش، پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته، در دو راستای ارتفاع و شعاع به صورت لایه‌لایه تفکیک شده است. لایه‌بندی در راستای ارتفاع به گونه‌ای طراحی شده که تغییرات هر لایه از پیچ ایمپلنت بر اساس شدت تغییرات مدول یانگ در ساختار پیشنهادی است. همان‌طور که در شکل ۱۷ نشان داده شده است، لایه‌بندی ایجاد شده به صورت شعاعی نیز با توجه به شدت تغییرات مدول یانگ ساختار مدرج تابعی دو جهته ایجاد شده است. در ادامه برای هر لایه در جهت ارتفاع مقادیر مورد نیاز طبق رابطه‌های (۳) و (۴) در شعاع‌های مشخص محاسبه شده و سپس میانگین آن‌ها برای هر لایه در شعاع‌های داده شده نسبت داده شد که در شکل ۱۸ نمودار مربوط به تغییرات مدول یانگ و تنش پایانی هر لایه در شعاع‌های مختلف آمده است. پس از تخمین خواص مکانیکی



(الف)



(ب)

شکل ۱۸. نمودار تغییرات مدول یانگ و مقاومت نهایی هر لایه از پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی در دو راستای ارتفاع و شعاع با

درجهی تغییرات (الف):  $n_R = 2$  و (ب):  $n_R = 6$

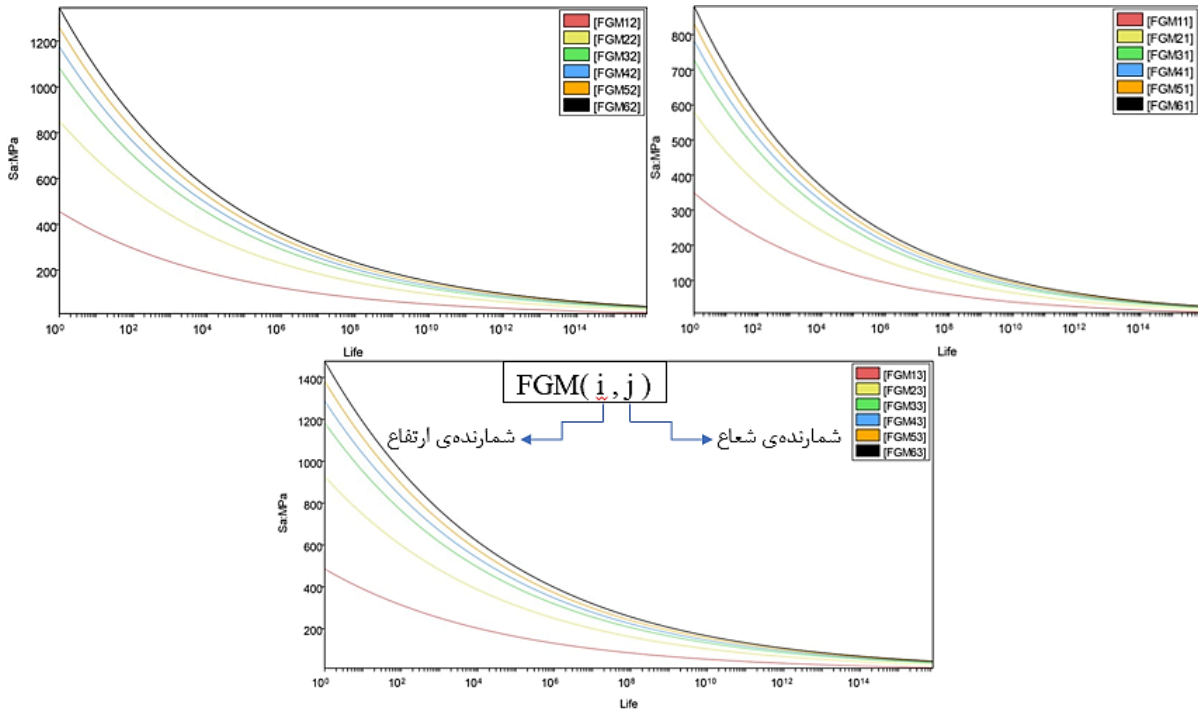
زده شده توسط نرم افزار اف.ای.سیف با احتیاط بیشتری عمل کرده و مقدار کمتری را گزارش می کند و در مسأله هایی که داده های آزمایشگاهی در دسترس نیست مانند پژوهش در حال حاضر با ضریب اطمینان بیشتری عمر خستگی را پیش بینی می کند.

