

تأثیر ماکرو دیزاین ایمپلنت بر میزان و پخش استرس در اطراف سه نوع فیکسچر به روش فتوالاستیک

دکتر غلامرضا اصفهانی زاده^{۱+} - دکتر آیدا عبوض ضیائی^۲ - دکتر امیر کیهان شمس^۳ - دکتر روزین قصبیری^۳

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی تهران

۲- دستیار تخصصی پروتزیهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی تهران

۳- دندانپزشک

The effects of implant-macro design on stress quantity and distribution around three types of fixtures by photo-elastic analysis

Esfahanizadeh G¹, Eyvaz ziaee A², Shams Ak³, Ghoseiri R³

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran Islamic Azad University

2- Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran Islamic Azad University

3- Dentist

Background and Aims: Considering the great incidence of implant failures due to high stresses around implant and at bone-implant interfaces, the aim of this study was to compare the effects of three different implant-macro designs on the quantity and distribution pattern of stresses around implants.

Materials and Methods: In this experimental in vitro study, three types of implants including Biohorizon (4×10.5 mm), Iler (4×10 mm), and Swiss Plus (4.1×10 mm) were studied by applying photo-elastic method. The implants were placed within photo-elastic models with dimensions of 50×50×10 mm. Then through open tray impressed method, crowns for each implant were constructed and cemented. Vertical and oblique loads of 100 N and 150 N were applied on the cemented crowns within polariscope machine. Then the photographs were evaluated using Isochromatic Fringe Characteristics table.

Results: Under vertical loads of 100 N and 150 N, the values for Biohorizon, Iler, Swiss Plus fixtures at the cervical region were (2.35, 3.60) N, (2.50, 3.10) N, and (1.39, 2.35) N, respectively; and in apical region the values were (1.63, 2.35) N, (1.82, 2.35) N, and (2.50, 3.10) N. Under oblique loads, the measures at the cervical region were (4.00, 5.00) N, (1.82, 5.00) N, and (5.20, 6.00) N; and in apical region were (1.39, 2.00) N, (4.00, 2.35) N, and (2.35, 3.00) N, respectively for mentioned implants.

Conclusion: Under vertical loads, the lowest cervical stresses were observed in Swiss Plus fixture and the lowest apical stress values were recorded for Biohorizon fixture. Under oblique loads, the lowest cervical stresses were found in Iler implant and lowest apical stresses were recorded for Biohorizon.

Key Words: Implant; Stress; Distribution

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2011;24(2):77-86

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به تعداد زیاد شکست درمان‌های ایمپلنت به دلیل وجود استرس‌های بالا در اطراف آنها و در ناحیه تماس استخوان و ایمپلنت، این تحقیق با هدف مقایسه تأثیر ۳ ماکرو دیزاین مختلف ایمپلنت بر میزان و نحوه پخش استرس‌ها در اطراف آنها انجام گرفت.

روش بررسی: در این تحقیق که به روش تجربی در شرایط آزمایشگاهی انجام شد، ۳ ایمپلنت مختلف (Biohorizon (۱۰/۵×۴ mm)، Iler (۴×۱۰ mm)، Swiss Plus (۴/۱×۱۰ mm) با استفاده از روش فتوالاستیک مطالعه شدند. مدل‌های فتوالاستیک که ایمپلنت در آن قرار داده شد در ابعاد ۵۰×۵۰×۱۰ میلی‌متر

+ مؤلف مسؤول: نشانی: تهران- پاسداران- نیستان ۱۰- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی- گروه آموزشی پروتزیهای دندانی

تلفن: ۰۹۱۲۱۰۳۷۶۶۷ نشانی الکترونیک: r.Esfahanizadeh@yahoo.com

ساخته شد، سپس از هر کدام به روش Open tray قالبگیری به عمل آمد. روکش‌های هر مدل تهیه و سمان شدند. هر کدام از مدل‌ها در دستگاه پلاریسکوپ تحت نیروهای عمودی و طرفی ۱۰۰ N و ۱۵۰ N قرار گرفتند و عکس‌های تهیه شده با استفاده از جدول Isochromatic Fringe Characteristics بررسی شدند. یافته‌ها: تحت نیروهای عمودی ۱۰۰ N و ۱۵۰ N در نواحی سرویکال برای هر کدام از ایمپلنت‌های Biohorizon، Iler، Swiss Plus اعداد مربوط به حلقه‌ها به ترتیب N (۲/۳۵ و ۳/۶۰)، N (۳/۱۰ و ۲/۵۰)، N (۱/۳۹ و ۲/۳۵) و در نواحی اپیکال N (۱/۶۳ و ۲/۳۵)، N (۲/۳۵ و ۱/۸۲) و N (۲/۳۵ و ۳/۱۰) بود. همچنین تحت نیروهای طرفی ۱۰۰ N و ۱۵۰ N اعداد در نواحی سرویکال به ترتیب N (۴/۰۰ و ۵/۰۰)، N (۵/۰۰ و ۱/۸۲) و N (۵/۰۰ و ۶/۰۰) و در نواحی اپیکال N (۱/۳۹ و ۲/۰۰)، N (۲/۳۵ و ۴/۰۰) و N (۲/۳۵ و ۳/۰۰) بودند.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه نتیجه‌گیری می‌شود که تحت نیروهای عمودی کمترین میزان استرس‌ها در ناحیه سرویکال مربوط به ایمپلنت Swiss Plus و در ناحیه اپیکال مربوط به ایمپلنت Biohorizon بود. ایمپلنت Iler تحت نیروهای طرفی در نواحی سرویکال کمترین میزان استرس را نشان داد و در نواحی اپیکال ایمپلنت Biohorizon کمترین میزان استرس را نشان داد.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت؛ استرس؛ پخش

