

بررسی اثر پلتفرم سوئیچینگ بر ایمپلنت لیزر لاک بر روی تنش‌های وارد بر استخوان کمرستال به‌روش آنالیز المان محدود

خلاصه

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

روش بررسی: برای انجام آنالیز المان محدود در ابتدا مدل سه‌بعدی ایمپلنت اصلی (ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچینگ) و نمونه شاهد (ایمپلنت Laser-Lok با اباتمنت هم‌سایز) و همچنین مدل سه‌بعدی استخوان فک پایین (مندیل) را تهیه می‌نماییم. سپس هر دو ایمپلنت را به‌طور جداگانه با استخوان مندیل در ناحیه پره مولر و البته با در نظر 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 در نظر گرفتن المان‌های مورد نظر با توجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و در نظر گرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری (صفر درجه) و مایل با دو زاویه 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 نمونه شاهد برتر نشان داد و تنش کمتری را به استخوان کمرستال 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 بالای استخوان کمرستال را کاهش می‌دهد و تنش‌ها را به نقاط پایین‌تر فصل مشترک استخوان کمرستال با کولار منتقل می‌کند.

نتیجه‌گیری: برای جلوگیری از تحلیل استخوان کمرستال فقط کاهش تنش برشی کافی نیست و حذف عامل بیولوژیکی نیز باید مد نظر قرار گیرد. لذا، ایده پلتفرم سوئیچینگ مطرح گردید که می‌توان با ایجاد پلتفرم در سطح مشترک اباتمنت و فیکسچر از پاشیده شدن 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 کمرستال و کولار پوشش می‌دهد، بلکه با حذف عامل بیولوژیکی تحلیل استخوان کمرستال مزایای خود را دارد.

واژه‌های کلیدی: پلتفرم سوئیچینگ، ایمپلنت Laser-Lok، آنالیز المان محدود (FEA)، تحلیل

استخوان کمرستال، توزیع تنش، سطح ایمپلنت

مسعود خدانی^۱

الهی‌ارگامی^۲

رضا ایبانی^۱

کاوه سیدان^۳

مسعود رنگی^{۴،۵}

^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)

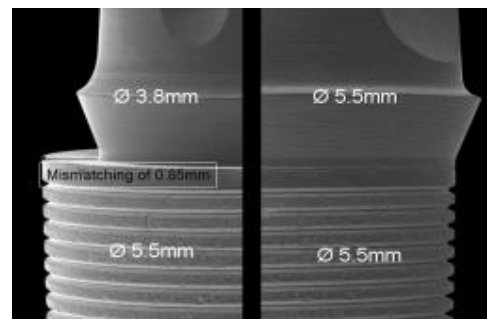
نویسنده مسئول: کاوه سیدان، تلفن ۰۹۱۲۳۹۷۹۷۰
پست الکترونیک: Kseyedan@hotmail.com

مقدمه

در سال ۱۹۹۱ ایمپلنت‌های به قطر ۵ و ۶ میلی‌متر و اباتمنت هم‌سایز ارائه شدند. پس از مدتی به‌طور تصادفی اباتمنت ۵ و ۶ میلی‌متری در بازار کم شد ولی تعدادی فیکسچر ۵ و ۶ میلی‌متری

داخل استخوان‌های بیماران در مرحله اول جراحی مانده بود. پس به ناچار "پروستودنتیست" از اباتمنت ۳/۸ تا ۴/۱ میلی‌متری استفاده کرد که در این حالت حدود ۰/۸۵ میلی‌متر اختلاف قطر وجود دارد. در تحقیقات آتی مشاهده شد که میزان تحلیل، شدیداً

کاهش یافته است که این امر بنای بحث "پلتفرم سوئیچ" را بنیان نهاد که محققى بنام "لازارا" پس از ۱۱ سال مطالعه بر روی مدل‌های بیماران به این مهم دست یافت [۲ و ۱] (شکل ۱).



شکل ۱: تصویر SEM اباتمنت پلتفرم سوئیچینگ (سمت چپ) و اباتمنت نمونه شاهد (سمت راست)

معرفی مفهوم پلتفرم سوئیچینگ

ایمپلنت دارای پلتفرم سوئیچینگ ایده‌ای است که جدیداً وارد بحث ایمپلنت‌های دندانپزشکی شده است. به‌طور کلی میزان تحلیل استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت برای ارزیابی موفقیت ایمپلنت معیار استاندارد می‌باشد. هرچه تحلیل استخوان کرسنال کمتر باشد، میزان موفقیت بیشتر است.

