

مقایسه بیومکانیکی ایمپلنت دندانی تیتانیوم خالص با زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم پس از کاشت به روش اجزای محدود

عادل پیرجمالی نیسیانی^۱ - محسن صراف بید آباد^{۲*} - نیما جمشیدی^۲

۱- محقق، گروه آموزشی مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
 ۲- استادیار گروه آموزشی مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

Biomechanical comparison between pure Ti and Zr-2.5%Nb dental implants after implantation by finite element analysis (FEA)

Adel Pirjamalineisiani¹, Mohsen Sarafbidabad^{2*}, Nima Jamshidi²

1- Researcher, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

2*- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran (moh_sarraf@yahoo.com)

Background and Aims: Improving dental implantation conditions in order to reduce the failure is always desirable for researchers. The aim of this study was to compare two different materials of dental implants from the viewpoint of biomechanical effect after placement and loading in the mandible.

Materials and Methods: A 3D model of mandible was designed in the MIMICS 10.01 software. Then, by using the obtained model, the end part of the mandible was designed in CATIA V5 software and a drilling operation was performed on the cortical bone of mandible by finite element analysis simulation method in DEFORM-3D V6.1 software. Thereafter, the 3D model of created hole was extract from the drilled site and an ITI dental implant model designed in the CATIA V5 software, was placed in the hole. The space remained between the implant and cavity was considered as a newly-formed cortical bone in drilled site after 6 weeks of dental implant placement and the mechanical properties of newly-formed bone were entered to DEFORM-3D V6.1 software. Then, a load was applied on the top surfaces of two dental implant models with the materials titanium and zirconium-2.5% niobium.

Results: The emerged volume changes in newly formed cortical bone around Ti and Zr-2.5 Nb dental implants were measured 0.238 and 0.242 percent, respectively. Furthermore, micro-motion of Ti and Zr-2.5 Nb dental implants were measured 0.00514 and 0.00538 mm, respectively.

Conclusion: The results of this study showed that Ti dental implant created better conditions than Zr-2.5 Nb dental implant in the mandible.

Key Words: Dental implant, Mandible, Finite element analysis, Titanium, Zirconium

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2016;29(3):159-168

* مؤلف مسؤول: نشانی: اصفهان - دانشگاه اصفهان - دانشکده فنی و مهندسی - گروه آموزشی مهندسی پزشکی
 تلفن: ۷۹۳۵۶۳۸ نشانی الکترونیک: moh_sarraf@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: کاهش شکست‌ها در فرایند کاشت ایمپلنت‌های دندان‌های از جمله موضوعاتی است که همواره مورد توجه محققان بوده است. هدف از انجام این مطالعه، مقایسه اثر بیومکانیکی دو جنس مختلف ایمپلنت دندان‌های پس از کاشت و بارگذاری در استخوان فک بود.

روش بررسی: یک مدل سه بعدی از فک پایین توسط نرم‌افزار MIMICS 10.01 طراحی شد. از روی مدل به دست آمده، بخش انتهایی فک پایین در نرم‌افزار CATIA V5 طراحی گردید و فرایند دریلینگ بخش کورتیکال آن به کمک شبیه‌سازی با روش تحلیل اجزای محدود در نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 انجام شد. سپس مدل سه بعدی حفره ایجاد شده از محل دریل شده استخراج گردید و یک مدل ایمپلنت دندان‌های ITI که در نرم‌افزار CATIA V5 طراحی شده بود، داخل آن قرار داده شد. فضای باقیمانده بین ایمپلنت و حفره ایجاد شده به عنوان استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در محل دریلینگ، پس از گذشت ۶ هفته از کاشت ایمپلنت تعیین شد و خواص مکانیکی استخوان جدید به نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 وارد گردید و بارگذاری بر سطح دو ایمپلنت با جنس‌های تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم اعمال شد.

یافته‌ها: تغییرات حجمی پدید آمده در استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم به ترتیب برابر با ۰/۲۳۸ و ۰/۲۴۲ درصد به دست آمد. همچنین، میزان حرکت ایمپلنت‌ها در داخل استخوان فک برای جنس تیتانیوم خالص ۰/۰۰۵۱۴ و برای زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم معادل ۰/۰۰۵۲۸ میلی‌متر بود.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه نشان داد که از نظر بیومکانیکی، ایمپلنت دندان‌های با جنس تیتانیوم خالص شرایط مناسب‌تری را در استخوان فک نسبت به جنس زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم ایجاد می‌کند.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت دندان‌های، فک پایین، تحلیل اجزای محدود، تیتانیوم، زیرکونیوم

وصول: ۹۴/۱۲/۰۱ اصلاح نهایی: ۹۵/۰۹/۱۲ تأیید چاپ: ۹۵/۰۹/۱۵

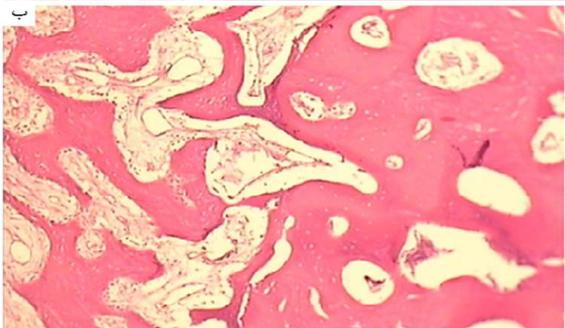
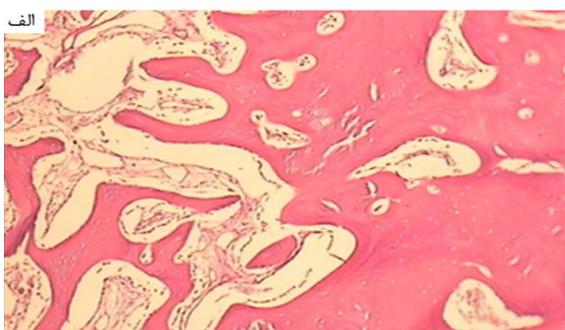
مقدمه

