

Investigation on Primary Stability of Dental Implants: In-Vitro Cyclic Compressive Loading-Unloading and Micro-Finite Element Analysis

Akhlaghi, Pedram¹ / Khorshidparast, Setareh¹ / Rouhi, Gholamreza^{2*}

¹ - Researcher Engineer, Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2022.538500.1720

Received: 8 September 2021

Revised: 22/11/2021 – 21/12/2021 – 8/1/2022

Accepted: 8 January 2022

KEYWORDS

*Dental Implant
Primary Stability
Bone-Implant Stiffness
Micro-Finite Element
In-Vitro Cyclic
Compressive Loading-
Unloading Mechanical
Test*

ABSTRACT

Today, the success and failure of treatment by dental implants is influenced by the concept of primary and secondary stability. Primary stability is the capacity of the bone-implant system to withstand the loads, without noticeable damage to the adjacent bone, which may cause the implant to loosen, and thus the implantation process fails. The aim of this study was to develop a micro-finite element (μ FE) model and validate it with an in-vitro mechanical test, in order to evaluate the primary stability of dental implants by measuring the stiffness and ultimate load of the bone-implant system through cyclic compressive loading-unloading test. After bone-implant preparation, a quasi-static compressive step-wise loading-unloading cycles, with a displacement rate of 0.0024 mm/s and displacement-controlled were applied to the bone-implant structure with the amplitudes of 0.04 mm to 1.28 mm. Force-displacement curve and the stiffness of the structure in each step then were obtained. Prior to loading, the bony sample was scanned through a μ CT device and a μ FE model was developed based on the boundary and loading conditions similar to the in-vitro test to predict the force-displacement curve of the structure. Finally, the predicted force-displacement curve from μ FE model was compared with the results of the experimental in-vitro test. Results showed that the predicted force-displacement curve from the μ FE model is in agreement with the results of the experimental test. The μ FE model developed here has the capability to show the overall response of the bone-implant structure under large deformations, and can also be used as a tool to improve the design of the dental implants, with the ultimate goal of increasing the stability of dental implants in immediate loading dental implants.

***Corresponding Author**

Address	Biomechanics, Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	15875-4413	Tel	+98-21-64542380
E-Mail	grouhi@aut.ac.ir	Fax	+98-21-64542380





بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت‌های دندانی: بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای برون‌تنی و تحلیل میکروالمان محدود

اخلاقی، پدram^۱ / خورشیدپرست، ستاره^۱ / روحی، غلامرضا^{۲*}

^۱ - محقق، بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
^۲ - استادیار، بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2022.538500.1720

پذیرش: ۱۸ دی ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۴۰۰/۹/۳۰ - ۱۴۰۰/۱۰/۱۸

ثبت در سامانه: ۱۷ شهریور ۱۴۰۰

چکیده

واژه‌های کلیدی

امروزه موفقیت و شکست روش درمانی ایمپلنت‌گذاری، می‌تواند تحت تاثیر پایداری اولیه‌ی ایمپلنت باشد. پایداری اولیه عبارت است از ظرفیت تحمل سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در برابر بارهای وارده، بدون ایجاد آسیب‌های جبران‌ناپذیر بر استخوان مجاور، که سبب شل شدن ایمپلنت و شکست فرایند ایمپلنت‌گذاری می‌شود. هدف این مطالعه توسعه‌ی یک مدل میکروالمان محدود (μ FE) اعتبارسنجی شده با داده‌های آزمون مکانیکی برون‌تنی، به منظور بررسی پایداری اولیه از طریق اندازه‌گیری سفتی و بار نهایی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای است. پس از آماده‌سازی نمونه‌ی استخوان-ایمپلنت، آزمون مکانیکی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای به شکل شبه‌استاتیکی، با نرخ 0.024 mm/s به صورت مرحله به مرحله و جابه‌جایی-کنترل از دامنه‌ی 0.04 تا $1/28$ میلی‌متر به سازه‌ی استخوان-ایمپلنت اعمال شده است. سپس منحنی نیرو-جابه‌جایی به همراه سفتی سازه در هر جابه‌جایی اعمالی محاسبه شده است. پیش از اعمال بار، از استخوان تصاویر میکروسی‌تی گرفته شده و یک مدل μ FE بر مبنای شرایط مرزی و بارگذاری-باربرداری آزمون مکانیکی ایجاد شده و منحنی نیرو-جابه‌جایی سازه استخراج گردیده است. در نهایت منحنی نیرو-جابه‌جایی پیش‌بینی شده توسط مدل μ FE با منحنی نیرو-جابه‌جایی به دست آمده از آزمون برون‌تنی مقایسه شده و مدل μ FE اعتبارسنجی شده است. نتایج نشان داده است که منحنی نیرو-جابه‌جایی پیش‌بینی شده توسط مدل μ FE، تطابق قابل قبولی با نتایج حاصل از آزمون تجربی دارد. مدل μ FE ارائه شده در این مطالعه، توانایی نشان دادن پاسخ کلی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت را در تغییر شکل‌های بزرگ داشته و می‌تواند به عنوان ابزاری در جهت بهبود طراحی ایمپلنت‌های دندانی با رویکرد افزایش پایداری اولیه در ایمپلنت‌های دندانی بدون درنگ بارگذاری شده مورد استفاده قرار گیرد.

ایمپلنت دندانی
 پایداری اولیه
 سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت
 مدل‌سازی میکروالمان محدود
 آزمون مکانیکی برون‌تنی
 بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای

*نویسنده‌ی مسئول

بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۸۰

۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

دورنگار ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۸۰

grouhi@aut.ac.ir



۱- مقدمه

امروزه استفاده از ایمپلنت‌های دندان‌ی به نقطه‌ی عطفی در علم دندان‌پزشکی تبدیل شده و جایگزین بسیاری از درمان‌های دهان و دندان شده است که با روش‌های سنتی درمان، قابل اجرا نمی‌باشند. تا کنون پروتکل‌های متفاوتی برای درمان بی‌دندانی با استفاده از ایمپلنت‌های دندان‌ی ارائه شده است. در پروتکل‌های مرسوم نباید هیچ باری در طول مدت دوره‌ی استخوان‌سازی^۱ در استخوان اطراف ایمپلنت بر ایمپلنت وارد شود. معمولاً این دوره در فک پایین، چهار ماه و در فک بالا به دلیل تراکم کم‌تر استخوان، حدود هفت ماه طول می‌کشد. در پروتکل‌های جدید، هدف اصلی، کاهش زمان درمان و همچنین امکان بارگذاری ایمپلنت قبل از کامل شدن فرایند استئواینگریشن^۲ است که با عنوان ایمپلنت بلافاصله بارگذاری شده^۳ شناخته می‌شود [۱]. این پروتکل علاوه بر کاهش زمان درمان، فواید روانی و زیبایی‌شناسی نیز برای بیماران دارد. لازمه‌ی موفقیت ایمپلنت‌گذاری بدین روش، وجود میزان کافی از پایداری اولیه‌ی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت است [۲].

پایداری ایمپلنت دندان‌ی به معنای تحمل مناسب ایمپلنت در برابر انواع بارهای محوری، جانبی و چرخشی وارد شده بر ایمپلنت قرار گرفته درون استخوان است. در حالت کلی، پایداری ایمپلنت در دو فاز پایداری اولیه و ثانویه حاصل شده که هر کدام به ترتیب پایداری مکانیکی و پایداری بیولوژیکی را نتیجه می‌دهند [۳]. پایداری اولیه دارای ماهیت کاملاً مکانیکی است که درست بلافاصله پس از وارد شدن ایمپلنت به درون استخوان به وجود می‌آید. در حقیقت این فاز از پایداری ایمپلنت حاصل از تنش فشاری ایجاد شده میان بدنه‌ی ایمپلنت و استخوان اطراف آن بوده که ناشی از پدیده‌ی فشرده شدن^۴ ایمپلنت در استخوان است [۴]. شکل ایمپلنت، روش جراحی و کیفیت استخوان ناحیه‌ی ایمپلنت‌گذاری از مهم‌ترین عوامل موثر بر پایداری اولیه‌ی ایمپلنت می‌باشند. وجود سطوح مناسبی از پایداری اولیه از شرایط لازم برای استئواینگریشن ایمپلنت بوده [۵] چرا که کافی نبودن پایداری اولیه ممکن است باعث شود تا ریز حرکت‌هایی^۵ در ایمپلنت نسبت به استخوان ایجاد شود که این موضوع سبب مختل شدن فرایند ترمیم استخوان شده و در نهایت منجر به شکل‌گیری بافت فیبروز به جای بافت استخوان در اطراف ایمپلنت می‌شود. به عبارت دیگر

کافی بودن پایداری اولیه سبب کاهش جابه‌جایی ایمپلنت در بستر استخوان شده و این اجازه را می‌دهد که بافت جدید استخوانی در اطراف ایمپلنت شکل بگیرد. با این حال پایداری ثانویه پس از فرایندهای بیولوژیکی نظیر ترمیم و استئواینگریشن تعریف شده و سبب ارتقای انتقال بار از ایمپلنت به استخوان اطراف آن می‌شود [۶].

یکی از روش‌های تجربی بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت، انجام آزمون‌های مکانیکی نظیر بیرون آوردن^۶، فشار دادن^۷، بررسی گشتاور ورود^۸ و گشتاور معکوس^۹ ایمپلنت است [۳]. در حقیقت در هر یک از این آزمون‌ها، مقاومت سازه‌ی استخوان-ایمپلنت در برابر جابه‌جایی ایمپلنت نسبت به استخوان مورد سنجش قرار می‌گیرد. از این رو می‌توان پایداری اولیه را با توجه به اندازه‌ی جابه‌جایی‌های ایجاد شده در سازه‌ی استخوان-ایمپلنت مورد بررسی قرار داد. در جابه‌جایی‌های کوچک، در زمانی که تغییر شکل سازه‌ی استخوان-ایمپلنت در محدوده‌ی الاستیک باشد، پایداری متأثر از ترک‌های استخوانی بوده که در زمان سوراخ‌کاری و ایمپلنت‌گذاری در استخوان در همسایگی ایمپلنت ایجاد شده است. در این حالت پارامتر مکانیکی سفتی سطح تماس استخوان-ایمپلنت، بهترین توصیف‌کننده‌ی پایداری در جابه‌جایی‌های کوچک است. در جابه‌جایی‌های بزرگ، اعمال بار بیش از حد بر سازه‌ی استخوان-ایمپلنت سبب ایجاد و رشد آسیب در استخوان شده و حرکت ایمپلنت در استخوان بازگشت‌ناپذیر می‌شود. در نتیجه پایداری در این سطح متأثر از حالت آسیب استخوان ناحیه‌هایی بوده که قبل از ایمپلنت‌گذاری سالم بوده‌اند. در ادامه، تجمع آسیب سبب ومانده شدن^{۱۰} سیستم استخوان-ایمپلنت خواهد شد [۷].

