مقاله پژوهشی

لیزرپزشکی؛ ۱۳۸۹، دوره ۷، شماره ۴، صفحات: ۱۸-۱۱.

بررسی اثر میکروکانال‌های laser-lok برروی تنش‌های وارد بر استخوان کرستال به‌روش آنالیز المان محدود

رضا ابیانی[۱]
الهیار گرامی[۲]
مسعود خندانی[۱]
کاوه سیدان[۳]
مسعود رنگی[۴و۵]

[۱]کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی- بیومتریال، دانشکدهٔ مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات
[۲]استاد ارتودنسی، دانشکدهٔ دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
[۳]دانشیار پروتز، دانشکدهٔ دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
[۴]استادیار بیومتریال، دانشکدهٔ مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات
[۵]استادیار، دانشکدهٔ مهندسی دانشگاه امام حسین (ع)

نویسندهٔ مسئول: کاوه سیدان، تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دانشکدهٔ دندانپزشکی، تلفن: ۰۹۱۲۲۳۹۷۹۷۰
پست الکترونیک: kseyedan@hotmail

خلاصه

مقدمه: در این تحقیق با روش آنالیز المان محدود به بررسی تأثیر میکروکانال‌های Laser-Lok برروی توزیع تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در ناحیهٔ فصل مشترک استخوان با کولار در ایمپلنت Laser-Lok می‌پردازیم و نتایج را با نمونهٔ شاهد که فاقد این میکروکانال‌ها است، مقایسه می‌نماییم تا مشخص گردد که طراحی خاص میکروکانال‌های Laser-Lok چه تأثیری برروی میزان تنش‌های وارد بر استخوان کرستال خواهد داشت.

روش بررسی: برای انجام آنالیز المان محدود در ابتدا مدل سه بُعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه‌بُعدی استخوان فک پایین (مندیبل) را تهیه کردیم. سپس هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیبل در ناحیهٔ پره‌مولر، البته با درنظرگرفتن شرایط مرزی مناسب، مونتاژ نمودیم. پس از مش‌بندی و درنظرگرفتن المان‌های مطلوب با توجه به نیروهای وارد بر دندان درحین جویدن و درنظرگرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری و مایل با دو زاویهٔ ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت هر دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد در شرایط کاملاً یکسان وارد کردیم.

یافته‌ها: نتایج به‌دست آمده در این تحقیق حاکی از کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد بود. به‌طور کلی در تمامی حالات ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونهٔ شاهد، برتر نشان داد و تنش کمتری را به استخوان کرستال اطرافش وارد کرد.

نتیجه گیری: این نتایج نشان دهندهٔ مؤثر بودن طراحی خاص میکروکانال‌های Laser-Lok برروی کولار در جهت کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال اطراف بود. با توجه به فرضیهٔ تأثیر عوامل استرس‌زا مبنی بر اینکه هرچه تنش‌های وارد بر استخوان کرستال کمتر باشد احتمال تحلیل استخوان در این ناحیه نیز کمتر است، می‌توان ادعا کرد که این طراحی منحصر به فرد ایمپلنت Laser-Lok در نهایت منجر به کاهش تحلیل استخوان کرستال در این ایمپلنت می‌گردد.

واژه‌های کلیدی: ایمپلنت لیزرلاک (Laser-Lok)، آنالیز المان محدود (FEA)، تحلیل استخوان کرستال، توزیع تنش، سطح ایمپلنت، میکروکانال‌های لیزرلاک

مقدمه

امروزه، در صنعت ساخت ایمپلنت آماده‌سازی‌های سطح و طراحی‌های مختلفی وجود دارد که نقش مهمی در ایجاد اتصال بافت به ایمپلنت و میزان موفقیت ایمپلنت‌ها دارد. تمام‌کاری بیرونی‌ترین لایهٔ ایمپلنت نقش بسیار مهمی در سطح رشد استخوان دارد. انواع مختلف آماده‌سازی سطح از جمله ماشین‌کاری، اچ‌کردن با اسید[1]، ماشین‌کاری لیزر، بلست‌کردن و استفاده از مواد پاشیدنی قابل جذب[2](RBM) و پوشش‌های آلیاژی که باعث افزایش فعالیت استخوان می‌شود، مورد استفاده قرار می‌گیرند. اغلب از ترکیب چند روش برای فیکس‌شدن بهتر ایمپلنت استفاده می‌کنند. برای مثال Szmukler Moncler نشان داده است که روش سندبلاست با درجهٔ درشت‌تر همراه با روش اچ‌کردن با اسید (SLA) باعث افزایش اسئواینتگریشن در حدود ۵۰ درصد پس از گذشت ۱۰ هفته می‌شود. روش ماشین‌کاری شیارهایی را به اندازهٔ ۰/۵ تا ۱ میکرون در سطح ایجاد می‌کند. حال اگر این سطح ماشین‌شده پولیش شود، سطح ایمپلنت در ابعاد نانومتری نیز صاف می‌گردد. در ابعاد سلولی هیچ یک از دو سطح ماشین یا پولیش شده سطح بافت‌داری را ایجاد نمی‌کنند که باعث افزایش اسئواینتگریشن گردد. در سطوح بلست شده یا اچ شدهٔ ایمپلنت، شیارهایی به اندازهٔ ۲ تا ۲۰ میکرون به‌وجود می‌آیند که سلول‌های استخوانی در آنجا رشد می‌کنند و یک شبکهٔ مینرالیزه را به‌وجود می‌آورند که می‌تواند منجر به ایجاد درصد بالاتر اسئواینتگریشن در سطح ایمپلنت گردد. هرچند

