Archive of SID

بررسی اثر Platform Switching در توزیع تنش‌های استخوان کرستال اطراف ایمپلنت‌های دندانی 3i به روش Finite Element Analysis (FEA)

دکتر مهستی سحابی*، دکتر ساره حبیب‌زاده**، مهندس فاطمه سادات میرهاشمی***

چکیده

سابقه و هدف: در سال‌های اخیر نظریه Platform Switching با استفاده از اجزای پروتزی با قطر کمتر از گردن ایمپلنت، به منظور کاهش تحلیل استخوان کرستال اطراف ایمپلنت‌های دندانی ارائه شده است. برخی از محققین معتقدند که با کمک این طراحی می‌توان تجمع تنش را در اینترفیس استخوان- ایمپلنت کاهش داد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی و مقایسه تنش‌ها در اینترفیس استخوان کرستال- ایمپلنت و نیز اینترفیس ایمپلنت- اباتمنت در ایمپلنت‌های سیستم 3i (Biomet 3i,USA)، در رابطه با تکنیک Platform Switching به کمک روش المان محدود سه بعدی بود.

مواد و روشها: در این مطالعه المان محدود سه بعدی از تصاویر توموگرافی کامپیوتری (CT) فک پایین یک انسان بالغ، برای ایجاد یک مدل هندسی سه بعدی از ناحیه خلف مندیبل بی دندان استفاده شد. مدل‌ها به صورت 3i-a: ایمپلنت 3i با قطر ۴/۱ میلی‌متر- اباتمنت با قطر ۴/۱ میلی‌متر، مدل 3i-b: ایمپلنت با قطر۵ میلی‌متر- اباتمنت با قطر ۴/۱ میلی‌متر(Platform-Switched Configuration)، مدل 3i-c : ایمپلنت با قطر ۵ میلی‌متر– اباتمنت با قطر۵ میلی‌متر بودند. در دو مرحله مختلف در مرکز اباتمنت‌ها، نیروهای ۱۰۰ و ۲۵۰ نیوتنی با زاویه ۱۵ درجه در جهت لینگوباکوال اعمال شد. سپس تحلیل استاتیک خطی روی مدل انجام گرفت ونتایج براساس پخش تنش‌های Von Mises در اینترفیس استخوان- ایمپلنت و اینترفیس ایمپلنت-اباتمنت آنالیز شدند.

یافته‌ها: در این تحقیق مشاهده شد که حداکثر تنش‌های Von Mises در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت، در مدل Platform Switch شده کمتر از مدل‌های معمولی است. همچنین در بررسی تنش‌ها دراینترفیس ایمپلنت– اباتمنت مشخص شد که میزان تنش‌های Von Mises در مدل Platform Switch شده بیش از دو مدل دیگر است و پس از آن ایمپلنت با قطر کوچک‌تر قرار دارد.

نتیجه‌گیری: طراحی Platform Switching، مزیت بیومکانیکال انتقال تنش‌ها از ناحیه کرستال ایمپلنت به داخل آن را دارد. این تاثیر مثبت طراحی Platform Switching در کاهش تنش‌های استخوان کرستال، در محدوده این مطالعه غیر وابسته به تاثیرافزایش قطر ایمپلنت بود.

کلید واژگان: المان محدود سه بعدی، Platform Switching، ایمپلنت‌های دندانی، Crestal bone resorption.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۳/۴ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۵/۱۷ تاریخ تأیید مقاله:۱۳۹۰/۵/۱۷

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۲۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۰، ۲۴۹ – ۲۴۲

مقدمه

با افزایش کاربرد ایمپلنت‌ها دررشته دندانپزشکی، تلاش‌های بسیاری جهت کاهش شکست این نوع درمان و قابل پیش‌بینی بودن نتایج آن صورت گرفته است. درمان‌های ایمپلنت زمانی موفق گزارش می‌شوند که میزان تحلیل استخوان کرستال در اطراف آنها کمتر ازدو میلی‌متر در سال نخست بارگذاری باشد (۱). تاکنون نظریه‌های مختلفی به منظور کاهش تغییرات استخوان کرستال ارائه شده‌اند. یکی از آنها طراحی Platform Switching یا استفاده از اجزای پروتزی با قطر کوچک‌تر از گردن ایمپلنت می‌باشد. این امرمی‌تواند با کاهش تحلیل فیزیولوژیک، مشکلات زیبایی و گیرغذایی اطراف ایمپلنت‌ها را کم کرده و درصد موفقیت درمان‌های ایمپلنتی را افزایش دهد (۲).

