مجله مهندسی ساخت و تولید ایران، تابستان 1394، دوره 2، شماره 2، ص‌ص 52-58

فصلنامه علمی پژوهشی

مهندسی ساخت و تولید ایران

www.smeir.org

طراحی، شبیه‌سازی و تحلیل یک نوع ایمپلنت جدید سفارشی دندان به کمک فناوری ساخت افزایشی

نیکنام مؤمن زاده[1]، صادق رحمتی[2*]، عباس آذری[3]

1- کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک و هوا فضا، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران
2- دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک و هوا فضا، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران
3- استاد، پروستودنتیست، دانشگاه تهران، تهران
* تهران، 1477893855، srahmati@srbiau.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 12 شهریور 1394
پذیرش: 30 شهریور 1394
ارائه در سایت: 05 اسفند 1394

کلید واژگان:
ساخت افزایشی
نمونه‌سازی سریع
ایمپلنت سفارشی
اباتمنت
فیکسچر
المان محدود

چکیده

در این مقاله به تدوین یک متدولوژی خاص جهت استفاده از سایزهای مختلف ایمپلنت دندانی با توجه به نیاز بیمار پرداخته شده است که این امر محدودیت استفاده از سایزهای استاندارد مرسوم در بازار را از بین می‌برد. هدف این تحقیق طراحی، شبیه‌سازی و تحلیل ایمپلنت سفارشی دندان با استفاده از تصاویر فک بیمار برای ساخت ایمپلنت به کمک تکنولوژی ساخت افزایشی است. از ویژگی‌های ایمپلنت سفارشی طراحی شده، اعمال نیروی مناسب به فک بیمار و اتصال بهتر استخوان و ایمپلنت می‌باشد. مورد مطالعاتی، مردی 43 ساله می‌باشد که به دلیل تغییر شکل فک خود، نیازمند ایمپلنت سفارشی است. ایمپلنت سفارشی طراحی شده در این پژوهش گزینه مناسبی برای جایگذاری دندان از بین رفته بیمار است، زیرا کمترین تنش (در مقایسه با طراحی‌های دیگر) را در محل پیوند ایمپلنت با استخوان وارد می‌کند. استفاده از شیارهای عمودی در سطح خارجی ایمپلنت، رزوه و حالت مخروطی آن در کاهش تنش وارد به محل تلاقی نقش مهمی دارد. رزوه‌های دارای مقطع گرد که ساخت آن‌ها به کمک روش‌های متداول اقتصادی نیست، بهترین نوع رزوه برای ایمپلنت‌های دندانی است. از آنجا که این طراحی مختص تکنولوژی ساخت افزایشی می‌باشد، مناسب ترین انتخاب برای اتصال بهتر ایمپلنت با استخوان است. کاهش زمان ساخت ایمپلنت دندانی و کاهش دخالت انسانی در فرایند درمان به کمک ایمپلنت از دیگر مزایای بهره‌گیری از این متدولوژی است.

Design, Simulation and Analysis of a novel customized dental implant using Additive Manufacturing Technology

Niknam Momenzadeh[1], Sadegh Rahmati[1*], Abbas Azari[2]

1- Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Science and research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2- Medical Sciences, Tehran University, Tehran, Iran.
* P.O.B. 1477893855 Tehran, Iran, srahmati@srbiau.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 September 2015
Accepted 21 September 2015
Available Online 24 February 2016

Keywords:
Additive Manufacturing
Rapid Prototyping
Customized Implant
Abutment
Fixture
Finite Element

ABSTRACT

In this article a novel methodology was developed for using different dental implants sizes according to patient's requirements, while avoiding the limitations of common standard sizes of dental implants available in world market. This research involves simulation, design and analysis of customized dental implants using patient's jaw CT Scan images, used for fabrication by Additive Manufacturing Technology. Customized dental implants not only cause a more appropriate joint of jaw bone and implant, but also reduce the time that it takes to build an implant by AM technology. The case study in this research is a 43 years old man who needs 3 dental implants which are designed in this research for the purpose of AM, and are suitable alternatives for his lost teeth; because minimum stress (as compared with other designs) is exerted at the contact surface between the implant and bone. Utilizing vertical grooves on implant surface and conical thread play an important role in reduction of tension that is applied to the joint of implant and jaw. Conical thread grooves which are not cost effective to be produced via common techniques, are the best type of grooves for dental implants. As this design is dedicated to the additive manufacturing technology, hence it is the best choice for better integration between the implant and bone. Less lead-time and less human intervention during treatment are the additional benefits of this novel methodology.

1- مقدمه

تجسم مدل‌های آناتومیک که با نرم‌افزارهای بسیار پیچیده تحقق می‌یابد، در ابتدا ممکن است غیرضروری به نظر برسند، ولی از آنجا ترسیم یک حجم سه بعدی بر روی صفحه نمایشگر دو بعدی، فهم کامل از آناتومی بیمار را در اختیار جراحان قرار نمی‌دهد، ارتباط میان بیمار و آنچه بر روی صفحه نمایش است، یک ارتباط قابل حس و شهودی نیست. جراحان باید تفسیر این اطلاعات تصویری را به منظور بازسازی ذهنی هندسه سه بعدی فرا گیرند؛ بدین منظور استفاده از تصاویر کمکی دیگر بسته به نوع جراحی، صفحه دو بعدی را تکمیل و شکل واقعی‌تری از مدل‌های سه بعدی حجمی را ارائه می‌نمایند [1]. به علت برخی مشکلات در حین قرار دادن ایمپلنت دندانی

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

N. Momenzadeh, S. Rahmati, A. Azari, Design, Simulation and Analysis of a novel customized dental implant using Additive Manufacturing Technology, *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, Vol. 2, No. 2, pp. 52-58, 2015 (in Persian)