وصول: ۸۹/۱۰/۱۰ اصلاح نهایی: ۹۰/۰۳/۰۱ تأیید چاپ: ۹۰/۰۳/۱۲

مقدمه

تفاوت در طراحی آنها، نیاز به انجام تحقیقی در این رابطه که کدامیک از انواع این محصول در کم کردن مقدار و متقارن نمودن نحوه پخش این استرس‌ها موفق تر است ضروری به نظر می‌رسد. در تحقیقات گذشته بر روی سیستم‌های مختلفی از جمله Astra و ITI و برنمارک کار شده است ولی با توجه به استفاده بسیار زیاد از سیستم‌های Biohorizon و Swiss Plus و Iler implant در کشورمان و عدم وجود تحقیقات کافی در مورد این سه سیستم، نیاز به این تحقیق احساس شد. در تحقیقات گذشته عدم توجه به بعضی از کاستی‌ها از جمله Finite element بودن این تحقیقات موجب گشته که نتوان آنها را به شرایط کلینیکی تعمیم داد. لذا در این تحقیق با استفاده از روش فتوالاستیک و توجهاتی که در طراحی نحوه اجرای آن گردیده سعی شده کاستی‌ها جبران شود. تحقیق Bozkaya و همکاران در سال ۲۰۰۴ با هدف بررسی مقدار نیروی منتقل شده توسط ۵ نوع ایمپلنت مختلف رایج در بازار (انکیلوز، Astra، Bicon، ITI، Noble Biocare) به وسیله آنالیز Finite element انجام شد (۸). تحقیق Degerliyurt و همکاران در سال ۲۰۱۰ (۹) درباره اثر تفاوت در ژئومتری ایمپلنت‌ها در میزان پخش نیروها در استخوان اطراف ایمپلنت‌ها بود. سه نوع ایمپلنت با طرح‌های Straight cylindrical non tapered، Cylindrical with vertical groove tapered و Stepped cylindrical tapered مورد استفاده قرار گرفتند و آنالیز به صورت Finite element انجام شد. در نیروهایی که به صورت عمودی و باکولینگوال وارد شدند، بیشترین نیروی کششی و فشاری در ایمپلنت‌های به فرم Cylindrical with vertical groove tapered

میزان نیروی وارده بر واحد سطح تحت عنوان Stress نامیده می‌شود (۱). این استرس‌ها در ایمپلنت‌های دندانی در اثر اعمال نیروهای اکولوزال ایجاد شده و از طریق سطح تماس ایمپلنت با استخوان به آن منتقل می‌شود (۲). این نیروها تحت تأثیر فاکتورهای مختلفی قرار می‌گیرند که از آن جمله می‌توان به: نوع نیروهای وارد شده، خواص موادی که این ایمپلنت‌ها از آن ساخته شده، طرح ایمپلنت، ساختار سطحی و کیفیت و کمیت استخوان اطراف ایمپلنت اشاره نمود (۳). یکی از مواردی که مقدار این نیروها را تحت تأثیر قرار می‌دهد Implant geometry است و از دیدگاه مهندسی بیولوژیک، طراحی ایمپلنتی مطلوب است که میزان استرس‌های وارده بر استخوان که ناشی از Load های استاندارد می‌باشد را به حداقل رساند (۴). مطالعاتی در مورد این نیروها و تبعات ناشی از آنها بحث کردند (۵). امروزه، طراحی اشکال جدید از ایمپلنت، رزوه‌دار کردن ایمپلنت‌ها و استفاده از Thread geometry های مختلف برای کیفیت‌های مختلف استخوان سعی در تغییر و بهبود نوع نیروها و کم کردن مقدار این استرس‌ها دارد (۶). در صورت عدم توجه به این استرس‌ها تبعات ناشی از آن که عبارتند از Micro fracture در سطح تماس ایمپلنت و استخوان، شکست قسمت‌های مختلف ایمپلنت، شل شدن قسمت‌های مختلف ایمپلنت و تحلیل ناخواسته استخوان در اطراف ایمپلنت می‌تواند میزان موفقیت بلند مدت و نتایج درمان را بسیار تحت تأثیر قرار دهد (۷).

با توجه به تعداد زیاد ایمپلنت‌ها و سیستم‌های مختلف موجود و

مربوط به استخوان سازی شوند و در نتیجه باعث افزایش استخوان سازی گردند. در همین حال تحقیقی توسط Assuncao و همکاران در سال ۲۰۰۹ درباره اثرات ایمپلنت‌های با Thread و بدون Thread توسط مدل Finite-element دو بعدی انجام شد (۱۴).

با توجه به اینکه تحقیق Finite element یک تحقیق مجازی و یک برنامه کامپیوتری می‌باشد، هرگونه تغییری در داده‌ها می‌تواند بر روی نتیجه نهایی، تأثیرگذار باشد. از طرفی تحقیق فتوالاستیک یک تحقیق Experimental واقعی بوده که تمام متغیرهای مداخله‌گر در آن کنترل می‌شود. با توجه به این موارد هرگونه تغییری در داده‌های روش Finite element و هرگونه تغییر، حتی کوچک در برنامه‌ریزی کامپیوتری می‌تواند در نتیجه نهایی تأثیر بگذارد. در صورتی که در روش فتوالاستیک نتیجه‌ها قابل اعتمادتر و در شرایط دهان تعمیم‌پذیرتر می‌باشد (۱۵، ۱).

مطالعه حاضر با هدف مقایسه تأثیر ماکرو دیزاین‌های مختلف بر میزان و نحوه توزیع استرس‌های به وجود آمده در اطراف ایمپلنت‌های Iler, Biohorizon و Swiss Plus در شرایط آزمایشگاهی، تعیین مقدار و نحوه پخش استرس‌های به وجود آمده در اطراف فیکسچر (در نواحی سرویکال و اپیکال) در هنگام وارد کردن نیرو به اندازه ۱۰۰ N و ۱۵۰ N تحت زوایای ۹۰ و ۲۰ درجه و همچنین تعیین و تهیه مدل‌های آزمایشگاهی با استفاده از روش فتوالاستیک در بخش پروتز ثابت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران در سال ۱۳۸۸ انجام شد.

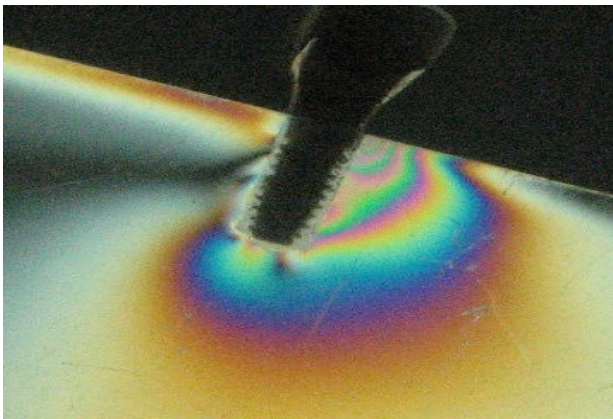
روش بررسی

این تحقیق به روش تجربی و در شرایط آزمایشگاهی بر روی تعداد ۳ عدد مدل فتوالاستیک و با ۳ نوع فیکسچر Iler Implant (KDA0F0014, GMI, ilerimp), Biohorizon (D2 Biohorizon imp sys), Swiss Plus (straight swissplus imp) انجام شد که نمونه‌گیری به روش مبتنی بر هدف و مدل‌ها شامل اپوکسی رزین، ایمپلنت‌ها و روکش‌ها بود (جدول ۱). ابتدا عکس‌هایی از مدل‌های تحت نیرو در دستگاه فتوالاستیک گرفته شد، با استفاده از فرم اطلاعاتی و پس از بررسی Fringe های به دست آمده در عکس‌های مربوط به هر مدل و مقایسه آنها با جدول مربوط به