یکی از آزمون‌های مکانیکی سنجش پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌ی، انجام آزمون بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای، به صورت جابه‌جایی کنترل و شبه‌استاتیک بر سازه‌ی استخوان-ایمپلنت است [۸]. در این آزمون، سازه‌ی استخوان-ایمپلنت به صورت میل و با زاویه‌ی ۳۰ درجه نسبت به محوری عمودی، تحت بارگذاری قرار گرفته و میزان سفتی و نیروی تحمل شده توسط سازه در هر جابه‌جایی اندازه‌گیری می‌شود. در حقیقت این آزمون، اقتباسی از استاندارد ISO-14801 است که در آن عمر خستگی ایمپلنت‌های دندان‌ی طی بارگذاری-باربرداری‌های دوره‌ای مورد بررسی قرار می‌گیرد [۹] با این تفاوت که پروتکل

^۶ Pull Out^۷ Push In^۸ Insertion Torque^۹ Reverse Torque^{۱۰} Failure^۱ Bone Formation^۲ Osseointegration^۳ Immediate Loading Implant^۴ Press Fit^۵ Micromotion

آزمون‌های آزمایشگاهی اعتبارسنجی شود. مطالعه‌ی کامپیوتری پایداری اولیه‌ی ایمپلنت این امکان را فراهم می‌سازد تا بتوان تاثیر نسبی استخوان نزدیک ایمپلنت و نیز اثر سطح استخوان-ایمپلنت را به شکل سیستماتیک و کنترل شده تحلیل کرد.

مدل‌های FE که در بر دارنده‌ی میکروساختار استخوان هستند، معمولاً به کمک اطلاعات به دست آمده از تصویربرداری میکروسی‌تی^۳ (μCT) ایجاد می‌شوند. یکی از روش‌های ایجاد مدل‌های میکروالمان محدود، استفاده از روش‌های مبتنی بر وکسل^۴ است. مدل‌سازی مبتنی بر تصاویر μCT می‌تواند ارائه‌کننده‌ی میکروساختار استخوان باشد که از تبدیل مستقیم وکسل‌های تصاویر میکروسی‌تی به المان‌های مکعبی شکل ایجاد می‌شود. نشان داده شده که این نوع مدل‌سازی، روشی مطمئن به منظور کمی کردن رفتار مکانیکی استخوان اسفنجی است [۱۱]. در یک مطالعه‌ی عددی با استفاده از مدل‌سازی میکروالمان محدود مبتنی بر وکسل، به مقایسه‌ی تاثیر دو روش مدل‌سازی المان محدود پیوسته و گسسته بر توزیع کرنش در استخوان نزدیک ایمپلنت و پایداری اولیه‌ی ایمپلنت پرداخته شده است [۱۲]. بدین منظور مدل کامپیوتری از پیچ‌های ارتوپدی در دو مدل المان محدود پیوسته و گسسته‌ی استخوان اسفنجی ایجاد شده و در ادامه هر دو سازه تحت بارگذاری محوری قرار گرفته است. تفاوت چگالی استخوانی و شرایط مرزی اعمال شده سبب بروز تفاوت‌های چشم‌گیری در میزان سفتی سیستم استخوان-ایمپلنت به دست آمده از دو مدل‌سازی شده است. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد در زمانی که به کمی‌سازی دقیقی از تنش‌ها و کرنش‌های به وجود آمده در استخوان نزدیک ایمپلنت نیاز است، نمی‌توان از تحلیل المان محدود مدل‌های پیوسته‌ی استخوانی در بررسی و تحلیل مکانیکی بار توزیع شده در استخوان اسفنجی نزدیک ایمپلنت بهره گرفت. در نتیجه در بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت به منظور بهبود طراحی ایمپلنت‌ها لازم است تا از مدل المان محدودی با قابلیت ارائه‌ی میکروساختار تیغه‌های استخوان اسفنجی استفاده شود.

هدف اصلی پژوهش حاضر، توسعه‌ی یک مدل میکروالمان محدود اعتبارسنجی شده با نتایج آزمون تجربی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای، به منظور بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌نی بر اساس سفتی و بار نهایی سیستم استخوان-ایمپلنت است. تا کنون در تعداد زیادی از مطالعات انجام شده به پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌نی در جابه‌جایی‌های کوچک و

بارگذاری-باربرداری به صورت شبه‌استاتیک و با دامنه‌ی افزایشده انجام می‌شود.

از طرفی به منظور درک کمی تاثیر استخوان مجاور ایمپلنت بر پایداری اولیه‌ی آن، انجام آزمایش‌های برون‌تنی به صورت سیستماتیک جهت مشاهده و بررسی پایداری اولیه بر اساس ساختار محلی استخوان روش مفیدی به نظر می‌رسد. در این راستا پژوهش انجام شده توسط ومارد و هم‌کارانش [۷] نشان داد که رابطه‌ی معناداری میان سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت و بیشینه‌ی بار قابل تحمل سازه^۱ با نیروی لازم برای سوراخ‌کاری استخوان (پارامتر برآورد کننده‌ی پایداری اولیه، پیش از ایمپلنت‌گذاری) و گشتاور ورود ایمپلنت (پارامتر برآورد کننده‌ی پایداری اولیه، پس از ایمپلنت‌گذاری) وجود دارد. برای این کار ۸۰ نمونه‌ی استخوانی از بخش اسفنجی استخوان مهره‌ی انسان و ساق پای گاو به شکل استوانه جدا شده و نیروی لازم برای سوراخ‌کاری و گشتاور ایمپلنت‌گذاری ثبت شده است. پس از ایمپلنت‌گذاری، سازه تحت بارگذاری-باربرداری فشاری با دامنه‌ی افزایشده قرار گرفته و سفتی سازه و بار نهایی به عنوان شاخصه‌های سنجش پایداری با دو پارامتر نیروی سوراخ‌کاری و گشتاور ایمپلنت‌گذاری، ضرایب همبستگی قابل قبولی را از خود نشان داده است. بنابراین انجام بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای را می‌توان به عنوان ابزاری برای بررسی آسیب انباشته شده در استخوان و همچنین تحلیل سفتی ساختار استخوان-ایمپلنت دندان‌نی مورد استفاده قرار داد و آن را به عنوان روشی برای سنجش پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌نی در نظر گرفت. سنجش پایداری اولیه با استفاده از آزمایش‌های برون‌تنی با دشواری‌هایی به شرح زیر همراه است.

۱- استخوان دارای ساختاری ناهمگن با خواص مکانیکی ناهمسان‌گرد است. این ویژگی نه تنها از فردی به فرد دیگر متغیر است بلکه در نواحی استخوانی متفاوت در یک فرد و حتی در یک استخوان از یک فرد خاص نیز وجود دارد.

۲- ایمپلنت‌ها دارای تنوع و طراحی‌های متفاوتی هستند [۱۰]. با توجه به ساختار پیچیده، تفاوت‌های فیزیولوژیکی و ژنتیکی در نمونه‌های استخوانی، انجام یک مطالعه‌ی پارامتری و قابل استناد، نیازمند جامعه‌ی آماری بزرگی از نمونه‌های استخوانی است در حالی که در مدل‌سازی‌های کامپیوتری، مانند مدل‌سازی المان محدود^۲ (FE)، چنین محدودیتی وجود نداشته و در زمان و با هزینه‌ی کم‌تری می‌توان به نتایج مطلوب رسید. با این حال باید نتایج مدل‌های کامپیوتری با نتایج حاصل از

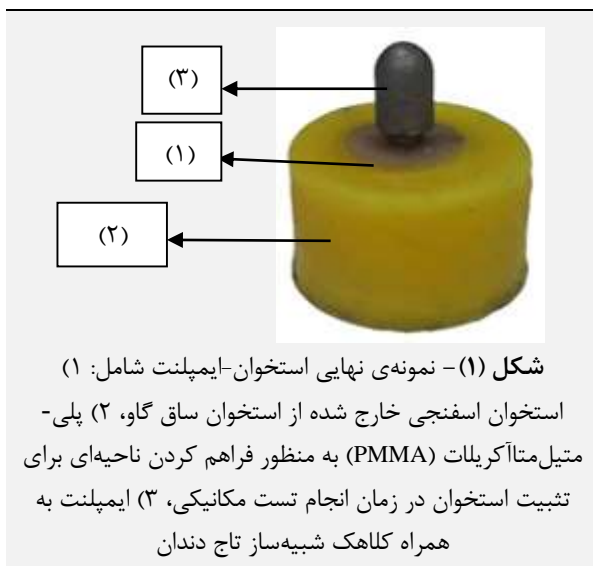
^۳ Micro Computed Tomography

^۴ Voxel Based

^۱ Ultimate Force

^۲ Finite Element

مفصلی استخوان باشد. پس از استخراج نمونه‌ی استخوانی با قطر ۱۵ میلی‌متر، نمونه با استفاده از اره، برش طولی خورده تا به طول حدودی ۲۰ میلی‌متر برسد [۷، ۸]. سپس نمونه‌ی استخوانی در ماده‌ی پلی‌متیل‌متاکریلات (PMMA) قرار داده شده است. دلیل این کار فراهم کردن ناحیه‌ای برای تثبیت استخوان در زمان انجام تست مکانیکی است. ابتدا فرایند دریل کاری طبق پروتکل ارائه شده توسط شرکت تولید کننده‌ی ایمپلنت (Bionik، تهران، ایران) انجام شده است. سپس ایمپلنت دندان‌ی به قطر و طول ۳/۷ و ۸ میلی‌متر با استفاده از موتور جراحی (Surgicube، دیو، کره‌ی جنوبی) با گشتاور ورود ۵۰ نیوتن‌سانتی‌متر و سرعت چرخشی ثابت ۳۰ دور بر دقیقه وارد استخوان شده است. در انتها سرپوش طراحی شده مطابق با استاندارد ISO-14801 به منظور شبیه‌سازی تاج دندان روی اباتمنت^۵ قرار داده شده است (شکل ۱).