بافت استخوانی استئواینترگریشن می‌گویند (۱). همانگونه که پیشتر نشان داده شده است، ایمپلنت‌های استئواینترگریت شده می‌توانند در اثر تضعیف استخوان یا از دست رفتن استخوان اطراف ایمپلنت دچار شکست شوند (۷). نیروهای مکانیکی اعمال شده بر ایمپلنت به استخوان اطراف ایمپلنت منتقل می‌شود که به موجب آن تنش و کرنش در استخوان اطراف ایمپلنت پدید می‌آید و به دنبال آن تغییر شکل در آرایش ساختاری استخوان روی می‌دهد (۸). از جمله عوامل اثرگذار بر انتقال نیرو در اینترفیس استخوان-ایمپلنت ویژگی‌های مواد ایمپلنت و پروتز، ساختار سطحی ایمپلنت و نیز ماهیت کمی و کیفی اینترفیس استخوان اطراف ایمپلنت می‌باشد (۹). جهت ساخت ایمپلنت‌های دندان‌های از مواد مختلفی از جمله فلزات، سرامیک‌ها و پلیمرها استفاده می‌شود. تیتانیوم از جمله فلزاتی است که امروزه در ساخت ایمپلنت‌های دندان‌های بسیار مورد توجه قرار گرفته است. خواص زیست‌سازگاری تیتانیوم منجر به پیشرفت سیستم‌های ایمپلنتی شده است که پتانسیل ماندگاری به صورت پایدار و عملکردی مناسب را برای ایمپلنت دندان‌های پس از گذشت سال‌ها فراهم می‌کنند (۱۰، ۱۱). زیست‌سازگار بودن و استحکام مناسب از جمله ویژگی‌هایی است که برای یک ایمپلنت ایده‌آل ذکر شده است. از دیگر مواد به کار رفته در

انتخاب یک جایگزین ایده‌آل برای دندان‌های از دست رفته افراد یکی از اهداف اصلی برای حرفه دندانپزشکی طی سال‌های متمادی بوده است (۱). با گذشت زمان، درمان توسط ایمپلنت‌های دندان‌های به عنوان یکی از روش‌های مؤثر به منظور جایگزینی دندان‌های اصلی در بیماران مطرح شد (۲). استفاده از ایمپلنت‌های دندان‌های اصلی در بیماران فاقد دندان بسیار موفقیت‌آمیز بوده است. با این وجود بیماران همچنان از شکست فرایند کاشت ایمپلنت که می‌تواند ناشی از عوامل بیولوژیکی یا مکانیکی باشد، رنج می‌برند (۳). دلیل این شکست‌ها را می‌توان دلیل تحلیل استخوان، ناشی از ترومای جراحی یا عفونت باکتریایی و یا به دلیل پدید آمدن تنش بیش از اندازه در اینترفیس ایمپلنت-استخوان عنوان کرد (۴). تداوم شکست‌ها در درمان با ایمپلنت، گواه آن است که درک بهتری از توزیع تنش و کرنش در استخوان مجاور ایمپلنت و عوامل مرتبط با پایداری ایمپلنت لازم است (۵). برای مثال میزان شکست در کاشت ایمپلنت‌های دندان‌های بین سال‌های ۱۹۸۲ تا ۲۰۰۳ میلادی به میزان ۸/۱۶٪ در فک بالا و ۴٪/۹۳ در فک پایین گزارش شده است (۶). به پیوند مکانیکی ایجاد شده بین استخوان و ایمپلنت و نیز پذیرش بیولوژیکی ایمپلنت توسط

تحت آزمایش را در بر می‌گیرد.

بخش اول: محاسبه مدول یانگ استخوان کورتیکال ایجاد شده اطراف ایمپلنت با جنس‌های تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم پس از ۶ هفته به منظور اندازه‌گیری تراکم استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده اطراف ایمپلنت‌ها از جنس تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم از یک نمونه درون تن (in vivo) با استفاده از یک مدل حیوانی استفاده شد. در این آزمایش، دریلینگ در بخش انتهایی فک پایین سگ انجام شد و ایمپلنت‌ها با دو جنس تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم در داخل آن قرار داده شد. این ایمپلنت‌ها که به شکل استوانه ساده به قطر ۳ میلی‌متر و ضخامت ۵ میلی‌متر بودند درون فک یک سگ نر دو ساله با نژاد دورگه (هیبریدی) کاشته شدند. ۶ هفته پس از کاشت، نمونه‌ها از داخل فک سگ قربانی شده استخراج گردید و درصد استخوان تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت‌ها به روش هیستومورفومتري و به کمک نرم‌افزار IBM SPSS Statistics 19 (IBM Corporation, Chicago) تعیین شد (شکل ۱).



شکل ۱- تصویر هستویاتولوژیکی استخوان‌های تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت‌های الف) تیتانیومی ب) زیرکونیوم ۲/۵٪ نایوبیوم، پس از مدت زمان ۶ هفته (نواحی قرمز رنگ بخش استخوان سازی شده را نشان می‌دهد).

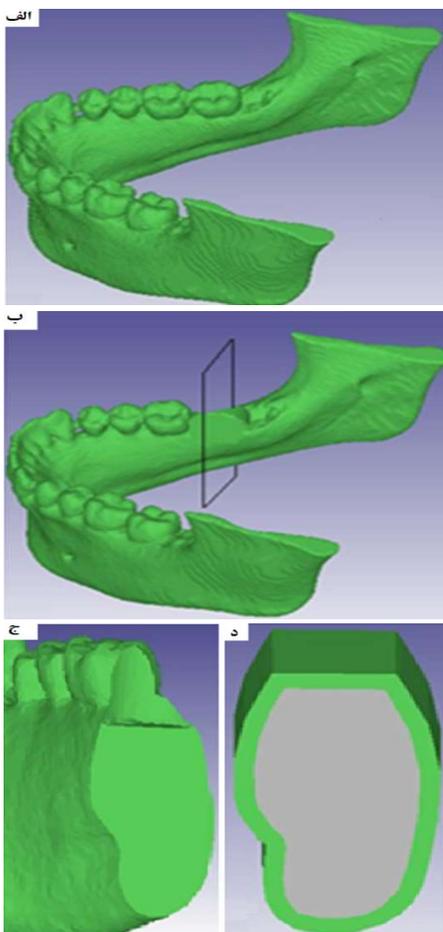
ساخت ایمپلنت‌های دندانی می‌توان به زیرکونیا اشاره نمود که به دلیل داشتن خواص مکانیکی مناسب، زیست سازگاری و شباهتی که از لحاظ رنگ با دندان دارد، مورد استفاده قرار گرفته است (۱۲).