[1]acid etched
[2]ResorbableBlastMedium

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

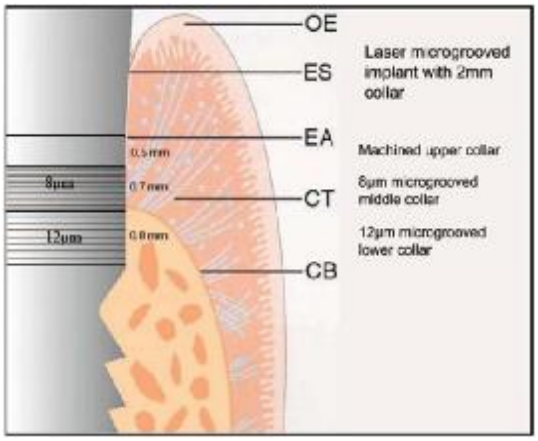
این شیارهای میکرونی روی سطح ایمپلنت ایجاد می‌شود و سلول‌های استخوانی می‌توانند در آنجا رشد کنند، اما هیچ نظم خاصی ندارند و نمی‌توانند منجر به رشد سلولی در جهت خاصی شوند. حال برای هدایت و کنترل رشد سلولی در جهت دلخواه، کمپانی BioHorizons توسط تکنیک لیزر ابلیشن میکروکانال‌های دقیق در ابعاد سلولی و با کیفیت سطحی بسیار بالا را روی کولار ایمپلنت Laser-Lok ایجاد نمود. مزیت اصلی این میکروکانال‌های ظریف و منظم، کنترل جهت رشد سلولی می‌باشد به این ترتیب که میکروکانال‌ها از رشد سلول در جهت عمود (محورY) جلوگیری می‌کنند و در عوض باعث رشد سلولی در جهت موازی با میکروکانال‌ها (محورX) می‌گردند.

تحلیل استخوان کرستال می‌تواند به دلایل مختلفی ایجاد شود که مهم‌ترین آن‌ها پاسخ استخوان به عوامل بیولوژیکی موجود در سطح تماس استخوان و ایمپلنت و همچنین پاسخ استخوان به فاکتورهای مکانیکی بارهای اعمال‌شده می‌باشد. درنتیجه استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت شکلی همچون نعلبکی[3]پیدا می‌کند که می‌تواند با گذشت زمان بیشتر شود و باعث شکست گردد.

مقدار تحلیل زودرس استخوان کرستال متغیر است و بعد از سال اول به مقدار زیادی کاهش می‌یابد. Adell میانگین تحلیل اولیه را ۱/۵ میلی‌متر از اولین رزوه گزارش کرده است یعنی، در بعضی ایمپلنت‌ها میزان تحلیل کمتر از این مقدار و در سایر ایمپلنت‌ها بیش از این مقدار است [۲]. گزارش‌های مختلفی در مورد ایمپلنت‌های با دورهٔ ترمیم مشابه و نیروی واردهٔ یکسان نشان می‌دهند که نوع طراحی ایمپلنت بر تحلیل استخوان کرستال تأثیر می‌گذارد. طرح‌های ایمپلنت ممکن است بر مقدار یا نوع نیروی وارده بر ایمپلنت تأثیر گذارد [۳]. مثلاً یک کولار صاف باعث انتقال نیروهای برشی به استخوان می‌شود که استخوان کمترین میزان تحمل نسبت به آن‌را دارد. استخوان در برابر نیروهای فشاری بیشترین مقاومت را دارد. در برابر نیروهای کششی ۳۰درصد ضعیف‌تر و در برابر نیروهای برشی ۶۵درصد ضعیف‌تر است.