□ طرح مصوب مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی

*نویسنده مسئول: استادیارگروه پروتزهای دندانی، مرکز تحقیقات دندانپزشکی و دانشکدهٔ دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.
E-mail: sahabimah@sbmu.ac.ir

** استادیار گروه پروتزهای دندانی. دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه پردیس بین‌الملل دانشگاه علوم پزشکی تهران.

*** محقق، مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

www.SID.ir

Archive of SID

Platform switching به معنی استفاده از اجزای پروتزی است که نسبت به قطر گردن ایمپلنت (Platform)، قطرکمتری دارند. تاریخچه استفاده از این شیوه درمانی به سال ۱۹۹۱ بازمی‌گردد. از آن زمان این نظریه مطرح گردید که محل Interface ایمپلنت و اباتمنت عاملی مهم در تحلیل استخوان کرستال و میزان آن بوده، از آن می‌توان به عنوان روشی جهت کنترل تحلیل استخوان در ایمپلنت‌های دو مرحله‌ای بهره جست (۳).

در مورد تاثیر Platform Switching، همچنان میان محققین اختلاف نظر وجود دارد و این امر لزوم تحقیقات تکمیلی در این زمینه را نشان می‌دهد. Gardner در سال ۲۰۰۵ این تکنیک را به عنوان روشی ساده و موثر در محدودسازی تغییرات بافت سخت و نرم اطراف ایمپلنت‌های دندانی و حصول نتایج زیبای قابل قبول معرفی کرد (۲). Lopez-mari و همکاران (۲۰۰۹) نیز با بررسی مقالات منتشر شده بین ژانویه ۲۰۰۰ تا آگوست ۲۰۰۸ در زمینه Platform Switching، به این نتیجه رسیدند که این طراحی در حفظ عرض و ارتفاع استخوان کرستال بین ایمپلنت‌های مجاورنیز موثراست (۴). سطح کرست استخوان درایمپلنت‌های با قطر۵ و۶ میلی‌متر، که با اباتمنت‌های استاندارد۴/۱ میلی‌مترترمیم شده بودند، در بررسی Lazzara و Porter در سال ۲۰۰۶ تحلیل کمتری را به نسبت اباتمنت‌های با قطر مشابه با قطر ایمپلنت، نشان دادند (۵). Trammell و همکاران (۲۰۰۹) نیز با ارزیابی رادیوگرافیک سطح کرست استخوان، تاثیر مثبت طراحی Platform switching را تائید کردند (۶).

از سوی دیگر مطالعاتی هستند که اثر مثبت این طراحی را رد کرده یا صرفا" آن را ناشی از افزایش قطرایمپلنت می‌دانند. Becker و همکاران در سال ۲۰۰۹ ذکر کردند که طراحی Platform Switching اهمیت چندانی در حفظ استخوان کرستال ندا رد (۷). Baggi وهمکاران در سال ۲۰۰۸ ذکر کردند که با افزایش قطر ایمپلنت، تجمع تنش ومقدار آن در استخوان کورتیکال کاهش می یابد (۸). در بررسی Hsu و همکاران در سال ۲۰۰۹ دیده شد که کرنش استخوان با طراحی Platform Switching تنها کمتر از ٪ ۱۰ کاهش دارد و افزایش قطر در ایمپلنت‌ها نسبت به Platform Switching تنش کرستال را بیشتر کنترل می‌کند (۹).

تکنیک Finite Element (FEA) در دندانپزشکی ایمپلنت، برای مقاصدی چون بررسی نحوه انتشار تنش و کرنش (Strain, Stress) درنواحی اطراف ایمپلنت، تاثیر طراحی ایمپلنت و اباتمنت در توزیع تنش‌ها، بزرگی و جهت نیروها و خصوصیات مکانیکال استخوان به طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۰).