به سبب استفاده رایج از ایمپلنت‌های تیتانیومی در کاربردهای بالینی، بیشتر مطالعات گذشته به بارگذاری این ایمپلنت و اثری که بر استخوان اطراف خود دارند معطوف شده است. این در حالی است که چنانچه جنس ایمپلنت در مجاور استخوان تغییر کند، لازم است که علاوه بر اعمال تغییرات در خواص مکانیکی ایمپلنت، جنس استخوان مجاور آن نیز تغییر کند. به بیانی دیگر لازم است که علاوه بر اثرات مکانیکی ایمپلنت، اثرات بیولوژیکی آن نیز در نظر گرفته شود. در این مطالعه برای نخستین بار، شبیه‌سازی بارگذاری ایمپلنت با در نظر گرفتن اختلاف میان دو جنس ایمپلنت از نقطه نظر مکانیکی و نیز اثر بیولوژیکی که بر استخوان مجاور خود دارند، انجام گرفته است. در تحقیق پیش روی طی یک آزمون عملی اثری که دو ایمپلنت با جنس‌های تیتانیوم خالص و زیرکونیوم -۲/۵ درصد نایوبیوم در ترمیم استخوان کورتیکال اطراف خود دارند، مورد مطالعه قرار گرفت و درصد تشکیل استخوان پس از گذشت مدت زمان ۶ هفته برای هر یک از جنس‌ها مشخص گردید. در این پژوهش به ارزیابی بیو مکانیکی اثر هر یک از ایمپلنت‌ها بر استخوان کورتیکال تازه پدید آمده مجاورشان، و نیز پایداری ایمپلنت‌ها در مدت زمان ۶ هفته، به روش تحلیل توسط اجزای محدود، پرداخته شد. هدف از انجام این مطالعه، مقایسه اثر بیومکانیکی دو جنس مختلف ایمپلنت دندانی پس از کاشت و بارگذاری در استخوان فک بود.

روش بررسی

این تحقیق متشکل از یک بخش عملی و دو بخش شبیه‌سازی می‌باشد. در بخش عملی مدول یانگ استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اطراف دو جنس مختلف ایمپلنت ۶ هفته پس از کاشت بر مبنای درصد تشکیل استخوان اطراف هر یک از ایمپلنت‌ها به دست آمد. بخش شبیه‌سازی، خود از دو قسمت تشکیل شده است. قسمت اول شامل دریل استخوان کورتیکال بخش انتهایی فک پایین (محل دندان شماره ۳۱) جهت دستیابی به هندسه حفره آن است. قسمت دوم، کاشت ایمپلنت و اعمال بار بر آن و بررسی پارامترهای

Ohio) شد و یک دندان از بخش انتهایی آن (محل دندان شماره ۳۱) برداشته شد. سپس مطابق شکل ۲-ب مقطعی در این قسمت زده شد و مدل استخوان کورتیکال و کنسولوس مطابق با مدل به دست آمده، در نرم‌افزار CATIA V5 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) طراحی شد. مراحل طراحی در شکل ۲ نشان داده شده است. در ابتدا مدل استخوان کورتیکال به نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 انتقال داده شد. ضخامت بخش کورتیکال استخوان فک در این مدل ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد که این مقدار براساس مقادیر اندازه‌گیری شده برای بخش انتهایی فک پایین (محل دندان شماره ۳۱) در مطالعات پیشین انتخاب شد (۱۵).



شکل ۲- الف) مدل فک پایین به دست آمده با نرم‌افزار MIMICS 10/01، ب) برداشتن دندان از انتهای فک و ایجاد مقطع برش در محل فاقد دندان، ج) محل برش خورده در فک، د) مدل استخوان کورتیکال (سبز رنگ) و اسفنجی (خاکستری رنگ) طراحی شده در نرم‌افزار CATIA V5

مشاهدات نشان داد که درصد استخوان تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت تیتانیوم خالص معادل ۳۹/۵ درصد و در اطراف ایمپلنت زیرکونیوم-۲٪ نایوبیوم برابر با ۳۸/۵ درصد بود. براساس مطالعات انجام شده دانسیته استخوان کورتیکال ۱۰۰ درصد تشکیل شده معادل $2/1 \text{ g/cm}^3$ در نظر گرفته می‌شود (۱۳). پس با در نظر گرفتن ۳۹/۵ درصد تشکیل استخوان اطراف ایمپلنت از جنس تیتانیوم خالص و ۳۸/۵ درصد تشکیل استخوان در اطراف ایمپلنت زیرکونیوم-۲٪ نایوبیوم، دانسیته استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده اطراف آن‌ها به ترتیب برابر با $0/8295 \text{ g/cm}^3$ و $0/8085 \text{ g/cm}^3$ محاسبه می‌شود. مطالعات، مقدار مدول یانگ نیز برای استخوان ۱۰۰ درصد تشکیل شده را برابر با $13/7 \text{ GPa}$ (۱) گزارش کرده‌اند. از طرفی نسبت دانسیته و مدول یانگ استخوان، طبق رابطه (۱) تعریف می‌شود.

$$\text{رابطه (۱)} \quad E-\rho^3$$

رابطه (۱)، از معادله $E=3790\varepsilon \rho^{0.06}$ به دست آمده است (۱۴)، که در آن مقدار مدول یانگ استخوان کورتیکال با توجه به نرخ کرنش و دانسیته آن قابل محاسبه است. از طرفی این معادله نشان می‌دهد که مدول یانگ استخوان کورتیکال با توان سوم دانسیته رابطه مستقیم دارد. براساس رابطه (۱)، مدول یانگ استخوان‌های تازه تشکیل شده اطراف ایمپلنت تیتانیوم خالص و زیرکونیوم-۲٪ نایوبیوم به ترتیب برابر با $0/844 \text{ GPa}$ و $0/781 \text{ GPa}$ به دست آمد.