از نظر مکانیکی، تنش زیاد می‌تواند مسئول تحلیل استخوان کرستال باشد. یک روش بیومکانیکی جهت کاهش تنش، افزایش سطح ناحیه‌ای است که در تماس با ایمپلنت می‌باشد و ایمپلنت را حمایت می‌کند. در نتیجه با طراحی مناسب ایمپلنت به‌خصوص روی کولار آن که در تماس با استخوان کرستال است، می‌توان سطح تماس ایمپلنت با استخوان را در این ناحیهٔ حساس آناتومیک افزایش داد و باعث کاهش تنش وارد بر استخوان شد. در این تحقیق با درنظرگرفتن نوع طراحی مناسب برروی کولار ایمپلنت که در تماس با استخوان کرستال می‌باشد و در جهت افزایش سطح تماس فانکشنال در این ناحیه به بررسی ایمپلنت Laser-Lok از کمپانی BioHorizons می‌پردازیم.

ایمپلنت internal Laser-Lok از آلیاژ Ti-6Al-4V به طول ۱۰ میلی‌متر و قطر ۴ میلی‌متر می‌باشد. در اینجا مهم‌ترین قسمت طراحی روی کولار زاویه‌دار این ایمپلنت می‌باشد. به‌این‌ترتیب که توسط تکنیک لیزر ابلیشن میکروکانال‌های مربعی بسیار دقیق، منظم و موازی یکدیگر روی قسمت کولار ۲ میلی‌متری این ایمپلنت طراحی می‌شوند که میکروکانال‌های Laser-Lok نامیده شده‌اند. ناحیهٔ ۰/۵ میلی‌متر بالای کولار صاف می‌باشد و در ۰/۷ وسط کولار میکروکانال‌هایی به فاصلهٔ ۸ میکرون و عمق ۵ میکرون که در تماس با بافت نرم است، جهت بهینه‌ساختن سطح ایمپلنت برای اتصال بافت همبند وجود دارد. در ۰/۸ میلی‌متر پایین کولار که در تماس با بافت سخت قرار دارد، میکروکانال‌هایی به فاصلهٔ ۱۲ میکرون و عمق ۱۰ میکرون قرار گرفته است که جهت بهینه‌ساختن سطح ایمپلنت برای اتصال بهتر به استخوان طراحی شده‌اند [۴].



شکل ۱: موقعیت قرارگیری میکروکانال‌های Laser-Lok نسبت به بافت‌های اطراف

اتصال بافت نرم و سخت با میکروکانال‌های ۸ و ۱۲ میکرونی روی کولار به‌دلیل خاصیت کنترل جهت سلولی و هدایت تماسی[4] این میکروکانال‌ها است که نتیجهٔ بیش از ۱۵ سال بررسی‌های گسترده در این زمینه می‌باشد (شکل ۱). تحقیقات وسیع بر روی ایمپلنت Tapered Laser-Lok نشان داده‌اند که طراحی خاص کولار ایمپلنت Laser-Lok منجر به کاهش تحلیل استخوان کرستال می‌گردد.

در یک تحقیق بافت شناسی در سال ۲۰۰۸ که توسط Nevins و همکارانش انجام گرفت، اتصال بافت همبند به میکروکانال‌های ۸ میکرونی ایمپلنت Laser-Lok مشخص گردید و هیچ علامتی از التهاب هم دیده نشد. این اتصال بافت همبند به ایمپلنت از جابه‌جایی

[3]saucer-like shape

[4]Contactguidance

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

اپیکال اپی‌تلیوم جلوگیری می‌نماید و به‌عنوان یک سیل بیولوژیکی با محافظت بیشتر از استخوان باعث کاهش تحلیل استخوان کرستال می‌گردد [۵].

یک تحقیق وسیع کلینیکی توسط Ricci و همکارانش در سال ۲۰۰۹ انجام گرفت. بررسی‌های لازم در مدت ۳۷ ماه بر روی ۱۵ بیمار که برای هر نفر یک ایمپلنت Laser-Lok در مقایسه با یک ایمپلنت شاهد وجود داشت، انجام گرفت. در ماه ۳۷ ام متوسط عمق پروب، ۲/۳۰میلی‌متر برای ایمپلنت Laser-Lok در مقایسه با ۳/۶۰ میلی‌متر برای ایمپلنت شاهد می‌باشد که این کاهش عمق پروب نشان دهندهٔ تشکیل یک سیل بافت نرم در بالای استخوان کرستال در ایمپلنت Laser Lok است. همچنین در طول مدت ۳۷ ماه، تحلیل استخوان کرستال برای ایمپلنت Laser-Lok تنها ۰/۵۹میلی‌متر بود در حالی که برای ایمپلنت شاهد تا ۱/۹۴ میلی‌متر بوده است [۴].

در یک تحقیق شبیه‌سازی Alexander، Ricci و همکارانش در سال ۲۰۰۷ به بررسی و تحلیل تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در اینترفیس‌کولارایمپلنت Tapered Laser-Lok و مقایسهٔ آن با نمونهٔ شاهد پرداختند. این تحقیق با اعمال بار ۸۰ نیوتنی در دو حالت محوری و جانبی نشان‌دهندهٔ کاهش تنش‌های اطراف استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونهٔ شاهد بود [۶].