شکل (۱) - نمونه‌ی نهایی استخوان-ایمپلنت شامل: (۱)

استخوان اسفنجی خارج شده از استخوان ساق گاو، (۲) پلی-متیل‌متاکریلات (PMMA) به منظور فراهم کردن ناحیه‌ای برای تثبیت استخوان در زمان انجام تست مکانیکی، (۳) ایمپلنت به همراه کلاک شبیه‌ساز تاج دندان

۲-۱-۲- تصویربرداری میکروسی‌تی

به منظور ایجاد هندسه‌ی استخوان در مدل‌سازی میکروالمان محدود لازم است تا از نمونه‌ی استخوان اسفنجی تصاویر میکروسی‌تی تهیه شود. بدین منظور از نمونه‌ی استخوان اسفنجی خارج شده از استخوان ساق گاو پیش از ایمپلنت‌گذاری، تصاویر μ CT (LOTUS-in-Vivo، شرکت بهین نگاره، تهران، ایران - انرژی تیوب=۸۰ کیلوولت، جریان تیوب=۱۰۰ میکروآمپر، زمان کل تصویربرداری=۵۰ دقیقه) با وضوح ۴۰ میکرومتر گرفته شده است (شکل ۲). استخراج تصاویر در نرم‌افزار Avizo از طریق روش قطعه‌قطعه‌سازی انجام

تغییر شکل‌های الاستیک پرداخته شده و توجه لازم به پاسخ سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در طی بارگذاری و تغییر شکل‌های بزرگ صورت نگرفته است. پژوهش حاضر در پی یافتن یک مدل عددی است که بتواند پاسخ سازه‌ی ایمپلنت-استخوان را در تغییر شکل‌های بزرگ نیز مورد بررسی قرار دهد. اهمیت بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌ی در تغییر شکل‌های بزرگ، در این است که می‌تواند چراغ راهی برای بهبود طراحی و کارایی ایمپلنت بی‌درنگ بارگذاری شده باشد. این نوع ایمپلنت‌ها این قابلیت را دارند که ۴۸ ساعت پس از کاشته شدن در استخوان فک بیمار، تحت بارگذاری قرار بگیرند. موفقیت ایمپلنت‌گذاری به این روش نیازمند وجود سطوح بالایی از پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندان‌ی پس از قرار گرفتن در استخوان است. در این راستا ابتدا یک آزمون مکانیکی برون‌تنی^۱ به صورت بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای با دامنه‌ی افزایشده، بر سازه‌ی استخوان-ایمپلنت انجام شده است. در ادامه یک مدل میکروالمان محدود با توجه به شرایط مرزی و بارگذاری مطابق آزمون تجربی ایجاد شده و مورد اعتبارسنجی قرار گرفته است. سپس تاثیر سه پارامتر ضریب اصطکاک میان سطح ایمپلنت و استخوان، شیب سخت شونده‌ی^۲ و کرنش شکست استخوان بر پایداری اولیه‌ی سیستم استخوان-ایمپلنت، به صورت آنالیز حساسیت مورد بررسی قرار گرفته است. از مدل المان محدود ایجاد شده در این پژوهش می‌توان به عنوان ابزاری در جهت بهبود طراحی ایمپلنت‌های دندان‌ی با رویکرد افزایش پایداری اولیه و نهایتاً پایداری ثانویه، بهره گرفت.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- آزمون مکانیکی برون‌تنی

۲-۱-۱- آماده‌سازی نمونه‌ی استخوان

ابتدا یک نمونه‌ی استخوان اسفنجی از بخش پروگزیمال^۳ استخوان ساق گاو استخراج شده و از بخش اپیفیز^۴ استخوان، برشی با ضخامت حدود ۱۰ سانتی‌متر به صورت موازی با سطح مفصلی استخوان ایجاد شده است. در ادامه نمونه‌ی استوانه‌ای شکل با استفاده از گردبر از بخش اسفنجی استخوان خارج شده است. در این مطالعه فرض شده که استخوان اسفنجی ناحیه‌ی پروگزیمال استخوان ساق گاو دارای ساختار همسان‌گرد عرضی است [۱۳]. در نتیجه ضمن نمونه‌برداری سعی شده است که جهت محور اصلی استوانه‌ی استخوان جدا شده، عمود بر سطح

^۱ Epiphysis

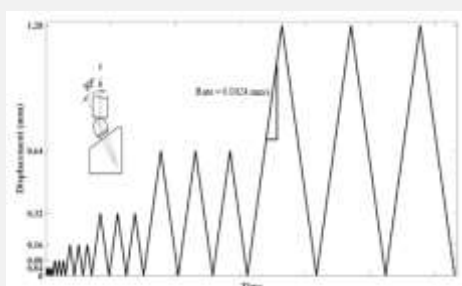
^۵ Abutment

^۱ In-Vitro Mechanical Test

^۲ Hardening Slope

^۳ Proximal

شده است. در ادامه، افزایش دامنه‌ی بارگذاری سبب پیش‌روی آسیب در سازه‌ی استخوان-ایمپلنت شده و موجب کاهش سفتی سازه شده است. سفتی سازه با استفاده از شیب سکانت^۱ سومین سیکل در هر دامنه‌ی جابه‌جایی اندازه‌گیری شده است. بیش‌ترین نیروی قابل تحمل سازه (Fultimate) به عنوان اولین مقدار بیشینه‌ی محلی منحنی نیرو-جابه‌جایی در نظر گرفته شده که در این مقاله، این پارامتر نشان‌گری از وضعیت پایداری اولیه در تغییر شکل‌های بزرگ است. به منظور به دست آوردن منحنی پیوسته‌ی تقریبی (منحنی پوش^۲) از روند تغییرات نیرو نسبت به جابه‌جایی اعمالی، یک تابع چندجمله‌ای^۳ از نقاط اکسترمم^۴ نسبی منحنی نیرو-جابه‌جایی گذرانده شده است.



شکل (۳) - پروتکل آزمون مکانیکی شبه‌استاتیک بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای روی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت، دامنه‌ی بارگذاری افزایشنده با نرخ ثابت جابه‌جایی ۰/۰۰۲۴ میلی‌متر بر ثانیه و هر مرحله از بارگذاری شامل سه سیکل است

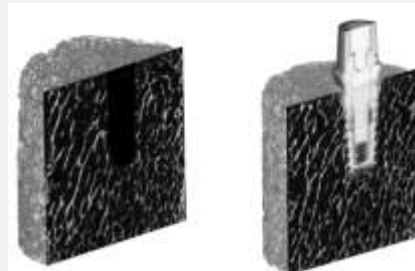


شکل (۴) - نحوه‌ی راه‌اندازی آزمون مکانیکی، نمای جانبی از نحوه‌ی قرارگیری نمونه‌ی استخوان-ایمپلنت در گیره‌ی طراحی شده در دستگاه بارگذاری هیدرولیکی Zwick

۲-۲- مدل‌سازی میکروالمان محدود

هندسه‌ی سه‌بعدی استخوان اسفنجی و ایمپلنت دندانی با پردازش تصاویر میکروسی‌تی و استفاده از تکنیک مقطع‌نگاری^۵

شده است. بدین منظور طیف خاکستری برای بافت استخوان حدود ۴۸۰۰ تا ۱۰۰۰۰ و برای ایمپلنت حدود ۱۲۵۰۰ به بالا در نظر گرفته شده است. پس از انجام قطعه‌قطعه‌سازی تصویر، میزان کسر حجمی نمونه‌ی استخوانی معادل ۳۱٪ به دست آمده که در محدوده‌ی کسر حجمی گزارش شده برای استخوان اسفنجی ناحیه‌ی بالایی استخوان ساق پای گاو است [۱۴].



شکل (۲) - تصاویر میکروسی‌تی با رزولوشن ۴۰ میکرومتر پس از دریل‌کاری (چپ) و پس از ایمپلنت‌گذاری (راست)

۲-۱-۳- تست مکانیکی

تست مکانیکی انجام شده در این مطالعه برگرفته از تست استاندارد ISO-14801 است. این استاندارد مربوط به تست خستگی ایمپلنت‌های دندانی بوده که در آن به جای بارگذاری خستگی از بارگذاری-باربرداری دوره‌ای با دامنه‌ی افزایشنده استفاده شده است (شکل ۳) [۱۵]. یکی از مزیت‌های انجام این آزمون، یافتن تغییرات سفتی استخوان-ایمپلنت پس از باربرداری است. بدین منظور یک سازه‌ی گیردار برای تثبیت نمونه‌ی استخوان-ایمپلنت به صورت اختصاصی طراحی شده است. برای شبیه‌سازی بیش‌ترین نیروی جویدن، راستای محور اصلی نمونه‌ی ایمپلنت-استخوان با راستای محور شفت دستگاه بارگذاری زاویه‌ی ۳۰ درجه می‌سازد. نمونه با نرخ ثابت جابه‌جایی ۰/۰۰۲۴ میلی‌متر بر ثانیه به صورت جابه‌جایی-کنترل تا دامنه‌ی ۱/۲۸ میلی‌متر به صورت افزایشی بارگذاری شده است [۷]. به منظور اطمینان از تکرارپذیری نتایج، هر دامنه‌ی جابه‌جایی در سه دوره‌ی متوالی بر سازه اعمال شده است. آزمون مکانیکی این مطالعه با استفاده از دستگاه هیدرولیکی زوئیک (Zwick\Roell, Z050, آلمان) و به صورت شبه‌استاتیک به منظور یافتن سفتی و بار نهایی انجام شده است (شکل ۴). در این مقاله سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت به عنوان پارامتر نشان‌گر پایداری اولیه در تغییر شکل‌های کوچک در نظر گرفته

^۱ Extremum

^۵ Segmentation

^۱ Secant

^۲ Envelope Curve

^۳ Polynomial Function

خواص مکانیکی استخوان اسفنجی گاو در مقیاس میکروساختار، بر اساس مدل ساختاری^۱ ارائه شده توسط ورنر [۱۶] در نظر گرفته شده است. این مدل توانایی شبیه‌سازی و ماندگی استخوان اسفنجی در تغییر شکل‌های بزرگ را دارد. استخوان اسفنجی در این مدل به صورت یک ماده با رفتار الاستیک-پلاستیک در نظر گرفته شده که متشکل از رویه‌ی تسلیم میزز بوده که به وسیله‌ی یک سرپوش در بخش تنش‌های کششی محدود شده است. در نظر گرفتن رویه‌ی تسلیم بدین شکل سبب ایجاد وجه تمایزی میان تنش تسلیم استخوان در فشار و کشش می‌شود. رفتار پساتسلیم استخوان با سخت شوندگی خطی در نظر گرفته شده است. در یک مطالعه نشان داده شده است که کاهش سفتی ناشی از آسیب رایج مشاهده شده در استخوان اسفنجی را می‌توان با استفاده از تکنیک حذف المان، شبیه‌سازی کرد [۸، ۱۶]. بنابراین به منظور مدل کردن آسیب، از تکنیک حذف المان استفاده شده است. در این روش، المان‌های استخوان پس از رسیدن کرنش پلاستیک به یک مقدار آستانه حذف می‌شوند. مدل ساختاری چنین رفتاری را می‌توان با استفاده از سابروتین‌نویسی در قالب VUMAT در نرم‌افزار Abaqus 2014 و با استفاده از تکنیک حذف المان پیاده‌سازی کرد. ثابت‌های این مدل ساختاری در جدول (۱) گزارش شده که E مدول یانگ، ν ضریب پواسون، σ_y^+ و σ_y^- تنش تسلیم در کشش و فشار و ϵ_f^+ و ϵ_f^- کرنش شکست در کشش و فشار استخوان اسفنجی است.