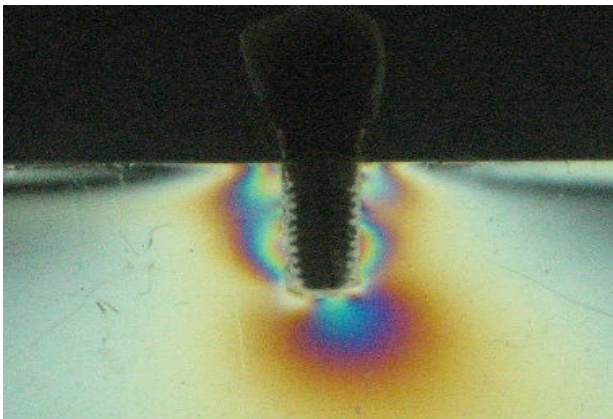
هم در استخوان کورتیکال و هم در استخوان اسفنجی مشاهده شد. در نیروهایی که جهت آنها مزبودیستال بود، بیشترین و کمترین میزان در استخوان‌های کورتیکال و اسفنجی در فیکسچرهای نوع Straight cylindrical non tapered مشاهده گردید و نتیجه این مطالعه نشان داد که در زمان وجود استرس‌های نامطلوب در استخوان موجود، نوع طراحی فیکسچر باید به دقت مورد توجه قرار گیرد. تحقیق دیگری در سال ۲۰۱۰ به صورت Literature search توسط Abuhussein و همکاران در دانشگاه میشیگان بر روی اثر الگوهای مختلف Thread ها بر میزان استئواینترگریشن ایمپلنت‌ها انجام شد (۱۰). نتایج نشان دادند که کاهش در فاصله بین Thread ها، تأثیر مثبتی در ثبات ایمپلنت دارد و هرچه Thread ها عمقی‌تر باشند، تأثیر مهمی بر سطح تماس ایمپلنت با استخوان داشته و همچنین تأثیر بسزایی در حفظ استخوان مارژینال خواهند داشت. در همین حال Kong و همکاران در سال ۲۰۰۸ اثرات ارتفاع و عرض Thread های ایمپلنت را بر میزان استرس‌های انتقال یافته به استخوان‌ها توسط آنالیز Finite element بررسی کردند (۱۱). نتایج این مطالعه نشان داد که استرس در استخوان اسفنجی بیشتر تحت تأثیر پارامترهای مربوط به Thread ها قرار می‌گیرد تا استخوان کورتیکال و نیرو زاویه ۴۵ درجه در جهت باکولینگوال بیشتر تحت تأثیر پارامترهای مربوط به Thread ها قرار می‌گیرد تا نیروی در امتداد محور طولی ایمپلنت. از نقطه نظر بیومکانیکی Thread با ارتفاع ۰/۳۴ تا ۰/۵۰ میلی‌متر و عرض ۰/۱۸ تا ۰/۳ میلی‌متر، اندازه اپتیمال برای طراحی ایمپلنت می‌باشد. در یک مطالعه توسط Chung و همکاران در سال ۲۰۰۸ که به صورت مطالعه حیوانی انجام شد، اثر ژئومتری ایمپلنت و Surface treatment آن بر میزان استئواینترگریشن مورد بررسی قرار گرفت (۱۲). از این مطالعه این چنین بر می‌آید که ژئومتری ایمپلنت و Surface treatment سرعت تحلیل استخوان و همچنین بهبود استخوان اطراف ایمپلنت‌های دندان را تحت تأثیر قرار می‌دهند. در تحقیقی در سال ۲۰۰۸ اثرات تغییرات سطحی مثل تغییرات اکسیدهای سطحی، طرح Thread و تکنولوژی Press-fit و Sintered-bead مورد ارزیابی قرار گرفت (۱۳). نتیجه این مطالعه که به صورت مروری بود، بیان داشت که سلول‌های استخوانی، به خصوصیات توپوگرافیک ایمپلنت حساس هستند که ممکن است باعث افزایش بیان ژن‌های

جدول ۱- اطلاعات مربوط به ماکرو دیزاین هر ایمپلنت

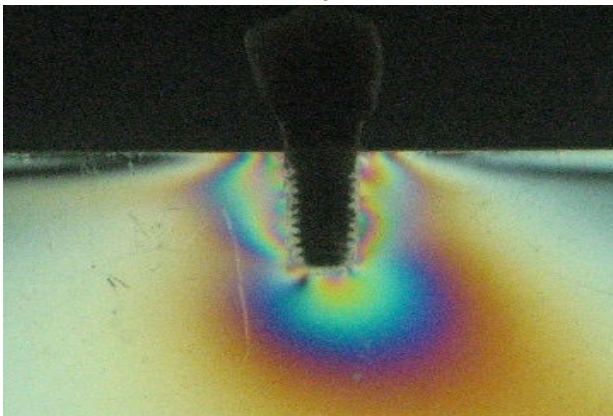
Abutment Type	Thread Pitch	Thread Depth	Thread Shape	Platform size	نوع ایمپلنت
204-411-3 in one abutment	۱ mm	۰/۸ mm	Modified square	۴/۲ mm	Biohorizon
KDM0C0001	۱ mm	۱/۶ mm	Progressive conical	۴/۸ mm	Iler Implant
OPA2	۱/۲ mm	۰/۳ mm	Buttress single thread	۴/۸ mm	Swiss Plus



شکل ۱- ج) ایمپلنت Iler تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۵۰ N

