لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۰، دورهٔ ۸، شمارهٔ ۲، صفحات: ۴۱-۳۵.

مقاله پژوهشی

بررسی اثر پلتفرم سوئیچینگ بر ایمپلنت لیزرلاک برروی تنش‌های وارد بر استخوان کرستال به‌روش آنالیز المان محدود

مسعودخندانی[۱]
الهیارگرامی[۲]
رضا ابیانی[۱]
کاوه سیدان[۳]
مسعود رنگی[۴و۵]

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

نویسندهٔ مسئول: کاوه سیدان، تلفن ۰۹۱۲۲۳۹۷۹۷۰
پست الکترونیک:Kseyedan@hotmail.com

خلاصه

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

روش بررسی: برای انجام آنالیز المان محدود در ابتدا مدل سه‌بعدی ایمپلنت اصلی (ایمپلنت Laser-Lokدارای پلتفرم سوئیچینگ) و نمونهٔ شاهد (ایمپلنت Laser-Lok با اباتمنت هم‌سایز) و همچنین مدل سه‌بعدی استخوان فک پایین (مندیبل) را تهیه می‌نماییم. سپس هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیبل در ناحیهٔ پره مولر و البته با درنظر گرفتن شرایط مرزی مناسب مونتاژ می‌کنیم. لازم به ذکر است که ایمپلنت شاهد از هر نظر مشابه ایمپلنت اصلی می‌باشد و تنها در سایز اباتمنت متفاوت هستند. پس از مش‌بندی و درنظر گرفتن المان‌های مورد نظر باتوجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و درنظر گرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری (صفر درجه) و مایل با دو زاویهٔ ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت هر دو ایمپلنت اصلی و شاهد در شرایط کاملاً یکسان وارد می‌کنیم.

یافته‌ها: به‌طور کلی در اکثر حالات، ایمپلنت اصلی نسبت به نمونهٔ شاهد برتر نشان داد و تنش کمتری را به استخوان کرستال اطرافش وارد کرد. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهند که طراحی پلتفرم سوئیچینگ نه‌تنها از مزیت‌های فیکسچر Laser-Lok در کاهش تنش‌های برشی و کاهش تحلیل استخوان نمی‌کاهد، بلکه تمرکز تنش در نقاط بحرانی بالایی استخوان کرستال را کاهش می‌دهد و تنش‌ها را به نقاط پایین‌تر فصل مشترک استخوان کرستال با کولار منتقل می‌کند.

نتیجه‌گیری: برای جلوگیری از تحلیل استخوان کرستال فقط کاهش تنش برشی کافی نیست و حذف عامل بیولوژیکی نیز باید مد نظر قرار گیرد. لذا، ایدهٔ پلتفرم سوئیچینگ مطرح گردید که می‌توان با ایجاد پلتفرم در سطح مشترک اباتمنت و فیکسچر از پاشیده‌شدن مایع میان بافتی به بافت‌های اطراف جلوگیری نمود و از نظر بیولوژیکی مفید می‌باشد. نتایج کلی حاکی از آن است که ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچینگ نه‌تنها تمام مزایای ایمپلنت شاهد را مبنی بر کاهش تنش برشی در فصل مشترک استخوان کرستال و کولار پوشش می‌دهد، بلکه با حذف عامل بیولوژیکی تحلیل استخوان کرستال مزایای خود را دارد.

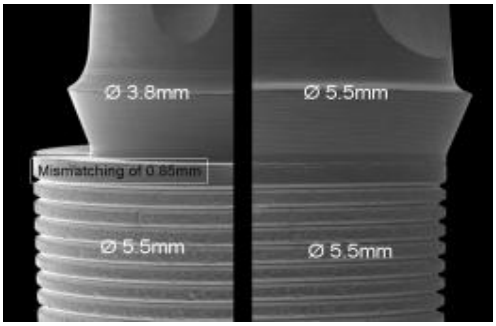
واژه‌های کلیدی: پلتفرم سوئیچینگ، ایمپلنت Laser-Lok، آنالیز المان محدود(FEA)، تحلیل استخوان کرستال، توزیع تنش، سطح ایمپلنت