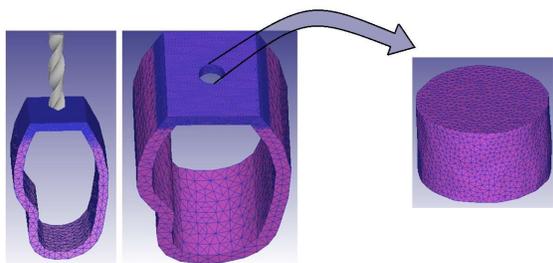
بخش دوم:

قسمت اول- دریل استخوان

مدلسازی

برای مدلسازی اولیه فک پایین، از تعداد ۱۴۰ تصویر سی‌تی‌اسکن که با رزولوشن بالا گرفته شده بود، استفاده گردید و توسط نرم‌افزار MIMICS 10/01 (Materialize NV, Leuven, Belgium) یک مدل سه بعدی از استخوان فک پایین تهیه شد. سپس مدل به دست آمده وارد نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 (Scientific forming technologies corporation, columbus,

کل گره‌ها برابر با ۱۴۴۳۱ عدد بود. در این مدل اندازه‌ها در منطقه تحت عمل سوارخکاری، ریزتر و برابر با ۰/۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد. همچنین جهت انجام دریلینگ شرط مرزی فیکس برای سطوح بیرونی مدل استخوان فک به جز سطح رویی آن که مته روی آن قرار دارد در نظر گرفته شد. شرط مرزی فیکس وضعیتی از شرایط مرزی حرکت است که مدل مورد نظر را می‌توان در هر جهت فضایی دلخواه ثابت نمود، که در این شبیه‌سازی شرط مرزی فیکس برای هر سه جهت (x, y, z) اعمال شده است. پس از دریل نمودن مدل استخوان کورتیکال فک، هندسه سه بعدی حفره ایجاد شده به کمک دستورالعمل Boolean operation در نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 از درون آن، استخراج گردید و این مدل به همراه مدل فک دریل شده جهت انجام مرحله دوم تحقیق ذخیره شد. شکل ۳ محل قرارگیری دریل روی استخوان کورتیکال و نیز حفره ایجاد شده روی آن را پس از دریلینگ نشان می‌دهد. مدل استخراج شده از داخل حفره، فرم داخلی حفره را نشان می‌دهد.



شکل ۳- الف) قرارگیری مته روی مدل کورتیکال استخوان فک،
ب) حفره ایجاد شده بر استخوان کورتیکال فک و استخراج شکل سه
بعدی حفره ایجاد شده با دستورالعمل Boolean operation

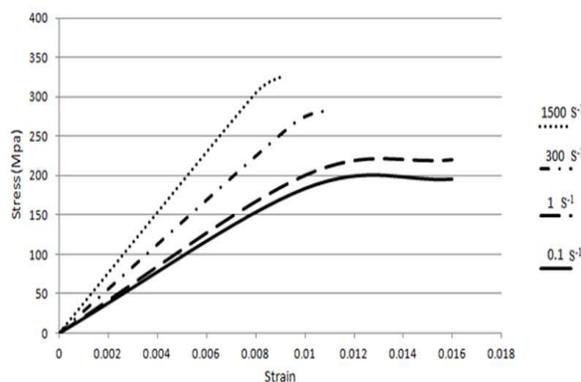
قسمت دوم- کاشت ایمپلنت در استخوان فک و اعمال بار بر آن
مدلسازی

مدل‌های مورد استفاده در این بخش شامل مدل دریل شده استخوان کورتیکال، مدل هندسی استخراج شده از شکل داخلی حفره، مدل بخش اسفنجی استخوان فک و نیز یک مدل ایمپلنت استاندارد می‌باشد. جهت قرار دادن ایمپلنت داخل استخوان فک نیز ایمپلنت استاندارد (Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) ITI Switzerland به قطر ۳/۳ میلی‌متر در نرم‌افزار V5 CATIA

جهت مدلسازی دریل مورد استفاده از بخش طراحی نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 استفاده شد. قطر دریل طراحی شده برابر با ۳/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شد. سرعت چرخش دریل جهت انجام پروسه دریلینگ ۴۰۰rpm و نرخ پیشروی آن معادل ۶۰mm/min در نظر گرفته شد. علت انتخاب مته ای به قطر ۳/۵ میلی‌متر در این بخش، ایجاد حفره‌ای مناسب به منظور وارد کردن ایمپلنت دندانی متناسب با آن، در شرایط شبیه‌سازی بود. شرایط دریلینگ انتخاب شده نیز در مطالعه‌ای که در زمینه شبیه‌سازی فرایند دریلینگ استخوان فک انجام گرفته، استفاده شده است (۱۶).

تعریف جنس استخوان کورتیکال جهت انجام دریلینگ

برای شبیه‌سازی فرایند دریلینگ استخوان کورتیکال فک پایین، به نمودار تنش- کرنش استخوان در نرخ کرنش‌های مختلف احتیاج است. این اطلاعات مطابق با نمودار ۱ به نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 وارد شد (۱۷). لازم به ذکر است که این نمودار مرتبط با استخوان کورتیکال فمور انسان است که به علت در دسترس نبودن نمودار تنش- کرنش در نرخ کرنش‌های مختلف برای استخوان فک انسان، از آن جهت وارد کردن جنس استخوان کورتیکال فک انسان به نرم‌افزار استفاده شد.