با توجه به تناقضات و محدودیات مشاهده شده در تحقیقات انجام شده در زمینه Platform Switching، لزوم انجام تحقیقات و مطالعات بیش تر کاملا" احساس می‌شود. بنابراین پژوهش حاضر با هدف بررسی اثر تکنیک فوق الذکر در نحوه توزیع تنش در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت‌های دندانی به کمک روش المان محدود (FEA) صورت پذیرفت.

مواد و روشها:

در این مطالعه المان محدود سه بعدی Finite Element (3D Analysis) با استفاده از نرم افزار (INUS Rapid form Technology, Seoul, Korea)، مدل مندیبل تهیه گردید. ضخامت استخوان کورتیکال و ترابکولار در هر ناحیه از مدل با توجه به داده‌های CT در نرم افزار مذکور به دست آمد. از سیستم 3D-scanner (ATOS,GOM, Braunchweig, Germany) برای اندازه‌گیری ایمپلنت و اباتمنت‌ها استفاده شد. این سیستم، اندازه‌گیری ابعادی اجسام را با دقت بالا و رزولوشن موضعی سه بعدی در زمان کوتاهی انجام داد. سپس داده‌ها جهت بازسازی مدل سه بعدی حجمی به محیط نرم افزار Solid Works 2008 (3D CAD, Concord, USA) SolidWork, منتقل شدند. در این نرم افزار مدل‌های جداگانه ایمپلنت‌ها و اباتمنت‌ها تهیه گردید. سپس سیستم‌های ایمپلنت در مدل بازسازی شده مندیبل در۳ طرح مختلف قرارگرفتند. مدل‌ها به صورت 3i-a: ایمپلنت 3i با قطر ۴/۱ میلی‌متر- اباتمنت با قطر۴/۱ میلی‌متر، مدل 3i-b: ایمپلنت با قطر ۵ میلی‌متر- اباتمنت با قطر۴/۱ میلیمتر(Platform-Switched Configuration)، مدل 3i-c: ایمپلنت با قطر۵ میلی‌متر- اباتمنت با قطر ۵ میلی‌متر بودند.

ایمپلنت‌های 3i مورد استفاده در این تحقیق از نوع Certain بودند. طراحی ناحیه گردن این ایمپلنت به شکل Straight بود که قراردهی آن در فضاهای بین دندانی باریک و ریج‌های با عرض کم را امکان‌پذیر می‌نماید. از طرف دیگر ناحیه اتصال ایمپلنت-اباتمنت دراین سیستم به شکل 6/12 Internal Connection می‌باشد که شامل یک Hex و یک Double Hex است. این دو، مجموع ارتفاع ناحیه اتصال را به ۴

www.SID.ir

Archive of SID

میلی‌متر می‌رساند که به عقیده کارخانه سازنده ثبات ناحیه اتصال را افزایش می‌دهد. سطح این ایمپلنت (Microdesign) نیز تحت عنوان Osseotite نامیده می‌شود که یک سطح Dual Acid Etched و با هدف افزایش تماس استخوان- ایمپلنت می‌باشد.

از نرم افزار آنالیز اجزای محدود ۳ بعدی (ABAQUS V6.7-1; Simulia Corp., Providence, USA) جهت تحلیل استفاده گردید. المان‌های حجمی تتراهدرال ۴ نودی با سایز تقریبی ۰/۱۵ تا ۰/۳ میلی‌مترجهت المان‌بندی مدل به کار گرفته شدند. سعی گردید نکات زیر در این مرحله مدنظر قرار گیردند:

۱- در محل‌هایی که توزیع تنش اهمیت داشت، همچنین در محل‌هایی که احتمال تمرکز تنش وجود داشت، از المان‌های با سایز کوچک‌تر استفاده گردید تا دقت نتایج حاصل بالاتر باشد.

۲- هر یک از مدل‌ها شامل تقریبا ۵۱۷۴۵۱ المان و ۱۰۲۵۳۳ نود بود (جدول۱).

۳- برای ساده‌سازی و مشابهت با مطالعات قبلی انجام شده در این زمینه، تمام مواد استفاده شده در این مطالعه به صورت هموژن، ایزوتروپیک و خطی در نظر گرفته شدند (۱۱).