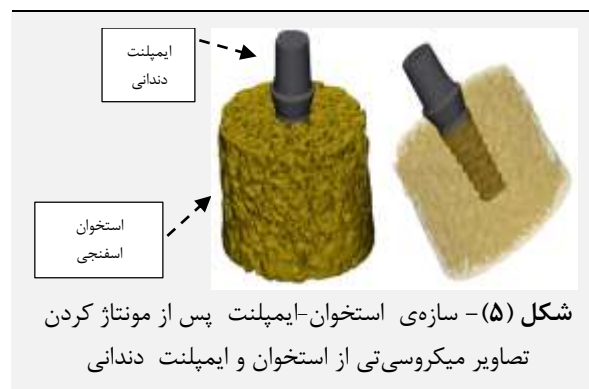
جدول (۱) - ثابت‌های مدل ساختاری الاستیک-پلاستیک برای

استخوان اسفنجی [۱۷]

E MPa	ν	σ_y^+ MPa	σ_y^- MPa	ϵ_f^+	ϵ_f^-	Hardening % of E
۱۵۰۰۰	۰/۳	۶۰/۸	۸۳/۶	۰/۲۴	۰/۲۴	۱۵

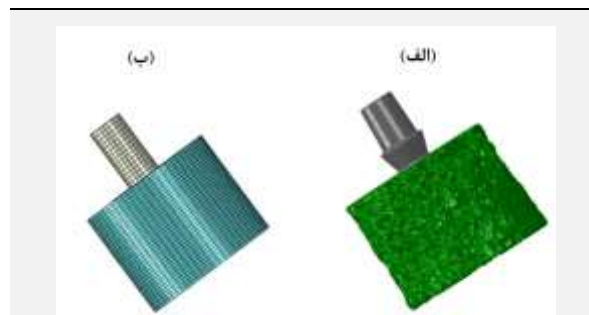
با توجه به اختلاف قابل توجه خواص الاستیک استخوان و تیتانیوم، ایمپلنت در این شبیه‌سازی به عنوان یک ماده‌ی صلب در نظر گرفته شده است [۱۸]. در نهایت باید آنالیز حساسیت بر مدل میکروالمان محدود انجام شده تا بهترین مقادیر با توجه به نتایج حاصل از تست آزمایشگاهی به مدل نسبت داده شود. با توجه به امکانات موجود و هزینه‌ی مالی و زمانی محاسبات کامپیوتری، در این پژوهش آنالیز حساسیت روی مدل میکروالمان محدود انجام نگرفته بلکه ابتدا یک مدل المان محدود ساده شده از سازه‌ی استخوان-ایمپلنت با خواص مکانیکی، شرایط مرزی و بارگذاری مشابه مدل میکروالمان

در نرم‌افزار Avizo ۲۰۱۹/۱ ایجاد شده است. در ادامه به منظور ایجاد مدل مونتاژی ایمپلنت و استخوان و ایجاد مش المان محدود، مدل سه‌بعدی استخوان به همراه ایمپلنت دندان‌ی وارد نرم‌افزار 3Matic Research 13.0 شده است (شکل ۵).



شکل (۵) - سازه‌ی استخوان-ایمپلنت پس از مونتاژ کردن تصاویر میکروسی‌تی از استخوان و ایمپلنت دندان‌ی

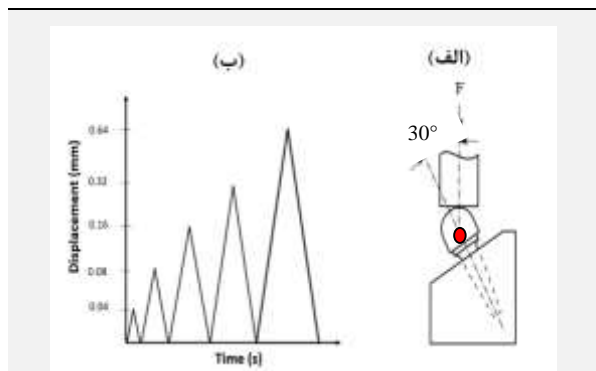
در نهایت مدل ایمپلنت و استخوان با استفاده از المان‌های هرمی شکل با طول بیشینه‌ی لبه‌ی ۱۰۰ میکرومتر، المان‌بندی شده است. استخوان و ایمپلنت به ترتیب دارای ۸۲۲۰۰۰ و ۱۳۷۰۰۰ المان تتراهدرال هستند. به منظور کاهش زمان و هزینه‌ی محاسبات کامپیوتری در شبیه‌سازی، سازه‌ی استخوان-ایمپلنت تا دامنه‌ی جابه‌جایی ۰/۶۴ میلی‌متر بارگذاری شده و هم‌چنین استخوان اطراف ایمپلنت به صورت مکعب مستطیلی با عرض و طول ۸ و ارتفاع ۱۱ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. این ابعاد با توجه به اندازه‌ی بیش‌ترین دامنه‌ی بارگذاری بر ایمپلنت و طول ایمپلنت انتخاب شده است (شکل ۶). در تحلیل المان محدود، نمونه‌ی استخوانی از اطراف مقید شده چرا که در حالت کلینیکی، استخوان فکی که در آن ایمپلنت دندان‌ی قرار می‌گیرد از اطراف مقید است. از طرفی با توجه به شرایط در نظر گرفته شده در آزمون مکانیکی بر اساس ISO-14801، این الزام ایجاد می‌شود که مدل سازی نیز بر اساس همین استاندارد صورت گیرد که بر اساس آن علاوه بر مقید نمودن اطراف، کف مدل نیز باید مقید شود.



شکل (۶) - نمای جانبی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت، (الف) مدل میکروالمان محدود، (ب) مدل المان محدود ساده شده

^۱ Constitutive Model

نواحی اطراف و کف استوانه‌ی استخوان اسفنجی در سه جهت اصلی مقید شده است. در ادامه بارگذاری سیکلی مطابق آزمون مکانیکی برون‌تنی انجام شده روی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت اعمال گردیده است. بدین منظور ابتدا یک نقطه‌ی مرجع کوپل به ایمپلنت تعریف شده و پروتکل بارگذاری بر این نقطه‌ی مرجع اعمال شده است. نحوه‌ی اعمال جابه‌جایی بر ایمپلنت در نمودار شکل (۷-الف) و نحوه‌ی اعمال بارگذاری و باربرداری به صورت شماتیک در شکل (۷-ب) نشان داده شده است. بارگذاری با جابه‌جا کردن نقطه‌ی مرجع به مقادیر 0.04 ، 0.08 ، 0.16 ، 0.32 و 0.64 میلی‌متر به عنوان بیشینه‌ی جابه‌جایی در هر سیکل در راستای نیروی F اعمال شده است. در هر باربرداری نیز نقطه‌ی مرجع به مکان اولیه‌ی خود باز گردانده شده است.



شکل (۷) - الف) شماتیک سازه‌ی استخوان-ایمپلنت و جهت بارگذاری بر نقطه‌ی مرجع کوپل شده به ایمپلنت (نقطه‌ی قرمز)، ب) پروتکل بارگذاری و باربرداری انجام شده روی سازه

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- مقایسه‌ی نتایج مدل عددی با مدل تجربی

نمودار نیرو-جابه‌جایی حاصل از آزمون مکانیکی برون‌تنی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای بر سازه‌ی استخوان-ایمپلنت، برای شش مرحله تا جابه‌جایی $1/28$ میلی‌متر در شکل (۸) نشان داده شده است. روند تغییرات نیرو نشان می‌دهد که ابتدا سازه‌ی استخوان-ایمپلنت در برابر تغییر شکل وارد شده مقاومت کرده و سپس نیرو افت یک‌باره‌ی را پس از اعمال جابه‌جایی 0.32 میلی‌متر تجربه می‌کند. این موضوع نشان دهنده‌ی شروع رشد آسیب و گسترش میکروترک‌های ایجاد شده در استخوان اطراف ایمپلنت است. در ادامه افزایش دامنه‌ی بارگذاری سبب افزایش آسیب استخوان و در نتیجه کاهش هر چه بیش‌تر مقدار سفتی سازه می‌شود. مقادیر سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت در هر مرحله از بارگذاری حاصل از

محدود ایجاد شده و در ادامه آنالیز حساسیت نسبت به ثابت‌های مدل ساختاری مورد بررسی قرار گرفته است. ایمپلنت در مدل المان محدود ساده شده به صورت یک استوانه‌ی بدون رزوه در داخل استخوانی به شکل استوانه با قطر و طولی مشابه نمونه‌ی استخوان اسفنجی مدل میکروالمان محدود، در نظر گرفته شده است (شکل ۶). در این مطالعه از آنالیز حساسیت به فرم آماری استفاده شده است. این روش می‌تواند حساسیت خروجی مدل نسبت به یک یا چند پارامتر ورودی را مورد ارزیابی قرار دهد [۱۹]. پارامترهای ورودی شامل ضریب اصطکاک میان سطوح ایمپلنت و استخوان، ضریب سخت شونده‌گی و کرنش شکست استخوان اسفنجی بوده (جدول ۲) که تاثیر تغییر این پارامترها بر منحنی نیرو-جابه‌جایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت مورد بررسی قرار گرفته است. در این راستا یک پارامتر به صورت متغیر و دو پارامتر دیگر به صورت ثابت در نظر گرفته شده و سپس تاثیر پارامتر متغیر روی مقادیر سفتی حاصل از نمودار نیرو-جابه‌جایی به دست آمده از تحلیل المان محدود مورد بررسی قرار گرفته است. نحوه‌ی انجام آنالیز حساسیت در مطالعه‌ی حاضر و مقادیر هر یک از پارامترهای جدول (۲)، بر اساس مطالعه‌ی [۱۷] بوده و مدول یانگ و اندازه‌ی المان در تمام حالت‌ها ثابت در نظر گرفته شده است.