همچون نیاز دکتر به استفاده از تمپلیت‌های مختلف و عدم توانایی برنامه ریزی مناسب برای عمل بر پایه تصاویر دو بعدی، پژوهشگران سعی در ساخت مدل‌های فیزیکی از پروتز کرده‌اند. استفاده از فناوری ساخت افزایشی[1] برای تهیه مدل‌های فیزیکی سه بعدی، ارتباط میان جراح و بیمار را آسان می‌کند. این روش به دلیل کاهش مدت زمان عمل جراحی، دقت بالا، و قابلیت پیچیدگی، خطر را برای بیمار کاهش می‌دهد و نسبت به دیگر روش‌ها دارای اطمینان بالاتری است. دقت مدل و خواص مواد، اساس شبیه‌سازی و ارزیابی طرح‌های جایگزین را فراهم می‌سازد، به گونه‌ای که بهینه‌سازی، می‌تواند پیش از قرار دادن ایمپلنت در فک بیمار صورت گیرد. یک مدل فیزیکی که از داده‌های سی‌تی‌اسکن به دست آمده است، ملموس و محسوس می‌باشد؛ بطوری که منجر به فهم مستقیم و دقیق از جزئیات آناتومیکی توسط دندانپزشک می‌شود، در حالی که این امر از روی تصاویر صفحه نمایش امکان‌پذیر نیست. همچنین این حالت، امکان شبیه‌سازی عمل نصب ایمپلنت، تعیین حدود نواحی حیاتی که از انجام عملیات بر روی آنها باید پرهیز شود و پیش‌بینی دشواری‌ها و اشکالات احتمالی را فراهم می‌نماید.

ساخت به کمک فناوری ساخت افزایشی این امکان را به طراح می‌دهد که هر گونه پیچیدگی لازم برای قطعه را در طرح اعمال نماید، زیرا در ساخت افزایشی، قطعات به صورت لایه لایه ساخته می‌شوند و این امر موجب طراحی بهتر با اعمال جزئیات مناسب در طرح می‌شود [1]. ایمپلنت‌های سفارشی گونه‌ای از ایمپلنت‌ها هستند که برای بیمار خاص تهیه می‌شوند که این امر توسط پزشک و به کمک مهندسان طراح، ساخته می‌شود تا نیاز بیمار مورد نظر را برطرف کند. فک انسان‌ها به طرز شگفت انگیزی با یکدیگر تفاوت دارد و حتی قسمت چپ فک هر شخص مشابه قسمت راست فک وی نیست و این تفاوت باعث کاربرد هر چه بیشتر قطعات سفارشی در حوزه دندانپزشکی می‌شود. استفاده از ایمپلنت‌های سفارشی این امکان را به پزشک می‌دهد که از ایمپلنت‌های با سایز کاملاً مناسب بیمار در فک وی استفاده شود و بسیاری از عیوبی که در هنگام استفاده از ایمپلنت‌های استاندارد ایجاد می‌شود را برطرف کند. از عیوب استفاده از ایمپلنت‌های استاندارد می‌توان به مشکلات مربوط به بافت، زاویه ایمپلنت نامناسب، بار (نیرو) نامناسب و مشکلات مربوط به زیبایی اشاره نمود. لازم به ذکر است که استفاده از ایمپلنت‌های سفارشی تنها هنگامی که روش ساخت از نوع ساخت افزایشی باشد، کاربرد دارد و با روش‌های دیگر ساخت امکان سفارشی کردن وجود ندارد، زیرا کوچکترین تغییر در سایز ایمپلنت نهایی با سایز مورد نیاز دندانپزشک باعث کاهش اسیوانتگریشن می‌شود.

استفاده از ایمپلنت‌های سفارشی عوارض روش‌های متداول را از بین می‌برد و درصد موفقیت درمان ایمپلنت افزایش می‌یابد. مطالعات بسیاری بر روی ساخت ایمپلنت دندان به روش ساخت افزایشی در دنیا انجام شده است. در سال 1952 میلادی یک تیم تحقیقاتی سوئدی در دانشگاه لوند سوئد به پیشرفت مهمی در علم ایمپلنتولوژی دست یافتند. سرپرست این تیم دکتر برانمارک یک جراح ارتوپد بود. یکی از پروژه‌های تحقیقاتی این تیم ارزیابی میکروسکوپی پروسه‌های التیامی در استخوان بود که در این تحقیق ایمپلنت تیتانیومی را در داخل استخوان ران سگ کار گذاشتند. بعد از چند ماه متوجه اتصال خوب فلز تیتانیوم با استخوان ران سگ شدند و پس از این تحقیق استفاده از ایمپلنت‌های تیتانیومی متداول گردید [2]. وینستین و همکارانش [3] اولین افرادی بودند که از روش‌های المان محدود در علم دندانپزشکی برای ایمپلنت‌های دندانی استفاده نمودند اما هیملوا و همکارانش [4] با استفاده از روش المان محدود میزان تنش فون مایسز در محل تلاقی ایمپلنت- استخوان برای طول و قطرهای مختلف را محاسبه کردند. آنان اظهار داشتند که محل‌های دارای ماکزیمم تنش، جایی نیست جز اطراف neck ایمپلنت. همچنین آنها بیشترین کاهش در تنش (31.5%) را برای ایمپلنتی عنوان کردند که قطر آن از 3.6 میلی‌متر به 4.2 میلی‌متر رسیده بود بطوریکه افزایش طول ایمپلنت منجر به کاهش ماکزیمم تنش فون مایسز گردید، هر چند تغییرات طول ایمپلنت دارای تاثیر کمتری نسبت به قطر ایمپلنت در تغییرات تنش بود.