مقدمه

در سال ۱۹۹۱ ایمپلنت‌های به قطر ۵ و۶ میلی‌متر و اباتمنت هم‌سایز ارائه شدند. پس از مدتی به‌طورتصادفی اباتمنت ۵ و۶ میلی‌متری در بازار کم شد ولی تعدادی فیکسچر۵ و ۶ میلی‌متری داخل استخوان‌های بیماران در مرحلهٔ اول جراحی مانده بود. پس به ناچار "پروستودنتیست" از اباتمنت ۳/۸ تا۴/۱ میلی‌متری استفاده کرد که در این حالت حدود ۰/۸۵ میلی‌متر اختلاف قطر وجود دارد. در تحقیقات آتی مشاهده شد که میزان تحلیل، شدیداً

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]

کاهش یافته است که این امر بنای بحث "پلتفرم سوئیچ" را بنیان نهاد که محققی بنام "لازارا" پس از ۱۱ سال مطالعه برروی مدل‌های بیماران به این مهم دست یافت[۱و۲](شکل۱).



شکل۱: تصویر SEM اباتمنت پلتفرم سوئیچینگ(سمت چپ) و اباتمنت نمونهٔ شاهد(سمت راست)

معرفی مفهوم پلتفرم سوئیچینگ

ایمپلنت دارای پلتفرم سوئیچینگ ایده‌ای است که جدیداً وارد بحث ایمپلنت‌های دندانپزشکی شده است. به‌طورکلی میزان تحلیل استخوان کرستال اطراف ایمپلنت برای ارزیابی موفقیت ایمپلنت معیار استانداردی می‌باشد. هرچه تحلیل استخوان کرستال کمتر باشد، میزان موفقیت بیشتراست.

محققان یک‌سال پس از کاشت ایمپلنت، میزان تحلیل استخوان کرستال را حدوداً ۱/۵ تا۲ میلی‌مترگزارش کرده‌اند که این تحلیل بسته به محل قرارگیری فصل مشترک اباتمنت وایمپلنت، متغیراست.

مطالعات رادیوگرافیک نشان می‌دهند که دو دلیل عمده برای تحلیل استخوان کرستال وجود دارد:

۱.تجمع تنش‌ها در ناحیهٔ‌کرونال استخوان کرستال به‌دلیل وجود تنش‌های فشاری غیر نرمال و تنش‌های برشی ناشی از فانکشن‌های اعمالی روی ایمپلنت می‌باشد.

۲. نوعی التهاب موضعی که در بافت نرم اتفاق می‌افتد موجب تحلیل می‌شود. این امر موجب می‌شود استخوان و بافت نرم خود را به سمتی برانند که از نظر زیستی استاندارد و نرمال است.

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[۳]. 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[۴]. با استفاده از طراحی‌های جدید و مفید ایمپلنت در جهت کاهش تنش‌های وارد بر استخوان و تلفیق آن با مکانیسم‌های مناسب برای کنترل عوامل بیولوژیکی، می‌توان به طراحی مناسبی دست یافت تا باعث کاهش تحلیل استخوان کرستال و موفقیت طولانی‌مدت ایمپلنت‌ها گردد.

طراحی اول

استفاده از ایمپلنتLaser-Lok internal ساخت کمپانی Biohorizons آمریکا مد نظر می‌باشد. این ایمپلنت از آلیاژ Ti-6Al-4V به طول ۱۰ میلی‌متر و قطر ۴ میلی‌متر تولید شده است. مهم‌ترین قسمت طراحی در اینجا روی کولار زاویه‌دار این ایمپلنت می‌باشد به این ترتیب که توسط تکنیک لیزر ابلیشن میکروکانال‌های مربعی بسیار دقیق، منظم و موازی یکدیگر روی قسمت کولار ۲ میلی‌متری این ایمپلنت طراحی شد که میکروکانال‌های Laser-Lok نامیده شدند. ناحیهٔ ۰/۵ میلی‌متر بالای کولار صاف بود 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 اتچمنت بافت همبند می‌باشد. در ۰/۸ میلی‌متر پایین کولار که در تماس با بافت سخت قرار دارد، میکروکانال‌هایی به فاصلهٔ ۱۲ و عمق ۱۰ میکرون قرار گرفته‌اند که برای بهینه ساختن سطح ایمپلنت برای اتچمنت بهتر به استخوان طراحی شده‌اند[۵]. تحقیقات مختلف نشان می‌دهند که قفل مکانیکی میکروکانال‌های Laser-Lok با استخوان‌های مجاور باعث افزایش سطح تماس و کاهش تنش‌های وارد بر استخوان کرستال می‌شود [۶و۷].