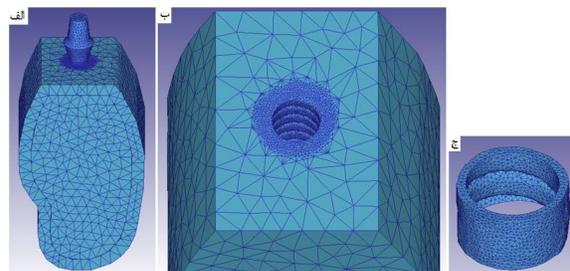
نمودار ۱- نمودار تنش- کرنش بر حسب نرخ کرنش‌های مختلف برای استخوان کورتیکال

وضعیت مدل استخوان کورتیکال فک در شبیه‌سازی مرتبط با دریلینگ الاستو- پلاستیک و برای مته، صلب در نظر گرفته شد (۱۸). تعداد کل المان‌های مرتبط با مدل استخوان کورتیکال ۲۲۳۱۶ و تعداد

شبیه‌سازی‌ها تی‌تانیم خالص و زیرکونیوم-۲٪/۵ نایوبیوم در نظر گرفته شد. مدول یانگ و ضریب پواسون متناسب با هر کدام از مدل‌های مورد استفاده در این بخش، در جدول ۱ آورده شده است. سایز المان‌ها در مناطق استخوانی مجاور ایمپلنت ریزتر از سایر مناطق و به اندازه‌ای در حدود ۰/۱ میلی‌متر طراحی شد. در کل تعداد کل المان‌ها برای مدل ایمپلنت، مدل استخوان کورتیکال دریل شده، استخوان کنسلوس و نیز استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده به ترتیب برابر با ۴۶۹۱۶، ۱۸۸۲۷، ۶۱۲۵۳، ۱۴۶۵۲ و تعداد کل گره‌ها برابر با ۱۱۰۱۶، ۴۶۰۸، ۱۳۵۴۰، ۳۷۹۵ بود.

پس از قرار دادن مدل‌ها در محل مناسب خود و مش‌بندی آن‌ها و تخصیص جنس مناسب به هریک بین مدل‌هایی که در مجاورت یکدیگر بودند شرط مرزی چسبان (Stick) تعریف شد. همچنین شرط مرزی فیکس برای تمام سطوح خارجی استخوان کورتیکال به جز سطح رویی آن که محل قرارگیری ایمپلنت است در نظر گرفته شد. در ادامه یک بارگذاری دینامیک عمودی در فاصله زمانی ۱ ثانیه از صفر تا ۱۰۰ نیوتن بر آن اعمال شد. تغییرات مورد نظر در این تحقیق، هنگام رسیدن نیروی عمودی به مقدار ۱۰۰ نیوتن بررسی شد. در این مطالعه فرض شده که این مقدار، نیرویی است که از طرف پروتز به ایمپلنت وارد شده است. فرمت کلیه مدل‌های وارد شده به نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1، STL بود. همچنین کلیه این شبیه‌سازی‌ها در سیستمی با مشخصات Intel (R) Core (TM) i7-3770 CPU و 8192MB RAM انجام گرفت.

طراحی شد که جهت طراحی آن از اطلاعات هندسی موجود در یک مطالعه که در گذشته انجام پذیرفته شده بود، استفاده شد (۷). در ادامه مدل ایمپلنت طراحی شده در محل مناسب خود درون استخوان فک قرار گرفت و پس از آن توسط دستور Boolean operation در نرم‌افزار DEFORM-3D V6.1 جای ایمپلنت و رزوه‌های سطحی آن درون دو مدل استخوان کنسلوس و نیز مدل هندسی استخراج شده از شکل داخلی حفره، مطابق شکل ۴ جدا گردید. مدل شکل ۴-ج به عنوان تکه استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت به حساب می‌آید.



شکل ۴- الف) مدل ایمپلنت ITI قرار داده شده در استخوان فک (ب) جدا کردن هندسه ایمپلنت از مدل کنسلوس استخوان فک با دستورالعمل Boolean operation، ج) جدا کردن هندسه ایمپلنت از مدل سه بعدی حفره ایجاد شده روی مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده با دستورالعمل Boolean operation

تعریف جنس

جهت شبیه‌سازی بارگذاری ایمپلنت، وضعیت تمامی مدل‌ها الاستیک فرض شد. جنس ایمپلنت‌های استفاده شده در این

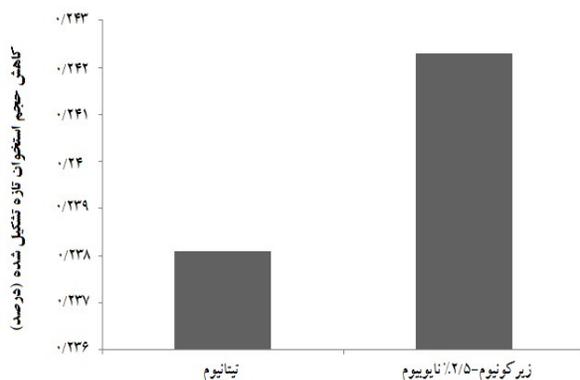
جدول ۱- خواص مکانیکی جنس‌های تخصیص داده شده به مدل‌ها در شبیه‌سازی‌های بخش دوم

جنس	مدول یانگ	ضریب پواسون	رفرنس
تی‌تانیم خالص	۱۱۴	۰/۳۴	(۷)
زیرکونیوم-۲٪/۵ نایوبیوم	۹۷/۹	۰/۳۳	(۱۹)
استخوان کورتیکال	۱۳/۷	۰/۳	(۷)
استخوان اسفنجی	۱	۰/۳	(۷)
استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده حول ایمپلنت تی‌تانیم خالص	۰/۸۴۴	۰/۳	آزمایش شده
استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده حول ایمپلنت زیرکونیوم-۲٪/۵ نایوبیوم	۰/۷۸۱	۰/۳	آزمایش شده