گیلبرت چاهین و همکارانش [5] در سال 2008 میلادی به طراحی و ساخت ایمپلنت دندان Ti-6Al-4V ELI با استفاده از روش ذوب پرتو الکترونی[2] پرداختند. آنها بیان داشتند این نوع ایمپلنت که بر اساس دندان واقعی ساخته شده است، دارای سازگاری مناسب با بدن و همچنین عملکرد مکانیکی خوبی می‌باشد. آنان این ایمپلنت را بصورت یکپارچه طراحی کردند و پس از آنالیز آن، این نوع ایمپلنت را نمونه مناسبی برای جایگزینی ایمپلنت‌های چند جزیی نامیدند. صادق رحمتی و همکارش [6] در سال 1391 به بررسی دقت ابعادی در فرایند استریولیتوگرافی پرداخته‌اند. آنان بیان داشتند با وجود تمامی پیشرفت‌ها که در فناوری نمونه‌سازی سریع از جمله روش استریولیتوگرافی انجام شده است، اما هنوز دقت ابعادی و استحکام فیزیکی نمونه‌های ساخته شده با استفاده از این روش، در مقایسه با روش‌های متداول ماشین‌کاری، به حد مطلوب نرسیده است. آنان با تحلیل و مقایسه مهمترین پژوهش‌های انجام گرفته، مقادیر بهینه پارامترهای تأثیرگذار در استریولیتوگرافی را به منظور بهبود دقت ابعادی در قطعات ساخته شده به این روش، ارائه کرده‌اند. بن وندربورک و همکارش [7] به بررسی استفاده از ذوب با لیزر[3] در دندانپزشکی پرداختند. آنها عنوان داشتند که این روش از فناوری نمونه‌سازی سریع، گزینه مناسبی برای ساخت در دندانپزشکی می‌باشد به گونه‌ای که استحکام و سفتی، سایش و دقت آن مناسب قطعات دندانپزشکی می‌باشد، اگرچه صافی سطح مناسبی برای این روش بیان نشده است.

ابراهیم و همکارانش [8] به ارزیابی تغییرات پارامترهای طراحی (شکل، قطر، طول) ایمپلنت دندان و تأثیر آن بر توزیع تنش به کمک روش المان محدود پرداختند. آنان پس از تقسیم‌بندی 6 ایمپلنت در دو گروه و بارگذاری نیروهای مشابه برای این 6 ایمپلنت و پس از آنالیز آنها بیان نمودند در شرایط طولی ثابت (13 میلی‌متر) و قطرهای 3.7 و 4.1 و 4.7 برای هر دو گروه، با افزایش قطر ایمپلنت، ماکزیمم تنش فون مایسز کاهش می‌یابد. آنها موفقیت در ایمپلنت‌های دندانی را منوط به انتقال تنش و نیروی وارد بر ایمپلنت به استخوان‌های ایمپلنت دانستند که انتقال این نیرو به عواملی چون سطح تماس میان ایمپلنت با استخوان، طول و قطر ایمپلنت، شکل و وضعیت سطح ایمپلنت، نوع پروتز انجام گرفته شده و کیفیت و کمیت استخوان‌های اطراف ایمپلنت بستگی دارد. تینگ وو و همکارانش [9] با استفاده از اسکنرهای اپتیکی به ساخت اباتمنت سفارشی زاویه‌دار پرداختند و پس از بررسی‌های انجام گرفته اعلام کردند توزیع تنش در حالت سفارشی و سنتی اختلاف جزیی دارند، اما دقت و زیبایی حاصل از استفاده از ایمپلنت‌های سفارشی به مراتب بالاتر است. ژیانشو و همکارانش [10] با توجه به محدودیت‌های ایمپلنت‌های استاندارد به طراحی و ساخت ایمپلنت سفارشی با استفاده از ماشین‌های کنترل عددی پیشرفته پرداختند و تحلیل‌های المان

1. Additive Manufacturing

2. Electron Beam Melting (EBM)
3. Selective Laser Melting (SLM)

محدود طراحی آنها را تأیید کرد. جایگیری مناسب و زیبایی بیشتر ایمپلنت‌های سفارشی و همچنین عدم توانایی ساخت با دقت بالا در روش‌های سنتی به علت هندسه پیچیده و استفاده از ماده تیتانیوم این گروه را به ساخت ایمپلنت‌های سفارشی رهنمون کرد. ژیانیو چن و همکارانش [11] در سال 2014 میلادی به طراحی و ساخت ایمپلنت دندانی سفارشی به روش مهندسی معکوس و با استفاده از تکنولوژی نمونه‌سازی سریع پرداختند. آنان با هدف بررسی خواص مکانیکی و بیومکانیکی ایمپلنت‌های سفارشی، ایمپلنت دندانی را مدل کرده و ساختند. مقاومت خوب، هندسه مناسب و دقت بالای ایمپلنت‌های ساخته شده از جمله مزایای عنوان شده در این پژوهش برای ساخت آنها به کمک فناوری نمونه سازی سریع عنوان شده است.

2- طراحی و شبیه‌سازی ایمپلنت

در این تحقیق، به منظور طراحی ایمپلنت سفارشی، طراحی‌های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته‌اند و تنش ایجاد شده میان فصل مشترک ایمپلنت و استخوان تحلیل شده‌اند و با توجه به نتایج بدست آمده، شکل بهینه برای حالت مورد مطالعه پیشنهاد شده است. ابتدا با توجه به کاتالوگ ایمپلنت‌های موجود در بازار، فیکسچر و اباتمنت نمونه در نظر گرفته شده از کاتالوگ اباتمنت مربوط به شرکت نوبل بیوکر[1] جهت الگو برای طراحی استفاده شده است. ایمپلنت نمونه این مقاله برابر با ایمپلنت با سایز 13 × 5 این شرکت انتخاب شده است. خواص فیزیکی استخوان کنسلس[2] و کورتیکال[3] مطابق جدول 1 می‌باشد. شکل 1 استخوان‌های کنسلس و کورتیکال طراحی شده را نشان می‌دهد.