محققان یک‌سال پس از کاشت ایمپلنت، میزان تحلیل استخوان کرسنال را حدوداً ۱/۵ تا ۲ میلی‌متر گزارش کرده‌اند که این تحلیل بسته به محل قرارگیری فصل مشترک اباتمنت و ایمپلنت، متغیر است.

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

۱. تجمع تنش‌ها در ناحیه کرونال استخوان کرسنال به دلیل 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 کرسنال 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 دوره ترمیم مشابه و نیروی وارده یکسان نشان می‌دهند که نوع طراحی ایمپلنت بر تحلیل استخوان کرسنال 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 کرسنال و موفقیت طولانی‌مدت ایمپلنت‌ها گردد.

طراحی اول

استفاده از ایمپلنت Laser-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. ناحیه ۰/۵ میلی‌متر بالای کولار صاف بود و در ۰/۷ وسط کولار میکروکانال‌هایی به فاصله 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 فاصله ۱۲ و عمق ۱۰ میکرون قرار گرفته‌اند که برای بهینه‌ساختن 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 کرسنال می‌شود [۶ و ۷].

طراحی دوم

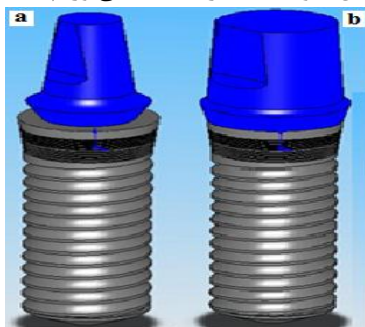
استفاده از طراحی پلتفرم سوئیچینگ ساخت کمپانی 3i که در آن به جای استفاده از اباتمنت هم‌اندازه که در ایمپلنت نرمال استفاده می‌شود، نوعی اباتمنت با طراحی منحصر به فرد ارائه شده است که به اندازه ۰/۵ تا ۰/۸۵ میلی‌متر در تمامی مقاطع اباتمنت کاهش قطر وجود دارد و روی همان فیکسچر موجود در ایمپلنت نرمال بسته می‌شود. 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 ناحیه کرسنال استخوانی را کاهش می‌دهد [۸ و ۹].

طراحی سوم

حال اگر نوعی طراحی جدید ارائه کنیم که در آن بتوان از دو طراحی فوق‌الذکر همزمان بهره گرفت، می‌توان انتظار داشت میزان تحلیل در ناحیه کرسنال استخوانی به اندازه بیشتری کاهش یابد.

ترتیب که نمونه اصلی دارای اباتمنت با ۰/۵ میلی متر کاهش قطر و اندازه می باشد. درحالی که نمونه شاهد دارای اباتمنت هم اندازه با فیکسچر است. درنتیجه با مقایسه این دو ایمپلنت، تأثیر پلتفرم سوئیچینگ بر ایمپلنت Laser-Lok Internal را برروی میزان و نحوه توزیع تنش در استخوان کرسنال بررسی می کنیم (شکل ۲).

روش کار برای بررسی تنش در استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچ و مقایسه با ایمپلنت شاهد به این ترتیب است که پس از ساخت مدل سه بعدی ایمپلنت Laser-Lok و ایمپلنت شاهد و همچنین مدل سه بعدی استخوان فک پایین (مندیل)، هر دو ایمپلنت را به طور جداگانه با استخوان مندیل در ناحیه پره مولر و البته با در نظر گرفتن شرایط مرزی مناسب مونتاژ می نماییم. نکته مهم در اینجا ساخت مدل پلتفرم سوئیچینگ است به این ترتیب که مدل اباتمنت با ۰/۵ میلی متر کاهش قطر و اندازه را ایجاد می کنیم و با قرار دادن آن بر روی ایمپلنت Laser-Lok Internal مدل نمونه اصلی را تهیه می نماییم. همچنین مدل اباتمنت هم اندازه را هم ایجاد می کنیم و با قرار دادن آن بر روی ایمپلنت Laser-Lok Internal مدل نمونه شاهد را به دست می آوریم.



شکل ۲: الف) مدل ایمپلنت Laser-Lok Internal دارای پلتفرم سوئیچینگ، ب) مدل نمونه شاهد (ایمپلنت Laser-Lok Internal با اباتمنت هم اندازه)

در این تحقیق مدل سه بعدی ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچینگ و ایمپلنت شاهد به روش top-down و با استفاده از نرم افزار Solidworks 2006 مدل سازی شدند. با اصلاح مدل ساخته شده در حد مطلوب و بعد از اینکه مدل ها دارای حداکثر شباهت با واقعیت شدند، در مرحله بعدی به ANSYS (Workbench) جهت آنالیز و تحلیل نهایی انتقال داده شدند. سپس هر دو ایمپلنت را جداگانه در مدل استخوان مندیل جاگذاری و مونتاژ می کنیم و مش بندی لازم را بر روی آن ها انجام می دهیم (شکل ۳).