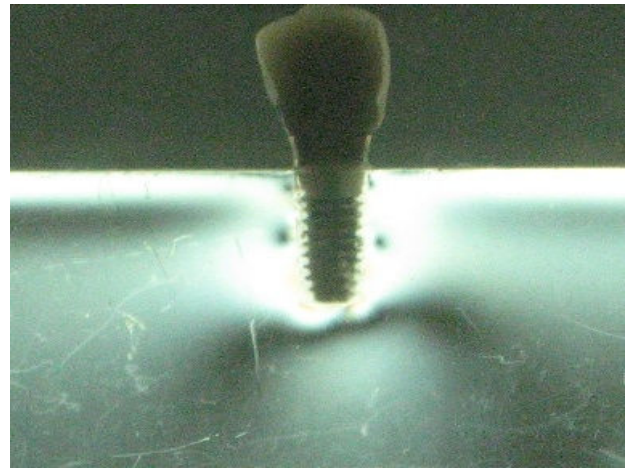


شکل ۱- د) ایمپلنت Iler تحت اعمال نیرویی به صورت عمود معادل ۱۰۰ N

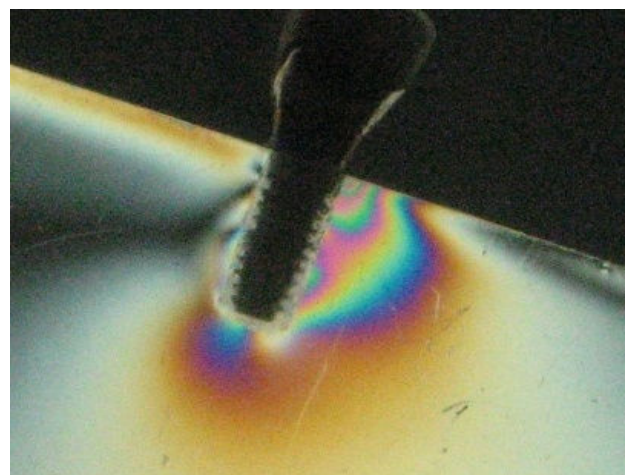


شکل ۱- ه) ایمپلنت Iler تحت اعمال نیرویی به صورت عمود معادل ۱۵۰ N

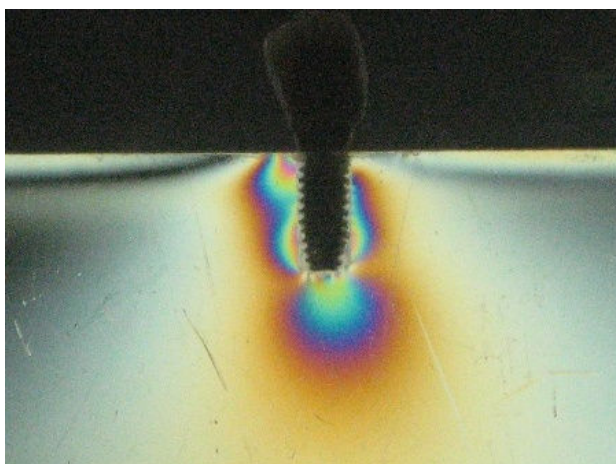
Fringe order, میزان و نحوه پخش استرس‌ها در اطراف هر فیکسچر از طریق خاصیت فتوالاستیک نوعی رزین (اپوکسی رزین) که از نظر ویژگی‌های بیومکانیکال شبیه استخوان است، تعیین و سپس با هم مقایسه شدند (۱۵،۱۶) (اشکال ۱-۳).



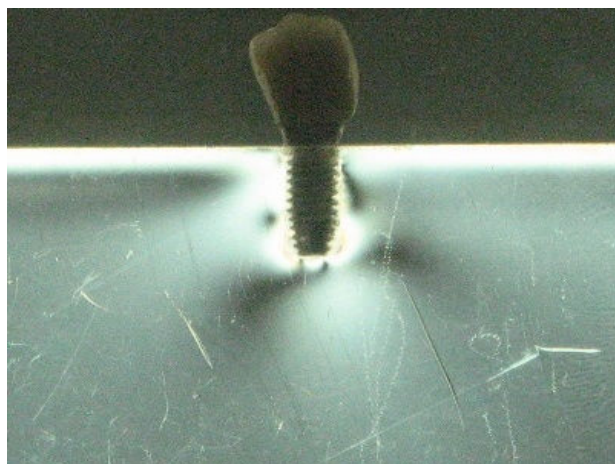
شکل ۱- الف) ایمپلنت Iler بدون اعمال نیرو



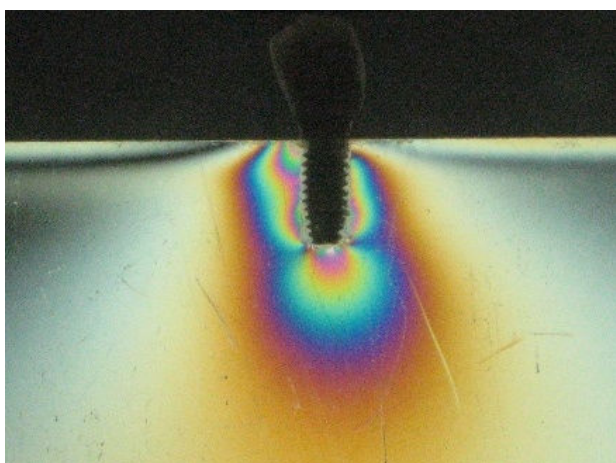
شکل ۱- ب) ایمپلنت Iler تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۰۰ N



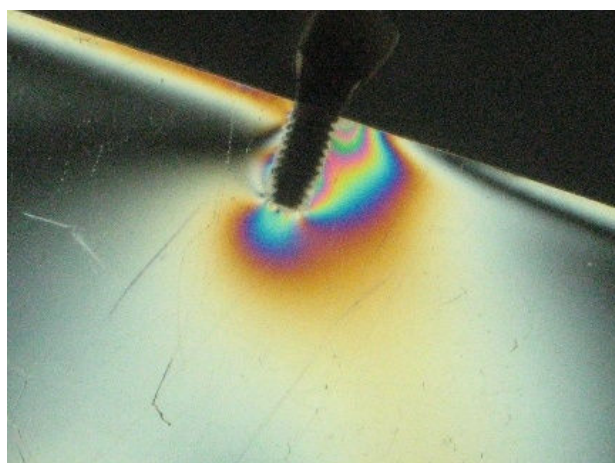
شکل ۲-د) ایمپلنت Biohorizon تحت اعمال نیرویی به صورت عمود معادل ۱۰۰ N