طراحی دوم

استفاده از طراحی پلتفرم سوئیچینگ ساخت کمپانی 3i که در آن به‌جای استفاده از اباتمنت هم‌اندازه که در ایمپلنت نرمال استفاده می‌شود، نوعی اباتمنت با طراحی منحصر به‌فرد ارائه شده است که به اندازهٔ ۰/۵ تا ۰/۸۵میلی‌متر در تمامی مقاطع اباتمنت کاهش قطر وجود دارد و روی همان فیکسچر موجود در ایمپلنت نرمال بسته می‌شود. تحقیقات دیگر نشان داده‌اند که این کوچک‌تر بودن مقطع اباتمنت از فیکسچر با توجه به عوامل بیولوژیکی و مکانیکی تا حد قابل قبولی میزان تحلیل در ناحیهٔ کرست استخوانی را کاهش می‌دهد[۸و۹].

طراحی سوم

حال اگر نوعی طراحی جدید ارائه کنیم که در آن بتوان از دو طراحی فوق‌الذکر همزمان بهره گرفت، می‌توان انتظارداشت میزان تحلیل در ناحیهٔ کرست استخوانی به اندازهٔ بیشتری کاهش یابد.

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]

یک رویکرد جدید در مفهوم ایمپلنت این است که قسمت فیکسچر آن از طرح Laser-Lok internal بهره برده است و شامل میکروکانال‌های ۸ و۱۲ میکرونی در ناحیهٔ کولار ایمپلنت می‌باشد و طراحی اباتمنت آن نیز الهام‌گرفته از ایدهٔ پلتفرم سوئیچینگ با اندازهٔ ۰/۵ میلی‌متر در کلیه مقاطع کوچک‌تر از اباتمنت ایمپلنت نرمال است تا علاوه بر استفاده از مزایای طراحی Laser-Lok با ایجاد یک عرض بیولوژیکی بتوان میزان تحلیل را بیش از پیش کم کرد. دلیل انتخاب پلتفرم سوئیچینگ با اندازهٔ ۰/۵ میلی‌متر بجای ۰/۸۵ میلی‌متر کاهش، همانا دسترسی به یک اباتمنت قابل قبول از لحاظ سطح و فضای مفید جهت استفاده در مراحل بعدی قرار دادن کراون می‌باشد.

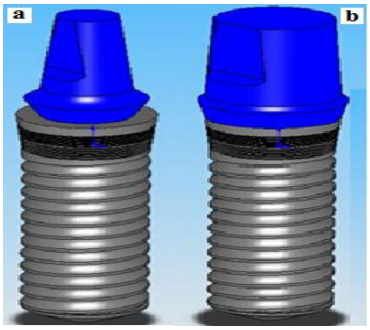
روش بررسی

پایداری مکانیکی اتصال بین متریال ایمپلنت و نسوج بیولوژیکی اطراف، اصلی‌ترین پیش‌نیاز یک درمان موفقیت‌آمیز بدون مشکلات جدی طولانی‌مدت می‌باشد. درک مکانیزم‌های حاکم بر انتقال نیرو در سطح مشترک و پیش‌بینی پاسخ های بیولوژیکی جهت برآورد حاشیهٔ ایمنی عملکرد ایمپلنت با تأکید بر موقعیت‌های آناتومی و کلینیکی واقعی یکی از اهداف این تحقیق می‌باشد. یکی از روش‌های پرکاربرد و درحال توسعه، روش اجزاء محدود می‌باشد که نه‌تنها در درک مکانیزم‌های حاکم بر انتقال نیرو در سطح مشترک ایمپلنت و نسوج بیولوژیکی اطراف آن بسیار مفید است، بلکه می‌تواند اثرهای هندسه، اصلاح سطوح خارجی، شرایط مختلف متریال، بارگذاری‌های ناگهانی و سایر عوامل مؤثر را درنظر بگیرد و تحلیل نماید. اگر دندانپزشکان و شرکت‌های سازندهٔ ایمپلنت از نتایج این‌گونه تحقیقات استفاده کنند، در حوزهٔ فعالیت خود بی‌همتا خواهند شد.