یک رویکرد جدید در مفهوم ایمپلنت این است که قسمت فیکسچر آن از طرح Laser-Lok internal بهره برده است و شامل میکروکانال های ۸ و ۱۲ میکرونی در ناحیه کو لار ایمپلنت می باشد و طراحی اباتمنت آن نیز الهام گرفته از ایده پلتفرم سوئیچینگ با اندازه ۰/۵ میلی متر در کلیه مقاطع کوچک تر 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 اندازه ۰/۵ میلی متر بجای ۰/۸۵ میلی متر کاهش، همانا دسترسی به یک اباتمنت قابل قبول از لحاظ سطح و فضای مفید جهت استفاده در مراحل بعدی قرار دادن کراون می باشد.

روش بررسی

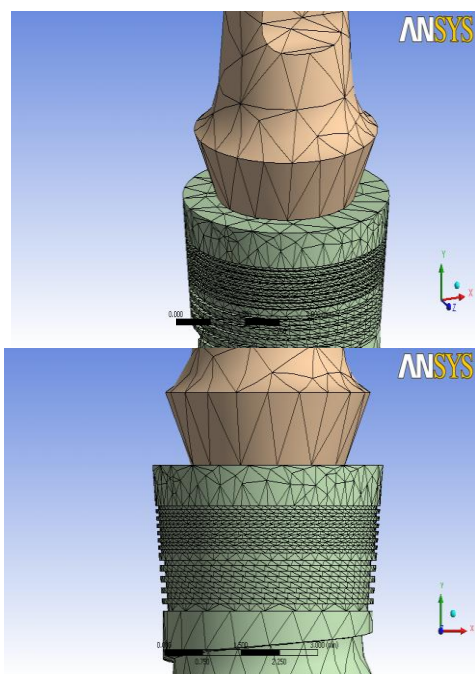
پایداری مکانیکی اتصال بین متریال ایمپلنت و نسوج بیولوژیکی اطراف، اصلی ترین پیش نیاز یک درمان موفقیت آمیز بدون مشکلات جدی طولانی مدت می باشد. درک مکانیزم های حاکم بر انتقال نیرو در سطح مشترک و پیش بینی پاسخ های بیولوژیکی جهت برآورد حاشیه ایمنی عملکرد ایمپلنت با تأکید بر موقعیت های آناتومی و کلینیکی واقعی یکی از اهداف این تحقیق می باشد. یکی از روش های پر کاربرد و در حال توسعه، روش اجزاء محدود می باشد که نه تنها در درک مکانیزم های حاکم بر انتقال نیرو در سطح مشترک ایمپلنت و نسوج بیولوژیکی اطراف آن بسیار مفید است، بلکه می تواند اثرهای هندسه، اصلاح سطوح خارجی، شرایط مختلف متریال، بارگذاری های ناگهانی و سایر عوامل مؤثر را در نظر بگیرد و تحلیل نماید. اگر دندانپزشکان و شرکت های سازنده ایمپلنت از نتایج این گونه تحقیقات استفاده کنند، در حوزه فعالیت خود بی همتا خواهند شد.

شبیه سازی اجزاء محدود یک ایمپلنت دندانی نوعاً جزء گروه تحلیل جامدات است که با یکسری از نرم افزارهای پیشرفته قابل اجرا می باشد. از آنجاکه تحلیل نیروها در فصل مشترک ایمپلنت با استخوان انجام می گیرد، تحلیل تماسی مورد نیاز می باشد. دو نرم افزار نام آشنا در این حوزه ANSYS و ABAQUS می باشند که در این پروژه از نرم افزار Workbench ANSYS 10.0 استفاده شده است.

در این تحقیق ما به روش آنالیز المان محدود، تنش های وارد بر استخوان کرسنال در اطراف ایمپلنت اصلی Laser-Lok Internal را که دارای پلتفرم سوئیچ می باشد بررسی و با نمونه ایمپلنت شاهد مقایسه می نماییم. لازم به ذکر است که ایمپلنت شاهد در این تحقیق از هر نظر مشابه ایمپلنت اصلی Laser-Lok می باشد و تنها تفاوت آن ها در اندازه اباتمنت است. به این

و ۱۳۵۵۶۶ المان ایجاد نمودیم و ۸۷۴۷۶ المان توپر^۳ و از نوع 10 Node Quadratic Tetrahedron و ۴۸۰۹۰ المان تماسی^۴ در نظر گرفته شد.