جدول 1 خواص استخوان‌های کورتیکال و کنسلس [12]

Table 1 Properties of Cancellous and Cortical bones[12]

ماده	مدول الاستیک (GPa)	ضریب پواسون
استخوان کورتیکال	13.70	0.30
استخوان کنسلس	1.37	0.30

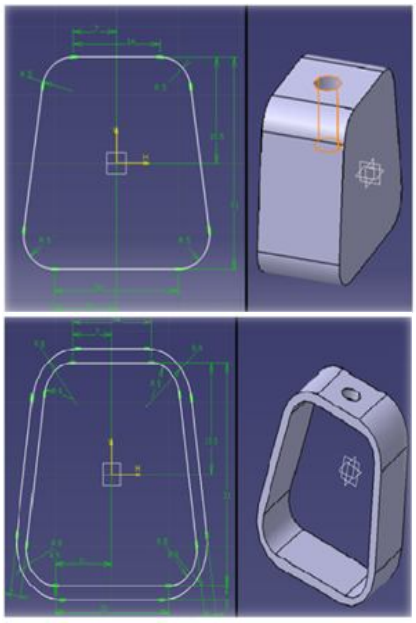

Fig. 1 Cortical Bone (Down) – Cancellous Bone (up)

شکل 1 استخوان کورتیکال (پایین)، استخوان کنسلس (بالا)

قطر ایمپلنت نمونه برابر با 5 میلی‌متر در نظر گرفته شده است; سوراخ در استخوان کورتیکال راه به در و در استخوان کنسلس دارای عمق 11.57 میلی‌متر است. طول فیکسچر ایمپلنت 13.57 میلی‌متر است که با در نظر گرفتن 2 میلی‌متر ضخامت کورتیکال، عمق سوراخ برابر با 11.57 میلی‌متر می‌شود. لازم بذکر است که در مورد ضخامت کورتیکال، فک با لایه نازک استخوان کورتیکال و استخوان کنسلس با سختی کم، بیشترین خطر شکست را دارد. افزایش ضخامت استخوان کورتیکال، پایداری ایمپلنت را به دنبال خواهد داشت و لذا ضخامت دو میلی‌متر، ضخامت بهینه است [13]. عرض استخوان‌ها نیز 15 میلی‌متر در نظر گرفته شده است.

استخوان یک ماده نرم و ویسکوالاستیک است و تحمل آن بستگی به چگالی و میزان مواد معدنی آن دارد. با این حال در تحلیل‌های عددی، استخوان را یک ماده ایزوتروپیک، همگن و الاستیک خطی در نظر می‌گیرند. در این تحلیل میزان اسیوانتگریشن برابر با 100% و تیتانیوم از جنس خالص در نظر گرفته شده است که امری کاملاً ایده‌آل است که با حالت واقعی اختلاف کمی دارد. خواص فیزیکی تمامی ایمپلنت‌های مدل شده در این پژوهش مشابه هم می‌باشد، بطوری که همه آنها از جنس تیتانیوم می‌باشند و خواص آنها به شرح جدول 2 می‌باشد.

گورکان و همکارانش [14] طی بررسی‌های تحلیلی که انجام دادند، عنوان کردند اعمال نیروی عمودی به دو یا سه قسمت از دندان نسبت به تنها یک قسمت تنش کمتری به استخوان‌های اطراف ایمپلنت انتقال می‌دهند و آنچه که در حالت عادی نیز در دهان وجود دارد، وارد شدن نیرو به حداقل سه ناحیه از اکلوزال دندان است. در این تحقیق نیز اعمال نیرو از سه نقطه انجام گرفته است بطوری که برای تمامی ایمپلنت‌ها نیروی عمودی 200 نیوتن و مایل 105 نیوتن با زاویه 45 درجه اعمال شده است. لازم به ذکر است که تمامی سطوح تماس‌های ایمپلنت با استخوان دارای ضریب اصطکاک 0.1 می‌باشند. در تمامی تحلیل‌ها قسمت Neck ایمپلنت تنش بالاتری را تحمل می‌کند اما از در نظر گرفتن این قسمت در تحلیل‌ها صرف‌نظر می‌شود. برای طراحی ایمپلنت سفارشی، شکل‌های مختلف ایمپلنت مورد بررسی قرار گرفته است که از بین حالت‌های تحلیل شده، بهترین حالت برای طراحی ایمپلنت سفارشی استفاده شده است.

حالت 1: ایمپلنت ساده (ایمپلنت مقیاس)

در این حالت ایمپلنت به صورت استوانه‌ای ساده طراحی و تحلیل شده است. لازم به ذکر است که این ایمپلنت به عنوان ایمپلنت مقیاس نامگذاری می‌شود و تحلیل مابقی حالت‌ها با ایمپلنت مقیاس مقایسه می‌شود. طراحی ایملنت ساده حالت 1، در شکل 2 نشان داده شده است.

3- تحلیل ایمپلنت

پس از اعمال شرایط بارگذاری و همچنین شرایط مرزی، تحلیل مورد نظر توسط نرم‌افزار آباکوس بر روی ایمپلنت انجام شده است که در شکل 3 قابل مشاهده است.

جدول 2 خواص فیزیکی تیتانیوم [12]

Table 2 Titanium Physical Properties[12]