روش بررسی

روش آنالیز المان محدود[5] در حل مسائلی با هندسهٔ پیچیده به‌کار گرفته می‌شود که حل دقیق این مسائل به روش‌های دیگر غیر ممکن می‌باشد. روش اجزای محدود یک تکنیک برای حل مسائل مکانیکی پیچیده با تقسیم مدل توسط مش‌بندی به مجموعه‌ای از اجزای کوچک‌تر و ساده‌تر می‌باشد که متغیرهای میدانی در این المان‌ها با استفاده از توابع شکلی قابل درون‌یابی می‌باشند. به‌عبارت دیگر FEA روشی است که به‌جای اینکه به‌دنبال یک تابع حل برای کل مدل بگردد، توابع حلی را برای هر جزء محدود (المان) فرموله می‌کند و سپس آن‌ها را برای به‌دست آوردن حل کل مدل به دقت با هم تلفیق می‌نماید.

شبیه‌سازی اجزای محدود یک ایمپلنت دندانی از نظر نوع، جزء گروه تحلیل جامدات است که با یکسری از نرم افزارهای پیشرفته قابل اجرا می‌باشد. از آنجاکه تحلیل نیروها در فصل مشترک ایمپلنت با استخوان انجام می‌گیرد، تحلیل تماسی مورد نیاز می‌باشد. دو نرم‌افزار نام آشنا در این حوزه ANSYS و ABAQUS می باشند که در این پروژه از نرم‌افزار WorkbenchANSYS 10.0 استفاده شده است.

در این تحقیق ما به روش آنالیز المان محدود، تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok Internal را بررسی و با نمونهٔ ایمپلنت شاهد مقایسه می‌نماییم. لازم به ذکر است که ایمپلنت شاهد در این تحقیق از همه نظر از قبیل اندازه، شکل، جنس، ابعاد، زوایا و ... کاملاً مشابه ایمپلنت Laser-Lok می‌باشد و تنها تفاوت آن‌ها در ناحیهٔ کولار است. به‌این‌ترتیب که نمونهٔ شاهد فاقد میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد و دارای کولار ماشین شده است. در نتیجه با مقایسهٔ این دو ایمپلنت، تأثیر میکروکانال‌های Laser-Lok بر روی میزان و نحوهٔ توزیع تنش در استخوان اطرافش را بررسی می‌کنیم (شکل ۲).

شکل ۲: الف) ایمپلنتLaser-LokInternal، ب) ایمپلنت شاهد

روش کار برای بررسی تنش در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok و مقایسه با ایمپلنت شاهد به این ترتیب است که پس از ساخت مدل سه‌بُعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه‌بُعدی استخوان فک پایین (مندیبل)، هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیبل در ناحیهٔ پره‌مولر و البته با در نظر گرفتن شرایط مرزی مناسب مونتاژ می‌نماییم. پس از مش‌بندی و در نظر گرفتن المان‌های مورد نظر با توجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و درنظرگرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری[6] (صفر درجه) و مایل[7] با دو زاویهٔ ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت‌ها اعمال می‌کنیم. حال با توجه به روش آنالیز المان محدود توسط نرم‌افزار ANSYS دو فصل مشترک در قسمت کولار- استخوان را برای نرم افزار تعریف می‌کنیم. از آنجا که در ایمپلنت Laser-Lok به‌دلیل وجود میکروکانال‌های ۱۲میکرونی روی کولار، قفل مکانیکی با استخوان‌های اطراف ایجاد و درنتیجه کاملاً اتصال کولار با استخوان برقرار می‌شود، حالت bonded تعریف می‌گردد درحالی‌که در ایمپلنت شاهد به‌دلیل وجود کولار صاف و ماشین شده، هیچ گونه اتصال مکانیکی بین کولار با استخوان اطراف برقرار نمی‌شود و حالت nonbonded (frictionless) برای آن فرض می‌شود.

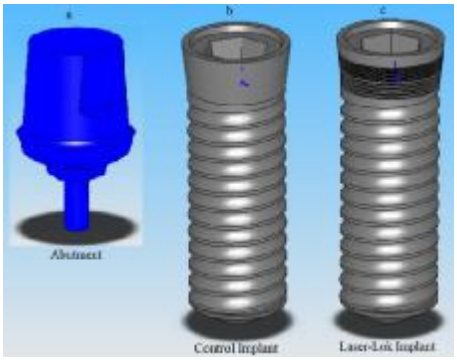
[5] FiniteElementAnalysis(FEA)

[6] axial

[7] oblique

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

در این تحقیق مدل‌های سه بُعدی استخوان مندیبل، ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و نیز مدل سه بُعدی اباتمنت هم اندازهٔ آن‌ها به روش top-down و با استفاده از نرم‌افزار Solidworks 2006 مدل‌سازی شدند (شکل ۳). با اصلاح مدل ساخته‌شده در حد مطلوب و بعد از اینکه مدل‌ها دارای حداکثر شباهت با واقعیت شدند، در مرحلهٔ بعدی جهت آنالیز و تحلیل نهایی به ANSYS Workbench انتقال داده شدند.