جدول (۲) - پارامترها و مقادیر در نظر گرفته شده برای انجام آنالیز حساسیت در مدل المان محدود ساده شده

پارامتر آنالیز	ضریب اصطکاک	شیب سخت شونده‌گی (E)	کرنش شکست
اصطکاک	0.3 ، 0.7	15	0.24
شیب سخت شونده‌گی	0.3	30 ، 15 ، 0	0.24
کرنش شکست	0.3	15	0.12 ، 0.24 ، 0.48

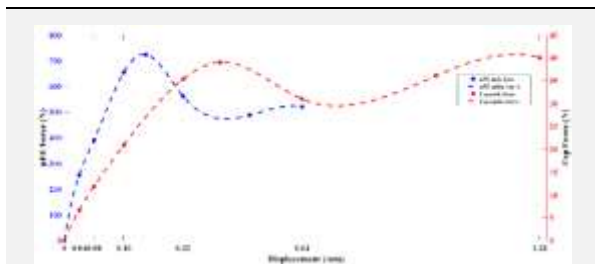
سطح تماس میان استخوان-ایمپلنت از نوع تماس عمومی^۱ مربوط به حل گر صریح آباکوس^۲ تعریف شده است. با توجه به استفاده از تکنیک حذف المان، باید سطوح تماسی در هر گام زمانی حل، شناسایی و مجدداً تعریف شوند. در ادامه از یک مدل تماسی با ضریب اصطکاک 0.3 استفاده شده است. ضریب اصطکاک ایمپلنت دندان‌ی و استخوان اسفنجی بر اساس مطالعات گذشته، در بازه‌ی 0.7 تا 0.2 گزارش شده است [۲۰].

^۱ Abaqus Explicit

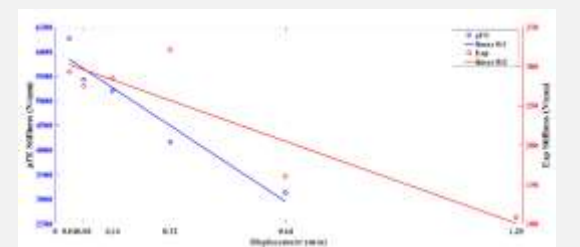
^۲ General Contact

است که در مدل میکروالمان محدود، المان‌ها پس از رسیدن به یک کرنش پلاستیک آستانه، حذف شده و اثر خرد شدگی و له شدگی استخوان‌های اسفنجی در مدل المان محدود قابل مشاهده و بررسی نمی‌باشد. به همین دلیل با افزایش دامنه‌ی بارگذاری، سفتی سازه به صورت پیوسته افت می‌کند. در نهایت نیز با افزایش دامنه‌ی بارگذاری و رسیدن به بار نهایی، سفتی سازه دچار افت قابل توجهی نسبت به سفتی اولیه می‌شود.

به منظور بررسی اعتبارسنجی مدل میکروالمان محدود با نتایج آزمون مکانیکی برون‌تنی، منحنی‌های پوش حاصل از هر دو مدل عددی و تجربی با یکدیگر مقایسه شده است (شکل ۹). مشاهده می‌شود که علی‌رغم تفاوت‌های کمی، روند تغییرات نیروی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود هم‌خوانی کیفی قابل قبولی با روند تغییرات نیروی به دست آمده از آزمون مکانیکی برون‌تنی دارد. علاوه بر این در شکل (۱۰) مقادیر سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت در هر جابه‌جایی حاصل از آزمون برون‌تنی و مدل‌سازی میکروالمان محدود قابل مشاهده بوده که نشان می‌دهد روند کلی تغییرات سفتی سازه در هر دو مدل تجربی و عددی به صورت نزولی است.



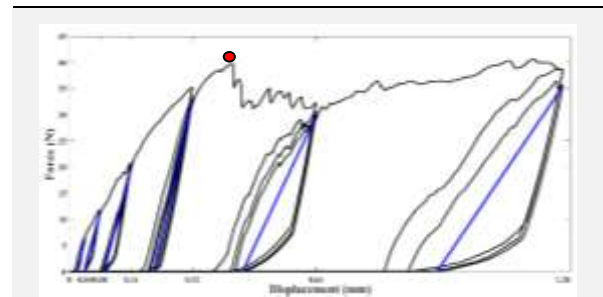
شکل (۹) - منحنی پوش نیرو-جابه‌جایی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود (منحنی آبی) و به دست آمده از آزمون مکانیکی برون‌تنی (منحنی قرمز)، دایره‌های قرمز و آبی به ترتیب معرف نقاط اکسترمم نسبی نیروی به دست آمده هستند



شکل (۱۰) - رابطه‌ی میان سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت به دست آمده از آزمون مکانیکی برون‌تنی و سفتی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود در جابه‌جایی‌های اعمال شده، منحنی‌های قرمز و آبی به ترتیب روند تغییرات سفتی نسبت به جابه‌جایی را برای مدل تجربی و مدل عددی نشان می‌دهند

با مقایسه‌ی منحنی‌های پوش نیرو-جابه‌جایی و روند تغییرات سفتی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود و نتایج

آزمون مکانیکی تجربی برون‌تنی و مدل میکروالمان محدود در جدول (۳) گزارش شده است.



شکل (۸) - منحنی نیرو-جابه‌جایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت تا جابه‌جایی ۱/۲۸ میلی‌متر، نقطه‌ی قرمز نشان‌گر بار نهایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت است که پس از آن سفتی سازه افت قابل توجهی را تجربه می‌کند، سفتی سکانت با خطوط آبی در سیکل سوم در هر جابه‌جایی رسم شده است که با افزایش دامنه‌ی جابه‌جایی کاهش می‌یابد

جدول (۳) - مقدار سفتی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در مراحل مختلف بارگذاری حاصل از آزمون مکانیکی برون‌تنی و مدل میکروالمان محدود

سفتی عددی (N/mm)	سفتی تجربی (N/mm)	دامنه‌ی بارگذاری (mm)
۶۲۷۰	۲۹۳	۰/۰۴
۵۴۳۰	۲۷۵	۰/۰۸
۵۲۰۰	۲۸۵	۰/۱۶
۴۱۶۰	۳۲۱	۰/۳۲
۳۱۳۰	۱۶۰	۰/۶۴
-	۱۰۸	۱/۲۸

با توجه به منحنی نیرو-جابه‌جایی حاصل از آزمون تجربی (شکل ۸ و جدول ۳)، مشاهده می‌شود که سفتی سازه تا قبل از رسیدن به بار نهایی، ابتدا به صورت جزئی افزایش یافته و پس از رسیدن به بار نهایی، به مقدار ۵۴٪ سفتی اولیه کاهش می‌یابد. در واقع سفتی آزمون مکانیکی در سه مرحله‌ی اول بارگذاری تقریباً یک‌سان بوده و تفاوت آن‌ها حدود ۶٪ است. در مرحله‌ی ۴، سفتی حدود ۱۲٪ نسبت به مرحله‌ی پیشین افزایش یافته که دلیل این افزایش جزئی سفتی سازه در جابه‌جایی‌های کوچک می‌تواند ناشی از افزایش سطح تماس رزوه‌های ایمپلنت با استخوان اطراف در اثر افزایش دامنه‌ی بار اعمال شده به ایمپلنت به همراه حضور استخوان‌های خرد شده در اطراف ایمپلنت باشد. این موضوع به نوعی می‌تواند سبب افزایش مقاومت محلی استخوان در برابر بار فشاری وارد شده از طرف ایمپلنت شده و منجر به افزایش موضعی سفتی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در نمودار نیرو-جابه‌جایی شود. این در حالی

دارد. با این حال تفاوت‌هایی از نظر کمی مشاهده می‌شود. یکی از دلایل این اختلاف مشاهده شده می‌تواند مربوط به اندازه‌ی ثابت‌های در نظر گرفته شده برای مدل ساختاری استخوان اسفنجی باشد. به منظور بررسی دلایل این اختلاف لازم است تا آنالیز حساسیت روی ثابت‌های مدل ساختاری استخوان اسفنجی در نظر گرفته شده در مدل میکروالمان محدود سازه‌ی ایمپلنت-استخوان انجام شود. در ادامه نتایج و بحث مربوط به آنالیز حساسیت گزارش شده است.

۳-۲- نتایج آنالیز حساسیت

در شبیه‌سازی فرایند بارگذاری-باربرداری روی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان، اثر سه عامل اصطکاک، شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی بر سفتی اولیه و بار نهایی برای یک مدل المان محدود ساده شده (شکل ۶-ب) مورد بررسی قرار گرفته است. در حقیقت لازم است تا آنالیز حساسیت روی مدل میکروالمان محدود سازه‌ی ایمپلنت-استخوان انجام شود اما به دلیل هزینه و زمان بسیار زیاد محاسبات کامپیوتری مدل میکروالمان محدود، در این پژوهش این آنالیز حساسیت روی یک مدل ساده شده از نظر شرایط مرزی و هندسی از سازه‌ی استخوان-ایمپلنت انجام شده است. در مدل المان محدود ساده شده از سازه‌ی استخوان-ایمپلنت، استخوان به صورت یک ماده‌ی بدون تخلخل و ایمپلنت دندان‌نی و اباتمنت به صورت یک استوانه و بدون رزوه در نظر گرفته شده است.

اثر اصطکاک بر پاسخ سیستم استخوان-ایمپلنت در بارگذاری سیکلی برای سه ضریب اصطکاک ۰، ۰/۳ و ۰/۷ بررسی شده است. نمودارهای نیرو-جاب‌جایی به دست آمده در شکل (۱۱) نشان داده شده است. افزایش ضریب اصطکاک از ۰ به ۰/۷ سبب افزایش سفتی اولیه از ۲۱/۷ به ۴۰ کیلونیوتن بر میلی‌متر شده و همچنین سبب افزایش نیروی بیشینه در هر مرحله از بارگذاری تا قبل از ایجاد آسیب (حذف المان) در استخوان شده است. میزان افزایش سفتی اولیه در اثر افزایش ضریب اصطکاک از ۰ به ۰/۳ به ۰/۷ و از ضریب اصطکاک ۰/۳ به ۰/۷ به مقدار ۳۹٪ است. افزایش ضریب اصطکاک از ۰/۳ به ۰/۷ اثر قابل توجهی بر مقدار بار نهایی سازه نداشته است.