که در آن ε میزان کرنش، E مدول یانگ و σ میزان تنش است. همچنین رابطه (۵) تغییرات حجمی و مقدار کرنش الاستیک را نشان می‌دهد.

$$\Delta = \Delta V/V = \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z \quad (۵) \text{ رابطه}$$

در بررسی تغییرات حجم پدید آمده در مدل استخوان کورتیکال اطراف هر ایمپلنت، حجم اولیه استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده به مقدار $4/537818 \text{ mm}^3$ اندازه‌گیری شد. پس از اعمال بار عمودی ۱۰۰ نیوتن بر ایمپلنت‌ها با دو جنس مختلف مشاهده گردید که حجم مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت تیتانیومی $4/527009 \text{ mm}^3$ و در اطراف ایمپلنت زیرکونیوم-۲/۵٪ نایوبیوم به $4/526822 \text{ mm}^3$ رسیده است. درصد اختلاف حجم پدید آمده در استخوان، در اثر بارگذاری این دو ایمپلنت در نمودار ۳ آورده شده است.



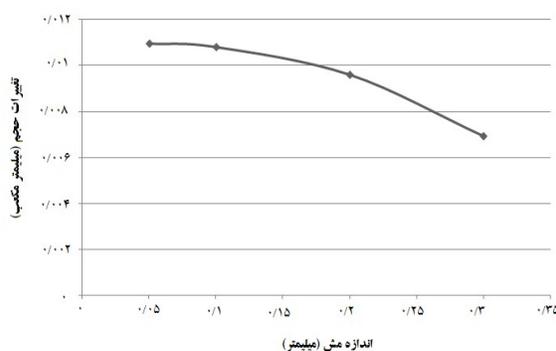
نمودار ۳- درصد تغییرات حجمی پدید آمده در استخوان مجاور هر یک از ایمپلنت‌ها پس از اعمال بار ۱۰۰ نیوتن

همانطور که در نمودار ۳ مشاهده می‌شود، درصد تغییر حجم استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اثر اعمال بار بر ایمپلنت، در مجاور ایمپلنت زیرکونیوم-۲/۵٪ نایوبیوم بیشتر از ایمپلنت از جنس تیتانیوم خالص می‌باشد.

همچنین توزیع ماکزیمم تنش‌های اصلی ایجاد شده در مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده به صورت شکل ۵ می‌باشد. که همانگونه که مشاهده می‌شود، توزیعی از تنش‌های کششی و فشاری درون مدل استخوان در اثر بارگذاری ایجاد شده است.

روش حل عددی و بررسی استقلال از شبکه

حل عددی صورت گرفته در این شبیه‌سازی‌ها به روش لاگرانژی می‌باشد. حل مساله شبیه‌سازی با اجزای محدود لازم است که مستقل از شبکه باشد یعنی تغییرات جواب‌ها به ازای ریزتر شدن شبکه قابل صرف نظر کردن باشد. برای این امر چهار سایز مش مختلف ۰/۲، ۰/۳، ۰/۴، ۰/۵ و ۰/۱ میلی‌متر را برای ناحیه استخوانی در مجاورت ایمپلنت در نظر گرفته و بارگذاری انجام شد. نتایج حاصل از تغییر حجم استخوان به ازای سایزهای مش مختلف در مجاورت ایمپلنت تیتانیومی در نمودار ۲ آورده شده است. در نهایت، اندازه مش برابر ۰/۱ میلی‌متر برای مدل استخوان در مجاورت با ایمپلنت در نظر گرفته شد.



نمودار ۲- تغییرات تغییر حجم استخوان بر حسب اندازه المان

یافته‌ها

در این شبیه‌سازی‌ها تغییرات حجم روی داده در مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در مجاورت هر ایمپلنت به عنوان معیاری جهت مقایسه میزان آسیب استخوان در مجاورت هر ایمپلنت در نظر گرفته شد. همچنین میزان جابه جایی هر یک از ایمپلنت‌ها نیز به عنوان معیاری جهت اندازه‌گیری میزان پایداری هر ایمپلنت در داخل استخوان فک کاشته شده اندازه‌گیری شد. روابط حاکم میان میزان تنش، کرنش و تغییر حجم پدید آمده در یک جسم الاستیک پس از اعمال بار، به صورت مجموعه روابط (۲، ۳ و ۴) است.

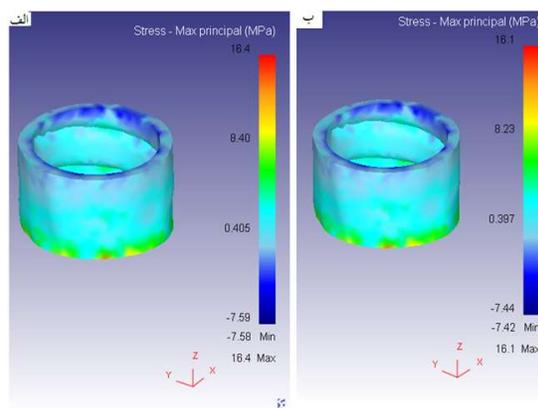
$$\varepsilon_x = E^{-1}[\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \quad (۲) \text{ رابطه}$$

$$\varepsilon_y = E^{-1}[\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \quad (۳) \text{ رابطه}$$

$$\varepsilon_z = E^{-1}[\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] \quad (۴) \text{ رابطه}$$

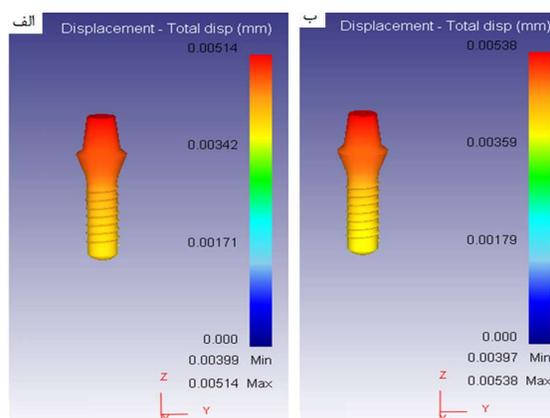
می‌گذارند، انجام شده است (۲۲-۴,۲۰). از جمله موارد مورد مطالعه می‌توان به بررسی اثر دانسیته استخوان کورتیکال بر میزان تنشی که در استخوان کورتیکال پس از اعمال بار بر ایمپلنت پدید می‌آید، اشاره نمود. همچنین در مطالعات گذشته به بیان رابطه میان دانسیته استخوان و مدول یانگ نیز پرداخته شده است (۱,۲۳). این روابط نشان می‌دهد که افزایش دانسیته استخوان، افزایش مدول یانگ آن را نیز در پی خواهد داشت.