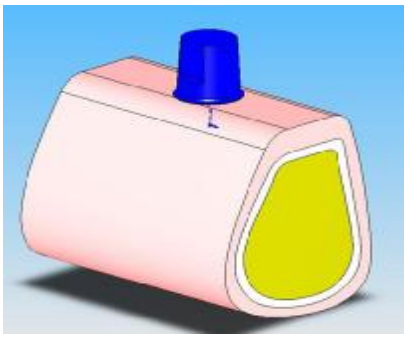


شکل ۳: الف) مدل اباتمنت، ب)مدل ایمپلنت شاهد، ج)مدل ایمپلنت Laser-Lok

حال مدل اباتمنت هم‌سایز را برروی ایمپلنت‌ها قرار می‌دهیم (شکل ۴).

شکل۴: الف) مدل ایمپلنت شاهد با اباتمنت هم اندازه، ب) مدل ایمپلنت Laser-Lok با اباتمنت هم اندازه

سپس هر دو ایمپلنت را جداگانه در مدل استخوان مندیبل جای‌گذاری و مونتاژ می‌کنیم (شکل ۴).



شکل۵: مدل ایمپلنت قرار گرفته در استخوان مندیبل قبل از مش

خواص مکانیکی مواد و مش بندی مدل

در جدول زیر خواص مکانیکی مواد مختلف مورد استفاده در این تحقیق آورده شده است. خواص مواد به صورت ایزوتروپیک[8] و الاستیک خطی[9] فرض شدند. همچنین مواد به‌صورت هموژن درنظر گرفته شدند (جدول ۱) [۷و۸].

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد به‌کار رفته در این تحقیق

قسمت	مدول یانگ (Mpa)	مواد	نسبت پواسون
استخوان مندیبل	۳۴۰۰۰	استخوان کورتیکال	۰/۲۶
	۱۳۴۰۰	استخوان اسفنجی	۰/۳۸
ایمپلنت	۱۱۰۰۰۰	Ti-6Al-4V	۰/۳۶
اباتمنت	۱۱۰۰۰۰	Ti-6Al-4V	۰/۳۶

در مرحلهٔ مش‌بندی، مدل موجود که از یک سری حجم‌ها تشکیل شده است به اجزای کوچک‌تری به نام المان تقسیم می‌شود که این المان‌ها در محل گره‌ها به هم می‌پیوندند (شکل ۶). در این تحقیق با ایجاد مش‌بندی ریز برای افزایش دقت آنالیز از تعداد المان‌های زیادی استفاده کردیم به این ترتیب که ۱۶۴۷۴۴ گره و ۱۳۵۵۶۶ المان ایجاد کردیم که ۸۷۴۷۶ المان توپر[10] و از نوع 10 Node Quadratic Tetrahedron و ۴۸۰۹۰ المان تماسی[11] در نظر گرفته شد.

حال مدل مش‌بندی‌شده آمادهٔ اعمال شرایط مرزی[12] می‌باشد. در این مرحله تمام نقاط در بخش مزیالی و دیستالی مدل از حرکت در تمام امتدادها منع گردیدند.

بارگذاری و اعمال نیرو: در این مرحله نیروی ۱۰۰ نیوتنی به مرکز اباتمنت ایمپلنت Laser-Lok و نیز ایمپلنت شاهد وارد گردید. ابتدا نیروی ۱۰۰ نیوتنی به‌صورت محوری سپس نیروهای مایل ۱۵ درجه و

[8] Isotropic
[9] Linear Elastic
[10] solid
[11] contact
[12] BoundaryCondition

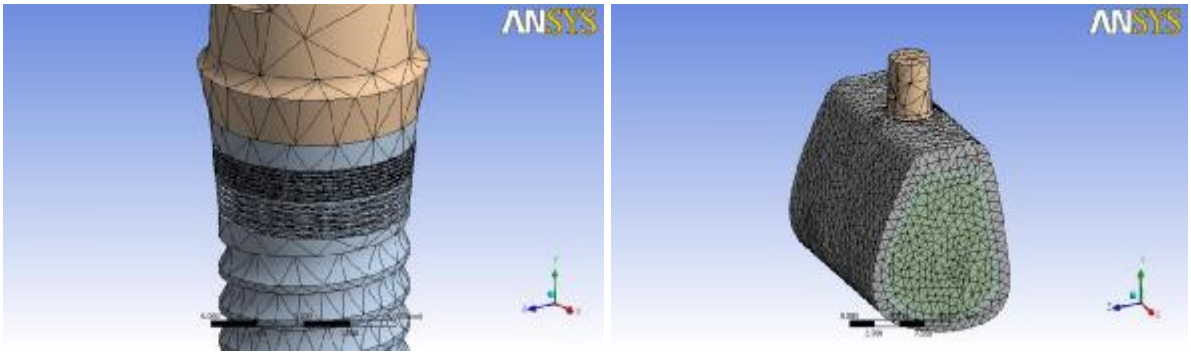
[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