پس از تخمین اطلاعات مورد نیاز می توان به کمک نرم افزار اف.ای.سیف به محاسبه عمر خستگی پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته مطابق استاندارد ایزو ۱۴۸۰۱ پرداخت. همان طور که در شکل ۲۱ نیز نشان داده شده است، ساختار مدرج تابعی دو جهته ارائه شده در این پژوهش با درجهی تغییرات متفاوت نیز این عمر را ارائه می دهد و می تواند برای بررسی های

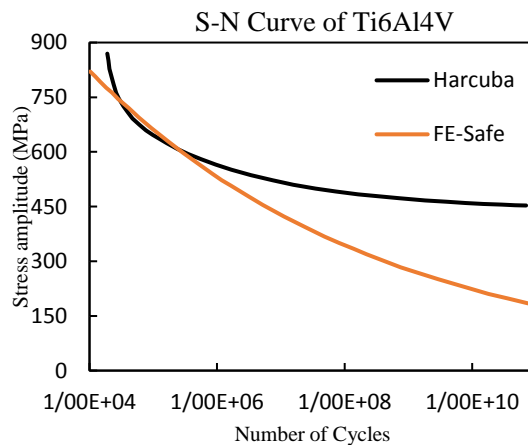
بحرانی ترین قسمت پیچ ایمپلنت با ساختار مدرج تابعی دو جهته از نظر عمر خستگی در ارتفاع های مختلف مربوط به لایه بیرونی پیچ ایمپلنت است که باید عمر خستگی آن بررسی شود.

در ادامه به منظور راستی آزمایی نمودارهای تخمین زده شده توسط نرم افزار، نمودار تنش-عمر تیتانیوم، با پژوهش هارکوبا و همکاران (۲۴) در شکل ۲۰ مقایسه شده اند. برای مثال تنشی که قطعه تیتانیومی در آن عمری برابر  $10^4$  چرخه را تجربه می کند با خطای ناچیزی در مقابل نموداری که هارکوبا (۲۴) با انجام آزمایش عملی به دست آورده است گزارش می کند و می توان با استفاده از نمودارهای تخمین زده شده توسط نرم افزار دید اولیه مورد قبولی پیدا کرد. در چرخه های  $10^6$  و بالاتر نمودار تخمین

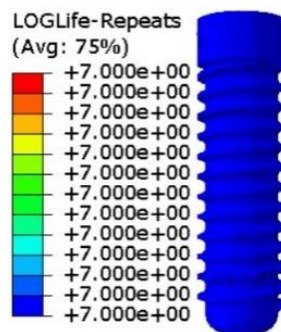
روش های عددی در مهندسی، سال ۴۵، شماره ۱، تابستان ۱۴۰۵



شکل ۱۹. نمودار تنش-عمر تخمینی برای پیچ ایمپلنت تیتانیوم-هیدروکسی آپاتیت با ساختار مدرج تابعی دوجهته



شکل ۲۰. مقایسه‌ی نمودار تنش-عمر Ti6Al4V توسط نمودار هارکوبا (۲۴) و نمودار تخمینی اف.ای.سیف



شکل ۲۱. توزیع لگاریتمی عمر خستگی پیچ ایمپلنت تیتانیوم-هیدروکسی آپاتیت با ساختار مدرج تابعی دوجهته

نابوستگی شدید در لایه‌ی بیرونی، دچار ضعف، شکست زودهنگام یا جدایش لایه‌ای شود.

#### ۵-۲ پیشنهادها

- همان‌طور که بیان شد ساختارهای مدرج تابعی دوجته توانایی جلوگیری از پدیده‌ی سپر تنش را دارند و می‌توانند تنش بیشتری را به استخوان فک منتقل کنند. از سوی دیگر باید بررسی شود که تا چه اندازه تنش و جابه‌جایی به استخوان فک وارد شود که باعث آسیب به استخوان فک و همچنین دندان‌های مجاور سیستم ایمپلنت نشود.
- ساختارهای مدرج تابعی دوجته توانایی بهبود کیفیت و افزایش سرعت پدیده‌ی یک‌پارچگی استخوان با پیچ ایمپلنت را دارند بنابراین لازم به بررسی ساختاری بهینه برای این هدف و تاثیر آن بر یک‌پارچگی استخوان در شرایط واقعی است.
- ساختارهای مدرج تابعی دوجته از نظر روش ساخت چالش برانگیز هستند، بنابراین لازم است با توجه به روش‌های ساخت موجود، امکان ساخت پیچ ایمپلنت با این ساختار بررسی گردد. همچنین برای تعیین عملکرد چنین پیچی در شرایط واقعی، باید آزمون‌هایی نظیر عمر خستگی روی آن انجام شود.
- ساختارهای مدرج تابعی دوجته با استفاده از تابعی که طراح ارائه می‌دهد رفتار می‌کنند. در پژوهش‌های آینده می‌توان تابع‌های مختلف را برای این ساختار بررسی کرده و تابعی بهینه برای استفاده در پیچ‌های ایمپلنت همگن و متخلخل ارائه کرد.