شبیه سازی اجزاء محدود یک ایمپلنت دندانی نوعاً جزء گروه تحلیل جامدات است که با یکسری از نرم‌افزارهای پیشرفته قابل اجرا می‌باشد. ازآنجاکه 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 می‌باشند که در این پروژه از نرم افزار ANSYS Workbench 10.0 استفاده شده است.

در این تحقیق ما به روش آنالیز المان محدود، تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در اطراف ایمپلنت اصلی Laser-Lok Internal را که دارای پلتفرم سوئیچ می‌باشد بررسی و با نمونهٔ ایمپلنت شاهد مقایسه می‌نماییم. لازم به ذکر است که ایمپلنت شاهد در این تحقیق از هر نظر مشابه ایمپلنت اصلی Laser-Lok می‌باشد و تنها تفاوت آن‌ها در اندازهٔ اباتمنت است. به این ترتیب که نمونهٔ اصلی دارای اباتمنت با ۰/۵ میلی‌متر کاهش قطر و اندازه می‌باشد. درحالی‌که نمونهٔ شاهد دارای اباتمنت هم‌اندازه با فیکسچر است. درنتیجه با مقایسهٔ این دو ایمپلنت، تأثیر پلتفرم سوئیچینگ بر ایمپلنت Laser-Lok Internal را برروی میزان و نحوهٔ توزیع تنش در استخوان کرستال بررسی می‌کنیم(شکل ۲).

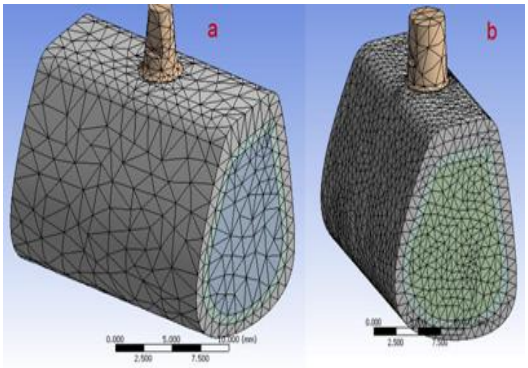
روش کار برای بررسی تنش در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچ و مقایسه با ایمپلنت شاهد به‌این ترتیب است که پس از ساخت مدل سه‌بعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه‌بعدی استخوان فک پایین (مندیبل)، هر دو ایمپلنت را به‌طورجداگانه با استخوان مندیبل در ناحیهٔ پره مولر و البته با درنظر گرفتن شرایط مرزی مناسب مونتاژ می‌نماییم. نکتهٔ مهم در اینجا ساخت مدل پلتفرم سوئیچینگ است به این ترتیب که مدل اباتمنت با ۰/۵ میلی‌مترکاهش قطر و اندازه را ایجاد می‌کنیم و با قرار دادن آن بر روی ایمپلنت Laser-Lok Internal مدل نمونهٔ اصلی را تهیه می‌نماییم. همچنین مدل اباتمنت هم‌اندازه را هم ایجاد می‌کنیم و با قرار دادن آن برروی ایمپلنت Laser-Lok Internal مدل نمونهٔ شاهد را به‌دست می‌آوریم.



شکل۲: الف) مدل ایمپلنت Laser-Lok Internal دارای پلتفرم سوئیچینگ، ب)مدل نمونهٔ شاهد (ایمپلنت Laser-Lok Internal با اباتمنت هم‌اندازه)

در این تحقیق مدل سه‌بعدی ایمپلنت Laser-Lokدارای پلتفرم سوئیچینگ و ایمپلنت شاهد به‌روش top-down و با استفاده از نرم افزار Solidworks 2006 مدل‌سازی شدند. با اصلاح مدل ساخته‌شده در حد مطلوب و بعد از اینکه مدل‌ها دارای حداکثر شباهت با واقعیت شدند، در مرحلهٔ بعدی به ANSYS(Workbench) جهت آنالیز و تحلیل نهایی انتقال داده شدند. سپس هر دو ایمپلنت را جداگانه در مدل استخوان مندیبل جاگذاری و مونتاژ می‌کنیم و مش‌بندی لازم را برروی آن‌ها انجام می‌دهیم (شکل ۳).