در نهایت ۴۵ درجه بر مرکز اباتمنت ایمپلنت‌ها اعمال گردید. حال مدل‌ها در هر مرحله با یک بارگذاری توسط Solver حل می‌گردد و نتایج به‌دست می‌آید.

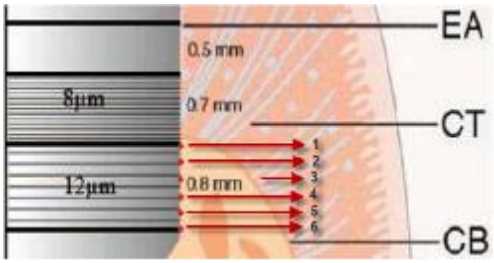
یافته‌ها

در این بخش نتایج به‌دست آمده از مدلسازی‌ها به‌روش آنالیز المان محدود توسط نرم افزار ANSYS را بیان می‌کنیم.

در این تحقیق برای بررسی دقیق‌تر میزان تنش در ناحیهٔ مهم استخوان کرستال که در تماس با میکروکانال‌های ۱۲میکرونی قرار دارند در این ناحیه، ۶ نقطه را که ۰/۸ میلی‌متر طول دارد، با فواصل مساوی مشخص می‌کنیم و تنش را در این نقاط از استخوان آنالیز می‌نماییم (شکل ۷).



شکل۶: مش بندی ایمپلنت Laser-Lok



شکل۷- تنش در اینترفیس کولار- استخوان در ناحیهٔ میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی در ۶ نقطه با فواصل یکسان از هم بررسی شد (نقاط قرمز رنگ)

مقایسهٔ مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرستال با اعمال نیروی محوری:

تنش‌های ایجاد شده به ازای اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتنی در ۶ نقطه از استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok از بالا به پایین به ترتیب ۱۳/۰۰۷، ۴/۱۲۸۵، ۲/۷۴۰۲، ۲/۴۷۴۱، ۳/۳۹۹۲ و ۲/۳۷۳۵ مگاپاسکال با میانگین ۴/۶۸۷۰ مگاپاسکال بود. در حالی‌که این تنش‌ها در ایمپلنت شاهد در ۶ نقطهٔ متناظر از استخوان کرستال به‌ترتیب ۱۷/۲، ۴/۲۳۹۱، ۴/۳۳۳۷، ۱/۷۰۲۷، ۱/۶۹۶۳ و ۱/۶۵ مگاپاسکال با میانگین ۵/۱۳۶۹ مگاپاسکال بود که به‌طور کلی بیشتر از تنش استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok می باشد (جدول ۲).

جدول۲: نشان دهندهٔ تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتن

تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	استخوان کرستال Crestal Bone
۱۷/۲	۱۳/۰۰۷	۱
۴/۲۳۹۱	۴/۱۲۸۵	۲
۴/۳۳۳۷	۲/۷۴۰۲	۳
۱/۷۰۲۷	۲/۴۷۴۱	۴
۱/۶۹۶۳	۳/۳۹۹۲	۵
۱/۶۵	۲/۳۷۳۵	۶
۵/۱۳۶۹	۴/۶۸۷۰	میانگین

مقایسهٔ مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرستال با اعمال نیروی مایل ۱۵ درجه:

در این حالت نیروی ۱۰۰ نیوتنی مایل را با زاویهٔ ۱۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت Laser-Lok و شاهد اعمال کردیم. تنش‌ها در فصل مشترک میکروکانال‌های Laser-Lok با استخوان کرستال از بالا

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

به‌ترتیب ۱۲/۲۳۲، ۵/۷۶۷۱، ۳/۰۱، ۲/۵۹، ۲/۴۵ و ۲/۳ مگاپاسکال با میانگین ۴/۷۲۴۸ مگاپاسکال بود درحالی‌که این تنش در استخوان کرستال ایمپلنت شاهد در نقاط متناظر به ترتیب ۱۸/۹۱۲، ۱۸/۵۶۱، ۲۰/۴۳۲، ۱۰/۱۷۶، ۵/۰۲۲ و ۲/۰۱۳ مگاپاسکال با میانگین ۱۲/۵۱۹۳ مگاپاسکال بود. در اینجا در تمامی نقاط، تنش استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok کمتر از تنش استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت شاهد می‌باشد (جدول ۳).