خصوصیات مکانیکی مورد استفاده در ارزیابی‌های FEA شامل مدولوس الاستیسیتی (Modulus of Elasticity) و ضریب پواسون (Poisson's Ratio) بود، که برای استخوان کورتیکال، اسفنجی و سیستم‌های ایمپلنت به طور جداگانه براساس مطالعات پیشین انتخاب شدند (۱۳-۱۱) (جدول ۲).

جدول ۱- نود و المان‌ها در مدل‌های طراحی شده

Model	Implant Diameter (mm)	Abutment Diameter (mm)	Node Number	Element Number
3i-a	4.1	4.1	90765	457151
3i-b	5	4.1	102795	519456
3i-c	5	5	102533	517451

جدول ۲- خصوصیات مکانیکی مواد

Poisson's	Ratio	Young (Elastic)'s	Modulus References	مواد
Cowin et al	۰/۳۰	۱۵۰۰۰	۹۰	استخوان کورتیکال
Cowin et al	۰/۳۰	۱۵۰۰	۹۰	استخوان اسفنجی
Colling et al	۰/۳۳	۱۱۰۰۰۰	۹۱	آلیاژ تیتانیوم

اینترفیس بین ایمپلنت و استخوان به صورت استئواینتگره (Bonded) در نظر گرفته شد.برای بررسی تاثیر طراحی Platform Switching به صورت صرف نیز Micro gap بین ایمپلنت و اباتمنت حذف گردید. بدین ترتیب اباتمنت و ایمپلنت بدون هر گونه لقی (Micromovement) ارزیابی شدند (۷و۵).

به عنوان تکیه‌گاه مدل، تمامی نودها درسطوح مزیال و دیستال استخوان مندیبل در تمام جهات ثابت و بدون حرکت فرض شدند. در دو مرحله مختلف بر روی هر یک از مدل‌ها و در مرکز اباتمنت نیروهای ۱۰۰ و ۲۵۰ نیوتنی با زاویه ۱۵ درجه در جهت لینگوباکوال اعمال شد (۱۵و۱۴). سپس تحلیل استاتیک خطی روی مدل‌های حجمی سه بعدی آماده شده انجام گرفت و نتایج براساس پخش تنش‌های Von Mises در ایمپلنت، اینترفیس استخوان- ایمپلنت و اینترفیس ایمپلنت- اباتمنت آنالیز شدند.

یافته‌ها:

هدف ازاین مطالعه بررسی توزیع تنش‌ها در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت‌ها و نیزدر اینترفیس بین ایمپلنت و اباتمنت بود. نتایج به دست آمده برای مدل‌ها تحت نیروی ۱۰۰ و ۲۵۰ نیوتن در جدول ۳ خلاصه شده است. این نتایج نشان می‌دهند که نحوه توزیع تنش در هر ۳ مدل تقریباً