در این راستا Guan و همکاران (۱) نشان دادند که افزایش مدول یانگ استخوان منجر به افزایش تنش پدید آمده در آن می‌گردد. در مطالعه حاضر، مشابه مطلب عنوان شده را می‌توان در شکل ۵ مشاهده نمود. در این شکل وضعیت تنشی در استخوان‌های تازه تشکیل شده در اطراف هر ایمپلنت تحت شرایط بارگذاری یکسان نشان داده شده است. همانگونه که مشاهده می‌شود، شکل ۵-الف که مربوط به استخوان در مجاورت ایمپلنت تیتانیوم خالص است (با مدول یانگ ۰/۸۴۴ گیگاپاسکال)، مقدار ماکزیمم تنش اصلی بیشتری را به نسبت استخوان تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم (با مدول یانگ ۰/۷۸۱ گیگاپاسکال) (شکل ۵-ب) تجربه کرده است. مطالعات پیشین در زمینه بارگذاری ایمپلنت دندانی و تحلیل تنشی آن و اثری که بر استخوان اطراف خود دارد بیشتر به روش شبیه‌سازی اجزای محدود انجام شده است. در این راستا معمولاً به بررسی تغییرات مدول یانگ استخوان و یا ضخامت آن پرداخته شده است. این در حالی است که به سبب استفاده رایج از ایمپلنت با جنس تیتانیوم خالص، اثر تغییرات جنس ایمپلنت نادیده گرفته می‌شود. از طرفی چنانچه جنس ایمپلنت در مجاور استخوان تغییر کند، لازم است که علاوه بر اعمال تغییرات در خواص مکانیکی ایمپلنت، جنس استخوان مجاور آن نیز تغییر کند. به بیانی دیگر لازم است که علاوه بر اثرات بیومکانیکی ایمپلنت، اثرات بیولوژیکی آن که در استفاده‌های کلینیکی تأثیرگذار است، در نظر گرفته شود. در تحقیق حاضر، علاوه بر در نظر گرفتن خواص مکانیکی دو جنس مختلف ایمپلنت، اثر بیولوژیکی که این دو جنس بر استخوان دارد نیز طی یک آزمون حیوانی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج به دست آمده از آزمون عملی پس از گذشت مدت زمان ۶ هفته از کاشت ایمپلنت‌ها نشان داد که تراکم استخوان کورتیکال ایجاد شده در مجاورت ایمپلنت از جنس



شکل ۵- توزیع تنش‌های ماکزیمم اصلی در دو مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده پس از بارگذاری در مجاورت ایمپلنت، الف) تیتانیوم خالص و ب) زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم

در رابطه با میزان جابه جایی هر یک از ایمپلنت‌ها نیز مشاهده شد که بیشترین میزان جابه جایی ایمپلنت تیتانیوم خالص ۰/۰۰۵۱۴ میلی‌متر و برای زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم به مقدار ۰/۰۰۵۳۸ میلی‌متر می‌باشد. در شکل ۶ می‌توان توزیع جابجایی در هندسه هر کدام از ایمپلنت‌ها را مشاهده نمود.



شکل ۶- شماتیکی از توزیع جابه جایی در ایمپلنت الف) تیتانیوم خالص، ب) زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم

بحث و نتیجه گیری

تحقیقات فراوانی در ارتباط با بررسی پارامترهای مختلف مرتبط با کاشت ایمپلنت و اثری که پس از اعمال بار بر استخوان اطراف آن

نوع تنشی که به آن ناحیه وارد شده است، کششی یا فشاری باشد. از این روی حجم یک ماده الاستیک بسته به نوع کرنشی که به آن وارد می‌شود می‌تواند افزایش یا کاهش یابد. همانگونه که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، مقدار تنش در استخوان مجاور ایمپلنت تیتانیوم خالص بالاتر است. این در حالیست که درصد تغییرات حجم کل برای استخوان در مجاورت ایمپلنت تیتانیومی مطابق نمودار ۳ مقدار کمتری بوده است. بنابراین از لحاظ تغییرات ایجاد شده در استخوان گزارش درصد تغییرات حجمی آن، معیار بهتری برای مقایسه اثر دو ایمپلنت بر استخوان مجاور خود به حساب می‌آید. از این روی در مطالعه انجام شده، به منظور ارزیابی اثر کرنش‌های پدید آمده در مدل استخوان کورتیکال تازه تشکیل شده در اطراف ایمپلنت، تغییر حجم کل دو نمونه که در نرم‌افزار محاسبه شده بود، گزارش گردید. همچنین در این پژوهش جهت بررسی میزان پایداری ایمپلنت در داخل استخوان کاشته شده، میزان جابه‌جایی هر ایمپلنت در داخل استخوان فک پس از بارگذاری آن اندازه‌گیری شد. همانگونه که در شکل ۶ نشان داده شده است، مقدار تغییر مکان در ایمپلنت از جنس زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم بیشتر از ایمپلنت تیتانیومی می‌باشد. نتایج به دست آمده از این تحقیق نشان داد که ایمپلنت تیتانیومی نسبت به ایمپلنت زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم علاوه بر بهبود در رشد استخوان اطراف، پس از کاشته شدن و اعمال بار آسیب کمتری را به بافت استخوانی اطراف خود وارد می‌کند. همچنین پایداری ایمپلنت تیتانیومی پس از کاشته شدن و اعمال بار بر آن، بیشتر از ایمپلنت با جنس زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم است.