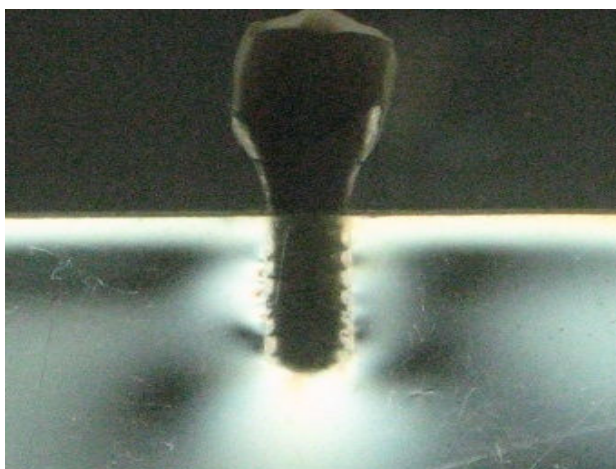
شکل ۲-الف) ایمپلنت Biohorizon بدون اعمال نیرو



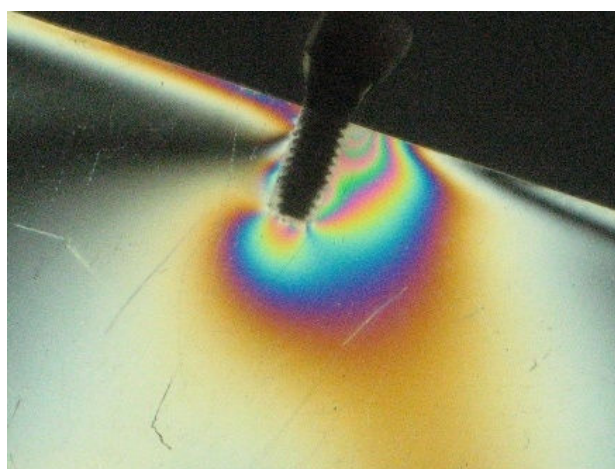
شکل ۲-ه) ایمپلنت Biohorizon تحت اعمال نیرویی به صورت عمود معادل ۱۵۰ N



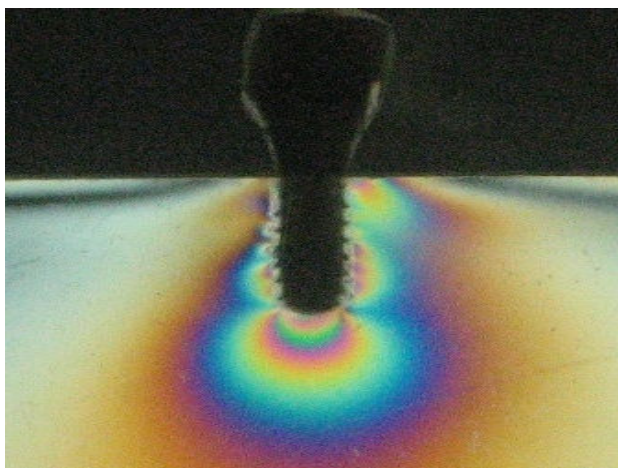
شکل ۲-ب) ایمپلنت Biohorizon تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۰۰ N



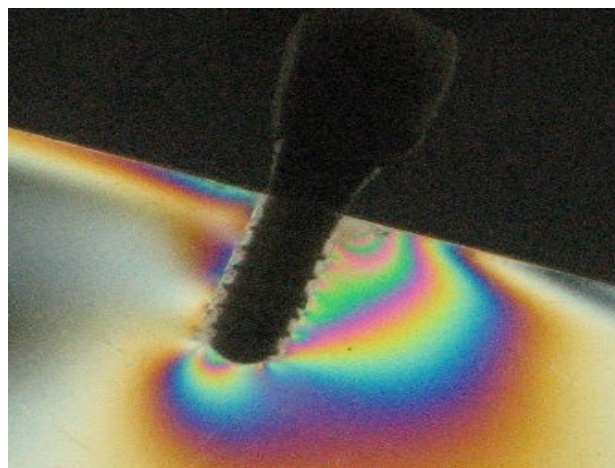
شکل ۳-الف) ایمپلنت Swiss Plus بدون اعمال نیرو



شکل ۲-ج) ایمپلنت Biohorizon تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۵۰ N

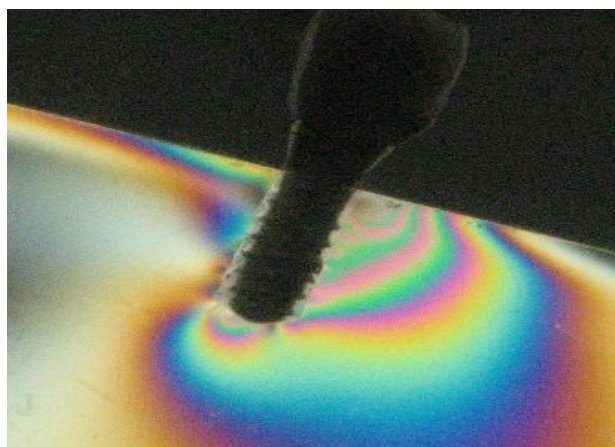


شکل ۳- ه) ایمپلنت Swiss Plus تحت اعمال نیرویی به صورت معادل ۱۵۰ N

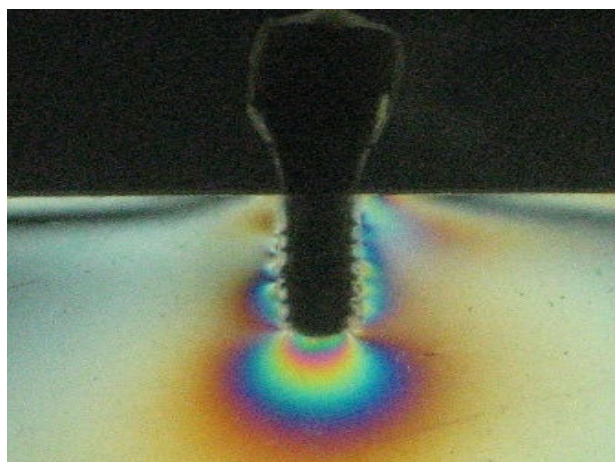


شکل ۳- ب) ایمپلنت Swiss Plus تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۰۰ N