جدول ۳: تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی مایل ۱۰۰ نیوتنی با زاویهٔ ۱۵ درجه

تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	استخوان کرستال Crestal Bone
۱۸/۹۱۲	۱۲/۲۳۲	۱
۱۸/۵۶۱	۵/۷۶۷۱	۲
۲۰/۴۳۲	۳/۰۱	۳
۱۰/۱۷۶	۲/۵۹	۴
۵/۰۲۲	۲/۴۵	۵
۲/۰۱۳	۲/۳	۶
۱۲/۵۱۹۳	۴/۷۲۴۸	میانگین

مقایسهٔ مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرستال با اعمال نیروی مایل ۴۵ درجه:

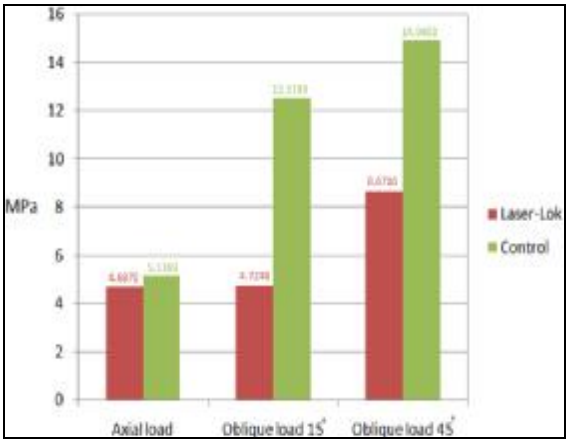
در نهایت با اعمال نیروی مایل با زاویهٔ ۴۵ درجه بر ایمپلنت‌ها، تنش‌های ایجادشده بر استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok در ۶ نقطه از بالا به‌ترتیب ۲۵/۳۲، ۶/۷۴، ۵/۴۴، ۵/۰۷، ۴/۸۲ و ۴/۶۴ مگاپاسکال با میانگین ۸/۶۷۱۶ مگاپاسکال مشخص گردید. در حالی‌که این مقادیر تنش در نقاط متناظر استخوان کرستال اطراف ایمپلنت شاهد به‌ترتیب ۲۱/۹۰۱، ۲۱/۱۷۸، ۳۱/۶۲۷، ۱۰/۶۱۹، ۲/۹۱ و ۱/۴۰۷ مگاپاسکال با میانگین ۱۴/۹۴۰۳ مگاپاسکال نشان داده شد (جدول ۴).

جدول۴: تنش‌های وارد بر استخوان‌کرستال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتنی با زاویهٔ ۴۵ درجه

تنش در ایمپلنت شاهد (control) (MPa)	تنش در ایمپلنت Laser-Lok (MPa)	استخوان کرستال Crestal Bone
۲۱/۹۰۱	۲۵/۳۲	۱
۲۱/۱۷۸	۶/۷۴	۲
۳۱/۶۲۷	۵/۴۴	۳
۱۰/۶۱۹	۵/۰۷	۴
۲/۹۱	۴/۸۲	۵
۱/۴۰۷	۴/۶۴	۶
۱۴/۹۴۰۳	۸/۶۷۱۶	میانگین

مقایسهٔ کلی مقادیر میانگین تنش ون میزز استخوان کرستال بین دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد:

همان‌طور که دیدیم میزان تنش‌های ون میزز مورد بررسی آنالیز المان محدود در ۶ نقطه در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok Internal در تمام حالات کمتر از ایمپلنت شاهد بود. برتری ایمپلنت Laser-Lok در مورد کاهش تنش میانگین وارد بر استخوان کرستال با اعمال بار محوری، ۸/۷۵درصد نسبت به نمونهٔ شاهد بود. اما با اعمال بار مایل با زاویهٔ ۱۵درجه، مشخصاً ایمپلنت Laser-Lok برتری ۶۲/۲۵درصد و با زاویهٔ ۴۵درجه برتری ۴۱/۹۵درصد را نسبت به ایمپلنت شاهد در مورد کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال از خود نشان داد (نمودار ۱).



نمودار ۱: برتری ایمپلنت Laser-Lok نسبت به نمونهٔ شاهد در مورد کاهش میانگین تنش‌های وارد بر استخوان کرستال

بحث و نتیجه گیری

به طور کلی با اعمال نیروی محوری و مایل، تنش ون میزز استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت Laser-Lok کمتر از تنش ون میزز استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت شاهد نشان داد. تنش ون میزز کمتر استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد با توجه به اتصال استخوان کرستال به میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد که در میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی ایجاد قفل مکانیکی می‌نماید. این میکروکانال‌ها به‌طور عمده‌ای از جابه‌جایی اپیکال

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

سلول‌های اپی‌تلیال لثه‌ای و فیبروبلاست جلوگیری می‌کنند و باعث اتصال استئوبلاست‌ها و بافت نرم و سخت به میکروکانال‌ها می‌شود.