www.SID.ir

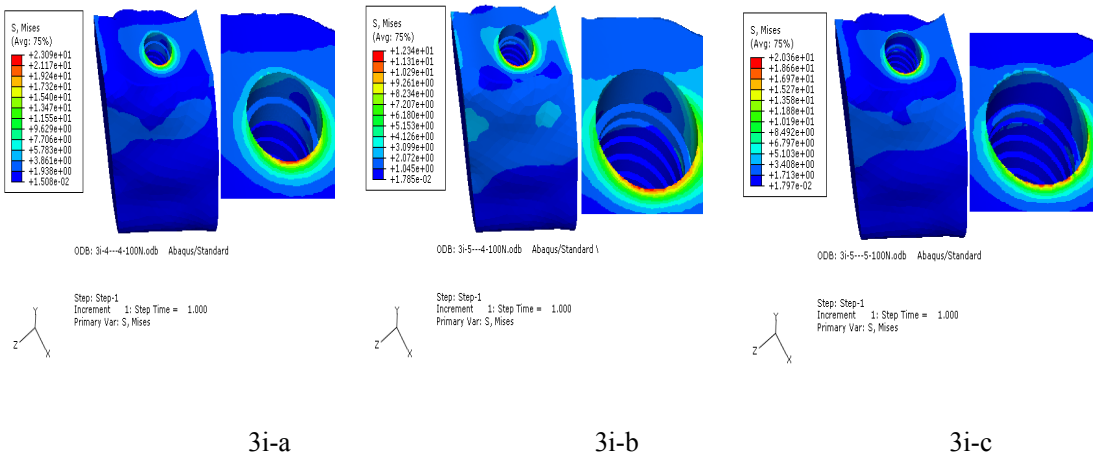
Archive of SID

مشابه بوده، تفاوت تنها در میزان تنش است. حداکثر تنش درتمامی مدل‌ها در ناحیه کرستال استخوان تجمع یافته ولی حداقل میزان تنش در اطراف استخوان کرستال، در مدل‌های با طراحی Platform Switching ملاحظه شد. با این حال درمقایسه میزان تنش دراینترفیس ایمپلنت- اباتمنت در مدل‌های مختلف، حداکثر میزان تنش در اینترفیس به مدل‌های با طراحی Platform Switching تعلق داشت. با توجه به شکل ۲ حداکثر مقادیر تنش Von Mises درمدل‌های نرمال (مدل a و مدل c) در نواحی لبه داخلی یا خارجی در ناحیه اینترفیس ایمپلنت-اباتمنت اتفاق افتاده بود، در حالی که در مدل‌های با طراحی Platform Switching حداکثر میزان تنش Von Mises به سمت مرکز این ناحیه (قسمت میانی سطح تماس ایمپلنت-اباتمنت) انتقال یافته بود.

همانطور که در نمودار شماره۱ مشخص است مدل b= Platform Switching در مقایسه با دو مدل دیگر در مجموع میزان تنش کششی و فشاری کمتری را متحمل شده است، از این رو در ناحیه ایمن‌تر واقع می‌شود.

جدول ۳- حداکثر تنش‌های Von Mises

	Cortical Bone (Mpa)		Cancellous Bone (Mpa)		Abutment-Implant Interface (Mpa)	
Load	۱۰۰ نیوتن	۲۵۰ نیوتن	۱۰۰ نیوتن	۲۵۰ نیوتن	۱۰۰ نیوتن	۲۵۰ نیوتن
3i-a	۲۳/۰۹	۵۷/۷۲	۳/۰۲	۷/۵۵	۱۰۷/۲	۲۶۸/۱
3i-b	۱۲/۳۴	۳۰/۸۵	۲/۵۹	۶/۴۸	۱۱۲/۴	۲۸۱/۱
3i-c		۲۰/۳۶	۵۰/۸۹	۲/۰۹ ۵/۲۵	۳۴/۶	۸۶/۶

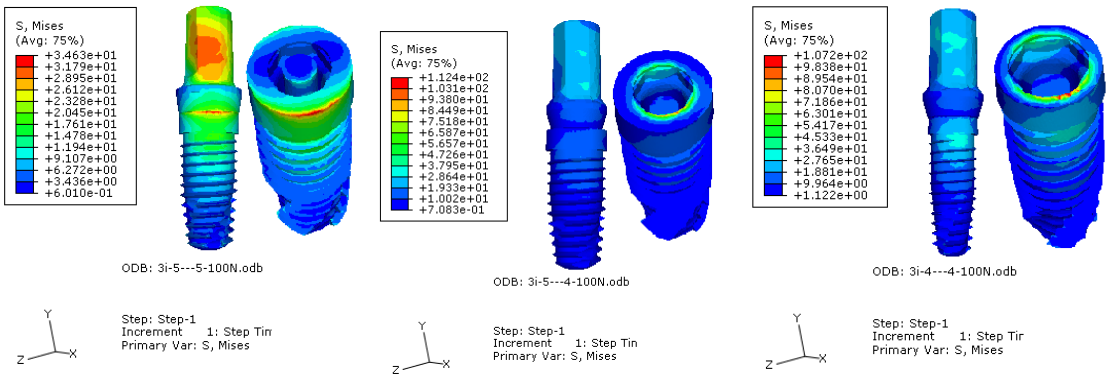


3i-a 3i-b 3i-c

شکل ۱- نحوه توزیع تنش Von Mises در استخوان کرستال تحت نیروی ۱۰۰ نیوتن در مدل های سیستم 3i(MPa).