۳-۲-۱- ضریب اصطکاک

اثر ضریب اصطکاک بر پاسخ سیستم ایمپلنت-استخوان با تغییر مقدار ضریب اصطکاک از ۰ به ۰/۷ بر اساس بازه‌ی گزارش شده در مرجع [۲۰] مورد بررسی قرار گرفته است. مطابق انتظار، سفتی اولیه‌ی سازه با افزایش ضریب اصطکاک افزایش می‌یابد

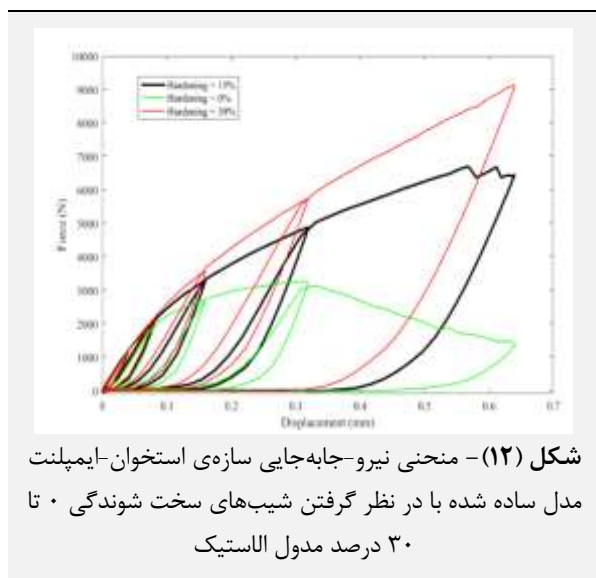
به دست آمده از آزمون تجربی، مشاهده می‌شود که مدل میکروالمان محدود قابلیت پیش‌بینی رفتار سازه‌ی استخوان-ایمپلنت را به صورت کیفی دارد. در حالی که در منحنی پوش نیرو-جاب‌جایی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود، نیروی بیشینه پس از اعمال جاب‌جایی ۰/۱۶ میلی‌متر اتفاق افتاده، اما بار نهایی و افت یک‌باره‌ی نیرو در آزمون تجربی، پس از اعمال جاب‌جایی ۰/۳۲ میلی‌متر اتفاق می‌افتد (شکل ۹). به بیان دیگر رفتار پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود دارای یک تاخیر فاز نسبت به رفتار نمونه‌ی مشاهده شده‌ی ایمپلنت-استخوان در آزمون برون‌تنی است. این تفاوت می‌تواند ناشی از تاثیر شرایط تماسی سطوح ایمپلنت و استخوان اطراف آن، نظیر ضریب اصطکاک میان سطوح و هم‌چنین ناشی از ثابت‌های مدل ساختاری در نظر گرفته شده برای استخوان اسفنجی در مدل میکروالمان محدود باشد. بنابراین لازم است تا حساسیت منحنی نیرو-جاب‌جایی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود، نسبت به ثابت‌هایی نظیر شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی مورد بررسی قرار گیرد. با توجه به تعداد زیاد المان‌ها و زمان‌بر بودن حل مدل میکروالمان محدود، آنالیز حساسیت روی یک مدل المان محدود ساده شده از سازه‌ی استخوان-ایمپلنت انجام شده است.

با مقایسه‌ی منحنی‌های پوش نیرو-جاب‌جایی حاصل از آزمون تجربی و مدل میکروالمان محدود مشاهده می‌شود که بار نهایی سازه در جاب‌جایی یک‌سانی برای هر دو روش رخ نمی‌دهد (شکل ۹). در منحنی پوش نیرو-جاب‌جایی آزمون تجربی، بیشینه‌ی بار سازه پس از اعمال جاب‌جایی ۰/۳۲ میلی‌متر و در مدل میکروالمان محدود بار بیشینه‌ی سازه پس از اعمال جاب‌جایی ۰/۱۶ میلی‌متر اتفاق می‌افتد. به نوعی رفتار کیفی پیش‌بینی شده توسط مدل عددی دارای یک اختلاف فاز نسبت به آزمون تجربی است. در ادامه پس از افت اولیه‌ی نیرو، مقدار نیرو در هر دو مدل تجربی و عددی با افزایش جاب‌جایی اعمال شده افزایش می‌یابد (شکل ۹). دلیل این افزایش در منحنی پوش نیرو-جاب‌جایی هر دو مدل عددی و تجربی ناشی از مقاومت استخوان‌های خرد شده در دو ناحیه‌ی تماس مستقیم ایمپلنت-استخوان و استخوان نواحی دورتر از سطح ایمپلنت در برابر نیروی وارد شده از طرف ایمپلنت به استخوان است. این پدیده تنها در جاب‌جایی‌های بزرگ برای هر دو مدل عددی و تجربی قابل رویت است.

به طور کلی می‌توان مشاهده کرد که مدل میکروالمان محدود به صورت کیفی توانایی پیش‌بینی روند تغییرات نیروی تحمل شده و هم‌چنین سفتی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت را به خوبی

۳-۲-۲- ضریب سخت شونده‌گی

برای شیب سخت شونده‌گی مقادیر ۰٪ (پلاستیک کامل)، ۱۵٪ و ۳۰٪ مدول یانگ، در دو بخش فشاری و کششی در نظر گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهند که افزایش مقدار شیب سخت شونده‌گی از حالت ۰٪ به ۳۰٪ سبب افزایش مقدار بار نهایی سازه از ۳/۲۶ به ۹/۰۷ کیلونیوتن می‌شود. افزایش شیب سخت شونده‌گی سبب می‌شود که در کرنش یک‌سان، تنش بیش‌تری در یک المان با شیب سخت شونده‌گی بزرگ‌تر نسبت به المانی با شیب سخت شونده‌گی کوچک‌تر ایجاد شود. از طرف دیگر مقدار شیب سخت شونده‌گی اثر مستقیمی بر زمان شروع آسیب، یعنی افت سفتی سازه دارد. همان‌طور که در شکل (۱۲) مشاهده می‌شود، در شیب سخت شونده‌گی ۳۰٪ (نمودار قرمز) هیچ حذف المانی صورت نگرفته و سفتی سازه کاهش نمی‌یابد.

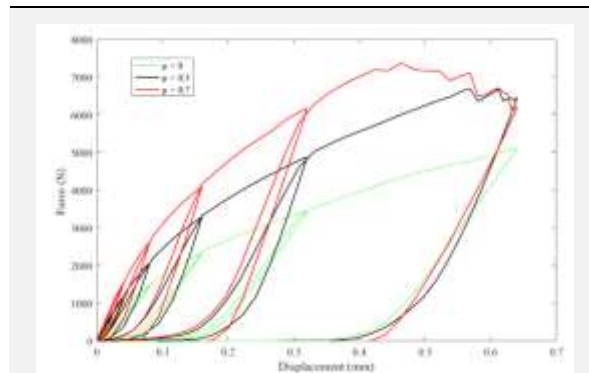


شکل (۱۲) - منحنی نیرو-جاب‌جایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت مدل ساده شده با در نظر گرفتن شیب‌های سخت شونده‌گی ۰ تا ۳۰ درصد مدول الاستیک

۳-۲-۳- کرنش نهایی

تکنیک حذف المان برای کرنش‌های نهایی ۱۲٪، ۲۴٪ و ۴۸٪ مورد ارزیابی قرار گرفته است. افزایش کرنش نهایی در شیب سخت شونده‌گی ۱۵٪ در المان‌هایی که وارد ناحیه‌ی پلاستیک شده‌اند، سبب افزایش تنش می‌شود. همان‌طور که در شکل (۱۳) مشاهده می‌شود، افزایش کرنش نهایی هیچ اثری بر سفتی اولیه‌ی سازه ندارد. با این حال افزایش کرنش نهایی از مقدار ۱۲٪ به ۴۸٪ سبب افزایش چشم‌گیر بار نهایی از ۲۷/۱ به ۱۰/۷ کیلونیوتن می‌شود. چنین رفتاری با توجه به تغییر آستانه‌ی حذف المان، ضمن یک‌سان بودن شرایط مرزی و بارگذاری قابل انتظار است. به عبارت دیگر افزایش کرنش نهایی سبب مقاومت بیش‌تر المان‌ها نسبت به تغییر شکل پلاستیک شده و موجب ایجاد تاخیر در شروع آسیب استخوان (افت شیب نمودار)

چرا که افزایش ضریب اصطکاک سبب افزایش تنش‌های برشی در سطح ایمپلنت و استخوان می‌شود. نرخ افزایش سفتی اولیه در اثر افزایش ضریب اصطکاک از مقدار ۰ به ۰/۳ به طور تقریبی برابر با نرخ افزایش سفتی اولیه در اثر افزایش ضریب اصطکاک از ۰/۳ به ۰/۷ بوده که با مطالعه‌ی [۲۱] هم‌خوانی دارد.



شکل (۱۱) - منحنی نیرو-جاب‌جایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت مدل ساده شده (شکل ۶-ب) با استفاده از روش اجزای محدود با در نظر گرفتن ضرایب اصطکاک صفر، ۰/۳ و ۰/۷ در سطح تماس ایمپلنت و استخوان

هم‌چنین شکل (۱۱) نشان می‌دهد که افزایش ضریب اصطکاک سبب افزایش مقدار نیروی بیشینه در هر مرحله از بارگذاری و به طور کلی سبب افزایش بار نهایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت می‌شود. با این وجود افزایش ضریب اصطکاک از مقدار ۰/۳ به ۰/۷ تقریباً هیچ اثری بر اندازه‌ی بار نهایی سازه نداشته است (جدول ۴). این موضوع به این دلیل است که در زمانی که ضریب اصطکاک افزایش می‌یابد، تنش برشی در المان‌های استخوان در تماس با ایمپلنت افزایش یافته و پس از رسیدن به کرنش نهایی، حذف المان اتفاق می‌افتد. در این حالت بار نهایی دیگر وابسته به ضریب اصطکاک نیست. در نتیجه این آنالیز نشان می‌دهد که در صورت استفاده از ضریب اصطکاک کم‌تر از ۰/۳ در مدل میکروالمان محدود می‌توان انتظار داشت که منحنی نیرو-جاب‌جایی و سفتی پیش‌بینی شده، خطای کم‌تری با نتایج آزمون تجربی داشته باشد.

جدول (۴) - مقادیر سفتی اولیه و بار نهایی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در ضرایب اصطکاک متفاوت برای مدل ساده شده (شکل ۶-ب) با استفاده از روش اجزای محدود

ضریب اصطکاک	سفتی اولیه (kN/mm)	بار نهایی (kN)
۰	۲۱/۷	۵/۱۱
۰/۳	۲۸/۷۷	۶/۴۴
۰/۷	۴۰	۶/۲

هم‌چنین نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که افزایش هر دو متغیر شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی، تاثیر قابل توجهی بر سفتی اولیه‌ی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان ندارد (جدول‌های ۵ و ۶). با توجه به این موضوع که سفتی اولیه‌ی سازه در بارگذاری با دامنه‌ی ۰/۰۴ میلی‌متر به دست می‌آید، در این محدوده‌ی بارگذاری، رفتار سازه‌ی ایمپلنت-استخوان بیش‌تر تحت تاثیر مدول الاستیسیته‌ی استخوان بوده و به صورت برگشت‌پذیر تغییر شکل می‌دهد. در نتیجه شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی تاثیر قابل توجهی بر سفتی اولیه‌ی سازه در مدل‌های محدود ساده شده نخواهند داشت. با این حال‌المان‌های استخوان در مدل میکروالمان محدود نسبت به‌المان‌های مدل ساده شده، بسیار کوچک‌تر هستند و از طرف دیگر هر چه اندازه‌ی‌المان کوچک‌تر باشد، مقاومت در برابر کرنش پلاستیک بیش‌تر کاهش یافته و در مقایسه با‌المان بزرگ‌تر، این‌المان‌ها زودتر حذف می‌شوند. در نتیجه در مدل میکروالمان محدود می‌توان انتظار داشت که تغییر شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی بر سفتی اولیه‌ی سازه می‌تواند بسیار موثر باشد. هر چند تاثیر آن در این مطالعه مورد بررسی قرار نگرفته است.