دقیق‌تر و نتایج قابل اتکا وارد مرحله‌ی ساخت و آزمایش‌های عملی شود.

#### ۵- نتیجه‌گیری و پیشنهادها

##### ۵-۱- نتایج

- ساختارهای مدرج تابعی می‌توانند ضمن افزایش کیفیت و سرعت یک‌پارچگی استخوان با پیچ ایمپلنت، از پدیده‌ی سپر تنش نیز جلوگیری کنند. با این حال، در نوع تک‌جته‌ی این ساختارها، جابه‌جایی زیادی به استخوان فک منتقل می‌شود که ممکن است به دندان‌های مجاور آسیب رساند. در مقابل، ساختار مدرج تابعی دوجته‌ای که در این پژوهش ارائه شد، با کاهش جابه‌جایی، عملکرد بهتری در محافظت از استخوان فک داشته و امکان کنترل هم‌زمان تغییرات در راستای شعاع و ارتفاع را برای طراحان فراهم می‌سازد.
- در بخش دوم، عمر خستگی پیچ ایمپلنت تیتانیوم-هیدروکسی‌آپاتیت با ساختار دوجته بررسی شد و مشخص شد که در دو درجه تغییر مختلف، توان رسیدن به عمر نامحدود را دارد. البته باید توجه داشت که پدیده‌ی خستگی ماهیتی آماری دارد و پیش‌بینی دقیق آن نیازمند داده‌های تجربی گسترده است.
- نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهند که این نوع ساختار پیشنهادی می‌تواند مبنای مناسبی برای پژوهش‌های عملی و تولید پیچ‌های ایمپلنت بادوام‌تر باشد. همچنین مشاهده شد که در برخی درجات تغییرات، ساختار عمر مشابهی را تجربه می‌کند، اما در درجه‌های بالاتر ممکن است به دلیل

#### واژه نامه

1. Osseointegration
2. Stress Sheilding
3. Functionally Graded Material (FGM)

4. ABAQUS 2022 (Dassault Systems Simulia Corp)
5. FE-Safe
6. Rule of Mixture

#### ۶- مراجع

1. Brånemark, P.I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B., Lindström, J. and Ohlsson, Å. Intra-osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 1969; 3: 81-100.  
<https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
2. Bayata, F. and Yildiz, C., The effects of design parameters on mechanical failure of Ti-6Al-4V implants using finite element analysis. *Engineering Failure Analysis*. 2020; 110: 104445.  
<https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2020.104445>
3. Jafari, B., Katoozian, H.R., Tahani, M. and Ashjaee, N., A Comparative Study of Bone Remodeling Around Hydroxyapatite-coated and Novel Radial Functionally Graded Dental Implants Using Finite Element Simulation. *Medical Engineering and Physics*. 2022; 102: 103775.  
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103775>
4. Ashwinkumar, A. Review on Functionally Graded Materials and Various Theories. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*. 2017; 4(9): 890-893.
5. Watari, F., Yokoyama, A., Saso, F., Uo, M. and Kawasaki, T. Fabrication and Properties of Functionally Graded Dental Implant. *Composites Part B: Engineering*. 1997; 28(1-2): 5-11.  
[https://doi.org/10.1016/S1359-8368\(96\)00021-2](https://doi.org/10.1016/S1359-8368(96)00021-2)
6. Shirazi, H.A., Ayatollahi, M., Karimi, A. and Navidbakhsh, M. A Comparative Finite Element Analysis of Two Types of Axial and Radial Functionally Graded Dental Implants with Titanium One Around Implant-bone Interface. *Science and Engineering of Composite Materials*. 2017; 24: 747-754.  
<https://doi.org/10.1515/secm-2015-0392>
7. Taheri, R.A., Jarrahi, A., Farnoosh, G. and Karimi, A. A Comparative Finite Element Simulation of Stress in Dental Implant-bone Interface Using Isotropic and Orthotropic Material Models in Three Mastication Cycles. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2018; 40: 1-12.  
<https://doi.org/10.1007/s40430-018-1409-9>
8. Oulderyou, A., Merdji, A., Aminallah, L., Mehboob, H., Mehboob, A., Roy, S., Goswami, T., Mukdadi, O.M. and Tarlochan, F. Functionally Graded Ceramics (FGC) Dental Abutment with Implant-supported Cantilever Crown: Finite Element Analysis. *Composites Communications*. 2023; 38: 10-15.  
<https://doi.org/10.1016/j.coco.2023.101514>
9. Elleuch, S., Jrad, H., Wali, M. and Dammak, F. Mandibular Bone Remodeling Around Osseointegrated Functionally Graded Biomaterial Implant Using Three Dimensional Finite Element Model. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2023; 39(9): 37-50.  
<https://doi.org/10.1002/cnm.3750>
10. Moayedee, Y., Nikzad, L. and Majidian, H. Exploration into the Microstructural, Mechanical, and Biological Characteristics of the Functionally Graded 3Y-TZP/Ti6Al4V System as a Potential Material for Dental Implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2024; 151: 106380.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106380>
11. Dabaja, R., Sayeed Khan, A. and Banu, M. Mechanical Behavior Analysis of a Functionally Graded Porous Dental Implant. *International Manufacturing Science and Engineering Conference, American Society of Mechanical Engineers*. 2024; 88100.  
<https://doi.org/10.1115/MSEC2024-120957>
12. Rajaeirad, M., Fakharifar, A., Posti, M.H., Khorsandi, M., Watts, D.C., Elraggal, A., Oulderyou, A., Merdji, A. and Roy, S. Evaluating the Effect of Functionally Graded Materials on Bone Remodeling Around Dental Implants. *Dental Materials*. 2024; 40(5): 858-868.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2024.04.002>
13. Oulderyou, A., Mehboob, H., Merdji, A., Aminallah, L., Mehboob, A. and Mukdadi, O.M. Biomechanical Analysis of Printable Functionally Graded Material (FGM) Dental Implants for Different Bone Densities. *Computers in Biology and Medicine*. 2022; 150:106-111.  
<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.106111>
14. Akbas, O., Greuling, A. and Stiesch, M. The Effects of Different Grading Approaches in Additively Manufactured Dental Implants on Peri-implant Bone Stress: A Finite Element Analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2024; 154: 106530.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106530>
15. Niroomand, M.R., Arabbeiki, M. and Rouhi, G. Optimization of Thread Configuration in Dental Implants Through Regulating the Mechanical Stimuli in Neighboring Bone. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2023; 231: 107376.  
<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107376>