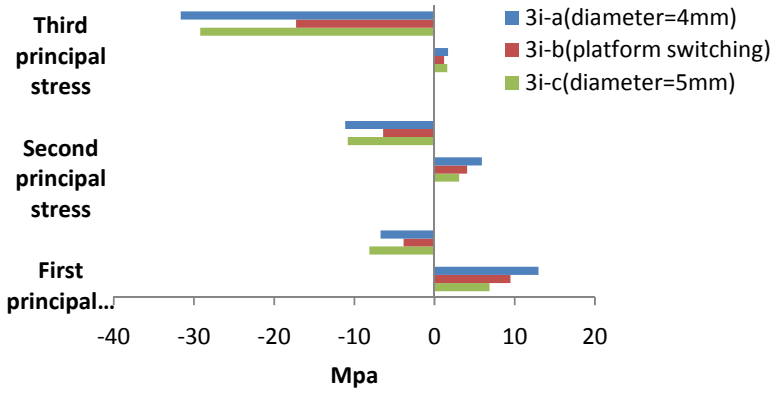
www.SID.ir

Archive of SID



3i-a 3i-b 3i-c

شکل ۲- نحوه پخش تنش در اینترفیس ایمپلنت-اباتمنت درسیستم 3i (Mpa)



نمودار ۱- تنش‌های اصل در استخوان کرستال در مدل‌های سیستم 3i

بحث:

تحلیل استخوان کرستال نزدیک اولین رزوه ایمپلنت،غالباً پس از بارگذاری پروتزی دیده می‌شود.برای کنترل این تحلیل و افزایش موفقیت ایمپلنت‌ها، باید تا جای ممکن از تجمع تنش‌ها در نواحی کرستال استخوان کاست (۱۲). برخی مطالعات کلینیکی نشان داده‌اند که با استفاده از اباتمنت‌های با قطر کوچک‌ترنسبت به قطر گردن ایمپلنت (Platform Switching)، تحلیل کرستال استخوان کاهش می‌یابد. دلیل احتمالی این مسئله به تغییر محل Implant abutment Junction (IAJ)یا ناحیه تجمع تنش بین ایمپلنت و استخوان برمی گردد (۱۲و۱۱). هدف اصلی در این مطالعه، بررسی اثرات بیومکانیکال قرارگیری داخل تر اینترفیس ایمپلنت-اباتمنت (طراحی Platform Switching) بود.

در این تحقیق دیده شد که حداکثر تنش‌های Von Mises در استخوان کرستال اطراف ایمپلنت، در مدل Platform Switch شده (مدل‌های b) کمتر از مدل‌های معمولی است (مدل‌های a و c) (جدول۳و شکل۱) . همچنین در

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی تنش‌ها دراینترفیس ایمپلنت– اباتمنت مشخص شد که میزان تنش‌های Von Mises در مدل Platform Switch شده بیشتر از دو مدل دیگر است و پس از آن ایمپلنت با قطر کوچک‌تر قرار دارد (Von-Mises Stress:b>a>c) (جدول ۳، شکل ۲). در واقع در مدل‌های Platform Switchشده با افزایش فاصله از مرکز ایمپلنت و نزدیک شدن به کرست استخوان، تنش‌ها کاهش می‌یابد.

در استخوان اسفنجی ، دیده شد که تاثیر قطر ایمپلنت در توزیع تنش‌ها غالب است (Von Mises Stress:c>b>a) و این مطلب مورد انتظار بود. زیرا که در این ناحیه از استخوان تاثیر طراحی Platform Switching به علت افزایش فاصله نمی‌تواند چشمگیر باشد. این مطالب در کل نشانگر آن است که در این طراحی (Platform Switching)، تنش‌ها از کرست استخوان دور شده، بیشتر به سمت داخل اینترفیس ایمپلنت– اباتمنت متمایل می‌گردد. در این بررسی از دو نیروی ۱۰۰ و ۲۵۰ نیوتنی استفاده شد. درمقایسه نتایج این دو، با افزایش ۱۵۰ درصد در میزان نیرو نتایج دقیقاً به میزان ۱۵۰ درصد افزایش یافت. بنابراین از آن جا که جهت و محل اعمال نیرو کاملا مشابه است، مقدار نیرو در تحلیل‌های مشابه تاثیری در نتایج نمی‌گذارد. زیرا درحقیقت منحنی میزان نیرو– نتایج خطی است و با افزایش نیرو نتایج افزایش خطی خواهد داشت (جدول ۳).