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]



شکل ۳: الف) مش‌بندی مدل مجموعهٔ استخوان مندیبل و ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ، ب) مش‌بندی مجموعهٔ استخوان مندیبل و ایمپلنت شاهد

خواص مکانیکی مواد و مش‌بندی مدل

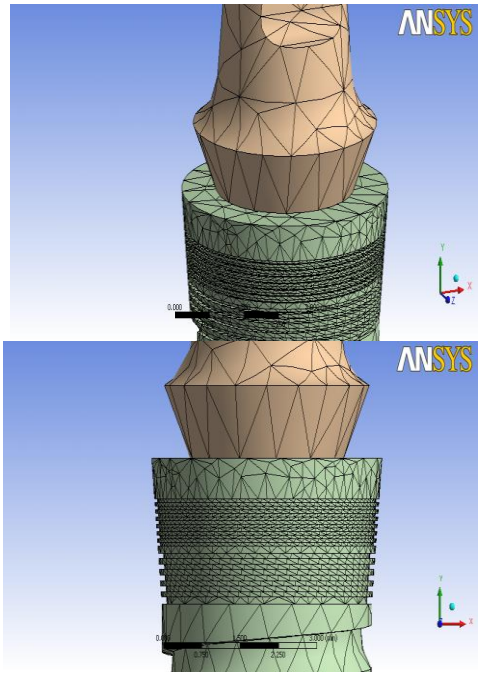
در جدول ۱ خواص مکانیکی مواد مختلف مورد استفاده در این تحقیق آورده شده‌است. خواص مواد به‌صورت ایزوتروپیک[1] و الاستیک خطی[2] فرض شدند. همچنین مواد به‌صورت هموژن درنظر گرفته شدند[۱۰و۱۱](جدول ۱).

جدول۱: خواص مکانیکی مواد به‌کار رفته در این تحقیق

قسمت	مواد	مدل یانگ (MPA)	نسبت پواسون
استخوان مندیبل	استخوان کورتیکال	۳۴۰۰۰	۰/۲۶
	استخوان اسفنجی	۱۳۴۰۰	۰/۳۸
ایمپلنت	Ti-6AL-4V	۱۱۰۰۰۰	۰/۳۶
ابانتمنت	Ti-6AL-4V	۱۱۰۰۰۰	۰/۳۶

در مرحلهٔ مش‌بندی، مدل موجود که از یک‌سری حجم‌ها تشکیل شده است به اجزای کوچک‌تری به‌نام المان تقسیم می‌شود که این المان‌ها در محل گره‌ها به‌هم می‌پیوندند. 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 نمودیم و ۸۷۴۷۶ المان توپر[3] و از نوع 10 Node Quadratic Tetrahedron و ۴۸۰۹۰ المان تماسی[4] درنظر گرفته شد.

حال مدل مش‌بندی‌شده آمادهٔ اعمال شرایط مرزی[5] می‌باشد. در این مرحله تمام نقاط در بخش مزیالی و دیستالی مدل از حرکت در تمام امتدادها منع گردیدند (شکل۴).



شکل۴: مش‌بندی مدل ایمپلنتLaser- Lok دارای پلتفرم سوئیچینگ

بارگذاری و اعمال نیرو

پس از مش‌بندی و درنظر گرفتن المان‌های مورد نظر باتوجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و درنظر گرفتن 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. درابتدا نیروی ۱۰۰ نیوتنی به‌صورت محوری، سپس نیروهای مایل ۱۵ درجه و در نهایت ۴۵ درجه بر مرکز اباتمنت ایمپلنت‌ها اعمال گردید. حال مدل‌ها در هر مرحله با یک بارگذاری توسط Solver حل می‌شود و نتایج به‌دست می‌آید.