ماده	چگالی (Kg/m3)	مدول الاستیک (GPa)	ضریب پواسون
تیتانیوم	4540	10340	0.35

1. Nobel Biocare
2. Cancellous
3. Cortical

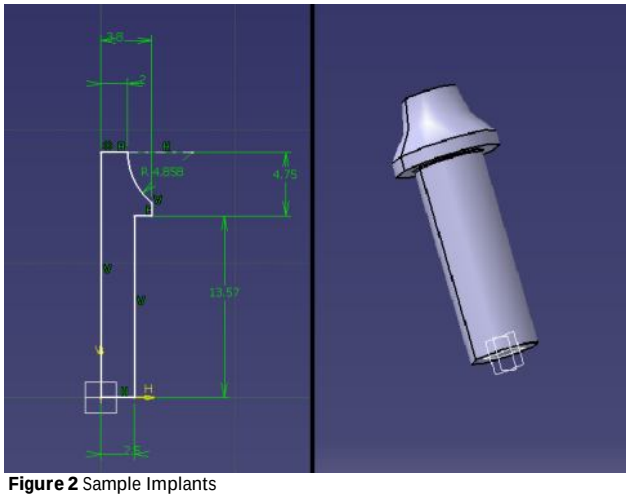

Figure 2 Sample Implants

شکل 2 ایمپلنت مقیاس

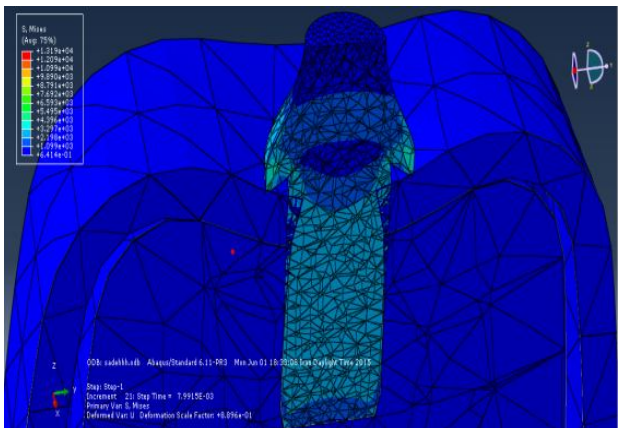

Fig. 3 Analysis of Sample Implants

شکل 3 آنالیز ایمپلنت مقیاس

ماکزیمم تنش فون مایسز بدون در نظر گرفتن قسمت برآمدگی[1] ایمپلنت برابر با 2.2 مگاپاسکال می‌باشد. بنابراین ساده ترین نوع ایمپلنت که تنها دارای یک فیکسچر استوانه‌ای و اباتمنت استاندارد است، تنشی معادل با 2.2 مگا پاسکال را تحمل می‌کند. چنانچه با اعمال تغییرات مختلف میزان تنش کاهش یابد، از آن تغییر به عنوان یک ویژگی مناسب در طراحی ایمپلنت اصلی بهره برده، و چنانچه تغییرات باعث افزایش تنش شود، از اعمال آن تغییر در ایمپلنت نهایی چشم‌پوشی می‌شود. حال با تغییر در شکل ایمپلنت و تحلیل آن با توجه به شرایط بارگذاری و مرزی حالت اول، حالت‌های مختلف دیگر را نیز مورد بررسی قرار داده و حداکثر تنش فون مایسز وارد بر سطح مشترک ایمپلنت با دندان محاسبه می‌شود. حداکثر تنش فون مایسز در تمامی حالات در جدول 3 مشخص شده است.

حالت 2: ایمپلنت با فیکسچر پله ای (3 پله با ارتفاع 4.5 میلی‌متر)

حالت 3: ایمپلنت با فیکسچر مخروطی (زاویه مخروط 8 درجه)

حالت 4: ایمپلنت با فیکسچر مخروطی (زاویه مخروط 2 درجه)

حالت 5: ایمپلنت با فیکسچر توخالی بزرگ (دایره به قطر 4 میلی‌متر)

حالت 6: ایمپلنت با فیکسچر توخالی کوچک (دایره به قطر 1 میلی‌متر)

حالت 7: ایمپلنت حالت 6 با ارتفاع قسمت توخالی 4 میلی‌متری

حالت 8: ایمپلنت با سوراخ افقی به قطر 1.5 میلی‌متر

1. Neck

جدول 3 مقایسه ایمپلنت‌های تحلیل شده

Table 3. Comparison of Analysed Implants

ردیف	عنوان	حداکثر تنش فون مایسز (MPa)
1	حالت 1	2.2
2	حالت 2	4.3
3	حالت 3	8.6
4	حالت 4	1.9
5	حالت 5	2.6
6	حالت 6	2
7	حالت 7	2.8
8	حالت 8	4.8
9	حالت 9	1.6
10	حالت 10	2
11	حالت 11	2.8
12	حالت 12	1.58
13	حالت 13	1.70
14	حالت 14	1.92
15	حالت 15	1.86
16	حالت 16	1.37
17	حالت 17	1.52

حالت 9: ایمپلنت با فیکسچر شیاردار عمودی در سطح خارجی

حالت 10 و 11: ایمپلت رزوه دار مربعی به ترتیب با عرض سطح مقطع 1 و 1.5 میلی‌متر

حالت 12 و 13: ایمپلنت رزوه دار V شکل به ترتیب با زوایای 30 و 60 درجه

حالت 14 و 15: ایمپلنت با رزوه‌های حائل به ترتیب با زوایای حائل 30 و 15 درجه

حالت 16 و 17: ایمپلنت با رزوه‌های دارای سطح مقطع دایروی به ترتیب با سطح مقطع‌های به قطر 1.5 و 2 میلی‌متر

همان‌طور که مشخص است، ایمپلنت‌های رزوه‌دار تنش کمتری به محل تلاقی ایمپلنت با استخوان وارد می‌کنند و این نشان می‌دهد که وجود رزوه برای کاهش تنش فون مایسز در طراحی ایمپلنت دندان سفارشی نهایی الزامی است. رزوه نقش مهمی در ثبات اولیه ایمپلنت ایفا می‌کند و از نظر دندانپزشکی بسیاری از موارد بالا مورد تأیید می‌باشد به گونه‌ای که بسیاری از ایمپلنت‌های رزوه‌دار ذکر شده دارای حداکثر تنش فون مایسز نزدیک به 1.5 مگاپاسکال می‌باشند که این امر باعث جلوگیری از درد در فک بیمار می‌شود. با توجه به اطلاعات تجربی دندانپزشکان، جهت کاهش از بین رفتن استخوان‌های حاشیه‌ای بعد از کاشت ایمپلنت و همچنین استفاده از سطحی خشن برای استخوان‌های حاشیه‌ای، یک تغییر ماکروسکوپیک که اضافه کردن میکرورزوه‌ها است، پیشنهاد می‌شود. سطح خشن ایمپلنت و همچنین میکرورزوه‌ها در ایمپلنت نه تنها باعث کاهش از بین رفتن استخوان می‌شود، بلکه به سازگاری بیومکانیکی سریع تر در برابر نیروی اعمالی به ایمپلنت در مقایسه با شیوه قبلی کمک می‌کند.