حال مدل مش بندی شده آماده اعمال شرایط مرزی^۵ می باشد. در این مرحله تمام نقاط در بخش مزیالی و دیستالی مدل از حرکت در تمام امتدادها منع گردیدند (شکل ۴).



شکل ۴: مش بندی مدل ایمپلنت Laser-Lok دارای پلتفرم سوئیچینگ بارگذاری و اعمال نیرو

پس از مش بندی و در نظر گرفتن المان های مورد نظر باتوجه به نیروهای وارد بر دندان در حین جویدن و در نظر گرفتن شرایط طبیعی، نیروی ۱۰۰ نیوتنی را در دو حالت محوری^۶ (صفر درجه) و مایل^۷ با دو زاویه ۱۵ و ۴۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت ها اعمال می کنیم. در ابتدا نیروی ۱۰۰ نیوتنی به صورت محوری، سپس نیروهای مایل ۱۵ درجه و در نهایت ۴۵ درجه بر مرکز اباتمنت ایمپلنت ها اعمال گردید. حال مدل ها در هر مرحله با یک بارگذاری توسط Solver حل می شود و نتایج به دست می آید.

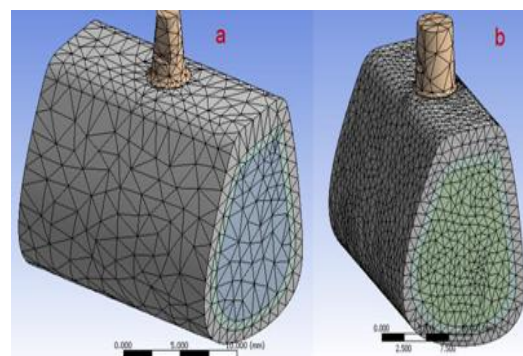
³solid

⁴contact

⁵BoundaryCondition

⁶axial

⁷oblique



شکل ۳: الف) مش بندی مدل مجموعه استخوان مندیبل و ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ، ب) مش بندی مجموعه استخوان مندیبل و ایمپلنت شاهد

خواص مکانیکی مواد و مش بندی مدل

در جدول ۱ خواص مکانیکی مواد مختلف مورد استفاده در این تحقیق آورده شده است. خواص مواد به صورت ایزوتروپیک^۱ و الاستیک خطی^۲ فرض شدند. همچنین مواد به صورت هموزن در نظر گرفته شدند [۱۰ و ۱۱] (جدول ۱).

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد به کار رفته در این تحقیق

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

در مرحله مش بندی، مدل موجود که از یک سری حجم ها تشکیل شده است به اجزای کوچک تری به نام المان تقسیم می شود که این المان ها در محل گره ها به هم می پیوندند. در این تحقیق با ایجاد مش بندی ریز برای افزایش دقت آنالیز از تعداد المان های زیادی استفاده کردیم به این ترتیب که ۱۶۴۷۴۴ گره

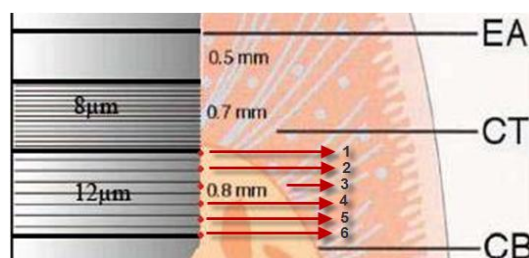
¹Isotropic

²Linear Elastic

یافته ها

در این بخش نتایج به دست آمده از مدل سازی ها به روش آنالیز المان محدود توسط نرم افزار ANSYS را بیان می کنیم.

در این تحقیق برای بررسی دقیق تر میزان تنش در ناحیه مهم استخوان کرسنال که در تماس با میکروکانال های ۱۲ میکرونی قرار دارند، ۶ نقطه را در این ناحیه که ۰/۸ میلی متر طول دارد با فواصل مساوی مشخص می کنیم و تنش را در این نقاط از استخوان آنالیز می نماییم (شکل ۵).



شکل ۵: تنش در اینترفیس کولار- استخوان در ناحیه میکروکانال های ۱۲ میکرونی در ۶ نقطه با فواصل یکسان از هم بررسی شد. (نقاط قرمز رنگ)

مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی محوری تنش های ایجاد شده به ازای اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتنی در ۶ نقطه از استخوان کرسنال در ایمپلنت Laser-Lok همراه با پلتفرم سوئیچینگ در مقایسه با نمونه شاهد از بالا به پایین به ترتیب در جدول ۲ مشخص می باشد. میانگین تنش ها در ۶ نقطه مورد بررسی در نمونه اصلی ۴/۲۸۸ مگاپاسکال می باشد که کمتر از مقدار ۴/۶۸۷۰ مگاپاسکال برای نمونه شاهد است (جدول ۲).