جدول (۶) - پارامترها و مقادیر در نظر گرفته شده برای انجام

آنالیز حساسیت در مدل‌المان محدود ساده شده

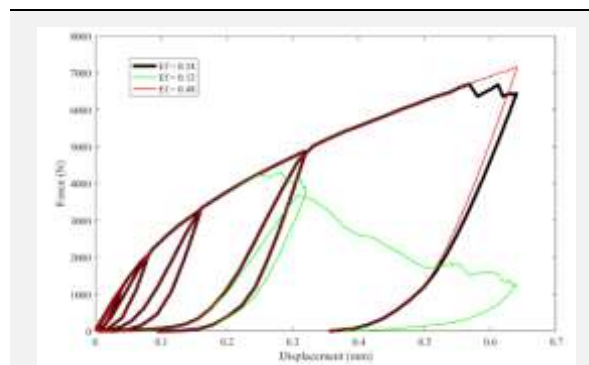
کرنش نهایی	سفتی اولیه (kN/mm)	بار نهایی (kN)
٪۱۲	۲۸/۷۷	۱/۲۷
٪۲۴	۲۸/۷۷	۶/۴۴
٪۴۸	۲۸/۷۷	۷/۱

نکته‌ی مهم دیگر در رابطه با تفاوت قابل توجه اندازه‌ی‌المان‌های مدل میکروالمان محدود نسبت به مدل‌المان محدود ساده شده این است که کوچک بودن اندازه‌ی‌المان‌ها و هم‌چنین متخلخل بودن ساختار استخوان در مدل میکروالمان محدود باعث می‌شود تا‌المان‌های مدل میکروالمان محدود مقاومت کم‌تری در برابر کرنش پلاستیک داشته باشند و در جابه‌جایی‌های کوچک‌تری نسبت به مدل‌المان محدود ساده شده حذف شوند. این موضوع سبب افت جزئی سفتی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در مراحل بارگذاری با دامنه‌ی جابه‌جایی کوچک می‌شود. این توضیحات توجیه‌کننده‌ی اختلاف عددی زیاد میان منحنی نیرو-جابه‌جایی پیش‌بینی شده‌ی مدل میکروالمان محدود و مدل‌المان محدود ساده شده است.

۴- نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، ایجاد و اعتبارسنجی یک مدل میکروالمان محدود بر اساس آزمون مکانیکی برون‌تنی بارگذاری-باربرداری

می‌شود که ناشی از حذف‌المان‌های استخوان در ناحیه‌ی تماس ایمپلنت و استخوان است.



شکل (۱۳) - منحنی نیرو-جابه‌جایی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت مدل ساده شده با در نظر گرفتن کرنش‌های نهایی ٪۱۲، ٪۲۴ و ٪۴۸ برای استخوان اسفنجی

با توجه به شکل‌های (۱۲) و (۱۳) مشاهده می‌شود که افزایش شیب سخت شوندگی از مقدار ۰ به ۳۰ درصد و افزایش کرنش نهایی از مقدار ۰/۱۲ به ۰/۴۸، به ترتیب سبب افزایش بار نهایی سازه به میزان ٪۶۵ و ٪۸۲ می‌شود (جدول ۵). این رفتار به این دلیل است که افزایش شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی، سبب افزایش تنش‌های برشی در استخوان و هم‌چنین افزایش نیروی برشی ناشی از بار وارد بر ایمپلنت در سطح تماس ایمپلنت و استخوان می‌شود. هم‌چنین افزایش کرنش نهایی و شیب سخت شوندگی سبب مقاومت بیش‌تر‌المان‌ها در برابر تغییر شکل پلاستیک شده و این موضوع سبب ایجاد تاخیر در زمان شروع آسیب استخوان ناشی از حذف‌المان در ناحیه‌ی تماس میان ایمپلنت و استخوان می‌شود.

جدول (۵) - اثر شیب سخت شوندگی بر مقادیر سفتی اولیه، بار

نهایی و افت سفتی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان مدل ساده شده

(شکل ۶-ب) با استفاده از روش اجزای محدود

سخت شوندگی	سفتی اولیه (kN/mm)	بار نهایی (kN)
۰	۲۸/۰۲	۳/۲۶
٪۱۵	۲۸/۷۷	۶/۴۴
٪۳۰	۲۹/۶۶	۹/۰۷

بنابراین می‌توان انتظار داشت که افزایش ثابت‌های شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی در مدل ساختاری استفاده شده برای استخوان اسفنجی باعث شود تا نیروی بیشینه‌ی سازه در مقدار جابه‌جایی بزرگ‌تری دیده شود. ضمناً بدین ترتیب می‌توان اختلاف فاز میان نتایج آزمون تجربی و مدل میکروالمان محدود را به نحوی کاهش داد.

فرایند ایمپلنت‌گذاری، پیش از شبیه‌سازی بارگذاری-باربرداری در مدل میکروالمان محدود می‌تواند سبب کاهش خطای پیش-بینی مدل میکروالمان محدود از رفتار سازه‌ی ایمپلنت-استخوان از نظر کمی شود. با این حال در مطالعه‌ی حاضر به منظور کاهش اثر آسیب ناشی از دریل‌کاری، از تصاویر میکروسی‌تی به دست آمده پس از دریل‌کاری استخوان، برای ایجاد هندسه‌ی سه‌بعدی استخوان اسفنجی استفاده شده است. ۳- در این مطالعه حساسیت مدل میکروالمان محدود نسبت به اندازه‌ی المان‌ها مورد بررسی قرار نگرفته است. نتایج برخی از مطالعات نشان می‌دهد که فرایندهایی نظیر سوراخ‌کاری حفره، ایمپلنت‌گذاری و بارگذاری روی ایمپلنت سبب ایجاد آسیب در استخوان اطراف ایمپلنت شده و در نظر گرفتن این آسیب استخوانی در مدل‌های عددی تاثیر به‌سزایی بر نتایج پیش‌بینی شده خواهد داشت [۱۰، ۲۳، ۲۴]. به منظور در نظر گرفتن این رفتار در مدل عددی ایجاد شده در پژوهش حاضر، باید از یک معادله‌ی ساختاری معتبر برای استخوان اسفنجی در مقیاس بافت استفاده شود. یکی از مدل‌های ساختاری اعتبارسنجی شده با آزمایش برون‌تنی ارائه شده برای استخوان اسفنجی که می‌تواند رفتار الاستیک-پلاستیک و آسیب را در استخوان اسفنجی پیش‌بینی کند، مدل ارائه شده توسط ورنر بوده [۱۷] که در آن از روش حذف المان برای مدل کردن آسیب استفاده شده است به طوری که هنگامی که محرک مکانیکی کرنش در هر المان به مقدار تعیین شده‌ای برسد، آن المان حذف می‌شود. در نتیجه از طریق حذف المان، افت سفتی در استخوان قابل شبیه‌سازی می‌شود. این روش وابسته به اندازه‌ی المان است به طوری که هر چه اندازه‌ی المان کاهش یابد، مقاومت آن در برابر تغییر شکل پلاستیک کم‌تر شده و در نتیجه در شرایط یک‌سان نسبت به المان با اندازه‌ی بزرگ‌تر، زودتر به کرنش نهایی رسیده و حذف می‌شود. از طرف دیگر در مطالعه‌ی ورنر [۱۷] با مدل‌سازی میکروالمان محدود به بررسی اثر اندازه‌ی المان استخوان اسفنجی بر روند تغییرات گشتاور ورود ایمپلنت پرداخته شده و نشان داده شده که افزایش اندازه‌ی المان سبب ایجاد ناپایداری در حل و افزایش نوسان در نتایج پیش‌بینی شده می‌شود که این افزایش دامنه‌ی نوسان ناشی از افت شدید سفتی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان در اثر حذف المان با اندازه‌ی بزرگ است. با توجه به شکل (۹) مشاهده می‌شود که اندازه‌ی المان به کار رفته در این مطالعه به همراه استفاده از تکنیک حذف المان توانسته است پاسخ مکانیکی سازه‌ی استخوان-ایمپلنت را به خوبی پیش‌بینی کند. با این حال بررسی حساسیت نتایج مدل نسبت به اندازه‌ی المان می‌تواند سبب

فشاری دوره‌ای با دامنه‌ی افزایشده و شناسایی و محاسبه‌ی پارامترهای موثر بر نتایج حل عددی است. بدین منظور ابتدا آزمون مکانیکی بارگذاری-باربرداری فشاری دوره‌ای با دامنه‌ی افزایشده روی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان انجام شده و سفتی در هر مرحله از بارگذاری و هم‌چنین بار نهایی قابل تحمل توسط سازه ثبت شده است. از تصویر میکروسی‌تی گرفته شده از نمونه‌ی استخوان پیش از آزمون مکانیکی، برای ایجاد هندسه‌ی مدل میکروالمان محدود استفاده شده است. در ادامه شرایط بارگذاری و مرزی مطابق آزمون مکانیکی برون‌تنی شبیه‌سازی شده و سفتی و بار نهایی سازه توسط مدل میکروالمان محدود نیز محاسبه شده است. در نهایت به منظور اعتبارسنجی مدل میکروالمان محدود، داده‌های به دست آمده از آزمون تجربی برون‌تنی و حل عددی با هم مقایسه شده و آنالیز حساسیت روی پارامترهای اثرگذار بر حل عددی نظیر ضریب اصطکاک، ضریب سخت شوندگی و کرنش نهایی انجام شده است.