4- حالت مورد مطالعاتی

با توجه به آنچه که بر طراحی و تحلیل ایمپلنت گذشت، پژوهش بر روی حالت مورد مطالعه انجام شده است. شخصی که مورد مطالعه قرار گرفته است، مردی 43 ساله است که نیازمند 3 ایمپلنت جهت جایگذاری در فک به

جای دندان‌های از بین رفته خود است که شکل 4 تصویر مربوط به سی‌تی‌اسکن این فرد می‌باشد. این تصاویر که از نرم‌افزار به دست آمده است، مشخص می‌کند که بیمار نیازمند سه ایمپلنت است، بطوری که شکل 5 محل قرار گرفتن ایمپلنت‌ها را نمایش می‌دهد. پس از تعیین تعداد ایمپلنت با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن و همچنین بهره بردن از مورفولوژی استخوان، سایز ایمپلنت مورد نیاز برای بیمار تعیین می‌شود که در جدول 4 مشخص شده است.

بنابراین، همان‌طور که درجدول 4 مشخص است بیمار به سه ایمپلنت با طول 10 میلی‌متر نیاز دارد، بطوری که قطر آنها با یکدیگر متفاوت می‌باشد. در این مقاله به علت مشابه بودن فرایند کلی کار، تنها به بررسی طراحی مورد نیاز برای یکی از ایمپلنت‌ها پرداخته می‌شود که در این خصوص ایمپلنت با سریال SIFW 5308N مورد بررسی قرار می‌گیرد. همان‌طور که مشخص است ایمپلنت مورد نظر باید دارای طول 10 میلی‌متر و قطر بالای آن برابر با 5.3 میلی‌متر و قطر پایین آن برابر با 3.6 میلی‌متر باشد. ناگفته پیداست که ایمپلنت مورد نظر باید حالت مخروطی داشته باشد که با مباحث پیشین گفته شده، انطباق دارد. چنین اندازه‌ای در کاتالوگ مربوط به ایمپلنت مورد بررسی شرکت مربوطه موجود نمی‌باشد و آنچه که در کاتالوگ برای اندازه‌های مشابه یا نزدیک به این اندازه وجود دارد، تنها دو مورد است. یکی با طول 10 میلی‌متر و قطر اکلوژال 5 میلی‌متر و قطر آپیکال 2.98 میلی‌متر و دیگری با طول 10 میلی‌متر و قطر اکلوژال 6 میلی‌متر و قطر آپیکال 3.54 میلی‌متر می‌باشد.

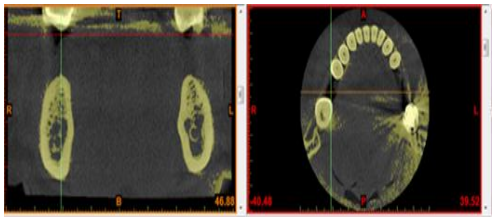

Fig. 4 CT Scan of interested patient

شکل 4 سی‌تی‌اسکن بیمار مورد نظر

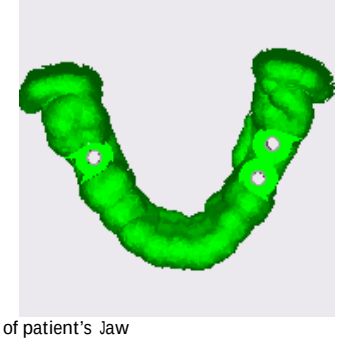

Fig. 5 Schematic of patient's Jaw

شکل 5 شماتیک فک بیمار

جدول 4 سایز ایمپلنت‌های مورد نیاز برای بیمار

Table 4 Suitable size of implants for patient

شماره سریال ایمپلنت	SIFW 5308N	SIFN 3808	SIFW 5308N
قطر اکلوژال (mm)	5.3	3.8	5.3
قطر راس (mm)	3.6	2.9	3.6
طول(mm)	10	10	10

بنابراین پزشک به ناچار می‌بایست از ایمپلنتی با ابعادی غیر از ابعاد اصلی استفاده کند، زیرا گستره‌ی ایمپلنت‌های استاندارد محدود است. استفاده از اندازه‌های غیر اصلی باعث بروز مشکلاتی برای فرد و گاهی عدم موفقیت درمان برای او می‌شود. با بهره‌گیری از فاکتورهایی که در ایمپلنت اعمال می‌شود تا تنش وارده به استخوان کمتر شود و با توجه به اندازه‌های بدست آمده برای فرد مورد نظر، به طراحی ایمپلنت سفارشی پرداخته می‌شود تا مشکل ذکر شده برطرف شود. این ایمپلنت که در واقع ایمپلنت نهایی می‌باشد در شکل 6 نشان داده شده است.

این ایمپلنت دارای طولی برابر با 10 میلی‌متر است که دارای رزوه‌هایی با مقطع دایروی می‌باشد و گام آن مطابق با کاتالوگ شرکت مربوطه برابر با 0.75 میلی‌متر و از نوع ساعتگرد است. این ایمپلنت از نوع یکپارچه (یک تکه) می‌باشد که به همین خاطر در آن مشکلات مربوط به اتصال آباتمنت و فیکسچر در ایمپلنت‌های چند قسمتی، بر طرف شده است. حالت مخروطی ایمپلنت با توجه به داشتن قطر راس 3.6 میلی‌متر و قطر اکلوژال 5.3 میلی‌متر کاملاً مشخص است. در این طراحی، همچنین از یک شیار بر روی سطح خارجی ایمپلنت و در قسمت پایین آن بهره برده شده است. ضمناً سطح زیرین ایمپلنت برای نصب آسان‌تر ایمپلنت توسط دندانپزشک دارای شیب می‌باشد؛ البته این سطح برای اجتناب از تمرکز تنش نوک تیز، گرد شده است.