از طرف دیگر برای اعمال نیروها در جهت محور طولی ایمپلنت، نحوه قرارگیری آن باید به صورت عمود بر Curve Of Spee و Curve Of Wilson باشد، که در مدل‌سازی ناحیه مولار پایین، این برابراعمال نیروی ۱۵ درجه می‌باشد (۱۵و۱۴). با توجه به شکل ۱ مشخص می‌شود که تجمع تنش‌های فشاری و کششی در یک سمت مجموعه ایمپلنت– اباتمنت بیشتر بوده است. علت این مسأله جهت واردسازی نیروها می‌باشد که بنابرموقعیت ایمپلنت در فک، به صورت لینگوباکالی اعمال شده است.

نتایج به دست آمده در تحقیق Maeda و همکاران (۲۰۰۷) با مطالعه حاضرهمخوانی دارد. در این آنالیز المان محدود سه بعدی نشان داده شد که سطح تنش در ناحیه کرست استخوان در اباتمنت‌های با قطر ۳/۲۵ میلی‌متربا طراحی Platform Switching در مقایسه با اباتمنت‌های ۴ میلی‌متری، کاهش قابل ملاحظه‌ای دارد. در ضمن کرنش بالاتری در استخوان کورتیکال در رابطه با مدل‌های با قطر یکسان ایمپلنت و اباتمنت دیده شد (۱۱).

Chang و همکاران (۲۰۱۰) نیز به نتایج مشابهی دست یافتند. در نتایج این بررسی اجزای محدود سه بعدی، که روی سیستم ایمپلنت 3i انجام گرفت، مشاهده شد که حداکثر تنش‌های Von Mises و تنش‌های فشاری و کششی در استخوان کورتیکال در مدل Platform Switch شده کمتر از مدل معمولی است (۱۲).

نتایج دیگری که در مطالعه پیش رو به دست آمد در رابطه با تنش‌های فشاری و کششی در استخوان کرستال بود. تنش‌های اصلی حداکثر یا First Principle Stress نشانگر کشش و تنش‌های اصلی حداقل یا Third Principle Stress نمایانگر فشار در جسم می‌باشند.در این مطالعه تنش‌های اصلی فشاری در مدل Platform Switch شده نسبت به دو مدل دیگر کاهش چشمگیری داشت. از آن جا که فشار در کلینیک به مختل شدن تغذیه خونی و حتی نکروز منجر می‌شود، تمرکز بالای تنش‌های فشاری ممکن است ریسک تحلیل استخوان را افزایش دهند (۸). بنابراین کاهش تنش‌های فشاری در مدلPlatform Switch شده یک نکته مثبت و به نفع کاهش تنش‌های ناحیه کرست استخوان و در نتیجه تحلیل کمتر آن می‌باشد.

درمورد تنش‌های اصلی کششی، نتایج موید این مطلب هستند که تنش کششی در اطراف ایمپلنت‌های با قطر بیشتر، کمتر است (Max. Principal Stress: c<b<a) (شکل ۳). علت این مسأله می‌تواند کاهش سطح موثر برای انتقال نیروها در قطرهای کمترباشد. یک اباتمنت بزرگ‌تر سطح بیشتری برای پخش نیروها داشته، تجمع تنش در آن کمتر است (۱۳). بر اساس یک اصل مهندسی ساده، تنش‌های وارده بر یک جسم، حاصل تعامل نیرو و سطح مقطع آن جسم هستند (Stress=Force/Surface Area). برای کاهش تنش‌ها، کاهش نیروی وارده یا افزایش سطح مقطع ضروری است. بنابراین در یک ایمپلنت با سایز بیشتر تنش‌های وارده به سیستم کاهش می‌یابد (۱۴).