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. ۱- شبیه‌سازی انجام شده در مدل میکروالمان محدود در مقایسه با مدل‌های المان محدود ساده شده، بسیار زمان‌بر است هر چند این مزیت را دارد که امکان بررسی دقیق‌تری از اثر هندسه‌ی میکروساختار استخوان بر پاسخ کلی مکانیکی سازه‌ی ایمپلنت-استخوان را فراهم می‌سازد. در نظر گرفتن ریزساختار استخوان اطراف ایمپلنت، درک عمیق‌تری را از برهم‌کنش میان رزوه‌های ایمپلنت و تیغه‌های استخوان اسفنجی حاصل می‌کند. این موضوع می‌تواند سبب توسعه و ارتقای طراحی‌های ایمپلنت با رویکرد افزایش پایداری اولیه‌ی ایمپلنت شود. ۲- اثر آسیب ناشی از دریل‌کاری و ایمپلنت‌گذاری بر استخوان ناحیه‌ی ایمپلنت‌گذاری، در مدل میکروالمان محدود مطالعه‌ی حاضر در نظر گرفته نشده و سازه‌ی ایمپلنت-استخوان با کم کردن حجم ایمپلنت از حجم استخوان ایجاد شده است. این در حالی است که در مطالعه‌ی [۲۲] با مقایسه‌ی تصاویر میکروسی‌تی از استخوان اسفنجی پیش و پس از ایمپلنت‌گذاری نشان داده شده که وارد کردن ایمپلنت به استخوان سبب ایجاد آسیب در استخوان مجاور آن می‌شود. هم‌چنین در مطالعه‌ی عددی [۲۱] نشان داده شده است که سالم (الاستیک) در نظر گرفتن استخوان مجاور ایمپلنت در شبیه‌سازی‌های المان محدود منجر به دست بالا گرفتن سفتی پیش‌بینی شده برای سازه‌ی ایمپلنت-استخوان، نسبت به در نظر گرفتن مدل ساختاری الاستیک-پلاستیک به همراه آسیب برای استخوان در مدل‌های المان محدود می‌شود. در نتیجه می‌توان انتظار داشت که مدل‌سازی مراحل سوراخ‌کاری حفره‌ی استخوان و هم‌چنین

حسب سفتی اولیه و بار نهایی دارد. منحنی نیرو-جابجایی پیش‌بینی شده توسط مدل عددی، قابلیت نشان دادن رفتار کلی سازه را به صورت کیفی دارد. با این حال از نظر کمی اختلاف زیادی میان نتایج پیش‌بینی شده توسط مدل عددی و مشاهدات آزمایشگاهی وجود دارد. اهمیت بررسی این موضوع در ارائه‌ی طراحی‌های بهبود یافته برای ایمپلنت‌های دندانی با رویکرد افزایش پایداری اولیه است. به منظور بررسی اثر آسیب استخوانی ناشی از فرایندهای دریل‌کاری استخوان و ایمپلنت‌گذاری، می‌توان این دو فرایند را در دو مرحله‌ی جداگانه و پیش از شبیه‌سازی فرایند بارگذاری، شبیه‌سازی کرد و اثر آن بر پاسخ کلی سیستم ایمپلنت-استخوان در مقیاس ماکرو و هم‌چنین روند وامانده شدن تیغه‌های استخوان را مورد بررسی قرار داد.

۵- سپاس‌گزاری

نویسندگان نهایت سپاس و قدردانی را از اعضای محترم گروه آزمایشگاه بیومکانیک ارتوپدی و دندانی (ODBL) دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر دارند. هم‌چنین نویسندگان قدردانی خود را از آزمایشگاه پیش‌بالینی دانشگاه علوم پزشکی تهران، جهت فراهم ساختن خدمات تصویربرداری میکروسی‌تی و پردازش تصویر برای این پژوهش اعلام می‌دارند. در نهایت نیز نویسندگان مراتب قدردانی خود از مرکز پژوهش ایمپلنت‌های دندانی دانشگاه تهران و دکتر حمیدرضا باریکانی را به منظور انجام ایمپلنت‌گذاری اعلام می‌دارند.

۶- مراجع

- [1] I. Turkyilmaz, U. Aksoy, E.A. McGlumphy, "Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data." *Clin Implant Dent Relat Res*, 10(4) (2008) 231-237.
- [2] L. Tettamanti, "Immediate loading implants: review of the critical aspects," *Oral Implantol*, 10(2) (2017) 129.
- [3] G. Haiat, "Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth," *Annu Rev Biomed Eng*, 16 (2014) 187-213.
- [4] S. Basler, "Towards validation of computational analyses of peri-implant displacements by means of experimentally obtained displacement maps," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 14(02) (2011) 165-174.

نزدیک‌تر شدن نتایج مشاهده شده در این تحقیق و نتایج حاصل از آزمون تجربی برون‌تنی شود.

۴- منحنی نیرو-جابجایی پیش‌بینی شده توسط مدل میکروالمان محدود تنها به صورت کیفی هم‌خوانی قابل قبولی با منحنی نیرو-جابجایی حاصل از آزمون تجربی داشته و از نظر کمی اختلاف زیادی میان پیش‌بینی مدل میکروالمان محدود با یافته‌های آزمون تجربی برون‌تنی مشاهده شده است. با توجه به نتایج حاصل از آنالیز حساسیت انجام شده روی مدل المان محدود ساده شده، پیش‌بینی می‌شود که با تغییر پارامترهایی نظیر ضریب اصطکاک میان سطح ایمپلنت و استخوان، شیب سخت شوندگی و کرنش نهایی در مدل ساختاری استخوان اسفنجی، بتوان تطابق میان منحنی پیش‌بینی شده توسط مدل عددی و تجربی را از نظر کمی و کیفی بهبود بخشید. هر چند به دلیل محدودیت‌های موجود در مطالعه‌ی حاضر، بررسی این موضوع روی مدل میکروالمان محدود صورت نگرفته است. هم‌چنین شایان توجه است که در مدل‌های عددی ارائه شده از سامانه‌های زیستی نظیر سازه‌ی استخوان-ایمپلنت، به دلیل خواص ناهمگن و ناهمسان‌گرد استخوان و هم‌چنین پیچیدگی‌های ناشی از برهم‌کنش ایمپلنت و استخوان، دست‌یابی به نتایج کمی کاملاً منطبق با یافته‌های آزمون‌های تجربی انجام شده بر آن سامانه‌ی زیستی، در حال حاضر امری بسیار مشکل است [۲۵]. هر چند با وجود این محدودیت‌ها، مدل‌های عددی می‌توانند به عنوان ابزار اولیه‌ی مناسبی در جهت ارتقای رفتار یک سامانه‌ی زیستی مورد استفاده قرار گیرند [۱۳، ۲۶]. به بیان دیگر زمانی که یک مدل عددی بتواند رفتار یک سامانه‌ی زیستی را از نظر کیفی بر اساس مشاهدات و یافته‌های آزمون تجربی پیش‌بینی کند، می‌توان از آن مدل عددی به منظور بررسی آن سامانه‌ی زیستی بهره گرفت. تا کنون تمرکز اصلی مطالعات عددی انجام شده روی بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندانی در تغییر شکل‌های کوچک و در محدوده‌ی الاستیک بوده است [۲۳، ۲۴]. پژوهش حاضر از اولین مطالعاتی است که به دنبال ایجاد مدل عددی از سازه‌ی ایمپلنت-استخوان بوده که بتواند پاسخ سازه‌ی ایمپلنت-استخوان را در تغییر شکل‌های بزرگ ضمن در نظر گرفتن میکروساختار استخوان اسفنجی مورد بررسی قرار دهد. بررسی پایداری اولیه‌ی ایمپلنت دندانی در تغییر شکل‌های بزرگ می‌تواند چراغ راهی برای بهبود طراحی و کارایی ایمپلنت‌های بی‌درنگ بارگذاری شده باشد. مدل میکروالمان محدود صریح ارائه شده در مطالعه‌ی حاضر، قابلیت بررسی پایداری اولیه‌ی سیستم ایمپلنت-استخوان را بر



- [17] M. Ovesy, "Prediction of insertion torque and stiffness of a dental implant in bovine trabecular bone using explicit micro-finite element analysis," *J Mech Behav Biomed Mater*, 98 (2019) 301-310.
- [18] G. Limbert, "Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions—A micro-CT-based three-dimensional finite element study," *J Biomech*, 43(7) (2010) 1251-1261.
- [19] M.H. Korayem, "Investigating the effective parameters in the Atomic Force Microscope-based dynamic manipulation of rough micro/nanoparticles by using the Sobol sensitivity analysis method," *Simulation*, 91(12) (2015) 1068-1080.
- [20] H.-L. Huang, "Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study," *J of Dent*, 36(6) (2008) 409-417.
- [21] M. Ovesy, "A nonlinear homogenized finite element analysis of the primary stability of the bone-implant interface," *Biomech Model Mechanobiol*, 17(5) (2018) 1471-1480.
- [22] J.A. Steiner, "Screw insertion in trabecular bone causes peri-implant bone damage," *Med Eng Phys*, 38(4) (2016) 417-422.
- [23] J.A. Steiner, "A novel in silico method to quantify primary stability of screws in trabecular bone," *J. Orthop. Res.*, 35(11) (2017) 2415-2424. (25)
- [24] J.A. Steiner, "Patient-specific in silico models can quantify primary implant stability in elderly human bone," *J. Orthop. Res.*, 36(3) (2018) 954-962. (26)
- [25] S. Cowin, J. Telega, "Bone mechanics handbook", *Appl. Mech. Rev.*, 56(4) (2003) B61-B63. (23).
- [26] M.A. Bagheri, "Design and numerical investigation of an adaptive intramedullary nail with a novel interlocking mechanism," *J Comput Des Eng*, 7(6) (2020) 722-735. (24).
- [5] P.L. Rao, "Primary stability: The password of implant integration," *J Dent Implant*, 2(2) (2012) 103-109.
- [6] P.-I. Branemark, "Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement," *Second International Workshop on Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement*, Rancho Santa Fe, Calif., October 27-29, 1994, Quintessence, 1997.
- [7] B. Voumard, "Peroperative estimation of bone quality and primary dental implant stability," *J Mech Behav Biomed Mater*, 92 (2019) 24-32.
- [8] U. Wolfram, "Damage accumulation in vertebral trabecular bone depends on loading mode and direction," *J Biomech*, 44(6) (2011) 1164-1169.
- [9] E. Marchetti, "Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol," *Implant dentistry*, 23(6) (2014) 665-671.
- [10] J.A. Steiner, "Computational analysis of primary implant stability in trabecular bone," *Implant dentistry*, 48(5) (2015) 807-815.
- [11] Y. Chevalier, "Validation of a voxel-based FE method for prediction of the uniaxial apparent modulus of human trabecular bone using macroscopic mechanical tests and nanoindentation," *Journal of biomechanics*, 40(15) (2007) 3333-3340.
- [12] A.J. Wirth, "The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability," *J Biomech*, 45(6) (2012) 1060-1067.
- [13] P. Zysset, "A 3D damage model for trabecular bone based on fabric tensors," *J Biomech*, 29(12) (1996) 1549-1558.
- [14] Verhulp, E., "Indirect determination of trabecular bone effective tissue failure properties using micro-finite element simulations". *Journal of biomechanics*, 41(7) (2008), 1479-1485.
- [15] M.J. Mirzaali, "Continuum damage interactions between tension and compression in osteonal bone," *J Mech Behav Biomed Mater*, 49 (2015) 355-369.
- [16] B. Werner, "An explicit micro-FE approach to investigate the post-yield behaviour of trabecular bone under large deformations," *Int J Numer Method Biomed Eng*, 35(5) (2019) e3188.