همانطور که گفته شد یکی از دلایل اصلی کاهش تنش در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok ایجاد قفل مکانیکی استخوان کرستال در میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی است که روی کولار ایمپلنت Laser-Lok طراحی می‌شود و باعث افزایش سطح تماس فانکشنال استخوان با ایمپلنت Laser-Lok و درنتیجه کاهش تنش در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok نسبت به ایمپلنت شاهد می‌گردد. همچنین میکروکانال‌های Laser-Lok که بسیار دقیق و مربعی شکل طراحی شده‌اند و در تماس با بافت سخت قرار دارند، تنش مخرب برشی وارد بر استخوان را کاهش می‌دهند و بیشتر تنش را به‌صورت فشاری به استخوان کرستال وارد می‌کنند که استخوان بیشترین مقاومت را در برابر آن دارد. درنتیجه از استخوان کرستال که در تماس با میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی است در مقایسه با استخوان در تماس با کولار صاف ایمپلنت شاهد بیشتر محافظت می‌گردد زیرا کولار صاف، تنش برشی بیشتری را به استخوان وارد می‌کند.

به‌طور کلی می‌توان گفت که برتری با میکروکانال‌های Laser-Lok می‌باشد که سطح تماس را با استخوان کرستال افزایش می‌دهد و باعث تسهیل انتقال تنش به استخوان می‌شود و درنتیجه در تمامی نقاط، تنش کمتری را به استخوان کرستال اطرافش اعمال می‌نماید. در نتیجه با توجه به فرضیهٔ تأثیر عوامل استرس‌زا می‌توان گفت که احتمال تحلیل استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok به‌دلیل اعمال تنش کمتر بر استخوان کرستال، کمتر از ایمپلنت شاهد می‌باشد.

در نهایت ما به مقایسهٔ تنش‌های وارد بر استخوان کرستال بین ایمپلنت‌های الف) tapered Laser-Lok با کولار بدون زاویه که هم راستا با بدنهٔ ایمپلنت می‌باشد و ب) internal Laser-Lok با کولار زاویه‌دار می‌پردازیم (شکل ۸). نتایج تنشی که ما در ایمپلنت internal Laser-Lok برای استخوان کرستال به‌دست آوردیم به‌طور میانگین کمتر از تنش نشان‌داده‌شده در ایمپلنت tapered Laser-Lok توسط Alexander و همکارانش در سال ۲۰۰۷ به‌دست آمد [۶] که این می‌تواند به‌دلیل زاویهٔ کولار در ایمپلنت internal باشد. برای توضیح این موضوع می‌توان به گفتهٔ Misch استناد نمود مبنی بر این‌که ناحیهٔ کولار ایمپلنت درصورتی‌که دارای زاویهٔ بیش از ۲۰ درجه باشد (مثل کولار internal Laser-Lok که زاویه‌دار است) و نوع بافت سطحی روی آن باعث افزایش تماس استخوان می‌گردد (میکروکانال‌های ۱۲ میکرونی)، می‌تواند تا حدودی نیروهای فشاری به استخوان اعمال نماید و خطر تحلیل استخوان را کاهش دهد [۹]. در نتیجه می‌توان گفت که ایمپلنت internal Laser-Lok از نظر نحوهٔ توزیع تنش برتر از ایمپلنت tapered Laser-Lok می‌باشد که این برتری به‌دلیل نوع طراحی کولار و زاویه‌دار بودن آن است.

شکل ۸: الف) ایمپلنت tapered Laser-Lokبا کولار بدون زاویه و هم راستا با بدنه، ب) ایمپلنت internal Laser-Lok با کولار زاویه‌دار

References

1. Szmukler-Moncler S, Perrin D, Ahossi V, Magnin G, Bernard J-P. Biological properties of acid etched titanium implants: Effect of sandblasting on bone anchorage. J Biomed Mater Res B 2004; 68: 149-59.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387-416.
3. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements-a biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999; 10: 394-405.
4. Gabriele E, Ceccarelli R, Bonelli M, Alexander H, Ricci JL. Clinical Evaluation of Laser Microtexturing for Soft Tissue and Bone Attachment to Dental Implants. Implant Dentistry 2009; 1:18.
5. Nevins M, Nevins ML, Camelo M, Boyesen JL, Kim DM. Human Histologic Evidence of a Connective Tissue Attachment to a Dental Implant. Quintessence Publishing Co.Inc; 2008.
6. Alexander H, Ricci JL, Hrico GL. Mechanical basis for bone retention around dental implants. J Biomed Mater Res B 2007; 88B: 306-11.

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]

7. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Dental Research 2003; 34(7): 526-33.

8. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2000; 117: 399-405.

9. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis; Mosby. Elsevier; 2005.

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-16]