جدول ۲: نشان دهنده تنش های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی محوری ۱۰۰ نیوتن

تنش در ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرسنال
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

مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی مایل ۱۵ درجه

در این حالت نیروی ۱۰۰ نیوتنی مایل را با زاویه ۱۵ درجه به مرکز اباتمنت ایمپلنت Laser-Lok و شاهد اعمال کردیم (جدول ۳).

جدول ۳: تنش های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی مایل ۱۰۰ نیوتنی با زاویه ۱۵ درجه

تنش در ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرسنال
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

مقایسه مقادیر تنش در ۶ نقطه از استخوان کرسنال با اعمال نیروی مایل ۴۵ درجه

در نهایت با اعمال نیروی مایل با زاویه ۴۵ درجه بر ایمپلنت ها، تنش های ایجاد شده بر استخوان کرسنال اطراف ایمپلنت Laser-Lok همراه با پلتفرم سوئیچینگ در مقایسه با نمونه شاهد در جدول ۴ نشان داده شده است (جدول ۴).

جدول ۴: تنش های وارد بر استخوان کرسنال در دو ایمپلنت Laser-Lok و شاهد با اعمال نیروی ۱۰۰ نیوتنی با زاویه ۴۵ درجه

تنش در ایمپلنت با پلتفرم سوئیچینگ	تنش در ایمپلنت شاهد	استخوان کرسنال
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 کرسنال متمرکز می شوند ولی در حالت پلتفرم سوئیچ

فانکشنال از اباتمنت به فیکسچر نسبت به اباتمنت نرمال تأثیر می‌گذارد. همان‌طور که نتایج به‌دست‌آمده از سه نوع بارگذاری در سه جهت مختلف و مقایسه 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 کرسنال را کاهش می‌دهد و تنش‌ها را به نقاط پایین‌تر فصل مشترک استخوان کرسنال با کولار منتقل می‌کند. در اینجا نقش بیومکانیکی طراحی پلتفرم سوئیچینگ در انتقال و دور کردن تنش‌ها از استخوان کرسنال می‌باشد. البته طبق نتایج، مشخص است که پلتفرم سوئیچینگ در تمامی نقاط باعث کاهش تنش نمی‌شود ولی افزایش تنش هم ندارد و در عین حال مزایای بیولوژیکی خوبی در جهت کاهش تحلیل استخوان کرسنال دارد. در نتیجه ایمپلنت دارای پلتفرم سوئیچینگ نه‌تنها مزایای ایمپلنت Laser-Lok مبنی بر کاهش تنش برشی در فصل مشترک استخوان کرسنال و کولار را پوشش می‌دهد، بلکه با حذف عامل بیولوژیکی تحلیل استخوان کرسنال، یک ایمپلنت از دو منظر بیومکانیکی و بیولوژیکی کاملاً بهینه می‌باشد و می‌تواند باعث کاهش تحلیل استخوان کرسنال گردد.

به‌دلیل کاهش اندازه اباتمنت در کلیه ابعاد، تنش‌ها از ناحیه استخوان کرسنال دور می‌شوند و به سمت مرکز فیکسچر انتقال می‌یابند. در نتیجه، این کاهش تمرکز تنش در ناحیه حساس استخوان کرسنال می‌تواند منجر به کاهش تحلیل استخوان کرسنال گردد.

یکی از عوامل اصلی تحلیل استخوان کرسنال، 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 کرسنال می‌شود. حتی اگر فیکسچر ایمپلنت از نوع فیکسچر Laser-Lok هم باشد و تنش برشی کمتری هم به استخوان کرسنال 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، ایده پلتفرم سوئیچینگ مطرح گردید که می‌توان با ایجاد پلتفرم در سطح مشترک اباتمنت و فیکسچر جلوی ازهم پاشیده شدن مایع میان بافتی به بافت‌های اطراف را گرفت به گونه‌ای که ازهم پاشیده شدن روی پلتفرم پایان یابد. طرح پلتفرم سوئیچینگ که با کاهش مقطع اباتمنت نسبت به فیکسچر زیرین آن همراه است، بر روی نحوه توزیع نیروهای

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.

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 analysis by means of the finite element method). *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2000; 117: 399-405.