Hsu و همکاران در سال ۲۰۰۹ تحقیقی را با هدف بررسی تنش‌های وارده به استخوان و Micromovement دراینترفیس ایمپلنت– استخوان در استفاده از طراحی Platform Switching و قطرهای مختلف ایمپلنت 3i، به کمک روش آنالیز اجزای محدود (FEA) انجام دادند. در این بررسی مشاهده شد که کرنش استخوان با طراحی Platform Switching تنها کمتر از ۱۰ درصد کاهش دارد و افزایش قطر در ایمپلنت‌ها نسبت به Platform Switching تنش

www.SID.ir

Archive of SID

کرستال را بیشتر کنترل می‌کند. بنابراین طبق این مطالعه طراحی Platform Switching به ویژه برای اتصالات External Hexagonal مزیت بیومکانیکی خاصی نداشت (۹). اما تاثیر مثبت طراحی Platform Switching در کاهش تنش‌های استخوان کرستال، د ر محدوده مطالعه حاضرغیروابسته به تاثیرافزایش قطر ایمپلنت بود.

دربررسی انجام شده توسط Pessoa و همکاران (۲۰۱۰) درباره Platform Switching به صورت اجزای محدود، در بازسازی یک دندان سانترال انسیزور ماگزیلا توسط ایمپلنت انجام گرفت، مشاهده شد که حداکثر تنش ایجادی(Equivalent Strain(EQV Strain در استخوان، در قطرهای متفاوت اباتمنت تغییرمعنی‌داری ندارد و تاثیر قطر اباتمنت روی هیچ کدام از پارامترهای بیومکانیکی (پیک تنش در پیچ اباتمنت، جابجایی استخوان نسبت به ایمپلنت، فاصله دراباتمنت (Micro gap) چشمگیر نیست (۹). علت این مسأله را می‌توان به تفاوت در مدل سازی و نیز اعمال ظریب اصطحکاکی و Micro gap در این مطالعه ربط داد.

نتیجه‌گیری:

با توجه به نتایج به دست امده از این مطالعه In vitro می‌توان عنوان کرد، ازآنجا که در سیستم 3i طراحی Platform Switching دارای مزیت بیومکانیکال در انتقال تنش‌ها از ناحیه کرستال ایمپلنت به داخل آن بود شاید بتوان انتظارداشت که در کلینیک بتواند در کاهش تنش‌ها و در نتیجه در کاهش تحلیل کرستال استخوان اطراف ایمپلنت‌های دندانی تاثیرگذار باشد.همچنین این تاثیر مثبت طراحی Platform Switching در کاهش تنش‌های استخوان کرستال، د ر محدوده این مطالعه غیروابسته به تاثیرافزایش قطر ایمپلنت 3i بود.

تقدیر و تشکر:

مقاله حاضر، حاصل پایان نامه دکترای تخصصی دکتر ساره حبیب‌زاده به راهنمایی دکتر مهستی سحابی و مربوط به دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد.

References

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Implants Res 1998;9:73-79.

2.Gardner D M. Platform switching as a mean to achieving implant esthetic, a case study. N Y State Dent J. 2005; 71:34-37.

3. Chiche F. The concept of Platform-Switching. Journal de Parodontologie & d'Implantologie Orale (JPIO) 2005;30-36.

4. Lopez-Mari L, Calvo-Guirado JL.Implant platform switching concept:An update review.Med oral Patol Oral Cir Bucal 2009;14:e450-454

5. Lazzara RJ, Porter SS. Paltform switching:a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels.Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26:9-17.

6. Trammell k. A prospective, randomized, controlled comparison of platformed-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. Int J Periodontics Restorative Dent 2009;29:599-605.

7. Becker J, Ferrari D. Stability of crestal bone level at platform switched non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Periodontal 2009;36:532-539

www.SID.ir

Archive of SID

8 .Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent 2008;100:422-431.

9. Hsu JT. Bone strain and interfacial sliding analysis of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analysis. J Periodontal 2009;80:1125-113.

10. Gneg JP, Tan K, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85:585-598.

11. Maeda Y, Minura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rational? Clin Oral Implants Res 2007;18:581-584.

12. Chang CL. Biomechanical effects of platform switching in implant dentistry: a three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implant 2010;25:295-304.

13. Pessoa RS. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three dimensional finite element analysis. Int Oral Maxillofac Implant 2010;25:911-991

14. Misch E. Contemporary Implant Dentistry: 3rd Ed. Missouri:ST Louis: The C.V.Mosby Co. 2008;Vol 1:Chaps 4, 11:68-91, 200-229.

15.Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of micro threads and platform switching on crestal bone stress levels: a finite element analysis. J Periodontol 2008;79:2166-2172

www.SID.ir