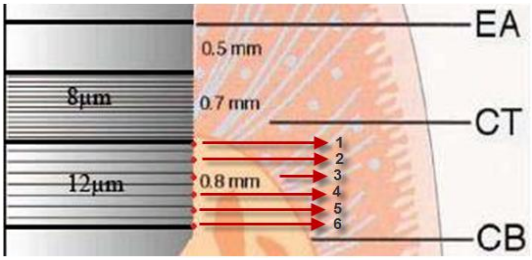
[1] Isotropic
[2] Linear Elastic
[3] solid
[4] contact
[5] BoundaryCondition
[6] axial
[7] oblique

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]

یافته ها

در این بخش نتایج به‌دست‌آمده 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 ۱۲ میکرونی قرار دارند، ۶ نقطه را در این ناحیه که ۰/۸ میلی‌متر طول دارد با فواصل مساوی مشخص می‌کنیم و تنش را در این نقاط از استخوان آنالیز می‌نماییم (شکل ۵).



شکل۵: 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 ایجادشده به‌ازای اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتنی در ۶ نقطه از استخوان کرستال در ایمپلنت Laser-Lok همراه با پلتفرم سوئیچینگ در مقایسه با نمونهٔ شاهد از بالا به پایین به‌ترتیب در جدول ۲ مشخص می‌باشد. میانگین تنش‌ها در ۶ نقطهٔ مورد بررسی در نمونهٔ اصلی ۴/۲۸۸ مگاپاسکال می‌باشد که کمتر از مقدار ۴/۶۸۷۰ مگاپاسکال برای نمونه شاهد است (جدول۲).

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

تنش در ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرستال
۱۳/۴۲۸	۱۳/۰۰۷	۱
۲/۷۱	۴/۱۲۸۵	۲
۲/۷۳	۲/۷۴۰۲	۳
۲/۴۵	۲/۴۷۴۱	۴
۲/۳۷	۳/۳۹۹۲	۵
۲/۰۴	۲/۳۷۳۵	۶
۴/۲۸۸	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 (جدول۳).

جدول۳: 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 با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرستال
۱۶/۷۲	۱۲/۲۳۲	۱
۲/۸۱	۵/۷۶۷۱	۲
۳/۴۵	۳/۰۱	۳
۳/۳۹	۲/۵۹	۴
۳/۲۱	۲/۴۵	۵
۲/۸۷	۲/۳	۶
۵/۴	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 همراه با پلتفرم سوئیچینگ در مقایسه با نمونهٔ شاهد در جدول ۴ نشان داده شده است(جدول۴).

جدول ۴: تنش‌های وارد بر استخوان کرستال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتنی با زاویهٔ ۴۵ درجه

تنش در ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرستال
۲۴/۹۴	۲۵/۳۲	۱
۵/۲۱	۶/۷۴	۲
۶/۴۲	۵/۴۴	۳
۶/۱۵	۵/۰۷	۴
۶/۲۶	۴/۸۲	۵
۵/۹۷	۴/۶۴	۶
۹/۱۵	۸/۶۷۱۶	میانگین

بحث و نتیجه گیری

اگر ایمپلنت تحت فانکشن قرار گیرد در حالت کنترل، نیروها روی رأس کرستال متمرکز می‌شوند ولی درحالت پلتفرم سوئیچ

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]

به‌دلیل کاهش اندازهٔ اباتمنت در کلیهٔ ابعاد، تنش‌ها از ناحیهٔ استخوان کرستال دور می‌شوند و به سمت مرکز فیکسچر انتقال می‌یابند. درنتیجه، این کاهش تمرکز تنش در ناحیهٔ حساس استخوان کرستال می‌تواند منجر به کاهش تحلیل استخوان کرستال گردد.