این ایمپلنت دارای حداکثر تنش فون مایسز 1.2 مگا پاسکال می‌باشد که کمترین مقدار در بین طراحی‌های موجود می‌باشد که این امر از ویژگی‌های طراحی ایمپلنت نهایی است. تنش‌های بیش از 1.5 مگاپاسکال باعث بروز درد در فک بیمار می‌شود که این درد به مرور سبب التهاب فک فرد می‌شود. التهاب فک علاوه بر مشکلات زیبایی، باعث از بین رفتن اسیوانتگریشن می‌شود و اسیوانتگریشن ضعیف‌تر سبب پایین آمدن درصد موفقیت ایمپلنت، و در برخی موارد سبب شکست درمان می‌شود. استفاده از ایمپلنت‌های دندانی با تنش فون مایسز کمتر از 1.5 مگاپاسکال سبب بهینه کردن درمان و بالابردن طول عمر پروتز می‌شود که هدف بسیاری از شرکت‌های سازنده ایمپلنت‌های دندانی است.

با استفاده از تکنولوژی نمونه سازی سریع، ترجیحاً روش‌های SLM، EOS و یا EBM طراحی انجام شده تبدیل به ایمپلنت مورد نظر برای تعبیه در فک بیمار می‌شود. از آنجا که ایمپلنت نهایی باید دارای دقت بالا در ساخت باشد و همچنین به علت وجود رزوه‌ها، می‌توان از روش استریولیتوگرافی برای ساخت الگویی، برای رویت و چک کردن طراحی استفاده نمود.

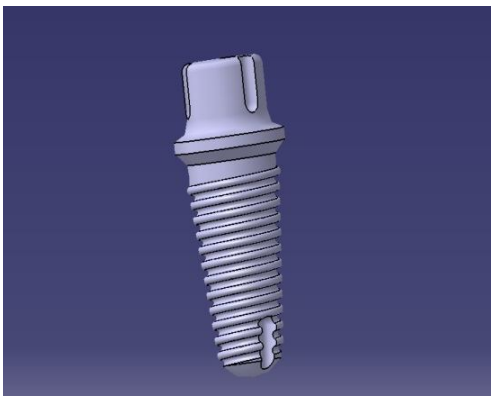

Fig. 6 Final Implant

شکل 6 ایمپلنت نهایی

استریولیتوگرافی روش مناسب برای قطعاتی است که دارای پیچیدگی‌های هندسی می‌باشند و ایمپلنت نهایی که دارای رزوه‌های ته گرد می‌باشد، می‌تواند به کمک این روش با دقت مناسب ساخته شوند. اما همان‌طور که بیان شد، روش استرلیتوگرافی برای چک کردن طراحی، گزینه مناسبی است. روش دیگر ساخت ایمپلنت سفارشی، استفاده از روش DLP است. این روش در ایران و به خصوص در دندانپزشکی کاربرد دارد. DLP حالت پیشرفته استرلیتوگرافی می‌باشد و به علت تکنولوژی برتری که نسبت به استرلیتوگرافی دارد، دارای سرعت بالاتری است.

آلترناتیو دیگر در بین تکنولوژی‌های نمونه‌سازی سریع، تکنیک ریخته‌گری دقیق می‌باشد منجر به کاهش هزینه می‌شود. در این روش لازم است که ابتدا ایمپلنت‌های طراحی شده با روش سالیداسکیپ[1] از جنس موم ساخته شده و سپس موم‌های تهیه شده در فرایند ریخته‌گری تبدیل به ایمپلنت‌هایی از جنس تیتانیوم شود. اما از آنجا که تیتانیوم ماده است که با اکسیژن واکنش نشان می‌دهد، به همین خاطر در فرایند ساخت ایمپلنت باید از ریخته‌گری تحت خلا بهره جست. اگرچه این امر در ایران انجام می‌شود اما برای قطعات پزشکی این امر چندان در ایران مورد استفاده قرار نمی‌گیرد و علت آن هزینه بالا و سختی کار می‌باشد. در عین حال انجام سفارشات پر تعداد منجر به کاهش هزینه ساخت ایمپلنت سفارشی شده و روش نمونه‌سازی صرفه اقتصادی پیدا می‌کند.

5- نتیجه‌گیری

ایمپلنت‌های خاص یا سفارشی به دلیل داشتن اندازه‌های متناسب با کیفیت و کمیت استخوان‌های فک فرد و همچنین هماهنگی دقیق با تصاویر CT اسکن فک بیمار، گزینه مناسبی برای جایگزینی ایمپلنت‌های استاندارد می‌باشند، زیرا ایمپلنت‌های سفارشی نسبت به ایمپلنت‌های استاندارد، تنش کمتری به محل تلاقی ایمپلنت با استخوان وارد می‌کنند و این امر منجر به پیوند بهتر ایمپلنت و استخوان و در نتیجه طول درمان کمتر و موفقیت بالاتر درمان با ایمپلنت می‌شود. همچنین فاکتور زیبایی که یکی از مواردی است که بیمار به آن تأکید بسیاری دارد، در استفاده از ایمپلنت‌های سفارشی به خوبی مورد توجه قرار می‌گیرد.