تشکر و قدردانی

این مطالعه منتج از پروژه کارشناسی ارشد انجام شده در گروه مهندسی پزشکی دانشگاه اصفهان به شماره ۳۴/۲۳۰۹۲/الف بوده که بدین وسیله از حمایت‌های مجموعه دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه اصفهان تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

تیتانیوم خالص نسبت به ایمپلنت زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم بیشتر است. به بیانی دیگر سرعت تشکیل استخوان در اطراف ایمپلنت با جنس تیتانیوم خالص سریع‌تر از استخوان‌سازی در مجاورت ایمپلنت زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم بوده است. از نقطه نظر بیولوژیکی تفاوت در سرعت التیام استخوان مجاور تیتانیوم خالص نسبت به فلز زیرکونیوم -۲/۵٪ نایوبیوم مربوط به پارامترهای شیمیایی و اکسید سطحی ایجاد شده بر روی این دو آلیاژ است. تحقیقات قبلی انجام شده بر روی این دو فلز نشان می‌دهد که اکسید تشکیل شده بر روی فلز خالص تیتانیوم به دلیل خلوص زیرلایه بسیار ضخیم و نسبتاً متخلخل است و شرایط مساعدی را برای رشد آپاتیت بیولوژیک بر روی خود فراهم می‌کند (۲۴). در صورتیکه لایه اکسیدی سطح زیرکونیوم -۲/۵٪ دارای ضخامتی محدود و نفوذپذیری پایین‌تری است لذا زیست‌فعالی در سطح این فلز به مراتب پایین‌تر خواهد بود و رسوب آپاتیت بیولوژیک و در نتیجه رشد و ترمیم استخوان با نرخ کمتری انجام می‌شود که نتایج حیوانی این تحقیق نیز این امر را تأیید می‌نماید. علاوه بر میزان تنش ایجاد شده در استخوان مجاور ایمپلنت‌ها پس از بارگذاری، کرنش بوجود در استخوان نیز حائز اهمیت است. علت این موضوع بدان جهت است که اثری که تنش در استخوان ایجاد می‌کند موجب پدید آمدن کرنش در آن می‌گردد که اثرات این کرنش می‌تواند میزان حرکت ایمپلنت و در نتیجه پایداری آن را در داخل استخوان تحت تأثیر قرار دهد. در رابطه با اثر دانسیته استخوان بر میزان کرنش به وجود آمده در آن، نتایج تحقیقات پیشین حاکی از آن است که کاهش دانسیته استخوان منجر به افزایش میزان کرنش پدید آمده در آن می‌شود (۵). همچنین بر خلاف رفتار پلاستیک مواد که در اثر کرنش پدید آمده تغییر حجمی در ماده مشاهده نمی‌شود، در بررسی اثر تغییرات الاستیک مواد، کرنش ایجاد شده در ماده منجر به تغییرات حجمی آن می‌گردد. همانگونه که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، مقادیر تنش ایجاد شده در استخوان مجاور ایمپلنت به صورت تنش‌های فشاری و کششی است. همچنین مقادیر کرنش ایجاد شده در استخوان نیز می‌تواند بسته به

منابع:

- 1- Guan H, Van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;24(5):866-76.
- 2- Lee CC, Lin SC, Kang MJ, Wu SW, Fu PY. Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone. J Dent Sci. 2010;5(3):156-65.
- 3- Verri FR, de Souza Batista VE, Santiago JF, de Faria

- Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. *Mat Sci Eng C*. 2014;45:234-40.
- 4- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-31.
- 5- Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone—a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830-36.
- 6- Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(4): 569-77.
- 7- Baggi L, Cappelloni I, Maceri F, Vairo G. Stress-based performance evaluation of osseointegrated dental implants by finite-element simulation. *Simul Model Pract Th*. 2008;16(8):971-87.
- 8- Himmlöva L, Dostálová Tj, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.
- 9- Rismanchian M, Birang R, Shahmoradi M, Talebi H, Zare RJ. Developing a new dental implant design and comparing its biomechanical features with four designs. *Dent Res J*. 2010;7(2):70.
- 10- Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys*. 2012;34(7):999-1008.
- 11- Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015;8(3):932-58.
- 12- Özkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantology*. 2011;37(3):367-76.
- 13- Li T, Hu K, Cheng L, et al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality—A 3D finite element analysis. *Appl Math Model*. 2011;35(1):446-56.
- 14- Natali AN. *Dental biomechanics*: CRC Press. 1st ed. London: Taylor & Francis; 2003.
- 15- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation Alters Material Properties of Cortical Bone in the Human Mandible. *J Dent Res*. 2002;81(9):613-17.
- 16- Pirjamalineisiani A, Jamshidi N, Sarafbidabad M, Soltani N. Assessment of experimental thermal, numerical, and mandibular drilling factors in implantology. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2016;54(4):400-4.
- 17- Johnson T, Socrate S, Boyce M. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates. *Acta biomaterialia*. 2010;6(10):4073-80.
- 18- Lughmani WA, Bouazza-Marouf K, Ashcroft I. Finite element modeling and experimentation of bone drilling forces. Paper presented at: *J Phys: Conference Series* 2013.
- 19- Webster RT, Albany TWC. *Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special- Purpose Materials*. ASM Handbook. 1st ed. Washington. Vol 2: ASM International; 1990:9.
- 20- Chang HS, Chen YC, Hsieh YD, Hsu ML. Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*. 2013;8(3):261-71.
- 21- Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clin Implant Dent Related Res*. 2010;12(2):105-13.
- 22- Danza M, Zollino I, Paracchini L, Riccardo G, Fanali S, Carinci F. 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;8(4):334-9.
- 23- Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br*. 1996;78(3):357-62.
- 24- Esfahani FA, Sarafbidabad M. Evaluation of corrosion rate and surface oxides formed of Zr-2.5%Nb as an implant material in ringer's solution. *IJST*. 2016;9(6).