بعد از انتخاب نوع فیکسچر و اباتمنت هرکدام از کمپلکس‌های فیکسچر- اباتمنت در درون حفراتی که در بلوک‌های Plexiglas به ابعاد $۵ \times ۵ \times ۰/۹$ cm به وسیله Milling machine (PFG200, cenders & metaux SA) آماده گشته بود، قرار گرفت. قطر این حفرات $۰/۵$ mm بزرگ‌تر از اندازه فیکسچرها آماده شد تا فیکسچرها به صورت عمود به راحتی از حفرات خارج شوند. برای برقراری تماس ایده‌آل بین ایمپلنت و استخوان مارجینال (آبراهام سون و همکاران ۱۹۹۶)، ایمپلنت کلار در ناحیه سطح بالایی بلوک قرار داده شد، سپس به وسیله سیلیکون (RTV 888 GH. Ghaffari Inc. Co) و کوپینگ‌های قالبگیری از مجموعه بلوک و ایمپلنت قالبگیری شده و پس از انجام این مرحله مجموعه ایمپلنت- اباتمنت در داخل قالب باقی ماند و مولد به دست آمده توسط اپوکسی رزین (Photo Elastic Division) ریخته شد. پس از طی این مرحله سه مدل فتوالاستیک آماده گشته و حال می‌بایست امتحان می‌شد که آیا این مدل‌ها از نظر وجود استرس اولیه خنثی هستند یا خیر. برای این منظور مدل‌ها در داخل دستگاه پلاریسکوپ قرار داده شدند (۱۵). بعد از حصول اطمینان از خنثی بودن مدل‌ها از ایمپلنت‌ها به روش Open tray قالبگیری شد و برای هرکدام روکشی (PFM) به شکل دومین پرمولر فک پایین ساخته شد و به وسیله سمان موقت (Kerrdent co.) بر روی فیکسچرها سمان گردید (۱۷). سپس مدل‌ها در داخل قاب بارگذاری دستگاه فتوالاستیک (Model 060. series. Transmission)



شکل ۳- ج) ایمپلنت Swiss Plus تحت اعمال نیرویی به صورت مایل و با زاویه ۲۰ درجه معادل ۱۵۰ N



شکل ۳- د) ایمپلنت Swiss Plus تحت اعمال نیرویی به صورت معادل ۱۰۰ N

جدول ۲- مشخصات مواد استفاده شده در مطالعه

مشخصات	نوع ماده
RTV 888 GH. Ghaffari Inc Co	سیلیکون
Kerr Dent Co	سمان موقت
Model 060. Series, Transmission Polariscopes	دستگاه فوتوالاستیک
Nikon Dix. Nikon. Co	دوربین دیجیتال
Photo elastic, Division	اپوکسی زرین
PFG 200, Cenders and Metaus SA	Milling machine

استفاده کنیم. f ضریب ثابتی است که برای هر ماده فوتوالاستیک در ابعاد خاص قابل محاسبه و اندازه‌گیری است و اصولاً کارخانه سازنده ماده، آن را در اختیار مصرف کننده قرار می‌دهد. $(\alpha_1 - \alpha_2)$ اختلاف بین استرس اولیه و ثانویه به وجود آمده در مدل است که در اینجا چون مدل‌های اولیه بدون استرس بودند، اختلاف این دو مقدار معادل α_2 یا استرس به وجود آمده می‌باشد. t ضخامت مدل‌های ساخته شده است که در مورد ۳ مدل این شاخص یکسان بوده و n یا Fringe Order بر مبنای N است که برای هر کدام از هاله‌های رنگی ایجاد شده محاسبه گردید. در نهایت رابطه فوق به صورت $\alpha_2 = n$ تغییر یافت. یعنی هرچه میزان n در ناحیه ای بیشتر باشد، آن ناحیه از نظر تحمل استرس‌ها نقطه بحرانی تری است. مشخصات موادی که در مطالعه استفاده شده‌اند در جدول ۲ آورده شده است.

یافته‌ها

ایمپلنت Iler تحت اعمال نیرویی به صورت عمود و مایل زاویه ۲۰ درجه معادل 100 N و 150 N :
 هنگامی که نیروی 100 N در راستای محور عمودی فیکسچر از طریق Central Pit روکش این ایمپلنت بر آن وارد شد بلافاصله Green Yellow Fringe Order در نواحی سرویکال که بنا بر جدول عدد معادل آن $2/50$ می‌باشد تشکیل شد، که این میزان در نواحی اپیکال به معادل $1/82$ رسید که رنگ آن Red می‌باشد. در زمانی که این بار اولیه اضافه و به 150 N رسید Fringe Order (F) ناحیه سرویکال به Green $3/10$ و در نواحی اپیکال به Green $2/35$ رسید. در بارگذاری 100 N این فیکسچر تحت زاویه ۲۰ درجه، Fringe Order در نواحی اپیکال و سرویکال به ترتیب Green-Pink $4/00$ ،

polariscopes و به ظرفیت بارگذاری 5000 Lb قرار داده شدند (۱۵). در این مقاله مقدار نیروهای متفاوت (2000 N تا 0) به ابامت‌های هر کدام از ایمپلنت‌ها تحت زاویه $11/3$ درجه از محور عمود اعمال شد و مناطقی از استخوان که بیشتر تحت تأثیر نیروهای فشاری و کششی قرار گرفته‌اند ارزیابی شد. این تحقیق به صورت آنالیز Finite Element انجام گردید.

نیرویی به اندازه 100 N تحت زاویه 90 درجه و 150 N تحت زاویه 20 درجه به هر مدل وارد شد (۱۸). زوایا نسبت به افق و به وسیله نقاله ارزیابی شد. در طول مدت بارگذاری هر مدل، مقدار نیرو ثابت و نیرو به روکش هر مدل وارد شد. سپس استرس‌های ایجاد شده در اطراف هر فیکسچر در نواحی اپیکال و سرویکال توسط تله میکروسکوپ و عکسبرداری از Fringe ها مورد ارزیابی قرار گرفت (۱۵). از Fringe های نوری ایجاد شده توسط دوربین دیجیتال (Nikon DIX. Nikon co.) عکسبرداری گردید. ضریب رزولوشن برای ثبت الگوها حداقل $5/3$ مگاپیکسل بود. سپس با استفاده از جدول Isochromatic Fringe Characteristics در مورد میزان استرس‌های به وجود آمده در اطراف هر ایمپلنت قضاوت شد. مناطقی که در آن میزان استرس‌ها بالا بود، الگوهای رنگی نزدیک به هم ایجاد کرده و نحوه جهت‌گیری این الگوها بیانگر نحوه پخش استرس‌ها در مدل بود (۱۹). زاویه‌ای که تحت آن نیرو به هر مدل وارد شد، وجود یا عدم وجود استرس قبل از اعمال نیرو در هر مدل، نحوه اعمال نیرو (توسط روکش) و تعداد فیکسچرها برای هر مدل Match شدند.