16. Rizzo, P. A Review on the Latest Advancements in the non-Invasive Evaluation/Monitoring of Dental and Trans-femoral Implants. *Biomedical Engineering Letters*. 2020; 10: 83-102.  
<https://doi.org/10.1007/s13534-019-00126-8>
17. Kasani, R., Attili, B.K.R.S., Dommeti, V.K., Merdji, A., Biswas, J.K. and Roy, S. Stress Distribution of Overdenture Using Odd Number Implants—A Finite Element Study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019; 98: 369-382.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.06.030>
18. Mehboob, H., Tarlochan, F., Mehboob, A. and Chang, S.H. Finite Element Modelling and Characterization of 3D Cellular Microstructures for the Design of a Cementless Biomimetic Porous Hip Stem. *Materials and Design*. 2018; 149: 101-112.  
<https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.04.002>
19. Yang, Y., Chang, E. and Lee, S. Mechanical Properties and Young's Modulus of Plasma-Sprayed Hydroxyapatite Coating on Ti Substrate in Simulated Body Fluid. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2003; 67(3): 886-899.  
<https://doi.org/10.1002/jbm.a.10145>
20. UNE, E., 14801: 2017; *Dentistry—Implants—Dynamic Loading Test for Endosseous Dental Implants (ISO 14801: 2016)*. International Organization for Standardization. Plzen, Czech Republic, 2016.
21. Baufeld, B. and Van der Biest, O. Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Specimens Produced by Shaped Metal Deposition. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2009; 10(1): 015008.  
<https://doi.org/10.1088/1468-6996/10/1/015008>
22. Torabinejad, B., Mohammadi Rovshandeh, J., Davachi, S.M. and Zamanian, A. Synthesis and Characterization of Nanocomposite Scaffolds Based on Triblock Copolymer of L-lactide,  $\epsilon$ -caprolactone and Nano-hydroxyapatite for Bone Tissue Engineering. *Materials Science and Engineering*. 2014; 42: 199-210.  
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.05.003>
23. Sun, F., Lv, L.T., Cheng, W., Zhang, J.L., Ba, D.C. and Song, G.Q. Effect of Loading Angles and Implant Lengths on the Static and Fatigue Fractures of Dental Implants. *Materials*. 2021; 14: 5542.  
<https://doi.org/10.3390/ma14195542>
24. Janeček, M., Nový, F., Harcuba, P., Stráský, J., Trško, L., Mhaede, M. and Wagner, L. The Very High Cycle Fatigue Behaviour of Ti-6Al-4V Alloy. *Acta Physica Polonica A*. 2015; 128(4): 497-502.  
<https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2006.02.043>