یکی از عوامل اصلی تحلیل استخوان کرستال، پمپ شدن مایع میان بافتی از فصل مشترک اباتمنت و فیکسچر به سمت بافت‌های اطراف است که باعث تجمع میکروب‌ها و مواد سمی در این بافت‌ها می‌گردد و واکنش بافت‌های استخوان و لثه به این عوامل بیولوژیکی باعث تحلیل تدریجی استخوان کرستال می‌شود. حتی اگر فیکسچر ایمپلنت از نوع فیکسچر Laser-Lok هم باشد و تنش برشی کمتری هم به استخوان کرستال اطراف وارد شود، باز هم عوامل بیولوژیکی به‌طور مستقل عمل می‌کنند و سبب تحلیل می‌شوند. پس برای جلوگیری از تحلیل، فقط کاهش تنش برشی کافی نمی‌باشد و حذف عامل بیولوژیکی نیز باید مد نظر قرار گیرد. لذا، ایدهٔ پلتفرم سوئیچینگ مطرح گردید که می‌توان با ایجاد پلتفرم در سطح مشترک اباتمنت و فیکسچر جلوی ازهم پاشیده‌شدن مایع میان بافتی به بافت‌های اطراف را گرفت به‌گونه‌ای که ازهم پاشیده‌شدن روی پلتفرم پایان یابد. طرح پلتفرم سوئیچینگ که با کاهش مقطع اباتمنت نسبت به فیکسچر زیرین آن همراه است، برروی نحوهٔ توزیع نیروهای فانکشنال از اباتمنت به فیکسچر نسبت به اباتمنت نرمال تأثیر می‌گذارد. همان‌طورکه نتایج به‌دست‌آمده از سه نوع بارگذاری در سه جهت مختلف و مقایسهٔ آن با ایمپلنت Laser-Lok با اباتمنت نرمال نشان می‌دهد، طرح پلتفرم سوئیچینگ نه‌تنها از مزیت‌های فیکسچر Laser-Lok در کاهش تنش‌های برشی نمی‌کاهد، بلکه تمرکز تنش در نقاط بحرانی بالایی استخوان کرستال را کاهش می‌دهد و تنش‌ها را به نقاط پایین‌تر فصل مشترک استخوان کرستال با کولار منتقل می‌کند. دراینجا نقش بیومکانیکی طراحی پلتفرم سوئیچینگ در انتقال و دورکردن تنش‌ها از استخوان کرستال می‌باشد. البته طبق نتایج، مشخص است که پلتفرم سوئیچینگ در تمامی نقاط باعث کاهش تنش نمی‌شود ولی افزایش تنش هم ندارد و درعین حال مزایای بیولوژیکی خوبی در جهت کاهش تحلیل استخوان کرستال دارد.

درنتیجه ایمپلنت دارای پلتفرم سوئیچینگ نه‌تنها مزایای ایمپلنت Laser-Lok مبنی بر کاهش تنش برشی در فصل مشترک استخوان کرستال و کولار را پوشش می‌دهد، بلکه با حذف عامل بیولوژیکی تحلیل استخوان کرستال، یک ایمپلنت از دو منظر بیومکانیکی و بیولوژیکی کاملاً بهینه می‌باشد و می‌تواند باعث کاهش تحلیل استخوان کرستال گردد.

References

1. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 2006; 26: 9–17.
2. Canullo L, Iurlaro G, Iannello G. Double-blind randomized controlled trial study on post-extraction immediately restored implants using the switching platform concept: soft tissue response. Preliminary report.Clin. Oral Impl. Res 2009; 20: 414-20.
3. 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.
4. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements-a biomechanical approach. Clin Oral Implants Res 1999; 10: 394-405.
5. Gabriele E, Ceccarelli R, Bonelli M, Alexander H, Ricci JL. Clinical Evaluation of Laser Microtexturing for Soft Tissue and Bone Attachment to Dental Implants. ImplantDentistry 2009; 1: 18.
6. 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.
7. Alexander H, Ricci JL, Hrico GL. Mechanical basis for bone retention around dental implants. *J Biomed Mater Res B* 2007; 88B: 306–11.
8. Yoshinobu M, Jiro M, Ikuro T, Motofumi S. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin. Oral Impl. Res 2007; 18: 581-4.

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]

9. Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Clin Periodontol 2007; 34: 1089–96.
10. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Dental Research 2003; 34: 526-33.
11. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D asnalysis by means of the finite element method). American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2000; 117: 399-405.

[Downloaded from icml.ir on 2026-09-17]