محاسبه میزان استرس‌ها به صورت عددی مجزا و هم به صورت مقایسه‌ای از طریق فرمول $f = (\alpha_1 - \alpha_2)t/n$ انجام شد که پس از تغییر شکل این فرمول، می‌توانیم آن را به صورت $t(\alpha_1 - \alpha_2) = f.n$

جدول ۳- نتایج شماره‌های هاله‌های رنگی (Fringe order) در حالت عمودی

شماره نمونه	بار ۱۰۰ N	بار ۱۵۰ N
Iler	سرویکال اپیکال	(Green) ۳/۱۰ (Green) ۲/۳۵
Biohorizon	سرویکال اپیکال	(Pink) ۳/۶۰ (Green) ۲/۳۵
Swiss Plus	سرویکال اپیکال	(Green) ۲/۳۵ (Green) ۳/۱۰

جدول ۴- نتایج شماره‌های هاله‌های رنگی (Fringe order) در حالت شیب‌دار

شماره نمونه	بار ۱۰۰ N	بار ۱۵۰ N
Iler	سرویکال اپیکال	(Green-Pink) ۵/۰۰ (Green) ۲/۳۵
Biohorizon	سرویکال اپیکال	(Green-Pink) ۵/۰۰ (Purple) ۲/۰۰
Swiss Plus	سرویکال اپیکال	(Green-Pink) ۶/۰۰ (Red-Green) ۳/۰۰

و اپیکال نشان داد. با افزایش Load این F تبدیل به ۲/۳۵ Green و سرویکال و ۳/۱۰ Green در اپیکال شد. تحت زاویه ۲۰ درجه نیز در هنگام اعمال نیروی ۱۰۰ N، F به صورت ۵/۲۰ Green در سرویکال و ۲/۳۵ Green در اپیکال و با اعمال ۱۵۰ N، Green-Pink ۶/۰۰ در سرویکال و Red-Green ۳/۰۰ در اپیکال مشاهده گشت (جدول ۳ و ۴).

بحث و نتیجه‌گیری

با وارد کردن نیروهای عمودی، در دو نوع ایمپلنت Iler و Biohorizon میزان استرس‌های به وجود آمده تقریباً مشابه هم و در نواحی سرویکال نسبت به اپیکال بیشتر بود. در صورتیکه Swiss Plus حالت برعکس را نشان داد که این موضوع می‌تواند بیانگر انتقال بهتر استرس‌ها به نواحی اپیکال توسط این ایمپلنت در حین وارد کردن نیروهای عمودی باشد که این نتیجه با نتیجه Cehreli و همکاران در سال ۲۰۰۴ متفاوت است (۱). در نیروهای عمودی، بیشترین میزان استرس در ناحیه اپیکال مربوط به Swiss Plus و کمترین مربوط به Biohorizon بود که این به دلیل کمتر بودن Thread در ناحیه اپیکال و کمتر بودن میزان سطح برای

Red ۱/۸۲ ثبت شد و در هنگام افزایش Load اولیه به ۱۵۰ N تحت همین زاویه در نواحی سرویکال Green-Pink ۵۰۰ و ۲/۳۵ Green ثبت شد.

ایمپلنت Biohorizon تحت اعمال نیرویی به صورت عمود و زاویه مایل ۲۰ درجه معادل ۱۰۰ N و ۱۵۰ N:

زمانی که نیروی ۱۰۰ N به صورت عمود به آن وارد شد، Fringe Order Green ۲/۳۵ در نواحی سرویکال و Orange ۱/۶۳ در نواحی اپیکال مشاهده شد. در هنگام افزایش Load اولیه به ۱۵۰ N این F به Pink ۳/۶ در نواحی سرویکال و ۲/۳۵ Green در نواحی اپیکال می‌رسید. در اعمال نیرو به صورت مایل برای ۱۰۰ N بارگذاری در نواحی سرویکال و اپیکال به ترتیب Green-Pink ۴/۰۰ و Green-Yellow ۱/۳۹ ثبت و هنگام افزایش Load اولیه به ۱۵۰ N به ترتیب Green-Pink ۵/۰۰ و Purple ۲/۰۰ در نواحی سرویکال و اپیکال مشاهده گردید.

ایمپلنت Swiss Plus تحت اعمال نیروهای ۱۰۰ N و ۱۵۰ N به صورت عمود و زاویه مایل ۲۰ درجه:

در هنگام نیروی ۱۰۰ N به صورت عدد F معادل Green-Yellow ۱/۳۹ و Green-Yellow ۲/۵۰ در نواحی سرویکال

با کیفیت پایین دارند و افزایش در تعداد Thread ها اثر مثبتی در افزایش سطح تماس استخوان- ایمپلنت دارد. در تحقیق Kong و همکاران در سال ۲۰۰۸ (۱۱) که به صورت Finite element سه بعدی انجام گرفت، این نتیجه حاصل شد که اثر Thread های ایمپلنت در استخوان اسفنجی نسبت به استخوان کورتیکال بیشتر مشاهده می‌شود و حالت ایده‌آل از دیدگاه بیومکانیکال، ارتفاع Thread ها بین ۰/۵۰ تا ۰/۳۴ و قطرهای بین ۰/۳۰ تا ۰/۱۸ می‌باشد. در ایمپلنت‌های نوع Screw ارتفاع Thread نسبت به عرض آن در کاهش استرس های انتقال یافته به استخوان به مراتب دارای اهمیت بیشتری می‌باشد. نتایج به دست آمده با تحقیق ما همخوانی دارد. در تحقیق Chung و همکاران در سال ۲۰۰۸ (۱۲) به صورت مطالعه حیوانی اثر استئواینترگریشن بررسی گردید و مشخص شد که به طور کلی، هر دو موارد فوق اثر مهمی بر میزان تحلیل استخوان و ترمیم آن در اطراف ایمپلنت‌های دندانی دارند. در تحقیقی که در سال ۲۰۰۸ انجام شد، بیان گردید که ایمپلنت‌هایی که دارای طرح‌های متعدد Cutting thread هستند و دارای فضاهای نزدیک بهم می‌باشند، باعث کاهش در تحلیل استخوان کرسنال می‌شوند (۱۲). همچنین در این تحقیق بیان شد که سلول‌های استخوانی نسبت به تغییرات سطح استخوان بسیار حساس هستند. در تحقیق دیگری که در سال ۲۰۰۹ توسط Assuncao و همکاران (۱۴) در دانشگاه سائوپائولو به صورت تحقیق Finite element دو بعدی انجام شد، اثرات ایمپلنت‌های دارای Thread و بدون Thread بررسی و نتیجه‌گیری به این صورت بیان شد که در استخوان‌های کورتیکال هرچند که مدل‌ها ارزش‌های استرس مطلق متفاوتی را بیان کردند ولی میزان پخش استرس‌ها در هر دو مدل مشابه بود که با تحقیق ما همخوانی نداشت.