در این پژوهش یک ایمپلنت سفارشی با توجه به تصاویر سی‌تی‌اسکن موجود از فک بیمار که یک مرد 43 ساله است، طراحی، شبیه‌سازی و تحلیل گردید. ایمپلنت سفارشی طراحی شده در این مقاله دارای حداکثر تنش فون مایسز 1.2 مگا پاسکال می‌باشد که این مقدار، نشان دهندهٔ افت محسوس تنش نسبت به طراحی‌های دیگر است. اندازه کاملاً منطبق ایمپلنت طراحی شده با اندازه‌های بدست آمده در سی‌تی‌اسکن فک پایین فرد، مهمترین عامل موفقیت ایمپلنت‌های سفارشی می‌باشد. متدولوژی نوین استفاده شده در طراحی ایمپلنت سفارشی، گزینه مناسبی جهت بهره‌گیری در درمان همه افراد نیازمند به ایمپلنت دندانی است، که توسعه هرچه بیشتر آن، منجر به بهبود کیفیت درمان می‌شود. با توجه به متدولوژی طراحی صورت گرفته و داده‌های حاصل از تحلیل‌های انجام شده، نتایج به دست آمده از پژوهش، بدین شرح است:

ایمپلنت نهایی که دارای رزوه و شیار در سطح خارجی فیکسچر با حالت مخروطی است، دارای کمترین میزان "حداکثر تنش فون مایسز" بر سطح تلاقی میان استخوان و ایمپلنت نسبت به دیگر طراحی‌ها است، به گونه‌ای که این مقدار در ایمپلنت سفارشی نهایی برابر با 1.2 مگاپاسکال است، در حالی که برای ایمپلنت ساده اولیه 2.2 مگا پاسکال است.

رزوه عامل مهمی است که در طراحی ایمپلنت‌ها باید مدنظر قرار گرفته شود. از رزوه‌ها برای افزایش سطح تماس ایمپلنت با استخوان و بهبود ثبات اولیه استفاده می‌شود. از آنجا که رزوه ته گرد تنش کمتری به محل اتصال ایمپلنت و استخوان وارد می‌کنند، بهترین گزینه برای طراحی ایمپلنت‌ها می‌باشند. رزوه‌های ته گرد با توجه به روش ساخت ایمپلنت سفارشی که روش ساخت افزایشی است، به سادگی ساخته می‌شوند و دارای دقت و صرفه اقتصادی نیز هستند. همچنین وجود شیار در سطح خارجی ایمپلنت باعث کاهش حداکثر تنش فون مایسز در محل تماس ایمپلنت و استخوان می‌شود، بطوری که میزان تنش را از 2.2 مگا پاسکال به 1.6 مگاپاسکال کاهش می‌دهد.

متدولوژی نوین طراحی ایمپلنت سفارشی عنوان شده در این پژوهش، راه‌حل مناسبی برای ساخت ایمپلنت‌های سفارشی است، لذا مشکلات ایمپلنت‌های فعلی را از بین می‌برد و مدت زمان جوش خوردن ایمپلنت با استخوان را کاهش می‌دهد، به ویژه برای بیمارانی که از تغییر شکل‌های غیر عادی لثه رنج می‌برند و روش‌های متداول پاسخگوی نیاز این قبیل بیماران نمی‌باشد. این در حالیست که تکنولوژی نمونه‌سازی سریع هیچ‌گونه محدودیتی در ساخت نسبت به پیچیدگی ایمپلنت ندارد.

6- مراجع

[1] S. Rahmati, M. Salimi, M. ildarjaleh, *Rapid Prototyping Technology,* 1st Edition, Jahan jamejam publication Center,1384.(in Persian فارسی)

[2] S. Naderi Aghdam, Dental Implants, *Royal Journal*, 1383. (in Persian فارسی)

[3] Geng JP, Tan KBC, Liu GR (2001), *Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature*, J. Prosthet Dent 85, pp.585–598.

[4] Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., and Konvickova, S., 2004, Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), pp. 20-25.

[5] Chahine, G., Koike, M., Okabe, T., Smith, P., and Kovacevic, R., The Design and Production of Ti-6Al-4V ELI Customized Dental Implants, *J. Minerals*, Metals & Materials Society, Nov. 2008, p.6.

[6] S. Rahmati, F. Ghadami, Improvement of dimensional accuracy in SLA, *Mechanical Enginering Journal*,1391. (in Persian فارسی)

[7] Vandenbroucke, B., Kruth, J., Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts, *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 13 (2007) No. 4, pp. 196-203.

[8] Mohammed Ibrahim, M., Thulasingam, C., Nasser, K. S. G. A., Balaji, V., Rajakumar, M., Rupkumar, P., Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis, *J. Indian Prosthodont Soc.*, Vol. 11, No. 3, 2011, pp. 165-172.

[9] Ting wu, Wenhe Liao, Ning Dai, Chunbo Tang, Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis, *Journal of biomechanics*, Vol. 43(2010N), o. 10, pp. 1941-1946.

[10] Xianshuai Chen, Longhan Xie, Jianyu Chen, R. Du, Feilong Deng, Design and fabrication of custom-made dental implants, *Journal of Mechanical and Technology*, Vol. 26 (2012) No. 7, pp. 1993-1998.

[11] Jianyu Chen, Zhiguang Zhang, Xianshuai Chen, Chunyu Zhang, Gong Zhang, Zhewu Xu, Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 112 (2014) , No. 5, pp. 1088-1095.

[12] Chen Liang-jian, HE Hao, LI Yi-min, LI Ting, GUO Xiao-ping, WANG Rui-fang, Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures, *Transactions of nonferrous metals society of china*, Vol. 21 (2011), pp. 1602-1610.

1. SolidScape

[13] Liang Kong, Baolin Liu, Dehua Li, Yingliang Song, Aijun Zhang, Faning Dang, Xinqiang Qin, Jin Yang, Comparative study of 12 thread shapes of dental implant designs: a three-dimensional finite element analysis, *World Journal of Modelling and Simulation*, Vol. 2 (2006) No. 2, pp. 134-140.

[14] Gurcan Eskitascioglu, Aslihan Usumez, Mujde Sevimay, Emel Soykan and Elif Unsal, The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 91 (2004), No. 2, pp. 144-150.