با توجه به اینکه در این مقاله سه نوع خاصی از ایمپلنت مورد ارزیابی قرار داده شده بهتر است، انواع دیگری که در کشور ما مورد استفاده بیشتر قرار می‌گیرند نیز در مطالعات دیگر مورد بررسی شوند. از نقاط ضعف این مطالعه می‌توان به عدم تکرار آزمایشات و انجام یک مرتبه آنها اشاره نمود. در مجموع ایمپلنت‌های Cylindrical با شکل رزوه V-shape و Square-shape چه در نیروهای طرفی و چه در نیروهای عمودی میزان و نحوه پخش استرس بهتری را نسبت به نوع

انتقال نیروها در Swiss Plus می‌باشد که با نتایج Cehreli و همکاران در سال ۲۰۰۴ مشابه می‌باشد (۱). در حین وارد کردن نیروهای مایل نتایج به طرز چشمگیری تغییر کرد. کمترین میزان استرس‌ها در نواحی سرویکالی Iler و مشابه نتایج Cehreli و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۱) و Hansson در سال ۲۰۰۰ (۲۰) می‌باشد. بیشترین میزان استرس در ناحیه سرویکال مربوط به Swiss Plus به دلیل کم بودن عمق Thread ها و افزایش فاصله Thread ها از هم بود. کمترین میزان استرس‌ها در ناحیه اپیکال در ایمپلنت Iler و Biohorizon در حالت وارد کردن نیروهای مایل مشاهده شد و بیشترین مربوط به Swiss Plus بود. کمترین میزان استرس‌های خمشی و تنش‌های کششی در نواحی سرویکال Iler بود که تنها توجیه قانع کننده آن، کم بودن زاویه تقارب از ناحیه Platform اپیکالی‌ترین قسمت می‌تواند باشد. نتایج به دست آمده در نواحی سرویکال در این تحقیق در حین وارد کردن نیروهای عمودی با نتایج تحقیق Cehreli و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۱) کاملاً متفاوت ولی با نتایج Bozkaya و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۸) به روش Finite Element تقریباً مشابه، ولی در نواحی اپیکال نتایج شبیه به نتایج تحقیق Cehreli و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۱) و Bozkaya و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۸) و Chung و همکاران در سال ۲۰۰۲ (۱۲) بود. نتایج به دست آمده در نواحی سرویکال در نیروهای مایل با نتایج تحقیق Bozkaya و همکاران در سال ۲۰۰۴ (۸) به روش Finite element مطابقت داشت و در نواحی اپیکال با نتایج تحقیقات Hansson در سال ۲۰۰۰ (۲۰) همخوانی داشت. در همین حال Degerliyurt و همکاران در تحقیق سال ۲۰۱۰ (۹) که به روش

Finite element انجام گرفت به این نتیجه رسیدند که بیشترین میزان نیروهای کششی و تراکمی در اطراف ایمپلنت‌های سیلندریک با شیارهای عمودی در هر دو استخوان کورتیکال و اسفنجی دیده می‌شود که با تحقیق ما همخوانی دارد. در همین حال Abuhussein و همکاران در سال ۲۰۱۰ در تحقیق اثر Thread ها بر میزان استئواینترگریشن به این نتیجه رسیدند که کاهش در Thread pitch ممکن است اثر مثبتی در ثبات ایمپلنت‌ها داشته باشد (۱۰). افزایش در زاویه Helix تحمل نیروهای اگزالیال را به مخاطره می‌اندازد، Thread های عمیق تر اثر مهمی در ثبات ایمپلنت‌ها در استخوان‌های

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از آقای مهندس میر، مدیریت کارخانه چسب رازی که با در دسترس قرار دادن مواد اپوکسی رزین همکاری لازم را با ما نموده‌اند و همچنین از آقای دکتر محمدی، رئیس آزمایشگاه مقاومت مواد دانشگاه امیرکبیر که دستگاه فتوالاستیک را در دسترس ما قرار داده‌اند، تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

Buttress نشان دادند. تحت نیروهای عمودی کمترین میزان استرس‌ها در ناحیه سرویکال مربوط به ایمپلنت Swiss Plus (معادل ۱/۳۹ و ۲/۳۵ حلقه) و در ناحیه اپیکال مربوط به ایمپلنت Biohorizon (۱/۶۳ و ۲/۳۵ حلقه) بود. تحت نیروهای طرفی ایمپلنت Iler استرسی معادل ۴ تا ۵ حلقه در نواحی سرویکال نشان داد که کمترین میزان بود و در نواحی اپیکال ایمپلنت Biohorizon کمترین میزان استرس (۱/۳۹ تا ۲ حلقه) را نشان داد.

منابع:

- 1- Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):249-57.
- 2- Bertram JE, Swartz SM. The 'Law of bone transformation': a case of crying Wolff? *Biol Rev Camb Philos Soc.* 1991;66(3):245-73.
- 3- Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;274:79-96.
- 4- Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):85-97.
- 5- Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(5):541-8.
- 6- Cochran DL, Schenk RL, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998;40(1):1-11.
- 7- Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis.* Sin, Japan: McGraw Hill. 1985;217-72.
- 8- Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523-30.
- 9- Degerliyurt K, Simsek B, Erkmen E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2):e1-11.
- 10- Abuhusseini H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):129-36.
- 11- Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):65-74.
- 12- Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *J Oral Rehabil.* 2008;35(3):229-36.
- 13- Stanford CM. Surface modifications of dental implants. *Aust Dent J.* 2008;53 (Suppl 1):S26-33.
- 14- Assuncao WG, Gomes EA, Barao VA, de Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1040-4.
- 15- اصفهانی زاده غلامرضا (استاد راهنما)، شمس امیر کیهان. مقایسه تأثیر ماکرو دیزاین ایمپلنت بر نحوه پخش استرس‌ها، به روش فتوالاستیک. پایان نامه شماره ۱۱۰۹۱. رشته دندانپزشکی. دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران. سال تحصیلی ۱۳۸۸-۱۳۸۶.
- 16- Engquist B, Astrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(1):30-7.
- 17- Albertsson, T, Sennerby L. State of art in oral implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18(6):474-81.
- 18- Forst HM. Wolff's Law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.
- 19- Gotfredsen K, Wennerberg A, Johnsson C, Skovgaard LT, Hiorting-Hansen E. Anchorage of Tio₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(10):1223-31.
- 20- Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(1):33-41.